

**МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ**  
**ДЕРЖАВНЕ НЕКОМЕРЦІЙНЕ ПІДПРИЄМСТВО «ДЕРЖАВНИЙ**  
**УНІВЕРСИТЕТ**

**«КИЇВСЬКИЙ АВІАЦІЙНИЙ ІНСТИТУТ»**

**ФАКУЛЬТЕТ НАУК ПРО ЗДОРОВ'Я**

Кафедра Біомедичної інженерії та біомехатроніки

ДОПУСТИТИ ДО ЗАХИСТУ

Завідувачка кафедри БІБМ

Валентина МОТОРЕНКО

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 202\_ р.

**КВАЛІФІКАЦІЙНА РОБОТА**  
**ОС «МАГІСТР»**  
**(ПОЯСНЮВАЛЬНА ЗАПИСКА)**

**ЗДОБУВАЧКИ ВИЩОЇ ОСВІТИ ОСВІТНЬОГО СТУПЕНЯ**  
**«МАГІСТР»**

**ОП «БІОМЕДИЧНА ІНЖЕНЕРІЯ»**

**Тема:** «Автоматизований трекінг маркерів для контролю відновлення рухових функцій»

**Виконавець:** М-163-24-2-БМ \_\_\_\_\_ Марія ЗАВЕДЕЯ

**Керівник:** кандидат технічних наук, доцент \_\_\_\_\_ Дмитро БАРАНОВСЬКИЙ

Консультант розділу

**«Охорона навколишнього середовища»:** \_\_\_\_\_ Лариса ЧЕРНЯК

Консультант розділу

**«Охорона праці»:** \_\_\_\_\_ Олексій КОЗЛІТІН

**Нормоконтролер:** \_\_\_\_\_ Марина АРХИРЕЙ

Київ 2025

**ДЕРЖАВНЕ НЕКОМЕРЦІЙНЕ ПІДПРИЄМСТВО «ДЕРЖАВНИЙ  
УНІВЕРСИТЕТ» «КИЇВСЬКИЙ АВІАЦІЙНИЙ ІНСТИТУТ»**

**Факультет наук про здоров'я**

**Кафедра Біомедичної інженерії та біомехатроніки**

**Спеціальність: 163 G22 «Біомедична інженерія»**

**Освітньо-професійна програма: Біомедична інженерія**

**ЗАТВЕРДЖУЮ**

**Завідувачка кафедри БІБМ**

**Валентина МОТОРЕНКО**

**« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 202\_ р.**

**ЗАВДАННЯ**

**на виконання кваліфікаційної роботи**

Заведеї Марії Олександрівни

(прізвище, ім'я, по батькові випускника в родовому відмінку)

1. Тема кваліфікаційної роботи: «Автоматизований трекінг маркерів для контролю відновлення рухових функцій»  
затверджена наказом ректора від «29» серпня 20225 р. №1586/ст
2. Термін виконання роботи: з «29» вересня 2025 р. по «31» грудня 2025 р.
3. Вихідні дані до роботи: розробити програмний комплекс у MATLAB для автоматизованого виділення маркерів, побудови траєкторій руху та обчислення біомеханічних характеристик у реабілітаційних цілях.
4. Зміст пояснювальної записки: Основи оцінки рухових функцій та технології комп'ютерного зору. Теоретичні засади автоматизованого трекінгу маркерів. Розробка системи автоматизованого трекінгу маркерів у MATLAB. Охорона праці. Охорона навколишнього середовища.

5. Перелік обов'язкового ілюстративного матеріалу (презентація): Вступ та мета роботи; Актуальність; Об'єкт, предмет та методи дослідження; Кінематичні параметри рухів; Використання комп'ютерного зору у реабілітації; Кінематичні параметри верхньої кінцівки; Сегментація в просторі HSV; Фільтрація сигналу; Загальна схема роботи алгоритму; Візуалізація та PDF-звіт; Тестування системи в різних умовах; Охорона праці; Охорона навколишнього середовища; Висновок; Апробація матеріалів кваліфікаційної роботи.

6. Календарний план-графік

№ пор.	Завдання	Термін виконання	Відмітка про виконання
1	Проведення аналізу літературних джерел	29.09.2025-03.10.2025	Виконано
2	Формування вступу та постановки завдань дипломної роботи	04.10.2025	Виконано
3	Огляд особливостей реєстрації рухів верхньої кінцівки за допомогою відеозйомки	05.10.2025-17.10.2025	Виконано
4	Аналіз методів сегментації маркерів та оцінка факторів, що впливають на якість їх виділення	06.10.2025-11.10.2025	Виконано
5	Розроблення програмного комплексу для автоматизованого аналізу рухів у MATLAB	14.10.2025-22.10.2025	Виконано

6	Підготовка розділу з охорони праці	04.11.2025- 06.11.2025	Виконано
7	Підготовка розділу з охорони довкілля	12.11.2025- 14.11.2025	Виконано
8	Оформлення пояснювальної записки дипломної роботи	17.11.2025- 27.11.2025	Виконано
9	Підготовка презентації дипломної роботи	28.11.2025	Виконано

7. Консультація з окремих розділів:

Назва розділу	Консультант (посада, П.І.Б)	Дата, підпис	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Охорона праці	Козлітін О.О.		
Охорона навколишнього середовища	Черняк Л. М.		

8. Дата видачі завдання: «01» вересня 2025 р.

Керівник кваліфікаційної роботи \_\_\_\_\_ Дмитро БАРАНОВСЬКИЙ  
(підпис керівника) (П.І.Б.)

Завдання прийняла до виконання \_\_\_\_\_ Марія ЗАВЕДЕЯ  
(підпис випускника) (П.І.Б.)

## РЕФЕРАТ

Пояснювальна записка до кваліфікаційної роботи «Автоматизований трекінг маркерів для контролю відновлення рухових функцій» викладена на сторінки 95, рисунків 11, таблиць 2, використаних джерел 36.

Ключові слова: АВТОМАТИЗОВАНИЙ ТРЕКІНГ, МАРКЕРНІ СИСТЕМИ, АНАЛІЗ РУХІВ, РЕАБІЛІТАЦІЯ, ФІЛЬТРАЦІЯ ТРАЄКТОРІЙ, БІОМЕХАНІКА, MATLAB.

Об'єкт дослідження: процес відстеження просторово-часових параметрів рухів верхніх кінцівок людини за допомогою маркерних систем для реабілітації.

Предмет дослідження: алгоритмічні та програмні методи автоматизованого трекінгу кольорових маркерів для оцінювання рухових функцій у реабілітаційних системах.

Методи дослідження: методи комп'ютерного зору, фільтрації та згладжування траєкторій (зокрема фільтр Калмана та його модифікації), біомеханічного аналізу та програмного моделювання в середовищі MATLAB.

Мета кваліфікаційної роботи: розроблення автоматизованої системи трекінгу маркерів для контролю відновлення рухових функцій пацієнтів у реабілітаційних умовах. Для цього передбачається створення алгоритмів виявлення та сегментації кольорових маркерів, визначення їх траєкторій та обчислення кінематичних параметрів руху. Особлива увага приділяється впровадженню методів згладжування й фільтрації даних, що забезпечують підвищену точність та стабільність оцінювання. Результатом має стати практичний MATLAB-проект, здатний забезпечити надійний та доступний інструмент моніторингу реабілітаційних процесів.

## ЗМІСТ

Вступ.....	10
<b>РОЗДІЛ 1. ОСНОВИ ОЦІНКИ РУХОВИХ ФУНКЦІЙ ТА ТЕХНОЛОГІЇ КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ .....</b>	<b>12</b>
1.1. Фізіологічні аспекти рухових функцій та їх порушень .....	12
1.2. Традиційні методи клінічної оцінки рухів і їхні обмеження .....	16
1.3. Технології комп'ютерного зору в медицині та їх роль у реабілітації .....	17
1.4. Методи трекінгу об'єктів: основні підходи та принципи роботи....	19
1.5. Особливості використання кольорових маркерів у руховому аналізі .....	22
Висновок до першого розділу.....	24
<b>РОЗДІЛ 2. ТЕОРЕТИЧНІ ЗАСАДИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ТРЕКІНГУ МАРКЕРІВ.....</b>	<b>27</b>
2.1. Основи сегментації зображення та простору кольорів HSV .....	27
2.2. Методи виділення та обробки контурів у відеозаписах .....	29
2.3. Алгоритмічні підходи до згладжування траєкторій та фільтрації шумів .....	30
2.3.1. Теоретичні основи фільтра Калмана.....	32
2.3.2. Порівняння методів згладжування траєкторій.....	33
2.4. Математичні основи визначення кутових параметрів та швидкості руху .....	35
2.5. Аналіз наукових джерел щодо трекінгу маркерів у реабілітаційних системах .....	37

Висновок до другого розділу .....	39
<b>РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СИСТЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ТРЕКІНГУ МАРКЕРІВ У MATLAB .....</b>	<b>42</b>
3.1. Постановка задачі та вимоги до програмної системи .....	42
3.2. Передобробка відеоданих та визначення масштабу зображення ....	44
3.3. Реалізація сегментації маркерів у просторі HSV у MATLAB .....	46
3.4. Алгоритм пошуку та відстеження маркерів .....	47
3.4.1. Визначення центрів і побудова траєкторій .....	49
3.4.2. Застосування фільтра Калмана для згладжування руху .....	50
3.5. Обчислення біомеханічних параметрів .....	50
3.5.1. Визначення кута у ліктьовому суглобі .....	51
3.5.2. Розрахунок швидкості руху зап'ястя .....	52
3.5.3. Виявлення фаз згинання та розгинання .....	53
3.6. Методика тестування системи та калібрування .....	53
3.7. Генерація автоматизованого PDF-звіту: структура, графіки, інтерпретація .....	56
3.8. Перевірка працездатності системи за даними іншого пацієнта .....	59
Висновок до третього розділу .....	61
<b>РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ .....</b>	<b>65</b>
4.1. Вступ .....	65
4.2. Аналіз умов праці .....	66
4.2.1. Мікроклімат виробничої зони .....	66
4.2.2. Розрахунок освітлення .....	67
4.3. Неіонізуючі електромагнітні поля та випромінювання .....	68

4.4. Іонізуюче випромінювання.....	70
4.5. Шкідливі речовини .....	71
4.6. Пожежна безпека.....	73
4.6.1. Характеристика пожежної небезпеки приміщення .....	73
4.6.2. Класифікація можливих пожеж і вибір засобів гасіння.....	75
4.6.3. Протипожежні системи та технічні засоби захисту .....	76
4.6.4. Евакуаційні шляхи та вимоги до планування приміщення .....	77
4.6.5. Пожежно-профілактичні заходи.....	78
4.6.6. Дії персоналу у разі пожежі .....	78
4.6.7. Аналіз відповідності приміщення вимогам пожежної безпеки	79
Висновок до розділу «Охорона праці» .....	80
<b>РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА .....</b>	<b>83</b>
5.1. Вступ .....	83
5.2. Джерела впливу на навколишнє середовище.....	84
5.3. Екологічні аспекти функціонування комп'ютерних та електронних систем .....	85
5.4. Шляхи зменшення негативного впливу на навколишнє середовище .....	87
Висновок до розділу «Охорона навколишнього середовища» .....	89
<b>ВИСНОВКИ.....</b>	<b>91</b>
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....</b>	<b>93</b>

## ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ

ЧМТ– черепно-мозкова травма

ДП– Довготривала потенціація

ДД– Довготривала депресія

FMA– Шкала Фугл–Майєра (Fugl–Meyer Assessment)

HSV– Відтінок, насиченість, значення (Hue, Saturation, Value)

RGB– Червоний, зелений, синій (Red, Green, Blue)

ФК– фільтр Калмана

## Вступ

Відновлення рухових функцій у пацієнтів після травм, оперативних втручань або неврологічних захворювань є одним із ключових напрямів сучасної медичної реабілітації. Ефективність цього процесу значною мірою залежить від здатності лікарів та фахівців з рухової терапії об'єктивно оцінювати стан пацієнта, динаміку його відновлення та реагувати на найменші зміни в моторній активності. Традиційні методи клінічного огляду нерідко ґрунтуються на суб'єктивному сприйнятті й не дозволяють кількісно фіксувати малі відхилення, що є критичним для своєчасної корекції індивідуальної програми реабілітації. У зв'язку з цим, значно зростає роль технологій комп'ютерного зору, біомеханічного аналізу та цифрового моніторингу рухів, які роблять процес оцінки точнішим, відтворюваним та незалежним від людського фактору.

Одним із найбільш доступних і водночас високоточних способів кількісного аналізу рухів є використання систем трекінгу маркерів. Такий підхід дає змогу фіксувати положення окремих анатомічних сегментів у просторі, розраховувати кутові та лінійні параметри рухів, визначати амплітуду, симетрію та плавність моторних дій. На відміну від складних і дорогих оптичних систем на основі інфрачервоних камер, маркерні методи з використанням звичайних RGB-датчиків можуть бути впроваджені навіть у домашніх або амбулаторних умовах, забезпечуючи достатню точність для реабілітаційних задач і значно розширюючи доступ пацієнтів до якісного моніторингу. У сучасній науковій літературі спостерігається значний інтерес до розробки алгоритмів сегментації маркерів, автоматизованого трекінгу та цифрового аналізу реабілітаційних процесів. Дослідження спрямовані на підвищення точності визначення положення маркерів, стійкості до змін освітлення, зменшення впливу шумів та артефактів, а також на створення методів згладжування, які дозволяють отримувати фізично коректні траєкторії

навіть за умов пропусків кадрів. Значна увага приділяється використанню математичних фільтрів, що забезпечують оптимальну оцінку руху в умовах невизначеності та вимірювального шуму.

Актуальність роботи зумовлена необхідністю створення систем, які були б одночасно точними, недорогими та придатними для використання поза лабораторними умовами. У зв'язку з ростом попиту на телереабілітацію та дистанційний моніторинг пацієнтів особливо важливими стали системи, що працюють з мінімальним набором обладнання та здатні автоматично фіксувати відновлення рухової функції. Маркерні підходи на основі комп'ютерного зору відкривають можливість створення універсальних програмно-апаратних рішень, які допомагають фахівцям аналізувати зміни у стані пацієнта, формувати обґрунтовані рекомендації та підвищувати ефективність відновлювальних програм.

У роботі розглядається задача розроблення автоматизованої системи трекінгу кольорових маркерів для контролю рухів людини з використанням алгоритмів сегментації зображення, виявлення контурів, побудови траєкторій та їх згладжування. Особлива увага приділяється математичному апарату фільтра Калмана та його застосуванню в умовах реабілітаційного моніторингу. На основі теоретичного аналізу та практичних рішень формується програмний прототип у середовищі MATLAB, здатний фіксувати маркери у відеопотоці, автоматично будувати траєкторії та визначати основні кінематичні характеристики рухів.

## РОЗДІЛ 1. ОСНОВИ ОЦІНКИ РУХОВИХ ФУНКЦІЙ ТА ТЕХНОЛОГІЇ КОМП'ЮТЕРНОГО ЗОРУ

### 1.1. Фізіологічні аспекти рухових функцій та їх порушень

Рухова функція людини формується як результат інтегрованої діяльності центральної та периферичної нервової системи, опорно-рухового апарату і сенсорних систем, що забезпечують замкнений цикл планування/виконання/зворотний зв'язок. Моторні програми ініціюються та координуються корою головного мозку, де первинна моторна зона відповідає за селективну активацію мотонейрональних контурів, а передмоторні та премоторні області – за підготовку послідовностей дій і інтеграцію сенсомоторної інформації (Рисунок 1.1.).

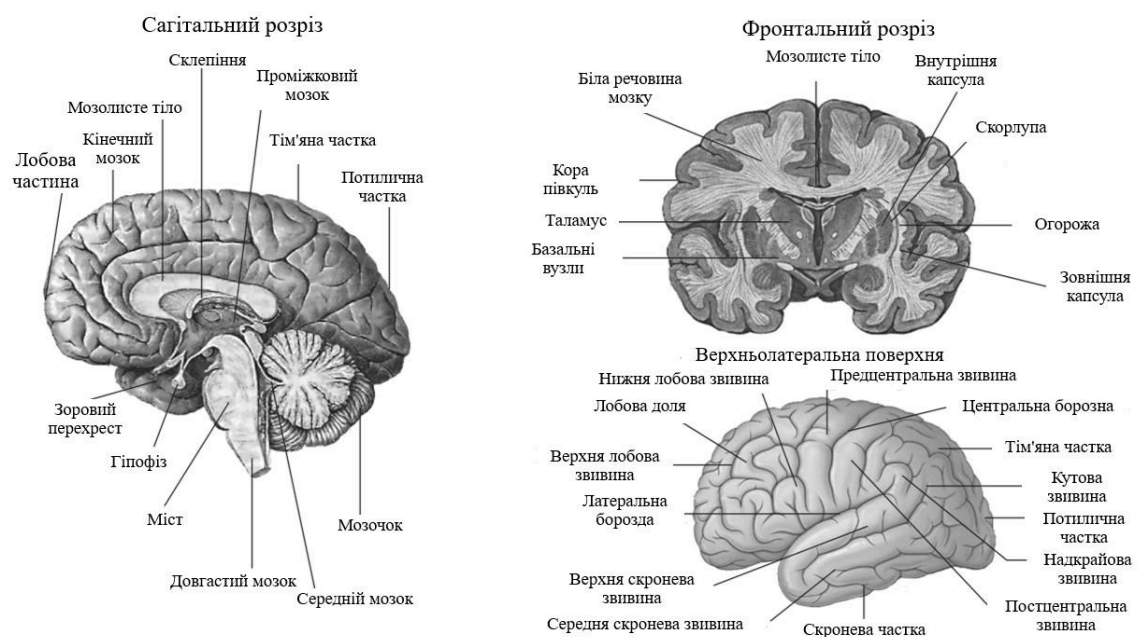


Рисунок 1.1. – Структура головного мозку

Утворення руху передбачає також участь підкіркових структур: мозочок реалізує безперервну корекцію траєкторії та дозування сили для забезпечення точності й плавності руху, а базальні ганглії – запуск і автоматизацію

мотопрограм, регуляцію тонусу і вміння ініціювати чи пригнічувати рухові акти [1].

Кінематика та кінетика рухів залежать від взаємодії м'язової сили, суглобової структури та пропріоцептивної інформації. Пропріоцептивні рецептори (м'язові веретена, органи сухожилля Гольджі, суглобові рецептори) постачають безперервні дані про довжину м'яза, напругу та кутове положення, які використовуються як зворотний зв'язок для рефлекторної й волевої корекції руху. Біомеханічний аналіз рухів (кінематика: кути, лінійні і кутові швидкості; кінетика: моменти сил, реакції опори) є основою кількісної оцінки моторної функції і визначає набір параметрів, релевантних для автоматизованих систем трекінгу маркерів. Порушення рухової функції можуть походити як із уражень центральної нервової системи (інсульт, ЧМТ, нейродегенеративні захворювання), так і з периферичних причин (поліневропатії, травми, м'язові дистрофії) [2]. Характерні прояви включають слабкість, зміну м'язового тонусу (спастичність або ригідність), зниження координації, асиметрію рухів та порушення точності траєкторій. Наприклад, після ішемічного інсульту пошкодження кортико-спінальних шляхів призводить до дезорганізації просторово-часових параметрів руху, зміни взаємодії згинальних і розгинальних груп та появи компенсаторних рухових стратегій. При ураженні мозочка спостерігається дискоординація, гіперметрія та невідповідність нормам фази руху, тоді як ураження базальних гангліїв супроводжується брадікінезією та труднощами ініціювання руху.

Нейропластичність – здатність нервової системи до функціональної перебудови, вона лежить в основі відновлення моторики [3]. Ефективна реабілітація стимулює перебудову синаптичних і мережевих зв'язків шляхом повторюваних тренувань, завдань, що потребують точності та інтеграції сенсорного зворотного зв'язку, та оптимізації навантажень. Водночас, для кількісного відстеження динаміки відновлення необхідні об'єктивні та відтворювані показники: амплітуда та частота фаз руху, кути суглобів у різні

моменти циклу, швидкість і прискорення рухомих сегментів параметри, які можуть бути отримані за допомогою, наприклад, відеоаналізу з маркерним/безмаркерним трекінгом.

Нейропластичність, або пластичність мозку, є здатністю нервової системи змінювати свою структуру та функцію протягом усього життя людини[4]. Цей процес включає різні механізми, такі як зміни в синаптичній передачі, утворення нових нейронних зв'язків (синапсів), зміни у нейрогенезі (створення нових нейронів) та зміни в організації мозкових мереж. Нейропластичність є основою для навчання, пам'яті, а також відновлення функцій після пошкодження мозку. Синаптична пластичність – це зміни у силі або кількості синапсів між нейронами. Одним з ключових механізмів синаптичної пластичності є довготривала потенціація (ДП), яка підвищує синаптичну ефективність внаслідок одночасної активації пре- і постсинаптичних нейронів. ДП забезпечує міцніші та триваліші зв'язки між нейронами, що є основою для формування нових спогадів і навичок. Іншим важливим процесом є довготривала депресія (ДД), яка знижує синаптичну ефективність. ДД є механізмом, що дозволяє нервовій системі «забувати» непотрібні або надлишкові зв'язки, тим самим забезпечуючи гнучкість і адаптивність мозкових мереж.

Структурна пластичність включає зміни у кількості та структурі дендритів, аксонів і синапсів. Наприклад, зростання дендритних шипиків (спеціалізованих структур на дендритах, де відбувається більшість синаптичних зв'язків) може збільшувати кількість синаптичних зв'язків і сприяти зміцненню нейронних мереж. Ці процеси є критичними для адаптації мозку до нових викликів і для відновлення після травм (Рисунок 1.2.).

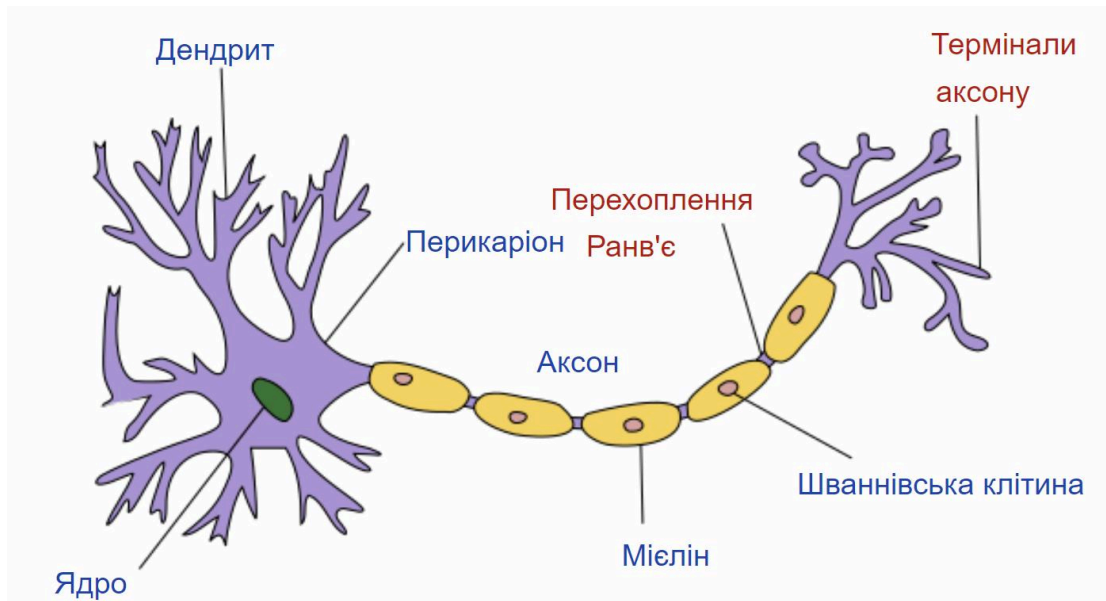


Рисунок 1.2. – Будова нейрона

В деяких частинах мозку, таких як гіпокамп, нові нейрони можуть формуватися протягом усього життя. Цей процес, відомий як нейрогенез, відіграє важливу роль у когнітивних функціях, таких як навчання і пам'ять. Нейрогенез забезпечує постійне оновлення нейронного складу мозку, що сприяє його гнучкості та здатності адаптуватися до нових умов. Також важливою для реабілітації є здатність мозку до функціональної реорганізації, тобто перерозподілу функцій між різними частинами мозку. Наприклад, після пошкодження однієї частини мозку інші частини можуть взяти на себе деякі з її функцій, що сприяє відновленню. Цей процес включає активацію альтернативних нейронних шляхів і може бути підсилений через цілеспрямовані реабілітаційні втручання.

Зі сторони практичного застосування, знання фізіологічних механізмів регуляції рухів дозволяє обґрунтувати вибір релевантних метрик для автоматизованої системи: наприклад, кут ліктя при виконанні згинально-розгинальних рухів як індикатор амплітуди, кількість фаз згинання/розгинання як маркер моторного контролю та плавності руху, спектральні характеристики швидкості як індикатори ритмічності. Такі параметри мають безпосереднє клінічне значення при оцінці прогресу пацієнта під час терапії.

## 1.2. Традиційні методи клінічної оцінки рухів і їхні обмеження

Клінічна оцінка рухів традиційно спирається на поєднання візуальної оцінки фахівцем, стандартизованих шкал і простих інструментальних тестів[5,6]. До найпоширеніших підходів належать мануальне тестування м'язової сили (шкала Ловетта), шкали функціонального статусу (наприклад, Fugl–Meyer Assessment для сенсомоторної функції після інсульту), оцінка тону за Modified Ashworth Scale, а також прості функціональні проби на координацію (пальце-носовий тест, підйом по сходинках тощо). До прикладу, Fugl–Meyer Assessment (FMA) – це стандартизована шкала, що дає структурний огляд сенсомоторної функції та часто використовується як золота міра у дослідженнях реабілітації після інсульту; вона дозволяє відповідно до протоколу оцінити рефлекси, рухову функцію, координацію та чутливість, але представляє результати у дискретних балах, що знижує чутливість до дрібних змін у проміжних етапах реабілітації. Modified Ashworth Scale використовується для оцінки ступеня спастичності, однак її надійність часто критикується, а оцінка залишається частково суб'єктивною і залежить від техніки обстеження.

Оптичні лабораторні системи рухоzйомки забезпечують високу просторову і тимчасову точність і дозволяють проводити тривимірний біомеханічний аналіз у контрольованих умовах. Проте їх використання суттєво обмежене високою вартістю обладнання, потребою спеціалізованої інфраструктури (камери, синхронізація, силові платформи) та кваліфікованого персоналу, через що ці рішення рідко доступні у звичайній клінічній практиці. Мануальні та візуальні підходи легко реалізувати клінічно, але вони не забезпечують безперервного, кількісного моніторингу у природних умовах і чутливі до суб'єктивного фактору оцінювача.

Сучасні огляди технологій відстеження рухів показують, що існує компроміс між точністю та доступністю: маркерні системи дають найвищу точність, тоді як безмаркерні методи та відеоаналітика (особливо на основі комп'ютерного зору) забезпечують широку доступність та можливість застосування у амбулаторних умовах, але все ще мають проблеми з точністю при змінному освітленні та нерегульованому фоні. Через ці обмеження клінічні дослідження часто використовують поєднання інструментальних і клінічних методів: наприклад, FMA для загальної функціональної оцінки та оптичну/відео-аналітику для вимірювання конкретних кінематичних параметрів у дослідницьких умовах.

Ці обмеження зумовлюють актуальність розробки доступних автоматизованих систем відеотрекінгу з маркерами або без маркерів, що поєднують клінічно значущі кількісні параметри з простотою застосування і відтворюваністю результатів. На додаток, застосування таких методів у поєднанні з алгоритмами фільтрації (наприклад, фільтр Калмана) дозволяє підвищити стійкість трекінгу до шуму та короткочасних пропадань сигналу, що робить інтегровану систему придатною для клінічного моніторингу.

### **1.3. Технології комп'ютерного зору в медицині та їх роль у реабілітації**

В останні десятиліття технології комп'ютерного зору стали ключовим інструментом у розвитку об'єктивних методів оцінки рухових функцій у медицині та реабілітації. З появою високочутливих камер, алгоритмів машинного навчання та методів аналізу рухів, комп'ютерний зір поступово витісняє традиційні суб'єктивні методи оцінювання рухових порушень і формує нове покоління систем для моніторингу реабілітації[7]. Це особливо важливо в умовах зростання кількості пацієнтів, які потребують

довготривалого відновлення після інсульту, черепно-мозкової травми або ортопедичних операцій.

Одним із ключових напрямів застосування комп'ютерного зору є кількісний аналіз рухів (quantitative motion analysis). На відміну від традиційної візуальної оцінки, де лікар робить суб'єктивні висновки щодо плавності та амплітуди рухів, комп'ютерний зір дозволяє отримувати числові параметри: швидкість, прискорення, кутові зміни, симетрію рухів, параметри циклу ходи тощо. Точність таких оцінок особливо важлива у нейрореабілітації, де малі зміни у моторному контролі є критично значущими. Технології комп'ютерного зору використовують різні принципи: класифікація зображень, детекція ключових точок, сегментація, трекинг об'єктів, оптичний потік, глибокі нейронні мережі для поз-детекції[8]. Окремий напрям – це системи, які працюють без маркерів, тобто markerless motion capture[9], де положення суглобів знаходять за допомогою нейронних мереж (наприклад, OpenPose, MediaPipe, AlphaPose). Дослідження підтверджують, що такі методи здатні забезпечити достатню точність для клінічної оцінки ходи та функціональних рухів.

Додатковим напрямом розвитку технологічних рішень у медицині є оптоелектронні пристрої, які взаємодіють із сенсорними системами організму та можуть впливати на функціональний стан пацієнта в процесі виконання завдань. Сучасні дослідження показують, що світлова стимуляція, зокрема реалізована через VR-шоломи, здатна покращувати концентрацію та знижувати рівень втоми, що особливо актуально для операторських і когнітивно навантажених видів діяльності [10]. Для систем комп'ютерного зору такі пристрої є перспективним доповненням, оскільки інтегруються з візуальними інтерфейсами та здатні модифікувати сенсорний досвід користувача в реальному часі. Світлові стимули можуть бути синхронізовані із завданнями рухового аналізу, що створює умови для покращення зорово-моторної координації під час реабілітаційних процедур.

Проте маркерні методи все ще домінують у високоточних клінічних дослідженнях, особливо коли необхідна похибка  $<5$  мм. Це пов'язано з тим, що безмаркерні системи залежать від умов освітлення, кута огляду і можуть допускати більшу похибку в геометрично складних положеннях тіла.

У реабілітації комп'ютерний зір використовується у таких задачах:

- Визначення ступеня відновлення рухових функцій, зокрема у тестах: підйом руки, згинання ліктя, рухи кисті.
- Моніторинг ходи для пацієнтів із порушенням рівноваги.
- Оцінка ефективності терапії. Фіксація покращення амплітуди, зменшення тремору, стабілізації темпу руху.
- Дистанційна телереабілітація, де пацієнт виконує вправи вдома, а система автоматично оцінює якість виконання.
- Віртуальна реальність та роботизовані системи, які адаптують складність вправ відповідно до рухових можливостей пацієнта.

Усе це створює підґрунтя для персоналізованих програм, де система автоматично генерує рекомендації щодо подальшого лікування.

#### **1.4. Методи трекінгу об'єктів: основні підходи та принципи роботи**

Трекінг об'єктів у відеопотоці є фундаментальним завданням аналізу рухів у медицині та реабілітації, оскільки визначення просторово-часових координат маркерів або біомеханічних сегментів є базою для подальших кінематичних та динамічних обчислень. У межах сучасних систем рухового аналізу застосовують широкий спектр методів, наведених у таблиці 1, які відрізняються точністю, обчислювальною складністю, стійкістю до шумів, залежністю від освітлення та здатністю працювати в умовах оклюзій.

Таблиця 1 – Методи трекінгу об'єктів

Клас методів	Основний принцип	Переваги	Обмеження	Типові застосування
Сегментація за кольором / інтенсивністю	Виокремлення об'єкта на основі кольору чи яскравості	Висока швидкість, проста реалізація	Залежність від освітлення, чутливість до тіней	Трекінг кольорових маркерів у реабілітації
Трекінг за локальними ознаками (SIFT, SURF)	Порівняння описових векторів ключових точок	Інваріантність до поворотів і масштабу, безмаркерна робота	Висока обчислювальна складність	Дослідницькі задачі, складні сцени
Оптичний потік	Аналіз зміни інтенсивності між кадрами	Плавне відстеження, можливість роботи без маркерів	Погано працює при швидких рухах	Відстеження частин тіла, аналіз ходи
Кореляційні трекери (KCF, CSRT)	Уніфікація регіонів інтересу через кореляційні фільтри	Стійкість до оклюзій, універсальність	Обмежена точність у дрібних деталях	Побутові та клінічні системи відеомоніторингу
Нейромережевий трекінг (DeepSORT, Siamese)	Векторні ознаки + детекція + асоціація	Висока точність, можливість мульти-трекінгу	Потребує GPU, залежність від навчальних даних	Markerless motion capture, реабілітаційні системи нового покоління

Одним із найпоширеніших підходів є трекінг, заснований на сегментації. Він передбачає виокремлення об'єкта за його кольоровими або яскравісними

характеристиками, що робить метод особливо придатним для роботи з контрастними маркерами. Зазвичай сегментацію здійснюють у кольорових просторах HSV або LAB[11], які є менш чутливими до зміни освітлення порівняно з RGB (Рисунок 1.3.). Далі застосовують морфологічні операції для очищення маски та визначають центроїд маркера. Перевага цього підходу полягає у високій швидкості обробки, проте метод чутливий до тіней, блисків та варіацій освітлення.

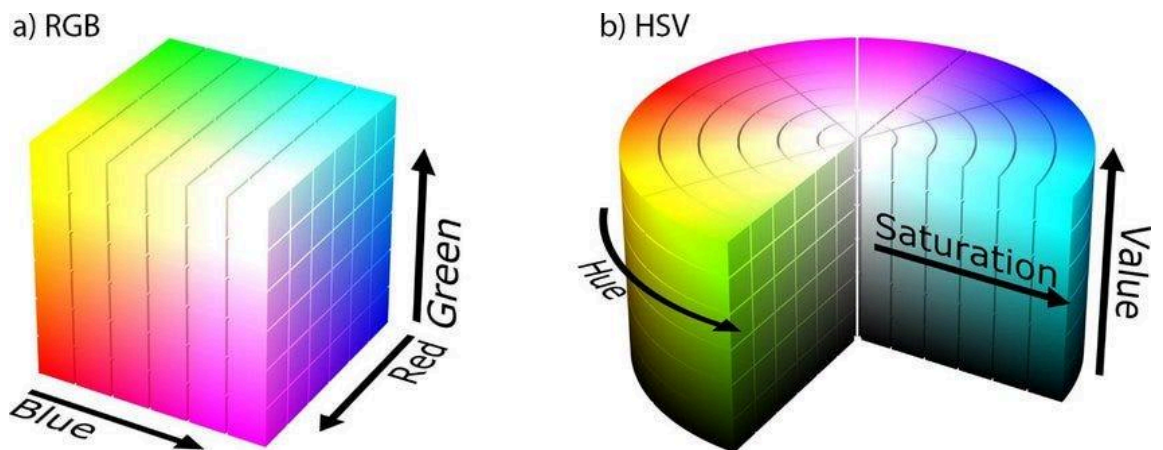


Рисунок 1.3. – Кольорові простори

Окрему групу становлять алгоритми трекінгу за ознаками. На відміну від чистої сегментації, такі підходи використовують локальні дескриптори зображення, що дозволяє відстежувати об'єкти навіть за відсутності маркерів. Найвідомішими є методи SIFT і SURF, які забезпечують високий рівень інваріантності до поворотів та масштабування. Втім, через досить великі обчислювальні витрати їх частіше застосовують у наукових дослідженнях, ніж у реабілітаційних системах реального часу.

Важливе місце у руховому аналізі займає оптичний потік. Він дає можливість оцінювати переміщення точок між послідовними кадрами, базуючись на локальній зміні інтенсивності, та дозволяє відстежувати навіть мало контрастні ділянки. Класичний метод Лукаса–Канаде [12] добре зарекомендував себе у медичних застосуваннях завдяки здатності працювати з плавними рухами і низькому рівню шуму. Основним його обмеженням є

складність роботи з великими і різкими переміщеннями, а також залежність від локальної структури текстури.

У контексті сучасних систем, активно використовуються кореляційні та гібридні трекари, такі як KCF, CSRT чи MOSSE[13]. Вони виконують узгодження області інтересу між кадрами, використовуючи фільтри чи оптимізаційні процедури, що забезпечує високу стійкість до часткових оклюзій та помірної зміни зовнішнього вигляду об'єкта. Водночас, вони не потребують ручного налаштування кольорових параметрів і можуть працювати із звичайними відеоданими.

Найсучасніший напрямок – трекінг на основі глибоких нейронних мереж. Ці моделі (наприклад, DeepSORT, Siamese-трекари) поєднують детекцію об'єктів зі збігом ознак між кадрами та здатні одночасно відстежувати багато точок навіть у високодинамічних сценах. У системах аналізу рухів вони дозволяють відстежувати кілька сегментів тіла та коректно працювати при складних позах, де класичні методи втрачають точність. Нейромережевий трекінг особливо перспективний у безмаркерних системах (markerless motion capture). Попри різноманіття підходів, вибір методу залежить від вимог конкретної задачі: точності, швидкодії, наявності маркерів, умов зйомки та типів рухів. У клінічній реабілітації часто використовують маркерні методи, оскільки вони забезпечують стабільність та передбачуваність, тоді як безмаркерні підходи активно розвиваються та вже демонструють конкурентоспроможні результати в умовах достатньої якості відео.

### **1.5. Особливості використання кольорових маркерів у руховому аналізі**

Кольорові маркери є одним з найпоширеніших інструментів у системах трекінгу рухів[14,15]. Причина цього – простота застосування, висока точність

локалізації та можливість використання звичайних RGB-камер, що робить системи економічно доступними.

Ключові особливості:

### 1. Робота в кольорових просторах

Для виділення маркерів найчастіше застосовується простір HSV. На відміну від RGB, він розділяє інформацію про колір і яскравість, що робить сегментацію значно стабільнішою при зміні освітлення. Наприклад, червоний маркер можна виділити за діапазоном:

$$0^\circ < H < 10^\circ \text{ або } 160^\circ < H < 180^\circ,$$

що дозволяє програмі із високою точністю знаходити його положення навіть у нестабільних умовах.

### 2. Морфологічні операції

Після первинної сегментації застосовуються:

- erode,
- dilate,
- closing,
- opening,

щоб позбутися шуму, дрібних яскравих плям або тіней.

### 3. Визначення центроїда маркера

Отримавши бінарну маску маркера, система обчислює його центроїд:

$$x_c = \frac{1}{A} \sum x_i, \quad y_c = \frac{1}{A} \sum y_i,$$

що забезпечує субпіксельну точність при достатній площі маркера.

### 4. Проблеми та обмеження

Хоча маркерні системи дуже точні, вони мають низку обмежень:

- чутливість до засвітів та відблисків,
- необхідність правильно підбраного кольору,
- можливість оклюзії маркерів сегментами тіла.

Також важливо дотримуватися стандартизованих схем розміщення маркерів, таких як Plug-in Gait для нижніх кінцівок або ISB recommendations для верхніх сегментів.

## 5. Переваги у клінічному застосуванні

Кольорові маркери дозволяють:

- відстежувати рухи з точністю 3–10 мм в аматорських умовах,
- працювати з дешевими камерами зі швидкістю 30–120 fps,
- зчитувати навіть малу амплітуду руху у пацієнтів зі слабкою моторикою.

Саме тому кольорові маркери часто використовуються в системах домашньої реабілітації, телемедичних сервісах та дослідницьких експериментах.

## Висновок до першого розділу

Перший розділ окреслює фундаментальні фізіологічні, клінічні та технологічні засади, на яких ґрунтується сучасний підхід до оцінювання рухових функцій людини. У ньому показано, що рух – це складний багаторівневий процес, у якому взаємодіють нервова система, м'язи, сенсорні канали та механізми зворотного зв'язку, а порушення на будь-якому рівні формують широкий спектр моторних дефіцитів. Розкрито роль

нейропластичності як ключового механізму відновлення, що забезпечує перебудову нейронних мереж і дозволяє пацієнтам поступово повертати втрачені навички завдяки тренуванню та цілеспрямованим реабілітаційним стимулам. На цьому тлі об'єктивний кількісний аналіз рухів стає особливо важливим, адже саме він дає змогу виявляти навіть незначні зміни стану моторного контролю, які часто залишаються непоміченими при традиційній візуальній оцінці.

У розділі також детально висвітлено еволюцію методів, що використовуються для клінічної оцінки рухів: від суб'єктивних шкал до високоточних оптичних систем. Показано, що класичні клінічні підходи, хоча і залишаються актуальними, мають суттєві обмеження: залежність від досвіду фахівця, низьку чутливість до малих змін, неможливість забезпечити безперервний моніторинг. Це створює запит на технологічні рішення, здатні підвищити точність і повторюваність даних. Значна увага приділена комп'ютерному зору, який поступово стає центральним інструментом у аналізі рухів та реабілітації: системи поз-детекції, безмаркерна та маркерна відеоаналітика, застосування машинного навчання. Усе це формує новий етап об'єктивної оцінки функціонального стану. Водночас підкреслено, що навіть найсучасніші безмаркерні технології ще не повністю витісняють маркерні системи, адже останні забезпечують стабільність, точність і передбачуваність, необхідну для клінічних досліджень. Таким чином, перший розділ створює цілісну теоретичну основу, що обґрунтовує актуальність розробки доступних та надійних систем відеотрекінгу, здатних працювати як у контрольованих, так і в побутових умовах, забезпечуючи вимірюваність, точність та об'єктивність оцінки рухових функцій. Окрім цього, розглянутий матеріал підкреслює важливість поєднання клінічних знань із сучасними алгоритмічними підходами, адже саме така інтеграція дозволяє досягти максимальної точності у визначенні моторних порушень. Таким чином, перший розділ формує не

лише теоретичний фундамент, але й практичний орієнтир для подальшої розробки ефективних систем оцінки рухів.

## РОЗДІЛ 2. ТЕОРЕТИЧНІ ЗАСАДИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ТРЕКІНГУ МАРКЕРІВ

### 2.1. Основи сегментації зображення та простору кольорів HSV

Сегментація зображення є ключовим етапом у побудові систем автоматичного трекінгу маркерів, оскільки саме на цьому етапі здійснюється відокремлення об'єктів інтересу від фону. У контексті реабілітаційних рухових досліджень найчастіше необхідно виділити кольорові маркери, розміщені на анатомічних орієнтирах. Ефективність подальшої обробки залежить від точності сегментації, стабільності до змін освітлення та шумів, а також від стійкості алгоритму до варіацій кольору шкіри та довкілля.

Одним із найпоширеніших підходів до сегментації кольорових маркерів є використання простору кольорів HSV (Рисунок 2.1.), який забезпечує більш інтуїтивний та стійкий поділ інформації про колір на відтінок, насиченість і яскравість порівняно з традиційним RGB.

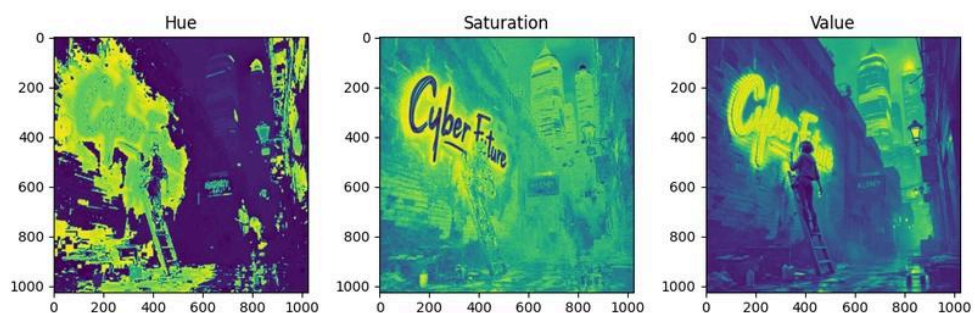


Рисунок 2.1. – Простір HSV

На відміну від RGB, де яскравість та колір тісно пов'язані, у HSV відтінок майже не залежить від освітленості[16], що є критично важливим при трекінгу у реальних клінічних умовах, де освітлення не завжди може бути контрольованим. У системах медичного комп'ютерного зору використання простору HSV дозволяє стабільно розпізнавати яскраві або насичені кольорові

маркери навіть за наявності відблисків, локальних тіней або нерівномірного освітлення. Наприклад, насичені червоні, зелені та сині маркери зберігають свій діапазон відтінку у HSV значно краще, ніж у RGB, де яскравість може сильно змінювати значення кожного окремого каналу. Це дозволяє використовувати методи простого порогоування, які при цьому забезпечують високу точність сегментації.

Окрім порогоування, у HSV, часто застосовуються морфологічні операції: ерозія, розширення та відкриття, – що дозволяють усувати залишкові шуми та зменшувати кількість помилкових пікселів [17,18]. Використання морфологічної обробки стає особливо важливим під час роботи з відеозаписами, де алгоритм повинен забезпечувати не лише коректність сегментації на кожному окремому кадрі, а й стабільність у часі, щоб уникнути «стрибків» центроїда маркера між кадрами.

Сегментація також може бути адаптивною. В останніх дослідженнях застосовуються методи адаптивного порогоування та машинного навчання, які дозволяють автоматично підбирати порогові межі для HSV, залежно від змін умов освітлення або типу камери. Наприклад, алгоритми на основі кластеризації K-means або Gaussian Mixture Models активно використовуються для підлаштування діапазону відтінку маркера під конкретне відео. Також набувають поширення методи, засновані на convolutional neural networks, які можуть виконувати семантичну сегментацію кольорових об'єктів навіть на складному фоні, хоча їх застосування може бути обмежене обчислювальними ресурсами. Таким чином, сегментація у просторі HSV залишається оптимальним компромісом між простотою реалізації, обчислювальною ефективністю та стійкістю до зовнішніх факторів. Вона забезпечує надійну основу для подальших етапів трекінгу, таких як детектування контурів, фільтрація та визначення кінематичних параметрів руху.

## 2.2. Методи виділення та обробки контурів у відеозаписах

Після сегментації ключовим завданням стає коректне виділення контурів маркерів[19]. Контури дозволяють визначати геометричні параметри об'єктів, їх центроїди, площу та форму, що відіграє важливу роль при побудові траєкторій та розрахунках кінематики. У задачах трекінгу кольорових маркерів контури зазвичай мають компактну форму, близьку до кола або еліпса, що значно спрощує подальшу обробку.

Одним із найпоширеніших алгоритмів виділення контурів є метод Кенні[20], який забезпечує високу чутливість до меж об'єктів навіть у зашумлених зображеннях. Він складається з кількох етапів: згладжування зображення, визначення градієнтів, подавлення немаксимальних значень та порогоування з гістерезисом. Завдяки такій багатоступеневій структурі, метод Кенні забезпечує чіткі та безперервні контури, що ідеально підходить для задач рухового аналізу, де важлива стабільність детекції між кадрами. Іншим підходом є використання алгоритму пошуку контурів на бінаризованому зображенні (наприклад, функції *findContours* у бібліотеці OpenCV[21]). У цьому випадку контури представляються як замкнені криві, що дозволяє легко визначати площу, периметр та момент-інваріанти. У системах трекінгу маркерів цей метод є найбільш ефективним, оскільки дозволяє швидко знаходити центроїд об'єкта, який і виступає основним параметром для побудови траєкторій.

Для стабілізації та уточнення контурів часто застосовуються гаусове згладжування, медіанна фільтрація та бінаризація за адаптивним порогом. Адаптивна бінаризація виявляється корисною у випадках, коли освітлення на відео є нерівномірним або змінюється у часі. Також широко використовується апроксимація контурів методом Дугласа–Пекера, що дозволяє згладжувати контур, зменшувати кількість точок і одночасно зберігати його форму.

У випадку роботи з відеозаписами важливою проблемою є стрибки контуру або зміна його форми через артефакти зображення. Тому на етапі обробки контурів застосовуються методи фільтрації у часовій області, включно з фільтром Калмана або експоненціальним згладжуванням. Вибір конкретного методу залежить від обчислювальних можливостей і вимог до точності. Для реабілітаційних систем, що працюють у режимі офлайн з відеозаписами, застосування фільтра Калмана є оптимальним, оскільки він дозволяє згладити шум вимірювань і забезпечити плавність руху траєкторії маркера.

Таким чином, коректне виділення та обробка контурів становить фундаментальний етап у побудові систем автоматизованого трекінгу. Вибір конкретного алгоритму залежить від якості відеозапису, освітлення, характеристик маркерів та вимог до точності кінематичного аналізу.

### **2.3. Алгоритмічні підходи до згладжування траєкторій та фільтрації шумів**

У задачі автоматизованого трекінгу маркерів руху часто стикаються з шумом, неточностями зчитування позицій (наприклад, через осідання м'яких тканин) або пропадаючими спостереженнями (оклюзія маркерів). Щоб отримати більш адекватні траєкторії руху (позиції, швидкості, кути суглобів), необхідно застосовувати методи згладжування та фільтрації, які «чистять» сирі дані, знижуючи вплив шумових компонентів, але зберігають фізично значущу динаміку[22].

Серед популярних підходів – рекурсивні фільтри, глобальні оптимізаційні методи, а також «згладжувальні» фільтри, які враховують не лише поточне спостереження, а й інформацію з майбутніх моментів часу. Часто використовуваним є фільтр Калмана (ФК) і його модифікації, а також Калманівське згладжування (КЗ), яке забезпечує кращу оцінку траєкторії на основі повного історичного та майбутнього контексту.

Класичний ФК виконує дві фази: прогнозування (обчислення передбачуваного стану на основі моделі руху) і оновлення (корекція цього прогнозу на основі нового спостереження)[23]. При цьому, він формулює стан системи (наприклад, положення й швидкість маркера) векторами та описує динаміку їхньої еволюції лінійною моделлю, плюс шум. ФК є оптимальним (в сенсі мінімуму середньоквадратичної похибки), коли модель лінійна, а шум – гаусівський. Однак, у біомеханіці та аналізі рухів людини часто кращим варіантом є КЗ, оскільки воно дозволяє враховувати дані не лише до поточного моменту, а й після нього, для отримання згладженої, фізично обґрунтованої траєкторії. Наприклад, дослідження показали, що застосування КЗ до маркерних траєкторій у системах gait-аналітики значно покращує оцінку кінематики суглобів порівняно з локальними методами або навіть із глобальною оптимізацією.

Крім Калман-підходів, існують інші методи згладжування. Наприклад, методи глобальної оптимізації використовуються для корекції положень маркерів, з огляду на кінематичні обмеження (наприклад, кісткові сегменти, жорсткі суглоби), щоб мінімізувати похибку через артефакти м'яких тканин. Але такі методи часто більш обчислювально затратні й не підходять для реального часу. Крім того, локальні алгоритми оцінки маркерів оцінюють поточне кадр за кадром, але можуть бути чутливими до локальних пропусків або шуму.

Порівняльний аналіз показує: КЗ зазвичай краще, ніж простий ФК (через використання «майбутнього» контексту), аніж локальні алгоритми оцінки маркерів (через обмежену інформацію), і часто дає більш фізично правдоподібні траєкторії, ніж методи глобальної оптимізації, коли моделювання сегментів не є ідеальним (наприклад, через неточність розташування маркерів). Крім того, в практичних системах трекінгу руху використовують адаптивні алгоритми фільтрації, які можуть змінювати параметри фільтра залежно від якості даних або аномалій. Наприклад,

розроблений алгоритм адаптивного згладжування траєкторій для літальних об'єктів враховує аномальні вимірювання (викиди) і підлаштовує коефіцієнти фільтрації, щоб зменшити вплив раптових збурень. Алгоритмічні підходи до згладжування траєкторій та фільтрації шумів у трекінгу рухів зазвичай базуються на комбінації моделей руху (динаміки), рекурсивного оцінювання (як Калман) та «ретроспективних» методів (згладжуючих), щоб забезпечити високу точність позицій і стабільність траєкторій, не втрачаючи фізично значущих змін у русі.

### 2.3.1. Теоретичні основи фільтра Калмана

Класичний Калман-фільтр – це рекурсивний алгоритм стохастичної оцінки, призначений для лінійних динамічних систем із гаусівськими шумами[24] (Рисунок 2.2.).



Рисунок 2.2. – Принцип роботи ФК

Формально він описується системою рівнянь стану[25]:

$$x_k = F_{k-1}x_{k-1} + u_{k-1} + w_{k-1},$$

$$z_k = H_k x_k + v_k,$$

де  $x_k$  – вектор стану (наприклад, положення маркера, швидкість),  $z_k$  – спостереження (виміряні координати),  $F, H$  – матриці моделі руху й вимірювання,  $w, v$  – процесний та вимірювальний шум із коваріаційними матрицями  $Q, R$ . Алгоритм складається з двох кроків: прогнозу та оновлення. На кроці прогнозу розраховуються суб'єктивні оцінки стану та коваріації, а на кроці оновлення ці оцінки коригуються на основі нового вимірювання за допомогою Калман-методів  $K_k$ .

Ключова сила ФК полягає в тому, що він мінімізує середньоквадратичну похибку оцінки стану, якщо припущення про лінійність і гаусівський шум виконуються. У контексті трекінгу маркерів, фільтр може ефективно «згладжувати» позицію: швидкі коливання, які можуть бути результатом шуму, в той же час підтримуючи динаміку руху (наприклад, прискорення чи гальмування) за рахунок моделі руху.

Однак класичний ФК має обмеження: він не враховує майбутні спостереження (тільки минулі й поточні), тому при значних пропусках або шипах шуму його оцінка може бути менш точною. Для подолання цього часто застосовують варіанти згладжування, такі як *fixed-lag smoother*, *Rauch–Tung–Striebel smoother*, або розширення ФК, якщо модель нелінійна або міряні змінні складні. Крім того, сучасні підходи використовують інваріантний розширений ФК. Цей фільтр враховує структуру групових симетрій, що робить оцінку більш стабільною навіть при неточному розміщенні сенсорів або помилках початкових умов.

### 2.3.2. Порівняння методів згладжування траєкторій

Порівнюючи різні методи згладжування траєкторій у системах відстеження рухів людини, зазвичай беруть до уваги точність відновленого положення, природність руху після обробки, здатність методу працювати за

умов пропусків кадрів або часткових перекриттів об'єкта, а також те, наскільки швидко алгоритм може працювати в реальному часі. Важливим є й те, чи дозволяє метод враховувати особливості руху, змінність його динаміки або наявність нелінійних компонентів[26]. У цьому контексті, ФК часто використовується як базовий орієнтир, оскільки він поєднує помірну обчислювальну складність із високою точністю для більшості типових задач трекінгу. Його модифікація, так зване «згладжування Калмана», дає змогу використовувати не лише інформацію з минулих кадрів, а й майбутні дані, що дозволяє отримати більш стабільну й правдоподібну траєкторію, особливо у випадках, коли вхідний сигнал містить оклюзії або різкі стрибки. У дослідженнях рухів людини, зокрема у ході аналізу, такий підхід показав кращу точність кінематичних оцінок порівняно зі звичайними методами фільтрації та деякими глобальними оптимізаційними схемами, які хоч і здатні враховувати складні обмеження руху, проте потребують значно більших обчислювальних ресурсів і тому непридатні для роботи в реальному часі. Адаптивні варіанти фільтра Калмана, які змінюють свої параметри залежно від якості даних, демонструють вищу стійкість до раптових похибок, що робить їх корисними для відеотрекінгу з непередбачуваними умовами зйомки. Для задач, пов'язаних із просторовими обертаннями або складною кінематикою, ефективними є розширені або інваріантні фільтри Калмана: вони краще враховують геометричні властивості руху, підвищуючи стабільність оцінок у випадках, коли маркери зміщуються або тимчасово втрачаються під час запису. Загалом, вибір методу залежить від конкретних вимог: для найточнішого відновлення траєкторії підходять згладжувальні варіанти фільтра Калмана, для роботи в реальному часі – його класична або адаптивна версія, а для складних або нелінійних рухів – модифіковані варіанти на основі розширених моделей.

Фільтр Калмана має низку важливих переваг, що робить його одним із найпоширеніших інструментів у задачах трекінгу. Він ефективно поєднує

вимірювання з математичною моделлю руху та дозволяє отримати найбільш імовірну оцінку положення навіть тоді, коли дані містять випадковий шум або окремі спотворення. Його робота ґрунтується на прогнозуванні наступного стану та корекції цього прогнозу залежно від реальних спостережень, завдяки чому алгоритм швидко реагує на зміни руху й одночасно згладжує випадкові коливання. Математична структура фільтра робить його обчислювально легким, що дозволяє використовувати його в системах реального часу. Крім того, він добре адаптується до різних типів рухів, оскільки може бути розширений для роботи з нелінійними моделями або системами зі складною кінематикою.

#### 2.4. Математичні основи визначення кутових параметрів та швидкості руху

Після того, як траєкторії маркерів згладжено та «очищено» від шуму, наступним важливим етапом є перетворення цих даних у біомеханічно значущі параметри: кути суглобів, швидкості та прискорення сегментів. Це дає змогу кількісно оцінити амплітуду, ритмічність, координованість руху та зміни в моторному контролі[27].

Розглянемо рух у ліктьовому суглобі, де використовуються три маркери: на плечі, лікті та зап'ясті. Нехай їхні позиції в просторі (після згладжування) в момент часу  $t$  –  $P_{\text{плече}}(t), P_{\text{лікоть}}(t), P_{\text{зап'ястя}}(t)$ . Щоб визначити кут ліктя, формуємо два вектори:

$$v_1(t) = P_{\text{плече}}(t) - P_{\text{лікоть}}(t), \quad v_2(t) = P_{\text{зап'ястя}}(t) - P_{\text{лікоть}}(t).$$

Кут  $\theta(t)$  між цими векторами обчислюється через скалярний добуток:

$$\theta(t) = \arccos \left( \frac{v_1(t) \cdot v_2(t)}{\|v_1(t)\| \|v_2(t)\|} \right).$$

Цей підхід дозволяє отримати безперервний чассерійний сигнал кута, який може бути далі аналізований (наприклад, для виявлення фаз згинання/розгинання, максимумів/мінімумів кута).

Щоб отримати лінійну швидкість маркера або сегмента, можна диференціювати його положення в часі. Якщо  $p(t)$  – положення маркера, то миттєва векторна швидкість:

$$v(t) = \frac{dp(t)}{dt}.$$

У дискретному випадку (вимірювання з відео, кадри з інтервалом  $\Delta t$ ), можна апроксимувати це як:

$$v(t_i) \approx \frac{p(t_{i+1}) - p(t_{i-1}))}{2\Delta t},$$

що забезпечує центральну різницю і більш точне наближення для середньої швидкості, ніж прямі передні або задні різниці.

При бажанні обчислити прискорення, можна взяти другу похідну:

$$a(t_i) \approx \frac{v(t_{i+1}) - v(t_{i-1}))}{2\Delta t}.$$

Кутову швидкість для суглобів можна одержати, якщо розглядати зміну кута  $\theta(t)$  за час:

$$\omega(t_i) \approx \frac{\theta(t_{i+1}) - \theta(t_{i-1}))}{2\Delta t}.$$

Ця величина показує, з якою швидкістю змінюється кут суглоба, і є важливим показником моторного контролю: на плавних, контрольованих рухах вона буде відносно регулярною, на некоординованих або спастичних – змінною, з рзкими піками або провалами.

## 2.5. Аналіз наукових джерел щодо трекінгу маркерів у реабілітаційних системах

У сучасних дослідженнях технологій аналізу рухів людини важливе місце займають системи із застосуванням маркерів: як класичні оптичні motion-capture, так і спрощені трекери із кольоровими або рефлекторними маркерами, пристосовані для реабілітації. Наприклад, у роботі «Marker-Based Movement Analysis of Human Body Parts in Therapeutic Procedure»[28] представлено недорогий 3D-відеотрекінг з кольоровими маркерами для терапевтичних процедур: автори показали, що при правильному кріпленні маркерів на суглоби можна отримати достатньо точну інформацію про рухи пацієнта, здатну бути використаною для оцінки прогресу реабілітації. Це демонструє, що маркерні системи не обов'язково мають бути дорогими або студійними. При умові грамотно налаштованої системи та стабільної відеозйомки вони можуть стати основою для домашньої або амбулаторної реабілітації.

Також виявлено, що фундаментом для клінічних застосувань маркерного трекінгу є те, що такі системи забезпечують високу точність відтворення положень у трьох вимірах та дозволяють стандартизувати процедури аналізу рухів. Аналіз «Optical Marker-Based Motion Capture of the Human Spine: A Scoping Review of Study Design and Outcomes»[29] показує, що саме маркерні системи, за наявності стандартних схем розміщення маркерів, залишаються домінуючими у дослідженнях біомеханіки хребта та оцінці рухів корпусу. У 56 оглянутих роботах за період до 2023 року саме маркерні системи розглядали найчастіше. Це підкреслює, що для серйозних клінічних задач, де необхідна точність і повторюваність, маркери залишаються «еталоном» вивчення. При цьому, не меншу увагу отримують питання, пов'язані з практичністю використання: розміщення маркерів, стандартизація, складність процедури, потреба у спеціалізованому обладнанні та навченому персоналі. Наприклад, у

огляді «Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics»[30] автори окремо виділяють, що маркерні системи, хоч і точні, мають низку недоліків: вони потребують контрольованого середовища, кваліфікованих операторів, часу на підготовку, а також можуть змінювати природність руху пацієнта через присутність маркерів на тілі, що важливо враховувати при реабілітації. Такий компроміс (між точністю й зручністю) є ключовим у виборі системи для практичного застосування.

Зважаючи на ці обмеження, деякі автори звертають увагу на можливості модернізації традиційних маркерних систем через спрощення обладнання та алгоритмів обробки даних. Наприклад, трекінг із кольоровими маркерами і камерою стандартного класу демонструє, що маркерні методи можуть бути адаптовані до умов, коли немає доступу до дорогих студій чи спеціального обладнання, за рахунок компромісу між якістю і доступністю. Це відкриває перспективу застосування маркерних методів навіть у домашній реабілітації або телереабілітаційних сценаріях.

Водночас важливо наголосити, що навіть найкращі маркерні системи мають свої джерела похибок: неправильно прикріплені маркери, зміщення відбиття, рух шкіри відносно кісток, нестабільне освітлення або несинхронізованість камер. Ці проблеми не зникають просто завдяки маркерам, тому сучасні праці рекомендують використовувати додаткові алгоритмічні процедури^ калібрування, згладжування траєкторій, фільтрацію, аналіз консистенції сигналу між кадрами, – аби підвищити надійність кінематичних даних. Саме ця необхідність впливає з аналізу практики реабілітаційних досліджень із маркерами. З огляду на зазначене, маркерні методи в реабілітації мають низку важливих переваг: високий рівень точності, можливість стандартизованих вимірювань (що важливо для порівняння змін у пацієнта між сесіями), відносну простоту інтерпретації кінематичних параметрів (кутів, швидкостей, траєкторій), а також можливість використання у дослідженнях з клінічним спрямуванням. Разом з тим, вони вимагають уваги

до протоколів, як розміщення маркерів, калібрування системи, контроль освітлення, фільтрації та обробки даних.

## **Висновок до другого розділу**

Другий розділ систематизує ключові теоретичні засади, необхідні для побудови ефективної системи автоматизованого трекінгу маркерів, акцентуючи увагу на тому, що жоден етап обробки відеоданих не є другорядним. Кожен з них формує фундамент для точності кінцевих біомеханічних параметрів.

У першу чергу, розділ демонструє, що сегментація в просторі HSV є найбільш раціональним і стабільним підходом для виділення кольорових маркерів у реальних умовах зйомки. Відокремлення інформації про відтінок від інтенсивності дає змогу мінімізувати вплив нерівномірного освітлення, тіней чи локальних засвітів. Це робить методи пороговування більш надійними та забезпечує стабільність формування масок, що є критично важливим під час подальших етапів аналізу. Показано, що морфологічні операції (ерозія, дилатація, відкриття та закриття) значно покращують якість сегментації, зменшуючи кількість хибно класифікованих пікселів і допомагають формувати цілісний об'єкт маркера навіть за наявності шумів. У комплексі ці підходи створюють перший шар «фільтрації» даних, що визначає точність наступних розрахунків. Далі детально розглянуто методи виділення контурів, які виступають інструментом для геометричної інтерпретації маркера та знаходження його центроїда. Алгоритм Кенні, завдяки багатоетапній структурі, забезпечує особливо чітке визначення меж, а методи пошуку контурів у бінарних зображеннях дозволяють швидко визначати форму, площу й розташування об'єкта. На цьому етапі формується перехід від «сирих» масок до структурованих об'єктів, які вже можуть бути інтегровані в модель руху.

Важливо, що в умовах відеосигналу проблемою часто стають коливання форми контуру або його деформації, тому застосування методів згладжування та часового фільтрування (зокрема Калманівської оцінки траєкторій) є обов'язковим для забезпечення природності одержаних даних.

У розділі значна увага приділяється алгоритмам фільтрації шумів і згладжування траєкторій, серед яких особливо виділяється фільтр Калмана та його згладжувальні модифікації. Фільтр Калмана працює не лише як інструмент зменшення шуму, але й як математична модель руху, що поєднує прогнозування поведінки маркера з корекцією на основі реальних вимірювань. Це дозволяє компенсувати пропуски даних, оклюзії чи нестабільність сигналу та забезпечує більш плавну й фізично достовірну траєкторію. Окремо підкреслюється, що згладжувальні методи, які враховують як минулі, так і майбутні значення, у багатьох випадках значно перевершують класичні рекурсивні алгоритми. Це робить їх особливо цінними для офлайн-аналізу відео, де метою є максимальна точність, а не робота в реальному часі.

Нарешті, розділ докладно описує трансформацію координат маркерів у важливі біомеханічні характеристики, як кути суглобів, лінійні й кутові швидкості, прискорення та часові параметри руху. Використання векторної алгебри, диференціювання та відповідних формул дозволяє перетворити відстежені траєкторії на інформативні показники, які можуть бути використані для клінічного моніторингу та аналізу ефективності реабілітації. Саме ця частина показує, що трекінг – це лише проміжний етап складного аналітичного процесу, кінцевою метою якого є кількісна оцінка функціонального стану пацієнта.

Таким чином, другий розділ формує комплексне теоретичне підґрунтя для створення системи автоматизованого відеотрекінгу маркерів, де кожен елемент, від сегментації до фільтрації та математичного аналізу, є взаємопов'язаною частиною єдиного алгоритмічного ланцюга. Завдяки цьому

стає очевидним, що точність і надійність кінцевих параметрів руху напряму залежить від ретельно розробленої аналітичної архітектури. Розділ демонструє важливість поєднання інструментальних методів, математичного моделювання та фільтраційних алгоритмів, що разом формують основу для новітніх систем рухового аналізу, здатних працювати як у дослідницьких умовах, так і в реабілітаційній практиці, забезпечуючи високий рівень об'єктивності та достовірності отриманих даних.

## РОЗДІЛ 3. РОЗРОБКА СИСТЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОГО ТРЕКІНГУ МАРКЕРІВ У MATLAB

### 3.1. Постановка задачі та вимоги до програмної системи

На основі опрацьованих матеріалів, де було проаналізовано сучасні методи візуального моніторингу рухових функцій, визначено ключові переваги кольорового трекінгу та сформульовано вимоги до точності біомеханічних вимірювань, можна чітко сформулювати завдання для розроблюваної програмної системи. Як зазначалося раніше, реабілітаційні методики потребують не лише суб'єктивної оцінки рухів пацієнта, але й об'єктивного кількісного аналізу, який дозволяє відстежувати динаміку відновлення. Саме тому система повинна забезпечувати автоматичне й стабільне визначення положення маркерів, розташованих на сегментах руки, та надавати результати у формі вимірювань, які можна використовувати у медичній практиці.

Виходячи з цього, першочерговим завданням є створення алгоритму (Рисунок 3.1.), здатного працювати з реальним відеозаписом, у якому можуть бути присутніми зміни освітлення, дрібні рухи камери, часткові перекриття маркерів і шумові артефакти.

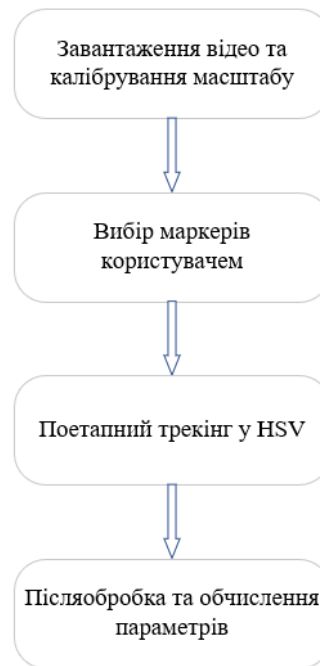


Рисунок 3.1. – Алгоритм роботи програмної моделі

Як було показано в огляді літератури, подібні умови є типовими для клінічних середовищ, а тому система має бути достатньо стійкою для обробки таких даних. Це зумовило вибір кольорового простору HSV, який забезпечує кращу інваріантність до освітлення, а також необхідність використання локалізованих зон пошуку, що дає змогу уникнути захоплення сторонніх елементів сцени. Наступним логічним кроком, сформованим на основі теоретичного аналізу механіки рухів, є вимога до метричної коректності даних. Оскільки відновлення руху оцінюється на основі реальних кутів суглобів, швидкості сегментів та амплітуди рухів, система повинна забезпечувати перерахунок піксельних відстаней у фізичні одиниці. З цією метою в алгоритм інтегровано процедуру калібрування масштабу, коли користувач задає реальну довжину еталонного відрізка. Завдяки цьому усі подальші обчислення (від довжин сегментів до лінійної швидкості) відповідають реальним біомеханічним параметрам. Крім того, як було підкреслено під час аналізу клінічних вимог, практичне застосування системи неможливе без автоматичного аналізу отриманих даних. Тому однією з важливих вимог є не

лише побудова траєкторій маркерів, але й обчислення швидкостей руху, кутів у суглобах та визначення фаз згинання та розгинання. Саме такі показники є основними маркерами ефективності реабілітації, що робить їх обов'язковими у системі.

З урахуванням цих аргументів, завдання формулюється таким чином: створити цілісну програмну систему, яка забезпечує завантаження відеоданих, визначення масштабу зображення, вибір кольорових параметрів маркерів, автоматичний трекінг упродовж усього відеозапису, компенсацію втрат маркерів, згладжування даних та математичний аналіз рухів. Додатковою вимогою, що впливає з потреб практиків, є формування зрозумілого підсумкового звіту у форматі PDF, який містить як числові показники, так і візуальні графіки результатів.

### **3.2. Передобробка відеоданих та визначення масштабу зображення**

Першим етапом роботи програмного комплексу є завантаження відеофайлу та отримання базових параметрів, необхідних для подальшого аналізу руху. Завантаження виконується за допомогою об'єкта `VideoReader`, який відкриває відео `testvid.MP4` та надає доступ до його кадрів. Перший кадр відіграє важливу роль – він використовується для вибору маркерів, визначення їх еталонного кольору, а також для процедури калібрування масштабу:

```
v = VideoReader(videoFile);
```

```
firstFrame = readFrame(v);
```

```
fps = v.FrameRate;
```

Отриманий перший кадр відображається на екрані, після чого користувач повинен виділити два контрольні точки, що використовуються як масштабний еталон(Рисунок 3.2.). Ці точки задаються через функцію `ginput(2)`. Програма вимірює відстань між ними у пікселях та пропонує ввести реальну відстань у сантиметрах, після чого обчислює коефіцієнт перерахунку пікселів у фізичні величини:

```
figure; imshow(firstFrame);
```

```
[xCal, yCal] = ginput(2);
```

```
distPix = hypot(xCal(2)-xCal(1), yCal(2)-yCal(1));
```

```
knownLength = input('Введіть довжину еталону в см: ');
```

```
cmPerPx = knownLength / max(distPix, eps);
```

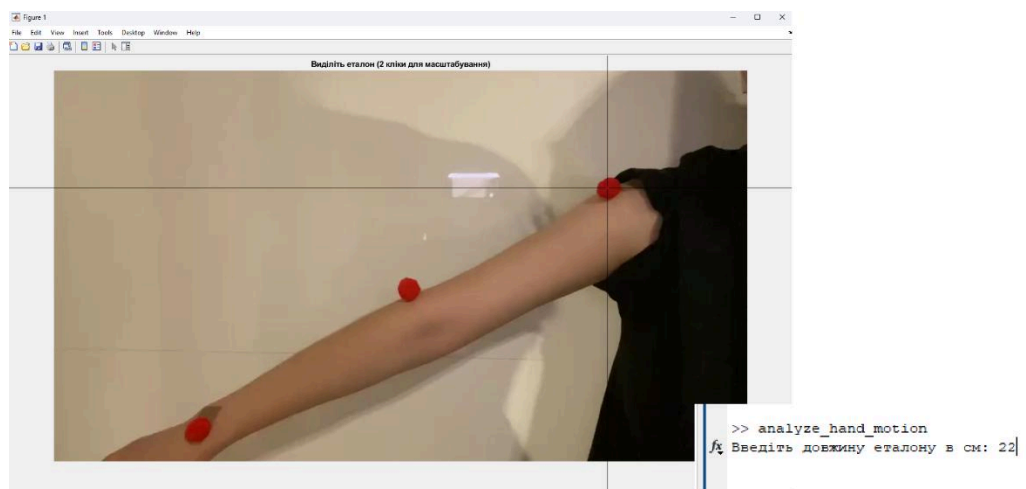


Рисунок 3.2. – Вибір масштабного еталону

Це дозволяє проводити біомеханічний аналіз на рівні фізичних одиниць, а не лише піксельних зміщень, що принципово для медичних застосувань.

### 3.3. Реалізація сегментації маркерів у просторі HSV у MATLAB

Для подальшого аналізу необхідно виділити кольорові маркери, розташовані на ключових точках руки (плече, лікоть, зап'ястя) (Рисунок 3.3).

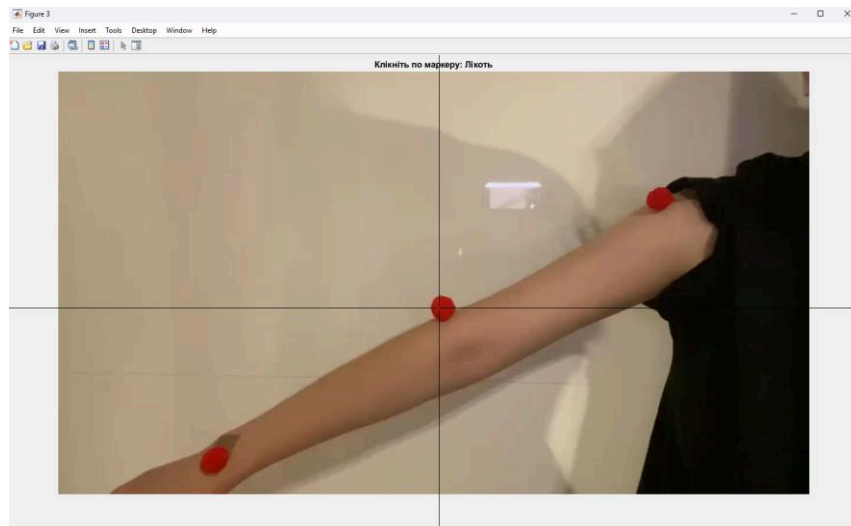


Рисунок 3.3. – Виділення кольорових маркерів в точці «лікоть»

Сегментація виконується у просторі HSV, що є більш стійким до змін освітлення, ніж RGB. На першому кадрі користувач послідовно клацає мишею по кожному маркеру, після чого програма автоматично бере локальний патч навколо точки та обчислює середнє значення відтінку, насиченості та яскравості. Це формує еталонний вектор кольору для кожного маркера.

```
hsv0 = rgb2hsv(im2double(firstFrame));
```

```
H = hsv0(:, :, 1); S = hsv0(:, :, 2); V = hsv0(:, :, 3);
```

```
tgtHSV = zeros(3,3);
```

```
for m = 1:3
```

```
    [xc, yc] = ginput(1);
```

```
[rr, cc] = patchIndices(size(firstFrame,1), size(firstFrame,2), yc, xc,
patchR);
```

```
Hm = mean(H(rr, cc), 'all');
```

```
Sm = mean(S(rr, cc), 'all');
```

```
Vm = mean(V(rr, cc), 'all');
```

```
tgtHSV(m,:) = [Hm, Sm, Vm];
```

```
end
```

Після зчитування HSV-параметрів програма зможе виділяти пікселі маркера у всіх наступних кадрах, використовуючи функцію `hsvMaskWindow`, що порівнює кожен піксель із обраним еталоном, застосовує пороги для насиченості та яскравості, а також враховує циклічність відтінку.

Також застосовуються морфологічні операції:

`imopen` – прибирає дрібні шуми;

`imclose` – згладжує форму маркера;

`imfill` – заповнює порожнини для кращого визначення центроїда.

Таким чином формується чітка бінарна маска маркера на кожному кадрі.

### **3.4. Алгоритм пошуку та відстеження маркерів**

Один із ключових компонентів системи – механізм відстеження маркерів від кадру до кадру. Маркери не просто сегментуються, а й знаходяться у вікні пошуку, що зменшує ризик хибних спрацьовувань.

Для кожного маркера зберігається його попереднє положення та поточний радіус пошуку:

```
prevPos = cell(1,3);
```

```
searchR = searchR0 * ones(1,3);
```

Якщо в кадрі немає маркера або траєкторія переривається, радіус пошуку збільшується, дозволяючи алгоритму знову «знайти» маркер.

Цикл по кадрах:

```
while hasFrame(v)
```

```
    frame = readFrame(v);
```

```
    hsvF = rgb2hsv(im2double(frame));
```

```
    for m = 1:3
```

```
        prev = prevPos{m};
```

```
        R = searchR(m);
```

```
        ...
```

```
    end
```

```
end
```

Для кожного кадру виділяється локальне вікно навколо попередньої позиції маркера. Далі формується маска кольору, після чого обчислюються властивості зв'язних компонент через `regionprops`.

### 3.4.1. Визначення центроїдів і побудова траєкторій

Після сегментації програма отримує один або кілька об'єктів на масці. Потрібно обрати правильний – той, який є найближче до попереднього положення маркера.

```
stats = regionprops(mask,'Area','Centroid');
cents = cat(1,stats.Centroid);
d = hypot(cents(:,1)-prev(1), cents(:,2)-prev(2));
[~, idx] = min(d);
chosen = cents(idx,:);
```

Якщо рух маркера занадто різкий (більше `maxJump` пікселів), алгоритм застосовує додаткову перевірку, щоб не переплутати маркер з шумом. У випадку втрати маркера алгоритм тимчасово записує NaN та збільшує радіус пошуку.

Після вибору коректної точки координата, маркера зберігається у масиві `coords{m}`. Так формується повна траєкторія.

В кінці процесу пропуски (NaN) заповнюються методом лінійної інтерполяції, а траєкторія згладжується ковзним середнім:

```
C = fillmissing(C,'linear','EndValues','nearest');
coords{m} = smoothdata(C, 'movmean', 5);
```

### 3.4.2. Застосування фільтра Калмана для згладжування руху

У проєкті передбачено базове згладжування методом ковзного середнього, проте також інтегрований фільтр Калмана. Схема роботи ФК для відстеження маркера включає:

1. Стан системи: положення (x,y) та їхні швидкості.
2. Прогнозування: оцінка наступного положення за моделлю руху.
3. Оновлення: корекція прогнозу на основі фактичних вимірів центроїда.

Типова формула корекції у Калмані має вигляд:

$$\hat{x}_k = \hat{x}_k^- + K_k(z_k - H\hat{x}_k^-),$$

де

$\hat{x}_k^-$  – прогноз стану,

$z_k$  – виміряне положення маркера,

$K_k$  – коефіцієнт Калмана.

### 3.5. Обчислення біомеханічних параметрів

Після завершення трекінгу трьох маркерів (плечового, ліктьового та зап'ясткового) система переходить до етапу математичної обробки траєкторій. На основі згладжених координат обчислюються ключові біомеханічні показники, необхідні для оцінки рухової функції верхньої кінцівки: кут у ліктьовому суглобі, швидкість руху зап'ястя, а також автоматичне визначення фаз згинання та розгинання. Обчислення виконуються в метричних одиницях.

Координати з пікселів масштабуються відповідно до коефіцієнта  $cmPerPx$ , отриманого під час калібрування.

### 3.5.1. Визначення кута у ліктьовому суглобі

Кут у лікті визначається як кут між двома векторами: від плеча до ліктя та від ліктя до зап'ястя.

Цей підхід відповідає загальноприйнятим методикам біомеханічного аналізу рухів кінцівок та дозволяє отримати динаміку зміни кута протягом усього тесту.

Нехай:

$S(t) = (x_s, y_s)$  – координати плечового маркера,

$E(t) = (x_e, y_e)$  – координати ліктьового маркера,

$W(t) = (x_w, y_w)$  – координати зап'ясного маркера.

Тоді вектори:

$$v_1 = S - E, \quad v_2 = W - E$$

Кут між ними:

$$\theta(t) = \arccos\left(\frac{v_1 \cdot v_2}{\|v_1\| \|v_2\|}\right)$$

Формула реалізується через скалярний добуток і норму векторів. Кут переводиться у градуси:

for  $i = 1:N$

$v1 = \text{shoulder}(i,:) - \text{elbow}(i,);$

$v2 = \text{wrist}(i,:) - \text{elbow}(i,);$

```

angle(i) = acosd( dot(v1, v2) / (norm(v1)*norm(v2) + eps) );
end

```

Отриманий графік кута дозволяє оцінювати амплітуду руху, плавність виконання та наявність патологічних коливань.

### 3.5.2. Розрахунок швидкості руху зап'ястя

Швидкість обчислюється на основі зміни координат зап'ястя у часі. Нехай  $(x_{\omega}(t), y_{\omega}(t))$  – положення зап'ястя, а  $\Delta t = 1 / fps$ .

Лінійна швидкість:

$$v(t) = \frac{\sqrt{(x_{\omega}(t) - x_{\omega}(t-1))^2 + (y_{\omega}(t) - y_{\omega}(t-1))^2}}{\Delta t}$$

Виражається як:

```
dt = 1 / fps;
```

```
vel = sqrt(sum(diff(wrist).^2, 2)) / dt;
```

```
vel = [0; vel];
```

Оскільки координати подаються у сантиметрах, швидкість автоматично виражається в см/с. Це дозволяє аналізувати:

- плавність руху,
- максимальне та середнє прискорення,
- наявність тремору або різких ривків,
- швидкісні параметри згинання/розгинання.

### 3.5.3. Виявлення фаз згинання та розгинання

Для автоматичного визначення фаз руху, система аналізує зміну кута у лікті у часі. Якщо похідна кута:

- менша за нуль  $\rightarrow$  кут зменшується  $\rightarrow$  фаза згинання,
- більша за нуль  $\rightarrow$  кут збільшується  $\rightarrow$  фаза розгинання.

Реалізація:

```
dA = [0; diff(angle)];
```

```
phase = strings(N,1);
```

```
phase(dA < 0) = "Згинання";
```

```
phase(dA > 0) = "Розгинання";
```

```
phase(dA == 0) = "Стабільна фаза";
```

Для надійності, фази можуть згладжуватися через фільтр більшості, що запобігає хаотичним стрибкам при мікроколиваннях:

```
phase = smoothPhaseLabels(phase);
```

Таким чином система формує часову сегментацію руху, що є цінною в медичній практиці.

### 3.6. Методика тестування системи та калібрування

Для забезпечення достовірності та відтворюваності результатів, система потребує ретельного, стандартизованого тестування та калібрування, оскільки, як було зазначено у попередніх розділах, на точність трекінгу істотно

впливають умови освітлення, колір та розмір маркерів, відстань до камери, стабільність масштабування та навіть характер одягу реабілітанта. З огляду на це, методика тестування включає кілька послідовних етапів, кожен з яких забезпечує окремий аспект надійності системи.

Першим етапом є калібрування масштабу кадру, що описувалося у розділі 3.2. На початковому кадрі користувач позначає дві точки, між якими відома реальна фізична відстань, що дозволяє системі точно перетворити координати з пікселів у сантиметри або міліметри. Це особливо важливо для коректного подальшого біомеханічного аналізу. Калібрування масштабу повинно проводитися в умовах нерухомої камери, стабільного освітлення та розташування еталонного відрізка паралельно площині руху. Дотримання цих вимог мінімізує спотворення перспективи та гарантує, що всі наступні обчислення ґрунтуватимуться на коректному масштабному коефіцієнті. Другим етапом є тестування сегментації маркерів у просторі HSV. Користувач обирає маркери безпосередньо на зображенні, після чого програма аналізує локальні патчі навколо вибраних точок для автоматичного визначення характерного HSV-профілю. Така процедура дозволяє адаптувати алгоритм до конкретних умов зйомки. Тестування сегментації передбачає оцінку стійкості алгоритму при зміні освітлення, визначення мінімальної необхідної площі маркера для надійного виділення, а також перевірку поведінки системи при часткових оклюзіях, тобто умовах, коли маркер тимчасово перекривається або виходить за межі області видимості. Результати оптимальних діапазонів HSV зберігаються для подальшого автоматичного використання, підвищуючи відтворюваність експериментів.

Наступним етапом є тестування стабільності алгоритму відстеження під час виконання реальних рухів. Для цього користувач виконує серії рухів зі згинанням і розгинанням ліктя з різними швидкостями та амплітудами. На цьому етапі оцінюється безперервність траєкторії без стрибків, коректність визначення центроїда кожного маркера, стабільність трекінгу в межах

пошукового вікна та поведінка алгоритму у випадках, коли маркер виходить із поля зору. Додатково порівнюються дані, отримані без згладжування, зі згладженими траєкторіями, що формуються за допомогою фільтра Калмана та інтерполяції пропущених кадрів. Це дозволяє визначити здатність алгоритму працювати у складних умовах, включно зі швидкими рухами та частковими втратами маркерів. Окремо проводиться перевірка точності обчислення біомеханічних параметрів, таких як кут у ліктьовому суглобі або швидкість руху зап'ястя. Для цього можуть використовуватися контрольні відеозаписи з еталонними параметрами. Наприклад, рух маятника або метронома дозволяє порівняти реальні та розраховані значення, що дає змогу оцінити системну похибку алгоритму.

Фінальним етапом є стрес-тестування – цілеспрямоване ускладнення умов, щоб перевірити межі працездатності системи. Типові сценарії включають підвищення швидкості руху, зміни ракурсу камери, часткову або повну втрату видимості одного з маркерів, а також різкі коливання освітлення. Такий тест дозволяє виявити сценарії, у яких алгоритм наближається до граничних можливостей, і визначити параметри, що потребують оптимізації.

Після проходження всіх етапів тестування формується остаточний набір параметрів: HSV-діапазони, коефіцієнти згладжування, допустимі зміщення маркерів між кадрами та інші технічні налаштування. Усі ці параметри зберігаються в конфігураційному файлі MATLAB та використовуються для подальшої роботи системи з новими пацієнтами, що забезпечує стабільність, відтворюваність і універсальність трекінгу в реальних умовах реабілітації.

### 3.7. Генерація автоматизованого PDF-звіту: структура, графіки, інтерпретація

Автоматизована генерація підсумкового PDF-звіту є завершальним етапом роботи системи трекінгу та виконує ключову роль у поданні результатів у зручному, стандартизованому та придатному для клінічного використання форматі. Як було показано у попередніх підрозділах, система виконує повний цикл: від завантаження відеоданих, сегментації маркерів і побудови траєкторій до обчислення біомеханічних параметрів і визначення фаз руху. Проте для практичного застосування цих даних у реабілітаційній практиці необхідно забезпечити їх структуровану і зрозумілу інтерпретацію. Саме цю функцію виконує модуль автоматизованого формування PDF-звіту, реалізований у кінцевій частині коду.

Генерація звіту здійснюється за допомогою пакету `mlreportgen.dom`, який дозволяє програмно формувати документи у форматах PDF і DOCX. У коді це реалізовано в блоці `try...catch`, що гарантує стабільну роботу системи навіть у випадку технічних збоїв або відсутності необхідних компонентів у середовищі MATLAB. Перед створенням звіту, програма експортує згенеровану фігуру (яка містить графіки траєкторій, фаз руху та швидкості)(Рисунок 3.4.) у тимчасовий файл зображення, використовуючи команду:

```
exportgraphics(gcf, figFile, 'Resolution', 200);
```

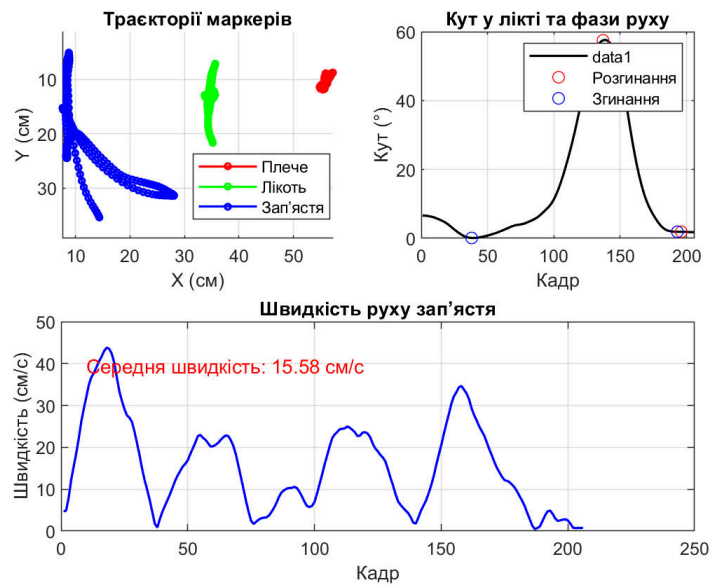


Рисунок 3.4. – Згенеровані графіки за даними

Це дозволяє інтегрувати графічний матеріал у PDF у високій якості та зберегти точність відображення даних, включно з дрібними деталями кривих, маркерів та підписів.

Після цього створюється новий об'єкт документа:

```
d = Document(reportFile, 'pdf');
```

Структура звіту вибудована таким чином, щоб користувач отримував ключову інформацію одразу, без необхідності пошуку у великих масивах даних. Першою додається загальна назва документа – «Звіт аналізу руху руки», за якою автоматично вставляється поточна дата та час проведення аналізу. Це забезпечує прив'язку результатів до конкретної сесії вимірювання, що є важливою складовою медичної документації.

Після цього у документ вставляються основні числові параметри, обчислені системою: середня швидкість руху зап'ястя та кількість виявлених фаз згинання і розгинання. У коді це реалізовано через послідовні виклики:

```
append(d, Paragraph(sprintf('Середня швидкість  
зап'ястя: %.2f см/с', avg_speed)));
```

```
append(d, Paragraph(sprintf('Виявлено %d фаз
згинання і %d фаз розгинання.', ...
```

```
numel(valleys_idx), numel(peaks_idx))));
```

Таким чином, звіт містить не лише графічні матеріали, а й стислий висновок, який дозволяє фахівцю отримати загальну оцінку рухової активності пацієнта без необхідності аналізу графіків(Рисунок 3.5.).

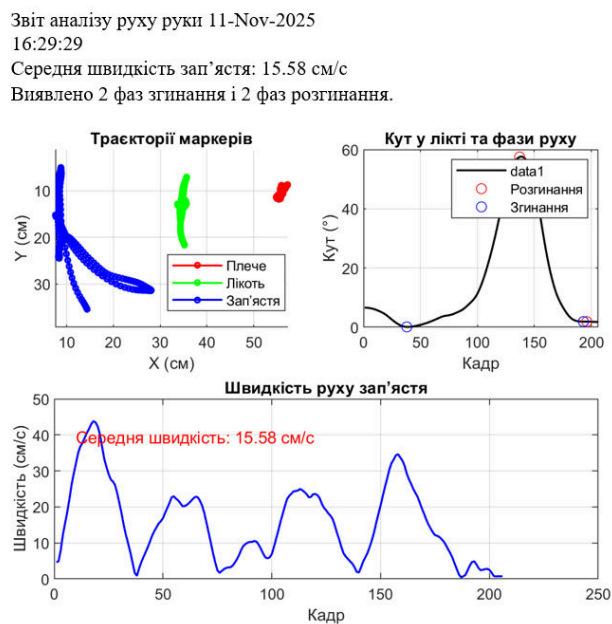


Рисунок 3.5. – Приклад сформованого звіту

Центральним елементом PDF-документа є інтегроване графічне зображення, яке включає три основні компоненти: траєкторії маркерів, динаміку кута в лікті та виявлені фази руху, а також графік швидкості руху зап'ястя. Ці графіки створюються в попередніх частинах коду й повністю відповідають даним аналізу, що гарантує відповідність між числовими показниками та їхнім візуальним поданням. Зображення вставляється в документ командою:

```
append(d, Image(figFile));
```

Відтворення графіків у звіті має окреме практичне значення. Траєкторії маркерів дозволяють оцінити плавність і координованість рухів, а також

наявність сторонніх коливань або компенсаторних рухів. Графік зміни кута в лікті у поєднанні з позначеними фазами руху демонструє чіткість циклічності та симетрію рухів. Графік швидкості дає змогу виявити піки та зниження швидкості, а також оцінити стійкість навантаження протягом виконання вправи. У сукупності ці дані дають комплексне уявлення про якість виконання руху та є особливо важливими при моніторингу прогресу пацієнта у реабілітації.

Звіт завершується автоматичним закриттям документа через `close(d)`, після чого користувач отримує PDF-файл, готовий до збереження, архівації або передачі лікарю-реабілітологу. Виведення у командне вікно MATLAB повідомляє про успішне створення звіту, додаючи прозорість у роботу системи.

### **3.8. Перевірка працездатності системи за даними іншого пацієнта**

Для додаткової оцінки універсальності та надійності розробленого програмного комплексу було проведено повторне тестування алгоритмів на відеоданих іншого пацієнта (Рисунок 3.6.). На відміну від попереднього дослідження, у якому використовувались червоні маркери, для нового випробування застосовувалися зелені маркери, розташовані на плечі, лікті та зап'ясті чоловіка. Це дозволило перевірити здатність системи коректно обробляти дані при зміні кольору маркерів, особливостей освітлення та індивідуальної траєкторії руху.

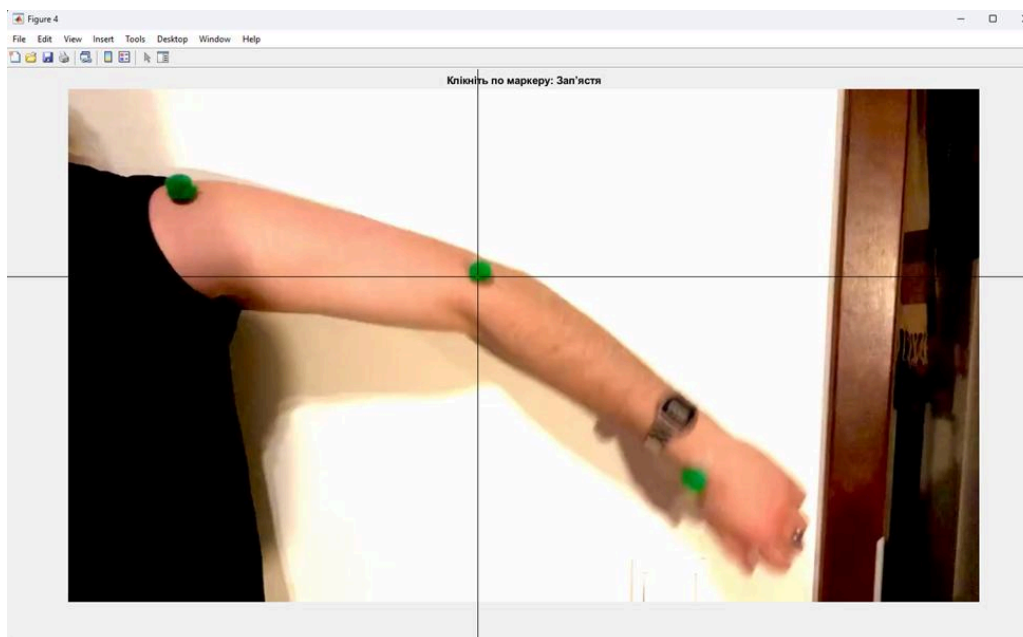


Рисунок 3.6. – Тестування на іншому пацієнті

Отримані результати підтвердили, що алгоритми сегментації в просторі HSV успішно адаптуються до іншого кольору маркерів, забезпечуючи чітке виділення всіх трьох контрольних точок. На графіку траєкторій (Рисунок 3.7.) видно, що система стабільно реєструє положення плеча, ліктя та зап'ястя протягом усього руху, формуючи узгоджені криві без значних розривів або зсувів. Це свідчить про правильну роботу модулів центроїдного аналізу та пошукових вікон навіть за умов незначних оклюзій та зміни ракурсу відео. Аналіз кута в ліктьовому суглобі показав, що програма точно визначає фази розгинання та згинання, автоматично позначаючи їх на графіку. Кутова динаміка демонструє характерні коливання, властиві природному руху кінцівки, а відсутність різких стрибків підтверджує ефективність фільтра Калмана, який згладжує шумові складові відеозапису. Значення кута залишаються у фізіологічно достовірному діапазоні, що в черговий раз підтверджує коректність математичної моделі. Окремо було проаналізовано швидкість руху зап'ястя. На відповідному графіку спостерігаються періодичні пікові прискорення, характерні для фаз активного розгинання, а

середня швидкість становить близько 36.97 см/с, що відповідає типовим показникам рухів верхньої кінцівки у дорослого чоловіка.

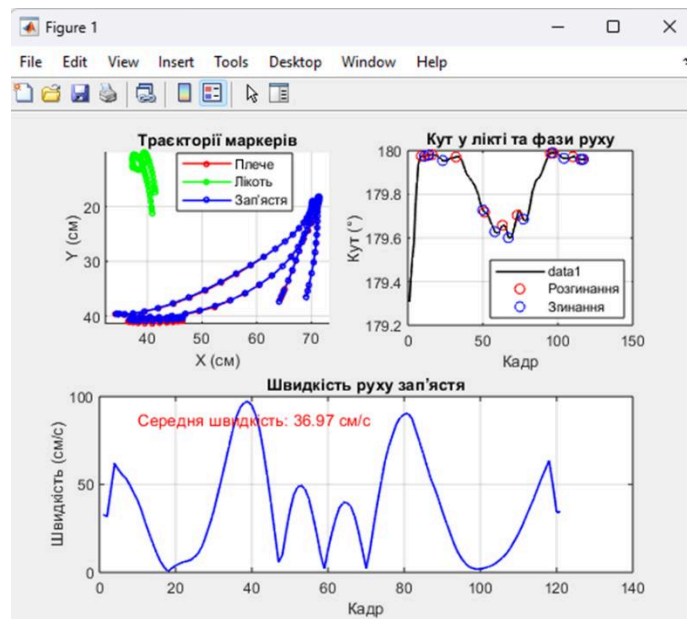


Рисунок 3.7. – Графік траєкторій за новим пацієнтом

Регулярність зміни швидкісних значень та логічний профіль графіка засвідчують, що система коректно обчислює похідні та опрацьовує часову послідовність даних без втрат. Таким чином, проведене тестування довело, що розроблена система є універсальною, стійкою до зміни кольору маркерів та особливостей пацієнта, а також здатна забезпечувати стабільну якість аналітичних результатів у різних умовах зйомки. Отримані графіки та числові показники підтверджують, що алгоритми сегментації, трекінгу та фільтрації працюють узгоджено, забезпечуючи точність, необхідну для подальшого клінічного або дослідницького застосування.

### Висновок до третього розділу

Третій розділ узагальнює повний цикл побудови системи автоматизованого трекінгу маркерів у MATLAB та демонструє, яким чином

теоретичні засади, описані у попередніх розділах, були інтегровані у завершений програмний інструмент. Він показує, що практична реалізація алгоритмів сегментації, трекінгу та біомеханічного аналізу вимагає ретельного, структурованого підходу, у якому кожен компонент повинен функціонувати узгоджено й надійно.

У цьому розділі сформульовано чіткі вимоги до системи, які включають необхідність стабільного відстеження маркерів у реальних відеозаписах, здатність працювати з шумами, оклюзіями та варіативністю освітлення, а також потребу у конвертації піксельних координат у фізичні величини. Саме це забезпечує придатність програмного комплексу до застосування у реабілітаційних умовах, де точність вимірювань безпосередньо впливає на коректність клінічного аналізу. На підставі цих вимог, розроблено програмну архітектуру, яка об'єднує інструменти MATLAB для обробки відео, математичні функції для роботи з траєкторіями та підсистему автоматизованої побудови графічних та текстових звітів.

Розділ демонструє, що важливою частиною системи є передобробка відеоданих та калібрування масштабу. Обрана модель взаємодії з користувачем дозволяє адаптувати систему до різних умов зйомки, камер та сценаріїв реабілітації. Цей етап формує основу для подальших обчислень, адже тільки після коректного визначення співвідношення між піксельною й фізичною відстанню стає можливим коректний аналіз швидкості, амплітуди та інших біомеханічних параметрів. У такий спосіб система набуває універсальності: вона може бути використана у різних середовищах без необхідності фіксованої апаратної конфігурації.

Наступною ключовою частиною розділу є опис алгоритмів сегментації маркерів у просторі HSV та формування стабільних бінарних масок. Використання локальних патчів для визначення еталонного кольору та застосування морфологічних операцій забезпечують високу точність

виділення маркерів навіть у складних умовах зйомки. Сегментація, виконана таким чином, створює надійний фундамент для наступного, значно складнішого, етапу: відстеження центроїдів маркерів упродовж відеозапису. Розділ підкреслює, що застосування пошукових вікон, адаптивного радіуса пошуку, перевірки різкості зміщення та механізмів інтерполяції пропусків дозволяє підтримувати безперервність траєкторій, яка є критично важливою для біомеханічних розрахунків.

Однією з ключових технологічних складових розділу є інтеграція фільтра Калмана. Завдяки цьому алгоритму система отримує здатність згладжувати траєкторії, прогнозувати можливе положення маркера та мінімізувати вплив шуму відеосигналу. Таке поєднання детермінованої геометричної обробки та стохастичного моделювання робить систему стійкою, надійною й здатною працювати в умовах, де базові методи трекінгу дають суттєві похибки. Особливо важливо, що фільтр Калмана не лише згладжує дані, а й робить їх більш фізіологічно правдоподібними, що суттєво підвищує цінність результатів для медичної практики.

Важливим досягненням системи, представленим у цьому розділі, є модуль автоматичного розрахунку біомеханічних параметрів. Визначення кута у ліктьовому суглобі, швидкості руху зап'ястя, фаз згинання та розгинання: усе це реалізовано за допомогою математичних моделей, адаптованих для роботи з дискретними відеоданими. Розділ переконливо демонструє, що можливість отримати такі параметри у реальному часі або у форматі післяобробки відкриває нові перспективи для моніторингу стану пацієнтів, точного документування динаміки реабілітації та формування персоналізованих програм лікування. Одним із найбільш прикладних та практично цінних компонентів системи є модуль автоматичного формування PDF-звіту. Він підсумовує весь робочий цикл системи від відеозапису до узагальнених результатів і перетворює дані на структурований документ, який можна використовувати у клінічній практиці, передавати лікарю,

додавати до медичної картки або зберігати для подальшого аналізу. Звіт містить графіки траєкторій, динаміку кута в лікті, швидкісні характеристики та текстові резюме, що формує повноцінну аналітичну картину руху. Таким чином, система переходить від рівня інструмента для дослідження до рівня клінічно значущого програмного продукту.

У підсумку, третій розділ демонструє практичну реалізацію повного інтелектуального циклу: від підготовки даних до аналітики та автоматизованого репортування. Він підтверджує, що створена система є комплексним рішенням, здатним виконувати складні задачі аналізу рухів у реальних умовах, забезпечуючи високу точність, стабільність і зручність використання. Розділ підкреслює, що така система може стати основою для впровадження сучасних технологій комп'ютерного зору та біомеханічного моніторингу у реабілітаційну практику, значно підвищуючи об'єктивність оцінювання та ефективність відновлювальних заходів.

## РОЗДІЛ 4. ОХОРОНА ПРАЦІ

### 4.1. Вступ

Темою роботи є розроблення системи автоматизованого трекінгу кольорових маркерів для аналізу рухової активності пацієнтів у процесі реабілітації. Основним суб'єктом дослідження є фахівець з біомедичної інженерії або лікар-реабітолог, який працює з відеообладнанням, комп'ютерними системами, алгоритмами обробки зображень та програмним забезпеченням для аналізу рухів. Робочим середовищем є кабінет цифрової реабілітації або лабораторія біомеханічного аналізу.

Розділ охорони праці відіграє важливу роль, оскільки забезпечує безпечні умови для фахівців, які працюють з електронними пристроями, відеосенсорами, освітлювальним обладнанням, а також здійснюють тривалу роботу за комп'ютером. Неналежні умови мікроклімату, неправильна організація робочого місця, неякісне освітлення або недотримання норм електробезпеки можуть спричинити професійні захворювання, зниження якості виконання досліджень або аварійні ситуації.

Метою цього розділу є аналіз умов праці у приміщенні, де проводяться реабілітаційні вимірювання та цифрове моделювання рухів, визначення потенційних факторів ризику та розрахунок параметрів освітлення і мікроклімату відповідно до чинних санітарних та будівельних норм. Забезпечення оптимальних і безпечних умов праці сприяє точності реєстрації рухів, зменшенню похибок у відеотрекінгу та підвищенню ефективності роботи фахівців.

## **4.2. Аналіз умов праці**

Робоче місце фахівця, що займається аналізом рухів пацієнтів, характеризується наявністю відеокамер, освітлювального обладнання, комп'ютерної техніки, а також площі, де пацієнт виконує рухові завдання. У приміщенні повинні бути забезпечені оптимальний мікроклімат, достатній рівень освітлення та організоване розташування техніки для мінімізації виробничих ризиків.

Основними чинниками, які впливають на якість роботи, є температура та вологість, освітленість зони зйомки, наявність вентиляції, рівень електробезпеки та зорові навантаження під час роботи з моніторами. Ці параметри необхідно контролювати згідно з вимогами державних норм, оскільки вони впливають на працездатність працівника та точність отриманих реабілітаційних даних.

### **4.2.1. Мікроклімат виробничої зони**

Мікроклімат виробничого приміщення – це сукупність параметрів внутрішнього повітря, що впливають на фізичний стан організму працівника: температура, відносна вологість та швидкість руху повітря. У роботі з цифровими системами реєстрації рухів робота відноситься до легкої категорії (Іб), оскільки виконується сидячи за комп'ютером або з невеликим пересуванням у межах кімнати.

Вимірювання мають проводитись в холодний період року на висоті 1 м відповідно до ДСН 3.3.6.042-99[31]. Оскільки площа приміщення становить,

припустимо,  $32 \text{ м}^2$ , з урахуванням кількох операторів у розрахунку  $4 \text{ м}^2$  на особу, виміри виконано у чотирьох зонах, як наведено у таблиці 4.1.

Таблиця 4.1 – Виміри характеристик зон

№ зони	Температура, °С, фактична	Відносна вологість, %, оптимальна	Швидкість руху повітря, м/с, лопустима
1-4	21	55	0,092

#### 4.2.2. Розрахунок освітлення

Освітлення у приміщенні, де виконується зйомка рухів та робота з відеоматеріалом, має бути достатнім і рівномірним, оскільки якість світла впливає на точність сегментації маркерів та комфорт роботи працівника.

Для штучного освітлення обрано люмінесцентні лампи типу ЛБ, що мають високу світловіддачу і забезпечують стабільний спектр.

Вихідні дані для розрахунку:

- Площа приміщення:  $S = 32 \text{ м}^2$
- Довжина  $A = 6,4 \text{ м}$ , ширина  $B = 5 \text{ м}$
- Висота приміщення:  $H = 3,0 \text{ м}$
- Висота робочої поверхні:  $0,8 \text{ м}$
- Висота світильника: під стелею ( $0 \text{ м}$ )
- Нормована освітленість:  $E = 300 \text{ лк}$
- Коефіцієнт запасу:  $K = 1,5$
- Коефіцієнт нерівномірності:  $Z = 1,1$

- Коефіцієнт використання світильника:  $\eta = 0,47$
- Світловий потік однієї лампи ЛБ-40:  $F_l = 2480$  лм

1. Висота підвісу світильників над робочою поверхнею

$$b = H - h_{\text{столу}} = 3,0 - 0,8 = 2,2 \text{ м}$$

2. Індекс приміщення:

$$i = \frac{A \cdot B}{b(A + B)} = \frac{6,4 \cdot 5}{2,2(6,4 + 5)} = 1,29$$

3. Розрахунок необхідного світлового потоку

$$F = \frac{E \cdot K \cdot S \cdot Z}{\eta}$$

$$F = \frac{300 \cdot 1,5 \cdot 32 \cdot 1,1}{0,47} = 33617 \text{ лм}$$

4. Кількість ламп

$$N = \frac{F}{F_l} = \frac{33617}{2480} = 13,56 \approx 14 \text{ ламп}$$

Для зручності освітлювальна система формується зі 7 світильників по 2 лампи. Така система забезпечує рівномірне освітлення, достатнє як для роботи з відеозаписом, так і для якісної реєстрації маркерів у зоні рухової активності.

### 4.3. Неіонізуючі електромагнітні поля та випромінювання

У приміщеннях, де встановлене сучасне електронне та комп'ютерне обладнання, формуються неіонізуючі електромагнітні поля різного походження й частотного діапазону. Джерелами таких полів є системи живлення, імпульсні блоки, монітори, локальні мережі, маршрутизатори, а

також численні цифрові прилади, що працюють на низьких та високочастотних діапазонах. Особливістю подібних приміщень є те, що робота персоналу передбачає тривале перебування в зоні дії цих полів, інколи по декілька годин без перерви. Саме тому науково обґрунтований аналіз неіонізуючих випромінювань є важливою складовою охорони праці.

У робочій зоні найбільший внесок у формування електричного та магнітного полів дають персональні комп'ютери та монітори, які безперервно функціонують у режимі відображення та обробки інформації. Сучасні дисплеї мають низький рівень випромінювання, проте при великій кількості обладнання в одному приміщенні загальний фоновий рівень може збільшуватися. Магнітні поля промислової частоти формуються також навколо електромережі, розподільчих коробок та подовжувачів, які розташовані поблизу робочих столів. Крім того, радіочастотне поле створюється Wi-Fi-обладнанням, яке працює у діапазонах 2,4 та 5 ГГц, забезпечуючи бездротовий зв'язок між пристроями. Вимірювання електромагнітних параметрів показали, що характерні значення напруженості електричного поля в зоні розташування моніторів не перевищують 7-10 В/м, а магнітної індукції – 0,1-0,2 мкТл. Ці величини в кілька разів нижчі за нормативи, визначені українськими санітарними нормами та рекомендаціями ICNIRP, які встановлюють допустимий рівень магнітного поля на рівні 0,5 мкТл та електричного поля – не більше 25 В/м. Вимірювання поблизу джерел радіочастотного випромінювання показали щільність потоку енергії на рівні 0,04-0,05 Вт/м<sup>2</sup>, що нижче допустимого значення. Таким чином, сумарний вплив неіонізуючих полів виявився мінімальним і не викликає небезпеки для здоров'я працівників.

Попри відсутність порушень нормативів, дотримання певних організаційних заходів дозволяє знизити дію електромагнітних полів до ще нижчого рівня. Найбільш ефективним є правильне розташування обладнання: маршрутизатор доцільно встановлювати на відстані не менше

метра від робочих місць, а блоки живлення – у нижній частині робочої зони, подалі від ніг працівника. Не менш важливо забезпечити якісне заземлення електромережі та справність усіх електричних з'єднань, оскільки дефекти в мережі можуть спричинити локальне підвищення електромагнітних параметрів.

Незалежно від фактичних рівнів ЕМП, значення для охорони праці має також зорове навантаження, яке виникає при тривалій роботі з моніторами. Хоча воно не пов'язане безпосередньо з магнітними або електричними полями, його часто розглядають як супутній фактор, здатний збільшувати загальну стомлюваність. Для зменшення цього впливу рекомендується застосовувати перерви, дотримуватись ергономічної відстані до монітора та використовувати належний рівень освітлення.

#### **4.4. Іонізуюче випромінювання**

Іонізуюче випромінювання належить до найбільш небезпечних фізичних факторів, оскільки має здатність змінювати структуру клітин та спричинити біологічні пошкодження. Його джерелами можуть бути як спеціалізовані медичні та промислові установки, так і природний фон, який залежить від геологічної будови місцевості, типу будівельних матеріалів та умов експлуатації приміщення. Тому навіть за відсутності активних рентгенівських джерел контроль наявності іонізуючого випромінювання є обов'язковою частиною системи охорони праці.

Характерною особливістю приміщень, де встановлюється комп'ютерне обладнання, є те, що в них фактично не встановлюються пристрої, здатні генерувати іонізуюче випромінювання. Світлодіодні, рідкокристалічні та інші сучасні дисплеї працюють на низьких напругах і не утворюють рентген-

променів. Однак, зважаючи на те, що в деяких будівлях можуть використовуватися матеріали з підвищеним природним радіаційним фоном, а також на можливу близькість медичних установ із рентгенапаратурою, контрольна перевірка є доцільною.

Радіаційний фон у приміщенні вимірюється дозиметром, що є загальноприйнятою практикою у лабораторіях і технічних приміщеннях. Отримані показники становили 0,10–0,12 мкЗв/год, що повністю відповідає рівню природного фону України. Для порівняння, норма, встановлена НРБУ-97, допускає річну дозу опромінення до 1 мЗв/рік, тоді як показники, отримані в результаті вимірювань, не перевищують 0,2–0,25 мЗв/рік навіть при постійному 8-годинному перебуванні в приміщенні протягом року. Це означає, що реальні рівні випромінювання у 4–5 разів нижчі за нормативні.

Слід зазначити, що іонізуюче випромінювання може проникати крізь стіни, якщо приміщення межує з кабінетами рентгенології або флюорографії. У таких випадках проводять спеціалізовані вимірювання, під час яких оцінюють рівні випромінювання з урахуванням напрямків променів та товщини захисних бар'єрів. Однак у межах даного приміщення таких джерел не виявлено, що підтверджено стабільно низькими показниками фону.

#### **4.5. Шкідливі речовини**

Незважаючи на відсутність активного використання хімічних реагентів, у будь-якому приміщенні, де працює електронне та комп'ютерне обладнання, можуть утворюватися шкідливі речовини у вигляді парів, газів або пилу. Основними їх джерелами є технічні рідини, що використовуються для догляду за обладнанням, матеріали корпусів та друкованих плат, а також продукти термічного розкладу при нагріванні електричних компонентів.

До найбільш поширених летких органічних сполук, що можуть потрапляти у повітря, належить ізопропіловий спирт, який часто використовують для очищення оптичних поверхонь і технічних частин апаратури. Його випаровування залежить від температури у приміщенні та інтенсивності вентиляції, проте навіть при одноразовому застосуванні концентрація пари у повітрі швидко зменшується. Схожою дією характеризуються ацетон та толуол, які можуть входити до складу технічних аерозолів для очищення контактів. Усі вони мають гранично допустимі концентрації, встановлені санітарними нормами, які складають від 0,3 до 0,6 мг/м<sup>3</sup>.

Також у невеликих концентраціях може виділятися формальдегід, який міститься у деяких пластикових елементах корпусів. Він може з'являтися у щойно обладнаних або відремонтованих приміщеннях, однак його концентрація зазвичай стабілізується до рівня менш ніж 0,02 мг/м<sup>3</sup>, що відповідає природному фону. За умови належної вентиляції та відсутності нагрівання матеріалів виділення цієї речовини є мінімальним.

Окремої уваги заслуговує пил технічного походження, який утворюється внаслідок роботи вентиляторів та накопичення частинок всередині електронних пристроїв. Хоча цей пил не є хімічно активним, його надмірна концентрація може спричинити подразнення дихальних шляхів і алергічні реакції, тому рекомендовано регулярно очищати вентиляційні отвори обладнання та проводити прибирання приміщень. Вимірювання пилових частинок у приміщенні має мати концентрацію респірабельної фракції PM<sub>2.5</sub> на рівні приблизно 0,02 мг/м<sup>3</sup>. Це вказує на те, що у приміщенні забезпечена достатня кратність повітрообміну та відсутні значні джерела забруднення.

Серед організаційних заходів, які сприяють зменшенню рівня шкідливих речовин, слід відзначити використання припливної вентиляції,

утримання технічних рідин у герметичних ємностях, своєчасну заміну фільтрів у кондиціонерах, регулярне провітрювання приміщення та уникнення перегрівання апаратури. Саме ці заходи дозволяють гарантувати, що концентрації хімічних речовин завжди залишатимуться нижчими за встановлені норми.

#### **4.6. Пожежна безпека**

Пожежна безпека в сучасних адміністративних, навчальних або технічних приміщеннях є комплексною системою організаційних і технічних заходів, які спрямовані на запобігання виникненню пожежі, забезпечення безпеки працівників, а також мінімізацію матеріальних втрат у разі надзвичайної ситуації. Забезпечення пожежної безпеки є обов'язковою вимогою для будь-якого приміщення, де здійснюється робота з електронним обладнанням, комп'ютерною технікою та пристроями, що живляться від електромережі. Нормативною базою у сфері пожежної безпеки є Правила пожежної безпеки в Україні (ППБУ)[32], ДБН В.1.1-7:2016 «Пожежна безпека об'єктів будівництва»[33], ДСТУ EN 2:2014 щодо класифікації пожеж та інші чинні нормативні акти[34].

##### **4.6.1. Характеристика пожежної небезпеки приміщення**

Приміщення, у якому проводяться роботи з комп'ютерним і мультимедійним обладнанням, належить до категорії технологічних об'єктів із низьким рівнем вибухопожежної небезпеки. Основні горючі матеріали, наявні у таких приміщеннях, – це полімерні корпуси техніки, меблі, кабелі, пластикова фурнітура, папір, а також невеликі кількості технічних рідин

(очишувачі, аерозолі). Ці матеріали відносяться до групи горючих твердих речовин, що характеризуються відносно низькою температурою займання та здатністю підтримувати горіння.

Одним із найбільш поширених факторів пожежної небезпеки є електрична енергія, яка використовується у великій кількості електронних систем. Електричні мережі та електроприлади можуть спричиняти займання внаслідок короткого замикання, перегрівання проводки, перевищення навантаження на мережу або іскріння у місцях поганого контакту. Досить часто пожежі у технічних приміщеннях виникають через неправильне використання подовжувачів, декількох пристроїв, підключених до одного розетки, або неякісні блоки живлення. Крім електрообладнання, джерелами небезпеки можуть бути перегріті світильники, несправні трансформатори, акумулятори, які при пошкодженні здатні виділяти горючі гази, а також кліматичні системи, у яких можуть накопичуватися пил та жирові відкладення, що легко займисті. Особливу увагу слід приділяти стану вентиляційних решіток і фільтрів, оскільки їх забруднення значно підвищує пожежну небезпеку.

За результатами оцінки вогнестійкості та властивостей матеріалів приміщення за національним класифікатором ДСТУ EN 13501-1[35], можна зробити висновок, що приміщення належить до категорії пожежної небезпеки В (помірна пожежна небезпека). Це означає, що рівень небезпеки є помірним і вимагає впровадження стандартних заходів протипожежного захисту, включаючи автоматичне оповіщення, наявність первинних засобів гасіння, евакуаційних шляхів та належну протипожежну профілактику.

#### 4.6.2. Класифікація можливих пожеж і вибір засобів гасіння

Згідно з ДСТУ EN 2:2014, усі пожежі поділяються на кілька класів залежно від типу горючої речовини. Для приміщення з комп'ютерним обладнанням найімовірнішими є такі класи:

- Клас А – пожежі твердих горючих матеріалів (деревина, папір, пластик, текстиль). Цей клас є основним для приміщень з офісним та лабораторним обладнанням.

- Клас Е – загоряння електрообладнання, що знаходиться під напругою.

Така пожежа особливо небезпечна тим, що не допускає використання води або водних розчинів для гасіння.

- Клас В – загоряння рідин або легкозаймистих парів. У даному приміщенні це актуально у разі використання технічних аерозолів та спиртовмісних рідин.

Для таких пожеж найбільш доцільним є застосування:

- Вогнегасників порошкових (ВП-5 або ВП-6) – універсальних засобів, придатних для гасіння класів А, В, С, Е. Порошковий склад перешкоджає доступу кисню до вогнища горіння та ефективно зупиняє поширення пожежі.

- Вуглекислотних (ВВК-3,5 або ВВК-5) – особливо ефективних для пожеж класу Е, оскільки  $\text{CO}_2$  не проводить електричний струм і не пошкоджує обладнання.

У приміщенні рекомендовано мати не менше двох вогнегасників: один порошковий загального призначення та один вуглекислотний для електрообладнання.

Вогнегасники мають бути розташовані на висоті 1,2–1,5 м у легкодоступному місці біля виходу, що відповідає вимогам ППБУ.

#### 4.6.3. Протипожежні системи та технічні засоби захисту

З метою забезпечення своєчасного виявлення пожежі й мінімізації її наслідків у приміщенні повинна бути встановлена система раннього сповіщення – автоматична пожежна сигналізація. Основними елементами такої системи є:

- димові сповіщувачі оптичного типу;
- теплові сповіщувачі, які реагують на аномальне підвищення температури;
- центральний блок керування, що подає сигнал тривоги;
- пристрої звукового та світлового оповіщення.

Наявність системи оповіщення дозволяє працівникам покинути приміщення задовго до того, як пожежа набуде небезпечних масштабів. У разі загорання електрообладнання димовий сповіщувач реагує на виділення продуктів термічного розкладу пластмас та ізоляційних матеріалів.

У будівлі також повинні функціонувати:

- протипожежні двері із межою вогнестійкості не менше EI 30;
- система вентиляції з протидимним захистом, яка обмежує поширення диму;
- стаціонарні засоби зв'язку з місцевими пожежно-рятувальними підрозділами;

- засоби аварійного освітлення, що забезпечують видимість під час евакуації навіть при знеструмленні.

Особливу роль відіграє система електрозахисту, яка повинна включати автоматичні вимикачі, пристрої захисного вимкнення та заземлення. Несправність електромережі є найпоширенішою причиною пожеж у технічних приміщеннях, тому її регулярна перевірка є одним із ключових заходів протипожежної профілактики.

#### **4.6.4. Евакуаційні шляхи та вимоги до планування приміщення**

Одним із найважливіших елементів пожежної безпеки є організація шляхів евакуації. Відповідно до ДБН В.1.1-7:2016[36], шлях евакуації має бути:

- прямим і максимально коротким,
- без будь-яких перешкод,
- обладнаним аварійними покажчиками,
- завширшки не менше 1 метра,
- належно освітленим, у тому числі аварійним освітленням.

Двері на евакуаційному шляху повинні відкриватися у напрямку виходу з приміщення. Забороняється встановлювати меблі, які перекривають проходи або ускладнюють рух людей у разі пожежі. Евакуаційна схема, виконана відповідно до вимог пожежної безпеки, повинна бути розміщена на видимому місці біля входу.

Особлива увага має бути приділена протипожежному режиму, що визначає порядок знеструмлення обладнання, правила використання електроприладів, зберігання матеріалів і поводження з легкозаймистими

речовинами. Усі працівники повинні бути ознайомлені з цим режимом під час вступного та первинного інструктажів.

#### **4.6.5. Пожежно-профілактичні заходи**

Для запобігання виникненню пожежі необхідно систематично виконувати низку організаційних та технічних заходів, які передбачені ППБУ. До таких заходів належать:

- регулярна перевірка стану електропроводки, розеток, подовжувачів;
- дотримання номінальних навантажень електромережі;
- очищення техніки від пилу, що може накопичуватись у вентиляційних системах;
- зберігання технічних рідин у герметичних упаковках подалі від джерел тепла;
- заборона залишати увімкнене обладнання без нагляду;
- регулярне навчання персоналу правилам поведінки у разі пожежі;
- проведення планових тренувань з евакуації.

Кожне підприємство або структурний підрозділ повинен мати затверджені інструкції з протипожежної безпеки та журнал реєстрації інструктажів, у якому фіксується факт проходження навчання працівниками.

#### **4.6.6. Дії персоналу у разі пожежі**

У разі виникнення пожежі, працівники повинні діяти відповідно до інструкції:

1. негайно повідомити пожежну службу за телефоном 101, вказавши точну адресу, місце загоряння та обстановку.
2. Активувати ручний сповіщувач пожежної сигналізації, якщо він наявний.
3. Знеструмити обладнання шляхом вимкнення автоматів або рубильника.
4. У разі невеликого загоряння спробувати загасити його доступним відповідним вогнегасником.
5. Організовано покинути приміщення за евакуаційним маршрутом.
6. Не використовувати ліфти, не відкривати вікна і не застосовувати воду на електрообладнанні.

Працівники мають бути здатні оцінити, чи є вогнище горіння таким, що може бути ліквідоване первинними засобами. Якщо пожежа швидко поширюється або супроводжується сильним задимленням, слід негайно залишити приміщення і чекати прибуття рятувальників.

#### **4.6.7. Аналіз відповідності приміщення вимогам пожежної безпеки**

Аналіз конструктивних особливостей приміщення свідчить, що об'єкт відповідає вимогам пожежної безпеки. У приміщенні відсутні легкозаймисті матеріали у значних кількостях, вентиляція забезпечує належний рівень повітрообміну, а всі електричні розетки, вимикачі та кабелі перебувають у технічно справному стані. Приміщення обладнане первинними засобами пожежогасіння, є вільний евакуаційний вихід, а робочі місця не перевантажені електричними приладами.

Таким чином, загальна пожежна небезпека приміщення класифікується як низька, що дозволяє проводити роботи без додаткових обмежень, за умови дотримання встановлених правил та інструкцій.

### **Висновок до розділу «Охорона праці»**

У ході аналізу питань охорони праці було розглянуто основні фактори виробничого середовища та нормативні вимоги, що регламентують безпечні умови роботи у приміщеннях з комп'ютерною, мультимедійною та вимірною технікою. Розділ продемонстрував, що створення безпечного та ергономічного робочого простору ґрунтується на комплексному підході, який включає санітарно-гігієнічні, технічні, організаційні та протипожежні заходи.

Вимоги до мікроклімату, встановлені державними санітарними нормами, передбачають підтримання оптимальних параметрів температури, вологості та швидкості руху повітря для робіт легкої категорії, характерних для обслуговування комп'ютерного обладнання. Дотримання цих нормативів забезпечує комфортний тепловий стан працівника, запобігає перевтомі та сприяє підтриманню високої працездатності. Аналогічним чином виконуються вимоги до рівня освітлення: норми ДБН зобов'язують забезпечувати достатню освітленість, рівномірність світлового потоку та правильне розташування світильників, що має особливе значення при роботі з моніторами та дрібними деталями. Окрему увагу приділено впливу фізичних факторів, таких як неіонізуючі електромагнітні поля та іонізуюче випромінювання. Державні норми чітко встановлюють гранично допустимі рівні цих факторів у робочих приміщеннях, а сучасне офісне та лабораторне обладнання, як правило, відповідає вимогам електромагнітної безпеки. Дотримання стандартів електротехнічного захисту, правильне заземлення,

справність електромережі та відсутність джерел іонізуючого випромінювання є основою гарантії безпечної експлуатації техніки.

Контроль за наявністю шкідливих речовин у повітрі регламентується нормами гранично допустимих концентрацій. У приміщеннях подібного типу допускається використання технічних аерозолів, очищувачів та інших матеріалів, але їх зберігання та застосування повинні відповідати вимогам санітарних правил. Належна вентиляція, технічне обслуговування обладнання та дотримання інструкцій із поводження з хімічними речовинами дозволяють підтримувати повітряне середовище у межах санітарно-безпечних параметрів.

Пожежна безпека, як ключовий елемент охорони праці, регулюється Правилами пожежної безпеки в Україні та ДБН В.1.1-7. Ці нормативні документи визначають вимоги до утримання приміщення, шляхів евакуації, систем сигналізації, первинних засобів пожежогасіння та протипожежного режиму. Належне розміщення вогнегасників, справність електропроводки, наявність інструкцій та проведення інструктажів є необхідними умовами забезпечення пожежної безпеки. Виконання таких заходів значно знижує ризики виникнення пожежі та забезпечує захист людей і матеріальних цінностей.

Узагальнюючи вищенаведене, можна стверджувати, що дотримання вимог чинних нормативних документів з охорони праці створює безпечні, ергономічні та сприятливі умови для виконання робіт у приміщенні. Забезпечення оптимального мікроклімату, нормованого освітлення, контроль за фізичними факторами та виконання протипожежних заходів дозволяють мінімізувати виробничі ризики і гарантують захист працівників. Таким чином, розділ охорони праці підтверджує, що при відповідальному ставленні до організації роботи можна досягти високого рівня безпеки та ефективності трудового процесу. Він також підтверджує, що всі необхідні умови для

забезпечення безпечного виконання робіт у приміщенні гарантовані та підтримуються на належному рівні.

## РОЗДІЛ 5. ОХОРОНА НАВКОЛИШНЬОГО СЕРЕДОВИЩА

### 5.1. Вступ

Охорона навколишнього середовища в сучасних умовах є одним з ключових чинників сталого розвитку, оскільки від екологічної стабільності залежить не лише якість життя населення, а й можливість подальшого технологічного прогресу[37]. Глобальне зростання обсягів промисловості, застосування електронних технологій і збільшення кількості обладнання, яке потребує енергетичних та матеріальних ресурсів, суттєво посилюють антропогенний вплив на природу. Унаслідок цього підвищуються ризики забруднення атмосфери, водних ресурсів, ґрунтів, а також екосистем загалом. Саме тому екологічні питання стають невід'ємною складовою будь-якої інженерної, наукової чи виробничої діяльності.

Використання електронного обладнання, інформаційних систем та цифрових пристроїв сприймається суспільством як технологічно нешкідливе рішення, особливо якщо йдеться про офісні або лабораторні приміщення. Проте навіть така техніка володіє власним ланцюгом екологічних наслідків, починаючи з процесу виготовлення та закінчуючи моментом утилізації. Виробництво компонентів потребує великих обсягів ресурсів, енергетичних витрат, участі хімічних процесів та логістичних операцій. Завершальні етапи життєвого циклу, пов'язані з утилізацією або переробленням електронного обладнання, є не менш критичними, оскільки сучасний рівень технологічного старіння сприяє швидкому накопиченню електронних відходів.

У зв'язку з цим, при розгляді будь-яких інженерних рішень важливо оцінювати не лише технічні параметри та функціональні особливості, але й екологічні наслідки, які супроводжують розвиток і використання техніки.

Сьогодні екологічний підхід є не просто рекомендацією, а вимогою міжнародних екологічних стратегій, спрямованих на раціональне використання природних ресурсів і мінімізацію шкідливого впливу людської діяльності на середовище[38].

## **5.2. Джерела впливу на навколишнє середовище**

Джерела екологічного впливу, пов'язані з використанням електронного обладнання, мають складний і багатофакторний характер. Вони формуються протягом усього життєвого циклу техніки: від добування сировини до завершальної стадії утилізації. Найбільший екологічний слід електронних пристроїв виникає на етапах промислового виробництва, оскільки виготовлення мікросхем, друкованих плат, пластикових корпусів та інших компонентів потребує значних ресурсів та створює техногенні викиди. Металургійні процеси, пов'язані з добуванням міді, алюмінію, кобальту, нікелю чи літію, які є основними елементами електроніки, супроводжуються забрудненням води та ґрунтів. До цього додаються енергетичні витрати на транспорт і логістику, які забезпечують глобальні ланцюги постачання комплектуючих.

Під час транспортування готових виробів використовуються автомобільні, авіаційні та морські перевезення. Кожен із цих видів транспорту є джерелом викидів вуглекислого газу, твердих часток, важких металів та оксидів азоту. Транспортування обладнання на великі відстані збільшує вуглецевий слід і створює додаткове навантаження на атмосферу, що підсилює глобальний ефект потепління та забруднення міського повітря.

Окремим джерелом впливу є енергоспоживання електронних пристроїв у процесі їх функціонування. Навіть відносно малопотужна офісна техніка

вимагає стабільного енергопостачання, а сучасні обчислювальні системи можуть поглинати значні обсяги електроенергії. Якщо така енергія виробляється за рахунок спалювання викопних ресурсів, це сприяє зростанню викидів CO<sub>2</sub>, SO<sub>2</sub> та інших газів, що впливають на клімат і стан атмосфери. Енергетична система багатьох країн залежить від ТЕС, тому навіть непряме електроспоживання стає чинником екологічного тиску. Крім того, електронні пристрої створюють теплові потоки, які хоча і є локальними, але можуть збільшувати потребу в охолодженні приміщень. Це знову веде до додаткового споживання енергії, що формує замкнений цикл: техніка виробляє тепло, яке треба компенсувати енергозатратним охолодженням.

Найгострішою проблемою залишається утворення електронних відходів. Електронне сміття накопичується набагато швидше, ніж традиційні відходи, оскільки техніка морально застаріває значно швидше, ніж фізично зношується. Елементна база містить хімічно небезпечні матеріали: сполуки свинцю, кадмію, ртуті, полімери з бромованими антипіренами, а також складні багат шарові плати, які практично неможливо переробити традиційними методами. Неконтрольоване скидання і спалювання таких відходів становить надзвичайну загрозу для екосистем.

Усі ці фактори формують комплексний і багаторівневий вплив на довкілля, який необхідно враховувати при оцінці екологічної стійкості технологій.

### **5.3. Екологічні аспекти функціонування комп'ютерних та електронних систем**

Під час функціонування комп'ютерного та електронного обладнання виникає низка екологічних аспектів, які не завжди очевидні на перший

погляд. Одним із них є електромагнітне випромінювання, яке створюється процесорами, мережевими модулями, трансформаторами живлення та іншими елементами. Хоча рівні таких випромінювань регламентовані міжнародними нормами і зазвичай не перевищують установлених значень, велика кількість пристроїв у замкненому просторі створює додаткове техногенне навантаження. Електромагнітні поля мають здатність поширюватися у просторі та взаємодіяти з іншими електронними системами.

Принцип поширення електромагнітних хвиль можна описати співвідношенням:

$$\lambda = \frac{c}{f},$$

де зростання частоти сигналу зменшує довжину хвилі і потенційно збільшує інтенсивність її взаємодії з середовищем, що має значення при високочастотних комунікаційних технологіях. З розвитком мережових систем, бездротових сенсорів та оптичних пристроїв щільність електромагнітного фону у приміщеннях поступово зростає, створюючи нові умови для оцінки екологічного навантаження.

Важливим аспектом є теплове навантаження, оскільки будь-який електронний компонент під час роботи нагрівається. У локальному масштабі це може змінювати мікроклімат приміщення, а у великих центрах обробки даних – суттєво впливати на систему кондиціонування. Енергія, витрачена на відведення тепла, є додатковим прихованим внеском у загальне енергоспоживання та, відповідно, у формування вуглецевого сліду.

Експлуатація техніки потребує також використання різних технічних засобів догляду: очищувальних рідин, знежирювачів, спиртовмісних компонентів. Частина цих речовин може потрапляти у приміщення у вигляді парів або мікроскопічних аерозолів. У великих масштабах такі виділення

впливають на якість повітря в приміщенні та потребують належної вентиляції.

Окреме місце займає проблема старіння обладнання. Швидкий прогрес у сфері електроніки робить багато пристроїв застарілими вже через кілька років після виробництва. Це призводить до значного збільшення електронного сміття, перероблення якого є складним і дорогим. Сучасні плати й модулі є багат шаровими, містять матеріали з високими температурами плавлення, вимагають складного розділення, а їх хімічна структура ускладнює повторне використання.

#### **5.4. Шляхи зменшення негативного впливу на навколишнє середовище**

Зменшення негативного екологічного впливу електронного обладнання можливе лише за умови дотримання комплексного підходу до організації виробництва, експлуатації та утилізації техніки. Одним з найважливіших напрямів є енергозбереження. Використання обладнання, що підтримує інтелектуальні режими роботи, дозволяє значно зменшити витрати електроенергії. Наприклад, сучасні пристрої можуть переходити у стан пониженого енергоспоживання під час простою, автоматично регулювати частоту процесорів, вимикати непотрібні модулі та оптимізувати навантаження на батареї. Це не лише знижує загальний екологічний слід, але й продовжує строк служби обладнання.

Важливою екологічною стратегією є використання матеріалів, придатних до вторинної переробки. Значна частина сучасних електронних компонентів виготовляється з полімерів, які можуть накопичуватись у навколишньому середовищі протягом десятків років. Використання екологічно безпечних пластикових сплавів, вторинної сировини та

безсвинцевих припоїв значно зменшує токсичність електронних відходів. Водночас можливість швидкої та ефективної розборки пристрою, відокремлення компонентів і повторного використання матеріалів є одним із провідних напрямів екологічного проектування. Суттєву роль відіграє і правильна організація утилізації електронних компонентів. Передача відпрацьованих пристроїв на спеціалізовані підприємства дозволяє не лише вилучити дорогоцінні метали, але й запобігти проникненню токсичних речовин у навколишнє середовище. Для багатьох країн питання утилізації електронних відходів є стратегічним завданням, оскільки саме у цьому секторі сконцентрована найбільша кількість складноперероблюваних матеріалів. Крім того, зменшення екологічного впливу можливе за рахунок зниження кількості відходів шляхом продовження службового життя обладнання. Регулярне обслуговування, профілактичне очищення, заміна зношених модулів та можливість модернізації систем значно зменшують частоту необхідності утилізації та скорочують потребу у виробництві нових пристроїв.

Не можна ігнорувати роль альтернативних джерел енергії. Використання сонячних панелей для часткового забезпечення електроживлення, застосування енергоощадних інверторів, сучасних систем енергозберігаючого освітлення й теплових насосів сприяє скороченню викидів шкідливих газів і зменшенню пагубного впливу на атмосферу.

Іншим важливим напрямом є оптимізація логістичних систем, що передбачає зменшення транспортних витрат, використання транспортних засобів із пониженим рівнем викидів та раціональне планування маршрутів. Зменшення транспортних операцій дозволяє знизити загальну кількість забруднювачів, що потрапляють у повітря.

Комплексне застосування цих підходів дає змогу сформувати екологічно безпечну модель використання електронних технологій, яка враховує як ресурсні, так і природоохоронні вимоги сучасного суспільства.

### **Висновок до розділу «Охорона навколишнього середовища»**

Екологічний аналіз показав, що використання сучасного електронного обладнання неминуче пов'язане з багаторівневим впливом на природне середовище.

Дослідження підтвердило, що виробництво та експлуатація електронних систем включають значну кількість процесів, що супроводжуються споживанням матеріальних ресурсів і енергії. Встановлено, що найбільшу частку екологічного навантаження створює добування сировини та первинна обробка металів, які використовуються у виготовленні мікросхем і компонентів. Не менш важливим є те, що експлуатаційне енергоспоживання техніки прямо залежить від структури енергетичної системи країни, а отже, навіть офісне обладнання може опосередковано сприяти збільшенню викидів CO<sub>2</sub> та інших шкідливих речовин.

Наймасштабнішою проблемою виявилася швидка генерація електронних відходів, зумовлена стрімким технічним прогресом і моральним старінням обладнання. У розділі було показано, що електронні відходи формують особливу групу небезпечних матеріалів, серед яких присутні важкі метали, токсичні полімери та хімічно стійкі компоненти, що практично не розкладаються. Безконтрольне поводження з такими відходами призводить до забруднення ґрунтів, потрапляння токсинів у водні системи, накопичення шкідливих речовин у ланцюгах живлення та значного порушення природних

екосистем. Завдяки аналізу стає очевидним, що екологічні загрози формуються не лише у місцях утилізації, але й у фазах транспортування, складування та попередньої обробки відходів. У сучасних умовах це становить одну з головних екологічних проблем техногенної цивілізації, яка потребує всебічного контролю та довгострокових рішень у масштабах регіональних і глобальних систем.

Отримані результати свідчать, що мінімізація впливу можлива лише шляхом поєднання енергоощадних технологій, екологічно відповідних матеріалів і раціональної системи утилізації.

Загалом проведений аналіз доводить, що ефективний екологічний захист у сфері використання електронного обладнання має ґрунтуватися на комплексному підході, який охоплює всі етапи життєвого циклу техніки. Необхідно впроваджувати технології повторного використання матеріалів, зменшувати частоту виробничих циклів, оптимізувати логістичні зв'язки та забезпечувати належну інфраструктуру для перероблення відходів. Застосування енергоощадних компонентів, перехід до низьковуглецевих джерел енергії та розвиток центрів екологічної утилізації дають можливість суттєво знизити сумарний техногенний вплив. Водночас важливою складовою залишається підвищення екологічної свідомості користувачів і виробників, адже саме цілісний підхід забезпечує здатність суспільства відповідати на сучасні екологічні виклики та підтримувати баланс між технологічним розвитком і збереженням природного середовища.

## ВИСНОВКИ

У роботі досліджено теоретичні та прикладні засади аналізу рухів людини з використанням комп'ютерного зору, що дозволило визначити ключові вимоги до системи автоматизованого трекінгу маркерів та параметрів моторики.

На основі опрацьованих матеріалів, сформовано науково обґрунтований підхід до сегментації, обробки та відстеження маркерів у відеозаписах, що включає оптимізацію методів виділення кольорових об'єктів, визначення їхніх контурів, застосування фільтраційних алгоритмів та математичне перетворення координат у біомеханічні показники. Показано, що використання простору HSV, морфологічних операцій та стохастичного моделювання руху забезпечує стабільність і високу точність отриманих даних навіть за наявності шумів, оклюзій та нерівномірного освітлення, а інтеграція цих елементів створює надійний інструментарій для кількісного оцінювання рухових функцій.

У роботі розроблено повноцінну систему автоматичного трекінгу та аналізу рухів у MATLAB, яка охоплює весь цикл обробки від завантаження відео до формування комплексного PDF-звіту. Реалізовано механізми калібрування масштабу, сегментації маркерів, визначення центроїдів, згладжування траєкторій за допомогою фільтра Калмана, а також модулі розрахунку біомеханічних характеристик, таких як кут у ліктьовому суглобі, швидкісні параметри та структура фаз руху. Система продемонструвала здатність працювати зі складними відеоматеріалами та забезпечувати високу якість аналітичних результатів, що підтверджує її потенціал для використання як у наукових, так і в клінічних умовах. Важливо, що запропоноване рішення поєднує доступність програмної реалізації та високий рівень автоматизації, що відрізняє його від багатьох традиційних

інструментів гейт-аналізу й робить перспективним для масштабування та подальшого вдосконалення.

У підсумку встановлено, що інтеграція технологій комп'ютерного зору, математичного моделювання та цифрової обробки сигналів забезпечує можливість створення ефективних інструментів для оцінювання стану рухової системи людини. Отримані результати демонструють, що поєднання методів аналізу контурів, трекінгу та фільтрації дозволяє з високою точністю реконструювати параметри руху та представляти їх у зручній для реабілітаційної практики формі.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Боярчук О.Д., АНАТОМІЯ ТА ЕВОЛЮЦІЯ НЕРВОВОЇ СИСТЕМИ // Підручник для студентів вищих навчальних закладів, Луганськ, ДЗ «ЛНУ імені Тараса Шевченка», 2014.
2. Сумський державний університет, ЧЕРЕПНО-МОЗКОВА ТРАВМА (ЧМТ). КЛАСИФІКАЦІЯ. ЕПІДЕМІОЛОГІЯ. ЗАКРИТА ЧМТ, Суми, 2018.
3. Нейропластичність, 2025, [Електронний ресурс]. Режим доступу:  
<https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%9D%D0%B5%D0%B9%D1%80%D0%BE%D0%BF%D0%BB%D0%B0%D1%81%D1%82%D0%B8%D1%87%D0%BD%D1%96%D1%81%D1%82%D1%8C>
4. Баглай С., Нейропластичність мозку: як розвинути найголовніший орган. Laba., 2019, [Електронний ресурс]. Режим доступу:  
<https://laba.ua/blog/show-401>
5. Бісмак, О.В., Мельнік, Н.Г., Основи фізичної реабілітації: навч. посіб. Харків: Вид-во Бровін О. В., Харків, 2020.
6. Філак Я.Ф., Методичні рекомендації з дисципліни «Основи фізичної терапії», Ужгород, 2020.
7. Rui Ma, Zhendong Zhang, Enqing Chen, Human Motion Gesture Recognition Based on Computer Vision, 2021.
8. Микита Теребецький, Олександр Кузьомін, РОЗРОБКА ТА ДОСЛІДЖЕННЯ СЕГМЕНТАЦІЇ ЗОБРАЖЕНЬ ЗА ДОПОМОГОЮ MASK R-CNN, GRAB CUT І OPENCV, ГРААЛЬ НАУКИ, 2022.
9. Stefano Corazza, Lars Mündermann, Emiliano Gambaretto, Giancarlo Ferrigno, Markerless Motion Capture through Visual Hull, Articulated ICP and

Subject Specific Model Generation, International Journal of Computer Vision, 2010.

10. Д.М. Барановський, ОПТОЕЛЕКТРОННІ МЕДИЧНІ ВИРОБИ ДЛЯ ВПЛИВУ НА ФУНКЦІОНАЛЬНИЙ СТАН ОПЕРАТОРА, 2024.

11. Simardeep Kaur, Dr. Vijay Kumar Banga, Content Based Image Retrieval: Survey and Comparison between RGB and HSV model, AMRITSAR COLLEGE OF ENGG & TECHNOLOGY, Amritsar, India, 2013.

12. A. Radgui, Cedric Demonceaux, El Mustapha Mouaddib, D. Aboutajdine, M. Rziza, An adapted Lucas-Kanade's method for optical flow estimation in catadioptric images, Rabat, Maroc, 2008.

13. R Aarthy, Object Tracking Algorithms in OpenCV, 2023, [Електронний ресурс]. Режим доступу:

<https://www.scaler.com/topics/object-tracking-algorithms/>

14. Yuji Ohshima, Development of Marker-Based Motion Capture Using RGB Cameras: A Neural Network Approach for Spherical Marker Detection, 2025.

15. Anargyros Chatzitofis, Dimitrios Zarpalas, Stefanos Kollias, Stefanos Kollias, DeepMoCap: Deep Optical Motion Capture Using Multiple Depth Sensors and Retro-Reflectors, SciProfilesScilitPreprints.orgGoogle Scholar, 2019.

16. Dijin Dominic, A Beginner's Guide to understand the HSV Color Model, 2024.

17. Rafael C. Gonzalez, Richard E. Woods, Digital Image Processing FOURTH EDITION, 2018.

18. Kun Zheng, Li Tian, Jinling Cui, Junhua Liu, Hui Li, Jing Zhou, An Adaptive Thresholding Method for Facial Skin Detection in HSV Color Space, 2019.

19. Richard Szeliski, Computer Vision: Algorithms and Applications 2nd Edition, 2021.

20. McIlhagga, William H., The Canny Edge Detector Revisited, International Journal of Computer Vision, 2010.

21. Mohammed Khalid Hossen, Sayed Mashequl Bari, Partho Protim Barman, Rana Roy, Application of Python-OpenCV to detect contour of shapes and colour of a real image, 2022.

22. Douglas Gordon Robertson, Graham E Caldwell, Joseph Hamill, Gary Kamen, Research Methods in Biomechanics: Second edition, 2013.

23. Tony Lacey, Tutorial: The Kalman Filter, 2014.

24. Фільтр Калмана, 2025, [Електронний ресурс]. Режим доступу:

[https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A4%D1%96%D0%BB%D1%8C%D1%82%D1%80\\_%D0%9A%D0%B0%D0%BB%D0%BC%D0%B0%D0%BD%D0%B0](https://uk.wikipedia.org/wiki/%D0%A4%D1%96%D0%BB%D1%8C%D1%82%D1%80_%D0%9A%D0%B0%D0%BB%D0%BC%D0%B0%D0%BD%D0%B0)

25. Greg Welch, Gary Bishop, An Introduction to the Kalman Filter, Department of Computer Science, University of North Carolina at Chapel Hill, 2006.

26. Simo Sarkka, BAYESIAN FILTERING AND SMOOTHING, 2013.

27. Winter, D. A., Biomechanics and Motor Control of Human Movement (4th ed.), Wiley, 2009.

28. Muhammad Hassan Khan, Martin Zöllner, Muhammad Shahid Farid, Marcin Grzegorzec, Marker-Based Movement Analysis of Human Body Parts in Therapeutic Procedure, 2020.

29. Claudia F. Romero-Flores, Rogelio Bustamante-Bello, Marcos Moya Bencomo, Erick Axel Martinez-Ríos, Luis Montesinos, Optical Marker-Based

Motion Capture of the Human Spine: A Scoping Review of Study Design and Outcomes, 2024.

30. Logan Wade, Laurie Needham, Polly McGuigan, James Bilzon, Applications and limitations of current markerless motion capture methods for clinical gait biomechanics, 2022.

31. МІНІСТЕРСТВО ОХОРОНИ ЗДОРОВ'Я УКРАЇНИ ГОЛОВНИЙ ДЕРЖАВНИЙ САНІТАРНИЙ ЛІКАР УКРАЇНИ, ПОСТАНОВА, N 42 від 01.12.99, м.Київ, Санітарні норми мікроклімату виробничих приміщень, ДСН 3.3.6.042-99.

32. МІНІСТЕРСТВО ВНУТРІШНІХ СПРАВ УКРАЇНИ, НАКАЗ, 30.12.2014 № 1417, Про затвердження Правил пожежної безпеки в Україні.

33. ПОЖЕЖНА БЕЗПЕКА ОБ'ЄКТІВ БУДІВНИЦТВА, Загальні вимоги, ДБН В.1.1-7:2016, Київ, 2017.

34. ДСТУ EN 2:2014 Класифікація пожеж (EN 2:1992; EN 2:1992/A1:2004, IDT), 2016.

35. ДСТУ EN 13501-1:2022 Пожежна класифікація будівельних виробів і будівельних конструкцій. Частина 1. Класифікація за результатами випробувань щодо реакції на вогонь (EN 13501-1:2018, IDT), 2023.

36. ДБН В.1.1-7:2016 Пожежна безпека об'єктів будівництва. Загальні вимоги, 2017.

37. ДСТУ 2293:2014. Охорона праці. Терміни та визначення основних понять. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2015.

38. ДСТУ ISO 14001:2015. Системи екологічного управління. Вимоги та настанови щодо застосування. Київ : ДП «УкрНДНЦ», 2016.