

Міністерство освіти і науки України
Одеський національний політехнічний університет

НГУЕН ГУІ КИОНГ

УДК 004.93

**МОДЕЛІ І МЕТОДИ КОМП'ЮТЕРНОЇ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ
РІШЕНЬ В АВТОМАТИЗОВАНИХ СИСТЕМАХ РУХОВОЇ РЕАБІЛІТАЦІЇ**

05.13.06 – Інформаційні технології

АВТОРЕФЕРАТ
дисертації на здобуття наукового ступеня
кандидата технічних наук

Одеса – 2015

Дисертацією є рукопис.

Робота виконана в Одеському національному політехнічному університеті Міністерства освіти і науки України.

Науковий керівник

кандидат технічних наук, доцент
Болтъонков Віктор Олексійович,
Одеський національний політехнічний
університет,
доцент кафедри інформаційних систем

Офіційні опоненти:

доктор технічних наук, професор
Поворознюк Анатолій Іванович,
Національний технічний університет
"Харківський політехнічний інститут",
професор кафедри обчислювальної техніки
та програмування

кандидат технічних наук, доцент
Левченко Андрій Олександрович,
Військова академія (м. Одеса) Міністерства
оборони України, начальник кафедри
розвідки

Захист відбудеться "03" грудня 2015 р. о 13:30 на засіданні спеціалізованої вченої ради Д 41.052.01 Одеського національного політехнічного університету за адресою: 65044, м. Одеса, пр. Шевченка, 1, ауд. 400а.

З дисертацією можна ознайомитись у науково-технічній бібліотеці Одеського національного політехнічного університету за адресою: 65044, м. Одеса, пр. Шевченка, 1.

Автореферат розісланий "03" листопада 2015 р.

Вчений секретар спеціалізованої вченої ради

О. Є. Колесніков

ЗАГАЛЬНА ХАРАКТЕРИСТИКА РОБОТИ

Актуальність теми. Однією з ефективних галузей сучасної телемедицини є дистанційна рухова реабілітація (ДРР) пацієнтів із захворюваннями опорно-рухового апарату, центральної нервової системи, дитячим церебральним паралічем. Сьогодні у світі існують мільйони потенційних користувачів систем ДРР. ДРР побудована на віддаленій демонстрації пацієнтові лікарем-інструктором комплексу рухових вправ, повторенні його пацієнтом і коригувальних рекомендацій лікаря пацієнту по правильному виконанню рухів.

В основі ДРР лежать моделі руху людини в відеопотоці і методи порівняння цих рухів з навчальними рухами. На підставі порівняльного аналізу виконуваних пацієнтом рухів з навчальними лікар приймає рішення за поточною корекцію процедури лікування. Ефективність лікування в значній мірі визначається правильністю рішення, прийнятого лікарем. З цієї точки зору досить актуальні системи комп'ютерної підтримки прийняття рішення (ППР) лікарем. Існуючі системи підтримки прийняття рішення (СППР) при ДРР, як правило, дають бінарне рішення: "рух виконано правильно / неправильно" без оцінки кількісних параметрів, що дозволяє оцінити правильність виконання вправи і виробити коригувальну рекомендацію. Відомі моделі руху людини в відеопотоці складні, і разом з тим недостатньо формалізовані і точні щодо побудови рухового образу. Методи кількісного порівняння рухів складні і практично незастосовні для практикуючого лікаря.

Це говорить про актуальність досліджень у даному науковому напрямку. У роботі для усунення перерахованих недоліків відомих систем пропонується розробити інформаційну технологію (ІТ) підтримки прийняття рішень (ППР) на основі моделей оцінки кількісних параметрів руху людини за відеопослідовністю і методів, що дозволяють виробити обґрунтоване і достовірне рішення щодо корекції руху.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами. Дисертаційна робота виконувалася у відповідності з переліком пріоритетних напрямів наукових досліджень на період до 2015 року в галузі «Інформаційні та телекомунікаційні технології», затвердженим постановою № 943 Кабінету Міністрів України від 07.09.2011, та пріоритетними напрямками науково-дослідних робіт Одеського національного політехнічного університету (ОНПУ), зокрема в рамках держбюджетної науково-дослідної роботи кафедри інформаційних систем – «Дослідження та розробка методів та алгоритмів розпізнавання візуальної інформації та аналізу сцен» (№ дер ж. реєстрації 0111U010458) – при безпосередній участі автора.

Мета і задачі дослідження. Метою дисертаційної роботи є розробка та дослідження моделей, методів та інформаційної технології комп'ютерної підтримки прийняття рішень в автоматизованих системах рухової реабілітації для підвищення достовірності прийняття рішень.

Для досягнення поставленої мети вирішені такі задачі:

- Аналіз існуючих систем підтримки прийняття рішень при дистанційній руховій реабілітації, інформаційних технологій, моделей і методів оцінки параметрів руху людини в відеопотоці, що лежать в їх основі, і вибір напрямку досліджень.

- Розробка проєктивної моделі для покадрового опису елемента руху людини в відеопотоці.

- Розробка кінематичної моделі руху людини в відеопотоці.

- Розробка методу побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів.

- Розробка методу підтримки прийняття рішень на основі кількісних мір близькості рухів.

- Розробка інформаційної технології побудови системи підтримки прийняття рішень для дистанційної рухової реабілітації.

- Розробка та апробація системи підтримки прийняття рішень для дистанційної рухової реабілітації на базі розроблених методів і моделей та інформаційної технології.

Об'єкт дослідження – Процес підтримки прийняття рішення при руховій реабілітації пацієнтів.

Предмет дослідження – Моделі і методи аналізу руху людини в відеопотоці для комп'ютерної підтримки прийняття рішень при руховій реабілітації пацієнтів.

Методи дослідження. Методи цифрової обробки зображень, методи скелетизації зображень теоретична кінематика використані при розробці моделей руху людини у відеопотоці, теорія заходів близькості, методи скелетизації зображень, методи теорії ймовірності, математичної статистики використані при розробці методів підтримки прийняття рішень, методи імітаційного моделювання використані при розробці та апробації ІТ та системи ППР при ДРР.

Наукова новизна одержаних результатів полягає в наступному:

1. Вперше розроблено двовимірну проєктивну модель для покадрового представлення руху людини в відеопотоці, яка на відміну від існуючих на підставі побудови та обробки скелета дозволяє формально описати плоский кадр за допомогою 16-ти характерних точок з метою подальшої статистичної оцінки кінематичних параметрів.

2. Отримав подальший розвиток метод виявлення характерних точок, який враховує результати логічного аналізу скелета з допомогою зсувної маски, що дозволяє підвищити достовірність виявлення характерних точок.

3. Вперше розроблено кінематичну модель тіла людини в відеопотоці, яка на відміну від існуючих побудована на апроксимації траєкторій характерних точок в 3-х кадрових фрагментах відеопотоку дугами кіл, що дозволяє отримати точкові оцінки миттєвих тангенціальних швидкостей і прискорень характерних точок тіла.

4. Отримав подальший розвиток метод побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів, який заснований на розрахунку їх зсувного середнього по послідовним фрагментам відеопотоку, що дозволяє отримати незміщені, спроможні та ефективні оцінки координат, тангенціальних швидкостей і тангенціальних прискорень характерних точок тіла.

5. Вперше розроблено метод та інформаційну технологію підтримки прийняття рішення щодо оцінки правильності та корекції руху пацієнта, які

відрізняються можливістю кількісного порівняння параметрів навчаючого і поточного рухів, що дозволяє підвищити достовірність прийняття правильного рішення.

Практична цінність отриманих результатів.

На основі розроблених моделей і методів розроблено інформаційну технологію, що реалізована у вигляді автоматизованої системи підтримки прийняття рішення при дистанційній руховій реабілітації. Розроблена інформаційна технологія дає можливість підвищити достовірність прийняття рішення при дистанційній руховій реабілітації. Результати апробації показали, що достовірність прийняття рішення з використанням розробленої інформаційної технології підвищується на 57%. Автоматизована система ППР при ДРР випробувана і впроваджена на підприємстві "Vietlogic" (г. Ханой, Республіка В'єтнам).

Основні положення дисертаційного дослідження використані в навчальному процесі Одеського національного політехнічного університету на кафедрі інформаційних систем в лабораторних практикумах, при курсовому і дипломному проектуванні.

Особистий внесок здобувача. Усі наукові положення та практичні результати, подані в дисертаційній роботі, були отримані автором особисто. Роботи [5, 6] виконані без співавторів. В роботах, опублікованих у співавторстві, особистий внесок здобувача такий: [1] – розроблена двовимірна проєктивна модель для покадрового представлення руху людини в відеопотоці; [2,7,9] – розроблена та досліджена кінематична модель руху у відеопотоці та метод побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів ; [3,8] – розроблено метод виявлення характерних точок на основі аналізу скелетів зображення людини; [4, 10, 11] – розроблені метод та інформаційна технологія підтримки прийняття рішення для оцінки правильності та корекції руху пацієнта та розроблена структура системи підтримки прийняття рішень при руховій реабілітації.

Апробація результатів дисертації. Основні положення дисертаційної роботи доповідалися та обговорювалися на наукових семінарах кафедри інформаційних систем ОНПУ і наукових конференціях:

– Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні інформаційні та електронні технології – 2013 (СИЕТ-2013)» (м. Одеса, 23-27 травня 2013 р.).

– Міжнародна науково-практична конференція «Інформаційні управляючі системи та технології – 2013 (ІУСТ-2013)» (м. Одеса, 8-10 жовтня 2013 р.).

– Міжнародна конференція студентів і молодих науковців «Сучасні інформаційні технології 2014 (МІТ-2014)» (м. Одеса, 22-26 квітня 2014 р.).

– Міжнародна науково-практична конференція «Сучасні інформаційні та електронні технології – 2014» (м. Одеса, 26-30 травня 2014 р.).

– 8-th International Forum on Innovative Technologies for Medicine (ITMED 2014) – (Poland, Suprasl, December 4-6, 2014).

– Міжнародна науково-практична конференція молодих вчених та студентів «Інформаційне, програмне та технічне забезпечення систем управління організаційно-технологічними комплексами» (м. Луцьк, 5-6 квітня 2015 р.).

Публікації. За темою дисертації опубліковано 11 робіт, у тому числі 5 статей у наукових журналах з переліку фахових видань України (з яких 4 статті у виданнях, які входять у наукометричні бази Ulrich's, DRIVER, BASE, Index Copernicus, Google Scholar, РИНЦ), 6 – у працях або тезах доповідей міжнародних та всеукраїнських конференцій.

Структура дисертаційної роботи. Дисертація складається зі вступу, 4 розділів, висновків, списку використаних джерел із 118 найменувань і 2 додатків. Загальний обсяг дисертації становить 145 сторінок. Робота містить 37 рисунків і 10 таблиць.

ОСНОВНИЙ ЗМІСТ РОБОТИ

У вступі обґрунтовано актуальність теми дисертаційної роботи, сформульовані мета, завдання, об'єкт, предмет і методи дослідження, визначена наукова новизна і практичне значення отриманих результатів, наведено відомості про публікації та апробації результатів дисертаційної роботи.

У першому розділі виконано аналіз існуючих систем підтримки прийняття рішень при ДРР, відповідних ІТ, моделей і методів опису руху тіла і оцінки параметрів руху людини в відеопотоці.

Задача ППР при ДРР як задача вибору на множині альтернатив у формалізованому вигляді виглядає наступним чином. Множина альтернатив $alt_i \in A, i = (1, n)$ являє собою множину n частин тіла людини, що спостерігаються у відеопотоці або відповідних їм характерних точок (ХТ) тіла людини, що описують його рух, та складається з двох підмножин $A = \{A^{нац} \cup A^{навч}\}$, де $A^{нац}$ - підмножина ХТ, що описують рухи, які виконує пацієнт, $A^{навч}$ – підмножина ХТ, що описують навчаючий рух. Альтернативи оцінюються за множиною критеріїв $K = \{k_j\}, j = (1, m)$, якими є параметри оцінки руху ХТ, зокрема, координати ХТ в кадрі відеопотоку, швидкість і прискорення ХТ. Для кожної альтернативи (ХТ) $alt_i^{нац} \in A^{нац}, alt_i^{навч} \in A^{навч}, i = (1, n)$ передбачається відомим кортеж $\langle R_i^{нац} = \{r_{ij}^{нац}\}, R_i^{навч} = \{r_{ij}^{навч}\} \rangle$ оцінок кожної альтернативи по кожному з критеріїв. При прийнятті рішення особою, яка приймає рішення (ОПР), в якості якої може виступати лікар або автомат, задача прийняття рішення полягає у виборі альтернатив $alt_i^{нац}$, які найбільшим чином за деякою мірою відрізняються від відповідних альтернатив $alt_i^{навч}$ за всіма перерахованими критеріями k_j . Обрані альтернативи (ХТ) вказуються пацієнту як точки тіла, для яких потрібна корекція виконуваного руху і видаються відповідні коригувальні рекомендації.

Загальна схема інформаційної технології ППР при ДРР показана на рис.1.

Достовірність прийнятого рішення залежить від застосовуваних засобів ППР, зокрема застосовуваних ОПР – лікарем-реабілітологом в автоматизованому режимі або автоматом в автоматичному режимі: технічних засобів реєстрації руху людини, моделей руху тіла в відеопотоці і методів підтримки прийняття рішення. У результаті аналізу технічних засобів реєстрації рухів пацієнта показано, що системи на основі

застосування відеокамер є найбільш перспективними, економічними і доступними широкому колу споживачів.

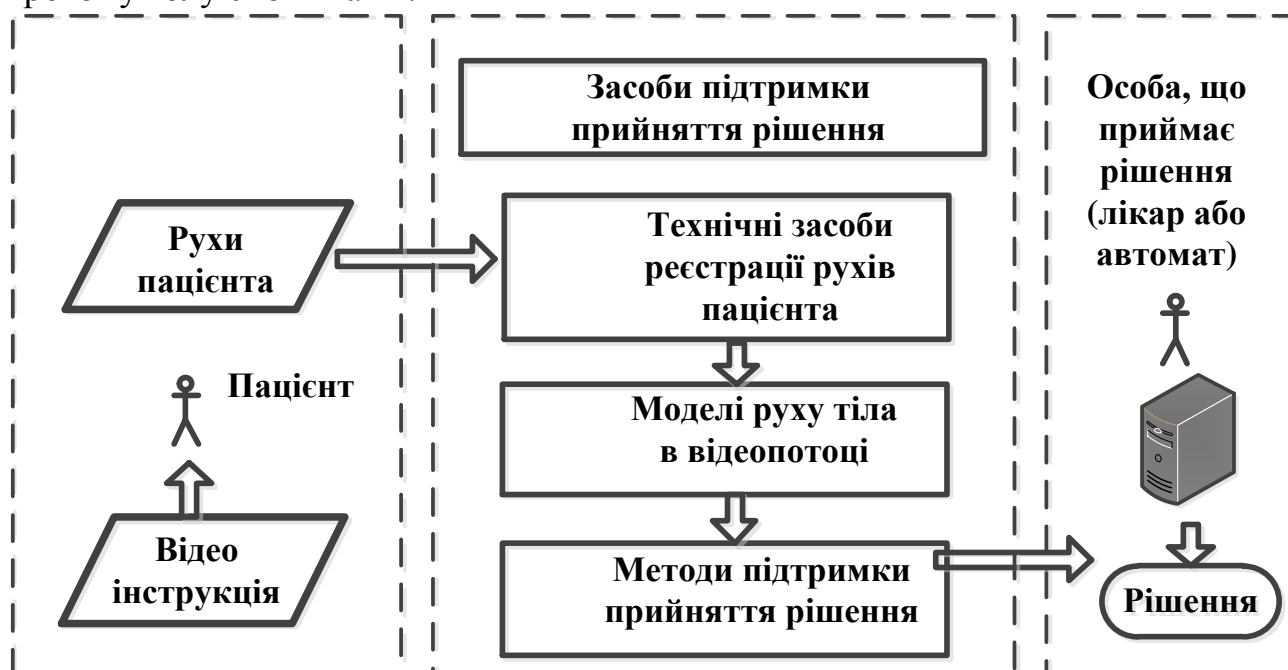


Рисунок 1 – Загальна схема інформаційної технології підтримки прийняття рішення

Сенсорні системи, в яких на тілі пацієнта закріплюються датчики, незручні в застосуванні і оцінюють параметри руху практично з такою ж точністю, як і відеосистеми.

Встановлено, що існуючі моделі руху тіла людини в відеопотоці, мають серйозні недоліки: вони слабо формалізовані математично, недостатньо точно описують динаміку руху і особливості побудови рухового образу і вимагають для обробки відеопотоку в реальному масштабі часу серйозних обчислювальних потужностей або застосування відеоприскорювачів на графічних процесорах.

Показано, що відомі системи ППР при ДРР, як правило, дають бінарне рішення: "рух виконано правильно / неправильно" або рішення у вигляді: "з m рухів правильно виконано n " без кількісної оцінки заходів близькості параметрів руху, що не дозволяє виробити достовірне рішення і сформулювати обґрунтовану коригувальну рекомендацію пацієнту.

Аналіз існуючих ІТ і заснованих на них систем підтримки прийняття рішень при ДРР показав, що існує низка невирішених проблем, які істотно знижують достовірність прийнятих рішень. Аналіз дозволив сформулювати мету дослідження та його задачі, пов'язані з розробкою простих і разом з тим достатньо точних моделей і методів для уявлення рухового образу людини в кадрі і відеопотоці, методів оцінки параметрів руху, методів кількісного порівняння навчаючого і повторюваного рухів, вироблення обґрунтованого рішення щодо корекції руху і розробки ІТ, що реалізує систему ППР при ДРР з високою достовірністю.

У другому розділі розроблено двовимірну проективну точкову модель руху тіла людини.

Двовимірна проективна точкова модель руху тіла людини. У двовимірній проекції, якою є кадр відеопотоку, будь-яке положення тіла людини описується набором 16-ти характерних точок (ХТ) (рис.2). Модель на відміну від відомих дозволяє на підставі побудови та обробки скелета формально описати плоский кадр за допомогою 16-ти характерних точок з метою подальшої побудови кінематичної моделі руху пацієнта.

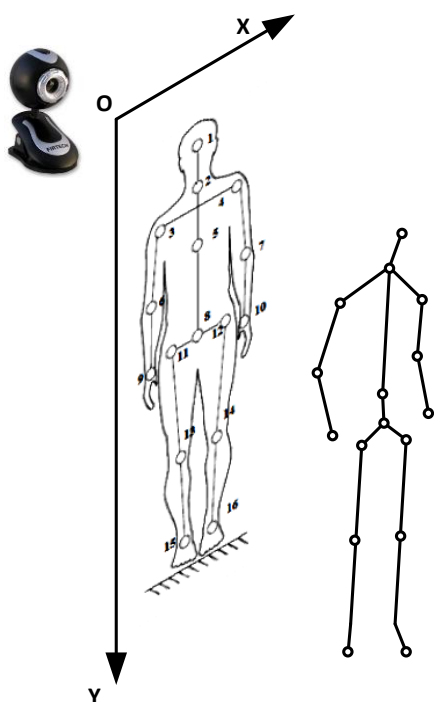


Рисунок 2 – Схема формування двовимірної точкової проективної моделі руху тіла людини

Будь-який рух тіла з достатньою точністю може бути представлено множиною ХТ, зареєстрованих на послідовних кадрах відео послідовності. Для побудови проективної моделі всередині кожного кадру відеопотоку послідовно виконуються наступні етапи.

Етап 1. Віднімання фону.

На основі реєстрації кадрів відеопотоку у відсутності пацієнта будується модель фону

$$F = \{F(x, y), 0 \leq x < width, 0 \leq y <$$

$< height \}$, де $width$ и $height$ – ширина і висота кадру відповідно. На етапі віднімання фону попіксельно віднімаються інтенсивності поточного кадру відеопотоку і модель фону: $D_k(x, y) = abs(I_k(x, y) - F(x, y))$.

Етап 2. Порогова бінаризація.

Пікселю присвоюється білий колір, якщо різниця інтенсивності фону і

поточного пікселя перевищує порогове значення:

$$Bin_k(x, y) = \begin{cases} 255, & \text{якщо } D_k(x, y) \geq Thr \\ 0, & \text{якщо } D_k(x, y) < Thr \end{cases}, \text{ де } Thr - \text{поріг, визначений експериментально.}$$

Етап 3. Скелетизація бінарного зображення тіла. Основним етапом методу побудови проективної моделі є покадрова побудова скелету зображення тіла в відеопотоці. Особливими вимогами до алгоритмів скелетизації в системах ППР для ДРР є швидкодія, що поєднується з високою якістю. Для побудови моделі для ДРР алгоритм скелетизації повинен забезпечувати якість одержуваного скелета за кількісними критеріями (відсутність помилкових гілок скелета і відсутність порушень безперервності).

Для оцінки якості алгоритму скелетизації введені два показника якості скелетизації:

$$1. \text{ Показник помилкових гілок } K_1 = \frac{\sum_{i=1}^F length_i^{false}}{Length_0}, \quad (1)$$

де F - число помилкових гілок скелету, $length_i^{false}$ – довжина i -ї помилкової гілки скелету, $Length_0$ – загальна довжина скелету.

$$2. \text{ Показник розривів скелету } K_2 = \frac{\sum_{i=1}^W length_i^{white}}{Length_0}, \quad (2)$$

де W - кількість розривів скелету, $length_i^{white}$ - довжина i -го розриву скелету.

Найбільш ефективним за критерієм якості слід вважати алгоритм з мінімальними показниками K_1 и K_2 .

Були програмно реалізовані і випробувані на реальних зображеннях тіла п'ять алгоритмів скелетизації, що є найбільш популярними за даними літературних джерел: морфологічна скелетизація з послідовним застосуванням процедур ерозії і дилатації, алгоритм Жанга-Суена (Zhang-Suen), алгоритм Гуо-Хола (Guo-Hall), алгоритм Стентіфорда (Stentiford), алгоритм Щепіна-Непомнящего. Усереднені показники якості алгоритмів скелетизації, оцінені за вибіркою обсягом 150 зображень, наведено в таблиці 1. У результаті виконаного обґрунтування вибору алгоритму скелетизації для побудови проєктивної моделі руху рекомендується алгоритм Жанга-Суена, що має найкращі показники. На рис.3 показаний результат скелетизації за Жангом-Суеном.

Таблиця 1 – Показники якості алгоритмів скелетизації

Застосовуваний алгоритм	Відносний час рахунку	K_1	K_2
1. Морфологія	1	0,07	0,34
2. Жанг-Суен	14,6	0,15	0,92
3. Гуо-Холл	18,0	0,24	0,93
4. Стентіфорд	6,2	0,06	0,25
5. Щепін	62,5	0,06	0,98

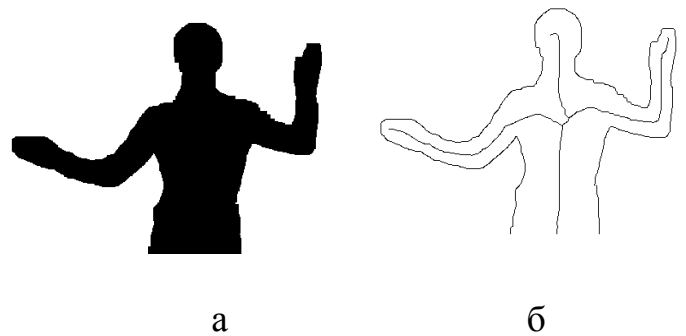


Рисунок 3 – Вихідне бінарне зображення (а) і його скелет (б), побудований за алгоритмом Жанга-Суена

Етап 4. Виявлення характерних точок скелета. ХТ скелета можна розділити на три групи: ХТ 1-го роду - тупикові точки скелета (голова, кисті рук, закінчення ніг) така точка має одного «сусіда» типу *black*, ХТ 2-го роду - точки розгалуження скелета така точка має трьох або чотирьох «сусідів», типу *black*, ХТ 3-го роду - точки зламу скелета. ХТ 1 і 2 роду знаходяться шляхом двовимірної дискретної згортки зображення скелета $I^{skel}(x, y)$ із зсувним вікном розміром 3×3 пікселя і порівнянням результатів зсувної згортки з усіма можливими шаблонами ХТ 1-го і 2-го роду.

Для виділення ХТ 3-го роду розроблена наступна методика. Для пошуку використовується зсувна маска розміром $N * N$ пікселів. Нехай кут α утворений векторами, що з'єднують центральний піксель маски і точок входу чорних точок скелета в маску. Якщо $|\cos(\alpha)| > \cos_{Thresh}$ (\cos_{Thresh} – близьке до одиниці порогове значення, яке визначається експериментально), то центральний піксель маски помічається як ХТ третього роду. Експериментальним шляхом визначено величини порогу $\cos_{Thresh} \in [0,8 - 0,99]$ та розмір маски $5 * 5$ пікселів, що забезпечують найкращі характеристики виявлення. Результати дослідження показників якості алгоритму виявлення ХТ наведені в таблиці 2.

Таблиця 2 – Показників якості алгоритму виділення ХТ

Вид ХТ	Максимальний час рахунку, мс	Мінімальний час рахунку, мс	Ймовірність помилок 1 роду (пропуск ХТ)	Ймовірність помилок 2 роду (помилкова ХТ)
1. Тупикова (ХТ1)	4,4	2,1	0,01	0,01
2. Розгалуження на 3 (ХТ2а)	8,2	3,3	0,02	0,01
3. Розгалуження на 4 (ХТ2б)	9,4	7,4	0,02	0,01
4. Злам (ХТ3)	18,5	14,6	0,03	0,04

Запропонована модель забезпечує ймовірність правильного виявлення ХТ не нижче 0,97 при ймовірності помилкових тривог не більше 0,04, що дозволяє збільшити ймовірність правильного виділення ХТ на 0,01 і зменшити ймовірність виділення помилкових точок на 0,02 в порівнянні з відомими аналогами. Таких показників цілком достатньо для побудови ІТ СППР при ДРР. Таким чином показана адекватність розробленої двовимірної проективної точкової моделі руху тіла людини.

У третьому розділі розроблені кінематична модель руху людини в відеопотоці, метод побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів, метод підтримки прийняття рішень та інформаційна технологія з вироблення рекомендацій по корекції рухів пацієнта.

Для побудови **рухової (кінематичної) моделі** розглянемо фрагмент з N послідовних кадрів відеопотоку з частотою повторення кадрів f (міжкадровий період $\tau = 1/f$). Припускаючи, що частота кадрів досить велика, будемо вважати, що кожна з ХТ, що бере участь в складному русі тіла протягом трьох послідовних кадрів здійснює обертальний рух. У цьому випадку траєкторія кожної ХТ в межах

трьох кадрів являє собою дугу кола. Для кожного фрагмента траєкторії може бути знайдений миттєвий центр обертання і радіус дуги (рис. 4) для j -го кадрового фрагменту.

Далі для кожного трьохкадрового фрагменту j ($j=1, \dots, N-2$) може бути розраховане положення центру миттєвого обертання O_j за координатами трьох послідовних положень ХТ n_i ($i=1,2,3$) в кадрі – $(x_i, y_i), (x_{i+1}, y_{i+1}), (x_{i+2}, y_{i+2})$ і

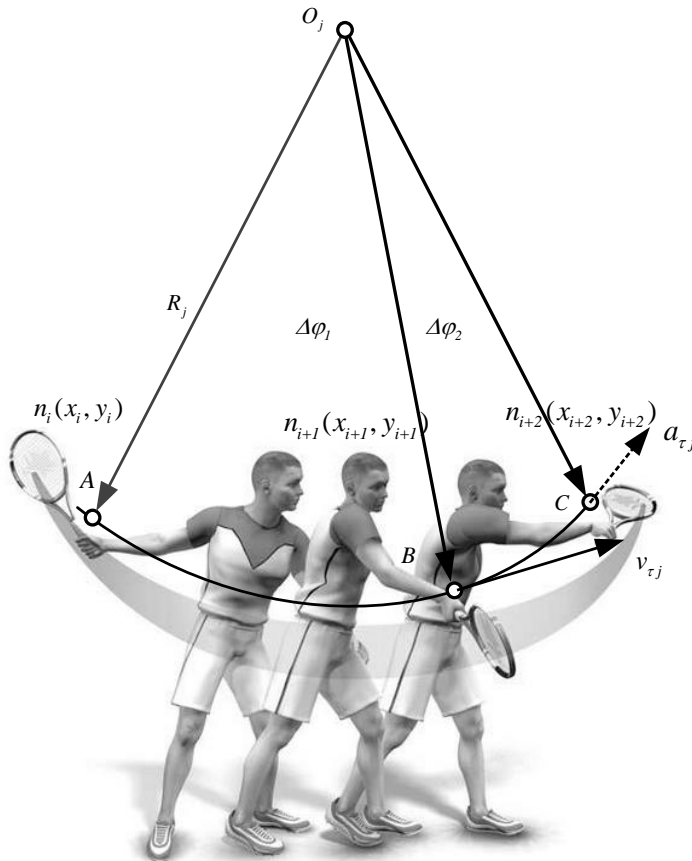


Рисунок 4 – Побудова фрагмента траєкторії і оцінка кінематичних параметрів характерної точки.

O_jB і O_jC з відомими координатами. Кутова швидкість для фрагмента j ω_j оцінюється як середнє арифметичне ω_{j1} і ω_{j2} . Кутове прискорення і лінійне прискорення для фрагмента j ε_j розраховуються відповідно як

$$\varepsilon_j = \frac{\Delta \varepsilon_j}{\Delta t} = \frac{\omega_{j2} - \omega_{j1}}{\tau}, \quad a_{\tau j} = \varepsilon_j R_j. \quad (4)$$

Далі для будь-яких трьох послідовних кадрів відеопотоку з номерами $(i-1), i, (i+1)$ для кожної точки n , що спостерігається в усіх трьох кадрах, будується матриця, що описує рух тіла в двовимірній проекції, стовпці якої являють собою набір координат точки, її тангенціальні швидкість і прискорення для всіх ХТ з номером n , що спостерігаються у кадрах фрагмента:

радіус обертання R_j зокрема, на рис.4 побудови наведені для точки $n = 9$ (права кисть).

При відомому радіусі обертання можна оцінити тангенціальну швидкість $v_{\tau j}$ і тангенціальне прискорення $a_{\tau j}$:

$$v_{\tau j} = \omega_j R_j, \quad a_{\tau j} = \varepsilon_j R_j, \quad (3)$$

де ω_j і ε_j - кутова швидкість і кутове прискорення точки. Кутову швидкість можна оцінити на ділянці траєкторії

AB як $\omega_{j1} = \frac{\Delta \varphi_1}{\tau}$, на ділянці

траєкторії BC як $\omega_{j2} = \frac{\Delta \varphi_2}{\tau}$, де

$\Delta \varphi_1$ і $\Delta \varphi_2$ – кутові прирощення положення точки n від кадру до кадру, τ – період повторення кадрів. $\Delta \varphi_1$ і $\Delta \varphi_2$ знаходяться як кути між векторами O_jA ,

$$\mathbf{M}_i = \left\{ \begin{array}{ccccccc} x_{i-1}^1, y_{i-1}^1 & v_{\bar{a}}^1 & a_{\bar{a}}^1 & \dots & x_{i-1}^n, y_{i-1}^n & v_{\bar{a}}^n & a_{\bar{a}}^n & \dots & x_{i-1}^{16}, y_{i-1}^{16} & v_{\bar{a}}^{16} & a_{\bar{a}}^{16} \\ x_i^1, y_i^1 & v_{\bar{a}}^1 & a_{\bar{a}}^1 & \dots & x_i^n, y_i^n & v_{\bar{a}}^n & a_{\bar{a}}^n & \dots & x_i^{16}, y_i^{16} & v_{\bar{a}}^{16} & a_{\bar{a}}^{16} \\ x_{i+1}^1, y_{i+1}^1 & v_{\bar{a}}^1 & a_{\bar{a}}^1 & \dots & x_{i+1}^n, y_{i+1}^n & v_{\bar{a}}^n & a_{\bar{a}}^n & \dots & x_{i+1}^{16}, y_{i+1}^{16} & v_{\bar{a}}^{16} & a_{\bar{a}}^{16} \end{array} \right\}. \quad (5)$$

Побудована матриця являє собою кінематичну модель руху тіла людини, спостережуваного в відеопотоці.

Оскільки оцінені за кадром i координати ХТ x_i^n, y_i^n і оцінені за 3-х кадровим фрагментом швидкості і прискорення ХТ $v_{\bar{a}}^n$ і $a_{\bar{a}}^n$ ($n = 1, \dots, 16$) є точковими оцінками випадкових величин, потрібно їхнє зсувне усереднення по послідовним фрагментам. Для цього запропоновано наступний **метод побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів**.

Етап 1. Для відеопослідовності довжиною N кадрів розраховуються матриці \mathbf{M}_i для трьохкадрових фрагментів відеопослідовності з номерами $i = 1, \dots, (N - 2)$.

Етап 2. Оцінки координат, тангенціального прискорення і тангенціальною швидкості ХТ розраховуються як зсувне середнє за W фрагментами:

$$\hat{x}_j^n = 1/W \sum_{k=1}^W x_k^n, \quad \hat{y}_j^n = 1/W \sum_{k=1}^W y_k^n, \quad \hat{v}_{\bar{a}}^n = 1/W \sum_{k=1}^W v_{\bar{a}}^n, \quad \hat{a}_{\bar{a}}^n = 1/W \sum_{k=1}^W a_{\bar{a}}^n, \\ j = \lceil W/2 \rceil, \dots, L = N - \max\{2, \lceil W/2 \rceil\}.$$

Етап 3. З отриманих статистичних оцінок $\hat{x}_j^n, \hat{y}_j^n, \hat{v}_{\bar{a}}^n, \hat{a}_{\bar{a}}^n$ будується матриця статистичних оцінок кінематичних параметрів, що описує реальний рух, зафіксований у відеофрагменті:

$$\hat{\mathbf{M}} = \left\{ \begin{array}{cccccccccccc} \hat{x}_{\lceil W/2 \rceil}^1, \hat{y}_{\lceil W/2 \rceil}^1, \hat{v}_{\tau \lceil W/2 \rceil}^1, \hat{a}_{\tau \lceil W/2 \rceil}^1, \dots, \hat{x}_{\lceil W/2 \rceil}^n, \hat{y}_{\lceil W/2 \rceil}^n, \hat{v}_{\tau \lceil W/2 \rceil}^n, \hat{a}_{\tau \lceil W/2 \rceil}^n, \dots, \hat{x}_{\lceil W/2 \rceil}^{16}, \hat{y}_{\lceil W/2 \rceil}^{16}, \hat{v}_{\tau \lceil W/2 \rceil}^{16}, \hat{a}_{\tau \lceil W/2 \rceil}^{16} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ \hat{x}_L^1, \hat{y}_L^1, \hat{v}_{\tau L}^1, \hat{a}_{\tau L}^1, \dots, \hat{x}_L^n, \hat{y}_L^n, \hat{v}_{\tau L}^n, \hat{a}_{\tau L}^n, \dots, \hat{x}_L^{16}, \hat{y}_L^{16}, \hat{v}_{\tau L}^{16}, \hat{a}_{\tau L}^{16} \end{array} \right\}. \quad (6)$$

Якість статистичних оцінок кінематичних параметрів за розробленим методом перевірено експериментальним на синтезованих еталонних траєкторіях. Встановлені спроможність, незміщеність і ефективність оцінок кінематичних параметрів, отриманих за допомогою методу. Показано, що при розрахунку зсувного середнього не менше, ніж за 10 фрагментами (або за 12 послідовними кадрами) відеопотоку оцінки параметрів практично не зміщені, коефіцієнт варіації оцінок координат ХТ не перевищує 3,2%, швидкості - 4,1%, прискорення - 4,8%. Таким чином експериментально підтверджені адекватність побудованої кінематичної моделі і методу побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів.

Метод формування рішень по корекції рухів пацієнта на основі кількісних мір близькості. Загальний принцип побудови системи ППР при ДРР на підставі запропонованої кінематичної моделі і методу оцінки кінематичних параметрів такий. На підставі пофрагментного аналізу для кожного навчального руху будується описана вище матриця кінематичних параметрів руху, яку будемо

називати еталонної. Далі при тому ж ракурсі і на тій же відстані від камери на підставі навчальної відеозапису необхідні рухи пропонується виконати пацієнту. Завдання пацієнта-користувача системи – максимально точно повторити рухи інструктора за амплітудою (координатами ХТ), темпом (їх швидкостями) і різкості рухів (прискореннями ХТ). У процесі відеозапису рухів, що повторює користувач, за описаними моделлю і методом будується матриця кінематичних параметрів руху користувача $\mathbf{M}_{корист}$. Матриці $\mathbf{M}_{ет}$ і $\mathbf{M}_{корист}$ мають однакову розмірність. Мета системи ППР при ДРР – видача конкретних рішень користувачеві по корекції неправильно виконаних рухів, для цього необхідно кількісно порівняти матриці $\mathbf{M}_{ет}$ і $\mathbf{M}_{корист}$.

Вирішення задачі кількісного порівняння двох рухів пов'язане з вибором метрики відмінності векторів кінематичної матриці. У задачі ППР при ДРР до метриці пред'являються особливі вимоги, зокрема:

- Метрика повинна бути досить чутливою до відмінності векторів.
- З точки зору вирішення задачі в реальному часі метрика повинна мати мінімальну обчислювальну складність.
- Вибрана метрика повинна бути найменш чутливою до шумів і не вимагати додаткового згладжування векторів.

Для кількісної оцінки ступеню відмінності двох матриць кінематичної моделі досліджені наступні метрики відмінності векторів $\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n$ і $\mathbf{b}_{j\text{корист}}^n$ (в якості $\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n$ і $\mathbf{b}_{j\text{корист}}^n$ можуть бути використані вектор-стовпці кінематичної матриці однойменної фізичної розмірності \mathbf{x}_j^n , \mathbf{y}_j^n , $\mathbf{v}_{\dot{q}}^n$, $\mathbf{a}_{\ddot{q}}^n$):

- метрика Хаусдорфа

$$l_{\text{Haus}}^{ab} = \max(\max_i \min_j |\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n - \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|, \max_j \min_i |\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n - \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|), \quad (7)$$

- метрика Камбера

$$l_{\text{Camb}}^{ab} = \sum_{j=1}^K \frac{|\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n - \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|}{|\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n + \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|}, \quad (8)$$

- метрика Мінковського

$$l_{\text{Mink}}^{ab} = \left(\sum_{j=1}^K |\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n - \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|^p \right)^{1/p} \text{ для } p = 3, 4, 5, \quad (9)$$

- чебишовська міра (що представляє собою граничну міру Мінковського для) $p = \infty$)

$$l_{\infty}^{ab} = \max_{\substack{j=1, \dots, K \\ \text{для всіх } n}} |\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n - \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|, \quad (10)$$

- косинусна міра

$$l_{\cos}^{ab} = \frac{\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n \times \mathbf{b}_{j\text{корист}}^n}{|\mathbf{a}_{j\text{ет}}^n| \times |\mathbf{b}_{j\text{корист}}^n|}. \quad (11)$$

Перераховані метрики досліджені експериментально шляхом програмної реалізації та застосування до експериментально зареєстрованих відеопотоків. Результати аналізу досліджених метрик наведені в таблиці 3. Метрики близькості досліджені без шуму і адитивним гаусовим шумом, накладеним на порівнювані вектори кінематичної матриці з результируючим відношенням сигнал / шум 5 дБ (стовпці таблиці 3 "AGN ЗСШ = 5 дБ").

Таблиця 3 – Результати дослідження метрик близькості векторів

Найменування метрики	Середній час розрахунку, мс	Мінімально кінематичні параметри, що розділяються (в піксельних координатних одиницях)					
		За координатами (x, y), пікс		За швидкістю v_τ , пікс/с		За прискоренням a_τ , пікс/с ²	
		Без шуму	AGN ОСШ= 5дБ	Без шуму	AGN ОСШ= 5 дБ	Без шуму	AGN ОСШ= 5 дБ
Метрика Хаусдорфа l_{Haus}^{ab}	155-220 мс	2-3	4-5	3-4	8-10	2-3	5-6
Метрика Камбера l_{Camb}^{ab}	23-27 мс	2-4	8-10	8-9	14-18	5-8	10-12
Метрика Мінковського l_{Mink}^{ab}	42-52 мс	1-2	2-3	3-4	4-5	2-3	2-4
Чебишовська метрика l_∞^{ab}	2-3 мс	1-2	1-2	8-9	8-9	6-9	8-9
Косинусна міра l_{cos}^{ab}	16-18 мс	2-3	2-4	5-7	5-8	2-3	2-4

У результаті дослідження метрик порівняння кінематичних параметрів сформульовано наступний метод формування рішень щодо корекції рухів пацієнта на підставі кількісних заходів близькості.

Етап 1. Для координатних вектор-стовпців обох матриць \mathbf{x}_j^n , \mathbf{y}_j^n розраховується чебишовська міра відмінності векторів:

$$l_\infty^x = \max_{\substack{j=1, \dots, K \\ \text{для всіх } n}} |\mathbf{x}_{j \text{ et}}^n - \mathbf{x}_{j \text{ корист}}^n|, \quad l_\infty^y = \max_{\substack{j=1, \dots, K \\ \text{для всіх } n}} |\mathbf{y}_{j \text{ et}}^n - \mathbf{y}_{j \text{ корист}}^n|. \quad (12)$$

Етап 2. Якщо розраховані міри близькості не перевищують допустимих порогових відхилень

$$l_\infty^x \leq Thesh(l_\infty^x), \quad l_\infty^y \leq Thesh(l_\infty^y), \quad (13)$$

де $Thesh(l_{\infty}^x)$ і $Thesh(l_{\infty}^y)$ – експериментально встановлені пороги, то рух вважається повторенням правильно. У разі невиконання умов (12) за чебишовським відхиленням швидко визначаються номери ХТ тіла, координати яких відрізняються від необхідних. На підставі етапів 1, 2 формуються рішення першого рівня та рекомендації за координатами рухів (наприклад, "права рука - вище", "нахил голови вправо – нижче").

Етап 3. Для встановленої множини ХТ з відхиленнями за координатами N_{∞} розраховується косинусна міра близькості за векторами швидкості і прискорення. Косинусні міри близькості оцінюються за формулами:

$$l_{\cos}^v = \frac{\mathbf{v}_{tj\text{ em}}^n \times \mathbf{v}_{tj\text{ корист}}^n}{|\mathbf{v}_{tj\text{ em}}^n| \times |\mathbf{v}_{tj\text{ корист}}^n|}, \quad l_{\cos}^a = \frac{\mathbf{a}_{tj\text{ em}}^n \times \mathbf{a}_{tj\text{ корист}}^n}{|\mathbf{a}_{tj\text{ em}}^n| \times |\mathbf{a}_{tj\text{ корист}}^n|}. \quad (14)$$

для всіх $j=1, \dots, K$
для всіх $n \in N_{\infty}$

На підставі порівняння векторів швидкості і прискорення "точок, що відхиляються" формується другий рівень рішень по корекції рухів: якщо

$$1 - l_{\cos}^v \leq Thesh(l_{\cos}^v), \quad 1 - l_{\cos}^a \leq Thesh(l_{\cos}^a), \quad (15)$$

де $Thesh(l_{\cos}^v)$ и $Thesh(l_{\cos}^a)$ – експериментально встановлені пороги за швидкістю і прискоренням відповідно, то рух вважається повторенням правильно. В іншому випадку видаються рішення по корекції рухів користувача за швидкістю (наприклад, "права рука - швидше", "нахил голови вправо - повільніше") і за прискорення - (наприклад, "права рука - різкіше", "нахил голови вправо - менш різко "). Оцінки, отримані в результаті програмної реалізації інформаційної технології формування рішень на основі розробленого методу, показують, що введені експериментально пороги відхилення за координатами складають 8-12% від максимального радіуса обертання, а за косинусною мірою лежать в діапазоні абсолютних значень кінематичних параметрів 0,09- 0,11.

Достовірність методу перевірена на відеопотоках з еталонними і поточними рухами з об'ємом вибірки об'ємом 100 записів і вправ в автоматичному режимі і за участю лікаря-експерта. Встановлено, що ймовірності помилкової видачі рекомендацій в автоматичному режимі не перевищують 0,06.

У четвертому розділі описано ІТ побудови систем ППР для ДРР та їх практична реалізація в клієнт-серверній архітектурі на підставі запропонованих методів і моделей. Інформаційна технологія має три режими функціонування:

1. Підготовчий режим, в якому бере участь тільки лікар-реабілітолог, в цьому режимі лікар реєструється в системі, виконує навчальну вправу і записує аудіо інструкцію для пацієнта рішення щодо коригування руху.

Виконана лікарем навчальна вправа (НВ) у вигляді відеопотоку передається на сервер, де над відеопотоком НВ виконуються наступні операції: покадрово формується двовимірна проєктивна точкова модель руху, будується кінематична модель руху \mathbf{M}_{em} , за методом побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів будується матриця навчального руху. Матриця для даної вправи зберігається в БД СППР.

2. Автоматичний режим ДРР, в якому бере участь тільки пацієнт, рішення по корекції рухів приймаються автоматом. Пацієнт реєструється в системі, вибирає необхідну вправу, вивчає відео і аудіо інструкцію і виконує вправу. Відеозапис виконаної вправи (ВВ) пацієнта у вигляді відеопотоку передається на сервер, де над відеопотоком ВВ виконуються операції, перераховані в режимі 1. У результаті будується матриця виконаної вправи $M_{корист}$. Потім за методом формування рішень щодо корекції рухів порівнюються кінематичні матриці навчального M_{en} і виконаного рухів $M_{корист}$, виносяться рішення щодо корекції руху, рішення повідомляється пацієнту.

3. У автоматизованому режимі ОПР є лікар-реабілітолог, який аналізує відеозапис виконаного руху пацієнта, результати порівняння кінематичних матриць навчального і виконаного рухів, коригує рішення і направляє його пацієнту (рис.5).

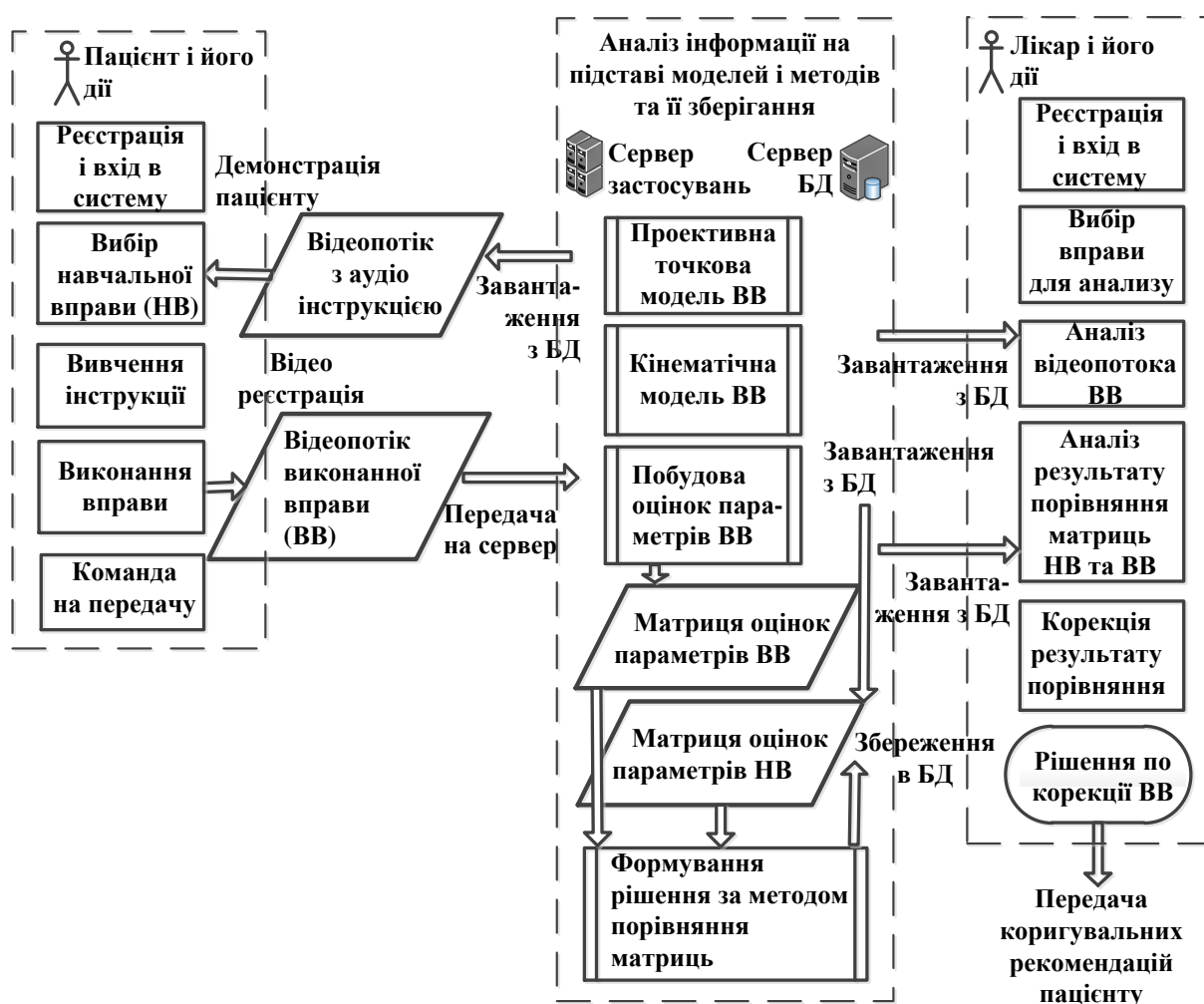


Рисунок 5 – Схема інформаційної технології автоматизованої ППР

На базі розроблених ІТ ППР розроблено розподілену СППР для ДРР (рис.6), яка складається з інтерфейсної підсистеми для користування системою пацієнтами та лікарями-реабілітологами, і підсистеми аналізу даних, прийняття рішення та зберігання інформації (АДПРЗІ). СППР реалізована у вигляді веб-застосування в



а

Exercise #1:
Right Hand

SHOW CAMERA START PROCESS STOP PROCESS

Decision.

№	Name	Decision
9	Right Wrist	Lower and Slower
6	Right Elbow	Upper and Faster
3	Right Shoulder	Correct!

Instruction: This is the simplest exercise to practise with your hands. It will help to rehabilitate your Wrist, Elbow and Shoulder. You can start with one hand and continue with another hand periodically. It takes not much time to repeat exercise about 50-100 times. Step to implement:

1. Stand straight

Clinical history #####

Age	30	Gender	Man	Doctor	#####
Ex. Group	Practise with Hand	Date	01/08/2015	Begin Time	16h30
End Time	16h05	Duration	2min 10s	Motions Number	100
Temp	1.3s	Observating Points	3,6,9		
Cosine Measures	0.980;0.932;0.899	Chebyshev Measu.	0.950;0.935;0.897		

б

Рисунок 6 – СППР для ДРР: а) Структура СППР, б) екранна форма системи

клієнт-серверній архітектурі. Підсистема АДПРЗІ реалізована у вигляді чотирьох компонентів: веб-сервера, що організує роботу застосування, сервера застосувань, на якому виконуються всі обчислювально ємні процедури з обробки відеопотоків, побудови моделей та аналізу результатів, сервера бази даних (БД), де зберігаються

всі дані, що обробляються в процесі прийняття рішень та результати функціонування СППР.

Веб-сервер і сервер БД виконані як єдиний веб-сервер управління WAMP. Для управління користувачами (пацієнтом, лікарем) та управління вправами використана технологія Open Source CMS Wordpress, виконана на PHP. Сервер застосувань виконаний на C++ з використанням бібліотек Boost і OpenCV. Обмін відеопотоками здійснюється з використанням протоколу WebSocket з метою полегшення навантаження на веб-сервер. Крім того, для прискорення обміну відеопотоками відеофайли перекодовуються у формат Base64 і стискаються, так що передача їх здійснюється у форматі стислих рядків.

Виконана в такій архітектурі СППР при ДДР реалізована у вигляді дослідного зразка. В якості клієнтської платформи інструктора і пацієнта були використані комп'ютери з характеристиками: Intel® Core™2 Duo CPU 3.00 ГГц; 12 ГБ DDR3 1300 МГц RAM; ОС Windows 10 x64 і побутовою камерою Logitech HD Webcam C310 з використовуваною роздільною здатністю 640*480 пікселів. Серверна частина з описаною вище архітектурою розміщена в хмарному дата центрі. Описана реалізація СППР для ДДР забезпечує функціонування системи в реальному часі, спостережувані затримки в обміні даними і в надходженні коригувальних рекомендацій не перевищують 3-5 с.

При тестуванні та випробуваннях дослідного зразка системи було розроблено методики її масштабного та антропометричного калібрування, оцінено робочу зону, в якій мають знаходитися лікар та пацієнт без погіршення достовірності рішень, що приймаються.

Для експериментального визначення порогів, за якими оцінюється близькість навчаючого та виконаного рухів, лікарем-інструктором виконувались 7 груп типових рухів з 10-кратним повторенням кожного руху. Оцінка показників якості системи здійснювалася як на синтезованих еталонних відеопослідовностях, так і на реальних записах рухів. Встановлено, що середньоквадратичне відхилення оцінок кінематичних параметрів в автоматичному режимі із застосуванням СППР становить відповідно: за координатами ХТ - 0,04 м, за тангенціальною швидкістю - 0,07 м/с, за тангенціальним прискоренням - 0,11 м/с².

Оцінка достовірності прийняття рішень проведена на відеопотоках з еталонними і поточними рухами з об'ємом вибірки об'ємом 100 парних записів вправ ДДР, виконаних за діючими методиками з участю лікаря-експерта.

Встановлено, що в автоматичному режимі розроблена СППР дає 6% помилкових рішень у порівнянні з рішеннями лікаря-експерта, які вважаються абсолютно правильними. Це на 6% нижче, ніж у відомих аналогічних системах.

На цій же вибірці парних записів оцінено коефіцієнт підвищення достовірності з участю трьох лікарів-реабілітологів і лікаря-експерта. В результаті обробки отриманих експертних оцінок встановлено, що застосування розробленої ІТ і СППР, створеної на її основі, в автоматизованому режимі дозволяє підвищити достовірність рішення, що приймається лікарем, на 57 % в порівнянні з достовірністю рішень, прийнятих тільки на підставі візуального аналізу і досвіду ОПР.

ВИСНОВКИ

У дисертаційній роботі вирішено актуальну задачу розробки моделей і методів і інформаційної технології комп'ютерної підтримки прийняття рішень при руховій реабілітації пацієнтів. При цьому отримано такі основні результати:

1. Аналіз існуючих систем ППР при ДРР показав, що вони видають як правило бінарне рішення ("вірно/невірно") без оцінки кількісних показників, моделі руху людини в відеопотоці складні, і разом з тим слабо формалізовані, недостатньо точно описують динаміку руху і особливості побудови рухового образу. Методи кількісного порівняння рухів складні і практично незастосовні для лікаря, який є особою, яка приймає рішення. На підставі результатів аналізу сформульовані і обґрунтовані мета і завдання, проблеми та шляхи їх вирішення, вибрано напрямки розробки системи підтримки прийняття рішення та інформаційних технологій для її реалізації.

2. Розроблено двовимірну 16-ти точкову проєктивну модель та інформаційну технологію для покадрового уявлення елемента руху людини в відеопотоці, засновану на покадровій обробці скелетів зображення тіла. Досліджено показники якості виявлення, модель дозволяє виявляти ХТ тіла з імовірністю правильного виявлення не нижче 0,97 при ймовірності помилкових тривог, що не перевищує 0,04.

3. Розроблено кінематичну модель руху людини в відеопотоці, засновану на апроксимації траєкторій характерних точок в 3-х кадрових фрагментах відеопотоку дугами кіл, що дозволило сформулювати метод оцінки тангенціальних швидкостей і тангенціальних прискорень ХТ тіла людини.

4. Розроблено метод побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів шляхом усереднення фрагментів кінематичної матриці методом зсувного середнього. Встановлені спроможність, незміщеність і ефективність оцінок кінематичних параметрів, що отримуються за допомогою методу. Показано, що при розрахунку зсувного середнього не менше, ніж за 10 трьохкадровими фрагментами відеопотоку оцінки параметрів практично не зміщені, коефіцієнт варіації оцінок координат ХТ не перевищує 3,2%, швидкості - 4,1%, прискорення - 4,8%. Таким чином експериментально підтверджені адекватність побудованої кінематичної моделі руху тіла і методу побудови статистичних оцінок кінематичних параметрів.

5. На основі запропонованих моделей і методів побудовано інформаційну технологію підтримки прийняття рішень при дистанційній руховій реабілітації, призначену для функціонування в автоматичному і автоматизованому режимах. ІТ ППР реалізована у вигляді розподіленої СППР, що працює в реальному часі з використанням економічних комп'ютерних ресурсів.

6. У результаті випробувань системи ППР встановлено, що застосування розробленої ІТ в автоматичному режимі дає не більш, як 6% помилкових рішень і дозволяє підвищити достовірність прийнятого рішення на 57% в автоматизованому режимі.

7. Отримані в роботі наукові результати і програмні засоби впроваджені на підприємстві "Vietlogic" (м Ханой, В'єтнам) і в навчальний процес кафедри інформаційних систем Одеського національного політехнічного університету.

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ:

Наукові праці, в яких опубліковані основні наукові результати дисертації

1. Нгуен, Г. К. Принципи побудови комп'ютерних систем дистанційного тренування на основі аналізу відеопотоку/ Г. К. Нгуен , В. О. Болтєнков, Д. В. Малявін. – Восточно-Европейский журнал передовых технологий. – 2014. – №5/2 (71). – С. 25–33.

Видання включено до наукометричних баз: Ulrich's, DRIVER, BASE, Index Copernicus.

2. Болтенков, В. А. Двумерная проективная модель движения тела человека и ее применение в задачах телемедицины / В. А. Болтенков , Г. К. Нгуен. – Информатика та математичні методи в моделюванні. – 2014. – Том 4. – №4. – С. 312–323.

Видання включено до наукометричних баз:: Ulrich's, EBSCO, РИНЦ, Index Copernicus, РИНЦ.

3. Болтенков, В. А. Анализ алгоритмов скелетизации бинарных изображений. / В. А. Болтенков, Г. К. Нгуен, Д. В. Малявин – 2015. – Электротехнические и компьютерные системы. – № 17 (93). – С. 102–109.

Видання включено до наукометричних баз: Ulrich's Periodicals Directory, eLIBRARY.RU, Google Scholar, Index Copernicus, каталог національної бібліотеки України ім. В.І. Вернадського, РЖ ВІНІТІ.

4. Нгуен, Г. К. Информационная технология дистанционной двигательной реабилитации / Г. К. Нгуен. – 2015. – Электротехнические и компьютерные системы. – № 18 (94). – С. 21–27.

Видання включено до наукометричних баз: Ulrich's Periodicals Directory, eLIBRARY.RU, Google Scholar, Index Copernicus, каталог національної бібліотеки України ім. В.І. Вернадського, РЖ ВІНІТІ.

5. Болтенков, В. А. Архитектура компьютерной системы дистанционной двигательной реабилитации / В. А. Болтенков, Г. К. Нгуен. – 2015. – Комп'ютерно-інтегровані технології: освіта, наука, виробництво. – Вип. 19. – С. 91–95.

Опубліковані праці апробаційного характеру

6. Нгуен, Г. К. Применение систем компьютерного зрения в задачах реабилитации пациентов с болезнями опорно–двигательного аппарата . / Г. К. Нгуен // Труды Междун. научно-практ. конференции «Современные информационные и электронные технологии» (СИЭТ-2013). – Одесса, 2013. – Т.1. – С. 53–54.

7. Нгуен, Г. К. Анализ двигательной активности человека в видеопотоке / Г. К. Нгуен, В. А. Болтенков // Інформаційні управляючі системи та технології (ІУСТ-2013). – Одеса, ОНМА, 2013. – С.69-71.

8. Болтенков, В. А., Малявін Д. В., Нгуен Г. К. Сравнительный анализ алгоритмов скелетизации бинарных изображений / В. А. Болтенков , Д. В. Малявін, Г. К. Нгуен // Труды Междун. научно-практ. конференции «Современные

информационные и электронные технологии» (СИЭТ-2014). – Одесса, 2014. – Т.1. – С.40–41.

9. Малявин, Д. В. Траекторное сопровождение движений человека / Д. В. Малявин, Г. К. Нгуен, В. А. Болтенков // Сучасні інформаційні технології 2014 (MIT-2014) / Матеріали четвертої Міжн. конференції студентів і молодих науковців, 22-26 квітня 2014 р./ – Одеса, 2014. – С.99–100.

10. Antoshchuk, S. G. The Computer System for Distance Medical Motion Rehabilitation / S. G. Antoshchuk, V. A. Boltenev, N. H. Kiong // 8-th International Forum on Innovative Technologies for Medicine (ITMED 2014) – Poland, Suprasl, 2014. – P.13.

11. Нгуен, Г. К. Информационная технология дистанционной двигательной реабилитации / Г. К. Нгуен, В. А. Болтенков // Третя українсько-німецька конференція «Інформатика. Культура. Техніка»: Збірник тез доповідей. – Одеса: ОНПУ, 2015. – С. 17–18.

АНОТАЦІЯ

Нгуен Гуї Кионг. Моделі і методи комп'ютерної підтримки прийняття рішень в автоматизованих системах рухової реабілітації – На правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня кандидата технічних наук за спеціальністю 05.13.06 – «Інформаційні технології». – Одеський національний політехнічний університет Міністерства освіти і науки України, Одеса, 2015.

Дисертація присвячена розробці моделей, методів та інформаційної технології комп'ютерної підтримки прийняття рішень в рухової реабілітації для підвищення достовірності прийняття рішень.

У роботі вперше розроблені двовимірна проєктивна модель та інформаційна технологія для покадрового уявлення елемента руху тіла в відеопотоці. На її основі побудовано кінематичну модель руху людини. Запропоновано метод побудови статистичних оцінок параметрів руху шляхом усереднення фрагментів кінематичної матриці. Розроблено метод підтримки прийняття рішень по коригування рухів пацієнта. На основі запропонованих моделей і методів побудовано інформаційну технологію підтримки прийняття рішень для рухової реабілітації. ІТ ППР реалізована в реальному часі з використанням економічних комп'ютерних ресурсів. Розроблені моделі, методи та інформаційні технології дозволили підвищити достовірність прийняття рішень при дистанційній рухової реабілітації.

Ключові слова: підтримка прийняття рішень, дистанційна рухова реабілітація, інформаційна технологія, точкова проєктивна модель тіла, кінематична модель руху людини, міри близькості матриць.

ABSTRACT

Huy Cuong Nguyen. Models and methods of computer decision-making support in the automated systems for motor rehabilitation – Manuscript.

Dissertation for the degree of candidate of technical sciences, specialty 05.13.06 – “Information technologies”. – Odessa National Polytechnic University, Ministry of science and education of Ukraine, Odessa, 2015.

The thesis is devoted to development and research of models, methods and information technologies of computer decision support (DS) systems for motor rehabilitation to improve the reliability of the decision.

The two-dimensional model and information technology for single-frame representation of human movement element in the video stream has built. The kinematic model of human movement allowing to estimate characteristic points motion parameters of the human body have been developed.

The method for constructing statistical estimates of motion parameters by averaging the kinematic matrix fragments with moving average has been proposed. A method for decision support to adjust the patient's movement, based on a quantitative comparison of column vectors of the kinematic matrices training and current movements on the basis of Chebyshev and cosine vectors proximity measures has been developed. The information technology (IT) of decision support for motor rehabilitation, designed to operate in an automatic and automated modes, has built on the basis of the proposed models and methods. IT for DM has been implemented in real time using economical computer resources. The developed models, methods and information technologies have improved the accuracy of decision-making in remote motor rehabilitation.

Keywords: decision support, remote motor rehabilitation, information technology, point projective model of the body, kinematic model of human movement, measure of matrices affinity.

АННОТАЦИЯ

Нгуен Гуи Кыонг. Модели и методы компьютерной поддержки принятия решений в автоматизированных системах двигательной реабилитации – На правах рукописи.

Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук по специальности 05.13.06 – Информационные технологии. – Одесский национальный политехнический университет, Министерство образования и науки Украины, Одесса, 2015.

Диссертация посвящена разработке и исследованию моделей, методов и информационной технологии компьютерной поддержки принятия решений в автоматизированных системах двигательной реабилитации для повышения достоверности принятия решений.

Анализ существующих ИТ и основанных на них систем поддержки принятия решений при ДРР показал, что известные системы ППР при ДРР, как правило, дают бинарное решение: "движение выполнено правильно/неправильно" или решение в виде: "из m движений правильно выполнено n " без количественной оценки мер близости параметров движения, что не позволяет выработать достоверное решение и сформулировать обоснованную корректирующую рекомендацию пациенту.

Установлено, что существует ряд нерешенных проблем, существенно снижающих достоверность принимаемых решений. Поэтому разработка достаточно точных моделей и методов для представления двигательного образа человека в кадре и видеопотоке, методов оценки параметров движения, методов количественного сравнения обучающего и повторяемого движений, выработки обоснованного решения по коррекции движения и разработки ИТ, реализующей систему ППР при ДРР с высокой достоверностью является актуальной научной задачей.

В работе впервые разработаны двумерная 16-ти точечная проективная модель и информационная технология для покадрового представления элемента движения тела в видеопотоке. Для построения точечной проективной модели для каждого кадра видеопотока последовательно выполняются следующие операции: вычитание фона, пороговая бинаризация, скелетизация бинарного изображения тела, обнаружение характерных точек тела. Разработанная модель обеспечивает вероятность правильного обнаружения характерных точек трех типов – тупиковые точки, точки ветвления и точки излома – не ниже 0,97 при вероятности ложных тревог не более 0,04.

На ее основе точечной проективной модели тела построена кинематическая модель движения человека, основанная на аппроксимации траекторий характерных точек в 3-х кадровых фрагментах видеопотока дугами окружностей, позволяющая оценить тангенциальные скорости и тангенциальные ускорения характерных точек тела человека.

Поскольку кинематическая модель дает точечные оценки кинематических параметров, предложен метод построения статистических оценок параметров движения путем усреднения фрагментов кинематической матрицы методом скользящего среднего. Установлены состоятельность, несмещенность и эффективность оценок кинематических параметров, получаемых с помощью метода.

Разработан метод поддержки принятия решений по корректировке движений пациента, основанный на количественном сравнении вектор-столбцов кинематических матриц обучающего и текущего движений на основе чебышевской и косинусной мер близости векторов.

На основе предложенных моделей и методов построена информационная технология поддержки принятия решений для двигательной реабилитации, предназначенная для функционирования в автоматическом и автоматизированном режимах. Разработана и апробирована система ППР для ДРР. СППР может работать как в автоматическом режиме без участия врача, так и в автоматизированном режиме, когда лицом, принимающим решение является врач-реаниматолог. Распределенная СППР реализована в реальном масштабе времени с использованием экономичных компьютерных ресурсов. При тестировании СППР установлено, что степень повышения достоверности принятия решения повышается на 57%.

Полученные в работе научные результаты и программные средства внедрены на предприятии "Vietlogic" (г. Ханой, Вьетнам) и в учебный процесс кафедры информационных систем Одесского национального политехнического университета.

Ключевые слова: поддержка принятия решений, дистанционная двигательная реабилитация, информационная технология, точечная проективная модель тела, кинематическая модель движения человека, меры близости матриц.

Підписано до друку _____. Формат 60x90/16.
Умов. друк. арк. 1,50. Обл.-вид. арк. 0,90. Наклад 100 прим. Зам. № 1858.

Відрруковано з готового оригінал-макету в АО БАХВА

(свідоцтво суб'єкта видавничої справи ДК № 145 від 11.08.2000)
65044, Україна, м. Одеса, пр-т Шевченка, 1, корп. 5
тел./факс (048) 777-43-50, e-mail: mail@bahva.com
www.bahva.com, www.vuzkniga.ua