

ДВУМЕРНАЯ ПРОЕКТИВНАЯ МОДЕЛЬ ДВИЖЕНИЯ ТЕЛА ЧЕЛОВЕКА И ЕЕ ПРИМЕНЕНИЕ В ЗАДАЧАХ ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

В.А. Болтенков, Нгуен Гуи Кионг

Одесский национальный политехнический университет,
просп. Шевченко, 1, Одесса, 65044, Украина; e-mail: vaboltentkov@mail.ru

Предложена двумерная проективная точечная модель движения тела человека на основании анализа видеопотока. Модель предназначена для построения системы дистанционной двигательной реабилитации пациентов с заболеваниями опорно-двигательного аппарата. Проверка адекватности модели проведена на прототипе системы. Разработана методика выработки рекомендаций по коррективке движений пациента на основе мер близости векторов.

Ключевые слова: модель движения тела человека, анализ видеопотока, двигательная реабилитация, кинематические параметры, меры близости векторов

Введение, актуальность проблемы, постановка цели и задач исследования

Автоматизированный анализ движения тела человека сегодня является чрезвычайно востребованной темой исследований в области компьютерного зрения и интеллектуальной обработки изображений. В области телемедицины [1], спорта [2,3] и видеонаблюдения [4] анализ движений человека является эффективным исследовательским и диагностическим инструментом и средством мониторинга. Анализ опирается на исследование положения тела и его частей в последовательных кадрах видеопотока с целью трекинга местоположения, ориентации и динамики частей тела. В зависимости от цели анализа представление движений базируется на математических моделях различного уровня сложности.

Особый практический интерес в условиях стремительного развития телемедицины и недостаточного финансирования отрасли здравоохранения представляют дистанционные системы двигательной реабилитации. Действие подобных систем основано на многократном повторении пациентом движений, продемонстрированных удаленным врачом-инструктором и зарегистрированных в видеопотоке [5]. На основании анализа движений пациента автоматическая система должна выдать ему конкретные рекомендации по коррекции неправильно выполненных движений. Основным требованием к таким системам с точки зрения удобства пользователя является ее функционирование в реальном масштабе времени. С другой стороны, для того, чтобы система была общедоступной, она должна быть реализована на несложной аппаратной платформе (бытовая веб-камера, компьютер средней производительности) со свободным программным обеспечением.

Целью данного исследования является построение и предварительная верификация простой и адекватной модели движения тела человека для доступных широкому кругу пользователей систем двигательной реабилитации пациентов с болезнями опорно-двигательного аппарата. Для достижения цели решены следующие задачи:

- классификация и анализ существующих моделей движения тела человека в видеопотоке,
- построение двумерной кинематической проективной модели движения,
- исследование количественных мер отклонения движения пациента от обучающего движения инструктора.

Основная часть

Анализ и классификация существующих моделей движения тела человека. Все существующие модели движения тела человека при анализе видеопотока можно разделить по двум принципам: формирования модели внутри кадра видеопотока; моделирования движения при последовательном анализе кадров видеопотока (рис.1).

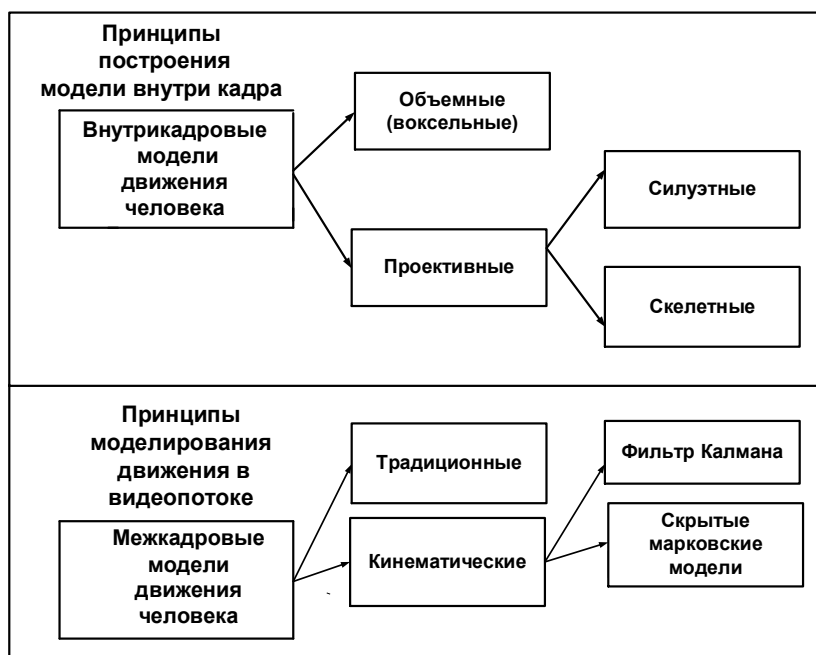


Рис.1. Классификация моделей движения тела человека в видеопотоке

По принципу формирования внутри кадра видеопотока модели делятся на объемные или воксельные (термин воксель, англ. voxel введен по аналогии с пикселем как объемный элемент – volume element) и проективные, т.е. двумерные.

Объемные модели [6,7] достаточно точны и наглядны, однако требуют для своего построения применения трехмерных приемников видеоизображения с датчиками дальности типа Kinect [8], а для обработки видеопотока в реальном масштабе времени – серьезных вычислительных мощностей или применения видеоускорителей на графических процессорах. Такие модели не могут быть рекомендованы для систем широкого применения ввиду высокой стоимости аппаратной части и специализированного программного обеспечения видеоприемников Kinect. Кроме того, построение объемных моделей требует от пользователя использования нательных маркеров или специальной разноцветной одежды, что создает определенные неудобства для пациентов.

Проективные или двумерные модели, в свою очередь, могут быть разделены на силуэтные [9] и скелетные [10]. Силуэтные модели формируются на основании множества точек выделенного на изображении силуэта человека. Получение

качественного силуэта требует применения видеокамер высокого разрешения и специального освещения. Кроме того, необходимость трекинга большого количества точек силуэта предъявляет высокие требования к производительности вычислительной системы. Скелетные модели, основанные на выделении скелета (т.е. однопиксельной центральной линии фигуры) изображения человека, известны достаточно давно [10]. Особенно популярна «звездная» модель (англ. star model) [11], согласно которой тело человека описывается конечными точками скелета (голова, конечности) и его центроидом, построенным по пяти точкам. Звездная модель экономна в вычислительном отношении, однако описание движения тела человека 6-ю точками не позволяет точно отследить детали движения частей тела. Такие модели пригодны только для систем охранного видеонаблюдения.

По принципу моделирования движения в моделях можно выделить наибольший класс «традиционных». Эти модели основаны на описании движения фильтром Калмана [12] или скрытой марковской цепью [13]. Как калмановские, так и марковские модели построены на состояниях, каждое состояние описывается координатами x , y набора характерных точек и их производными $dx/dt, dy/dt$, и при работе в реальном масштабе времени требовательны к вычислительным ресурсам. Кинематические модели [14], в том числе и предложенная ниже, основаны на содержательных физических моделях движения.

Проведенный анализ показывает, что существующие модели движения человека на основании анализа видеопотока требуют серьезных затрат на аппаратно-программную реализацию и не могут быть рекомендованы для построения доступных систем двигательной реабилитации пациентов. Поэтому далее предлагается модель, свободная от установленных недостатков.

В двумерной проекции, которой является кадр видеопотока, любое положение тела человека может быть полностью описано набором характерных точек (ХТ) (рис.2), перечень которых приведен в таблице 1 [15].

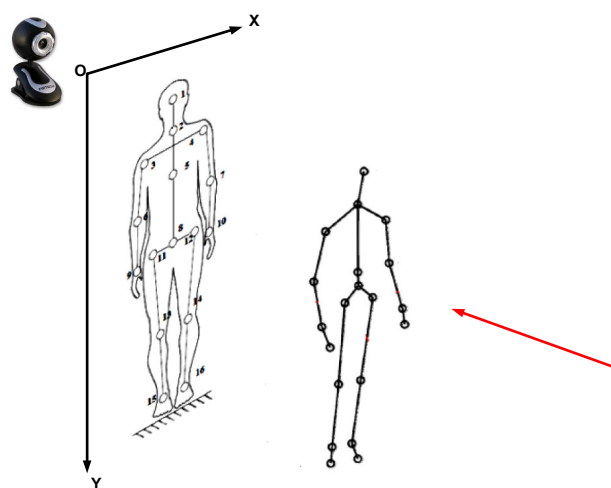


Рис.2. Схема формирования двумерной точечной проективной модели движения тела человека

Будем обозначать ХТ их номером $n(n=1, \dots, 16)$. Для ракурсной проекции, отличной от нормальной (с углом зрения камеры, отличным от нуля) на изображении тела могут быть видны не все точки, но наблюдаемой совокупности практически всегда достаточно для решения задачи сравнения наблюдаемого движения с эталонным и оценки их отличия. С приемлемой для нашей задачи точностью можно совместить

точки 9 и 10 с центрами соответствующих ладоней, точки 1 – с головным окончанием скелета, а 15 и 16 – с окончаниями ног человека в процедуре скелетизации.

Таблица 1.

Перечень характерных точек тела человека

Номер ХТ	Описание ХТ	Номер ХТ	Описание ХТ
1	Проекция центра масс головы	9	Правый кистевой сустав
2	C7- проекция последнего шейного позвонка (центр вращения головы)	10	Левый кистевой сустав
3	Правый плечевой сустав	11	Правый бедренный сустав
4	Левый плечевой сустав	12	Левый бедренный сустав
5	5-ый грудной позвонок (примерная проекция центра масс человека)	13	Правый коленный сустав
6	Правый локтевой сустав	14	Левый коленный сустав
7	Левый локтевой сустав	15	Правый голеностопный сустав
8	L1 - проекция 1-го поясничного позвонка (центр вращения тела вокруг ножной опоры)	16	Левый голеностопный сустав

Любое движение тела с достаточной точностью может быть представлено последовательностью набора ХТ, зарегистрированных на последовательных кадрах видеопоследовательности. Для построения двигательной (кинематической) модели рассмотрим фрагмент из N последовательных кадров видеопотока с частотой повторения кадров f (межкадровый период $\tau = 1/f$). Предполагая, что частота кадров достаточно велика, будем считать, что каждая из ХТ, участвующая в сложном движении тела на протяжении трех последовательных кадров совершает вращательное движение. В этом случае траектория каждой ХТ в пределах трех кадров представляет собой дугу окружности. Для каждого фрагмента траектории может быть найден мгновенный центр вращения и радиус дуги (рис. 3). На рис.3 для ясности изложения показаны прореженные последовательные кадры движения тела, т.е. рисунок реально соответствует малой частоте повторения кадров.

Для данного трехкадрового фрагмента j ($j = 1, \dots, N - 2$) может быть рассчитано положение центра мгновенного вращения O_j по координатам трех последовательных положений ХТ n_i ($i = 1, 2, 3$) в кадре - $(x_i, y_i), (x_{i+1}, y_{i+1}), (x_{i+2}, y_{i+2})$ и радиус вращения R_j (в частности, на рис.3 построения приведены для точки $n = 9$ (правая кисть)). Построение центра окружности по трем точкам – известная и вычислительно простая задача аналитической геометрии [16].

Для известного радиуса вращательного движения можно оценить тангенциальную скорость $v_{\tau j}$ и тангенциальное ускорение $a_{\tau j}$: $v_{\tau j} = \omega_j R_j$, $a_{\tau j} = \varepsilon_j R_j$, где ω_j и ε_j – угловая скорость и угловое ускорение точки n для кадрового фрагмента j .

Угловую скорость можно оценить на участке траектории AB как $\omega_{j1} = \Delta\varphi_1/\tau$, на участке траектории BC как $\omega_{j2} = \Delta\varphi_2/\tau$, где $\Delta\varphi_1$ и $\Delta\varphi_2$ – угловые приращения положения точки n от кадра к кадру, τ – период повторения кадров. $\Delta\varphi_1$ и $\Delta\varphi_2$ находятся как углы между векторами O_jA , O_jB и O_jB , O_jC с известными

координатами. Угловая скорость для фрагмента j ω_j оценивается как среднее арифметическое ω_{j1} и ω_{j2} . Угловое ускорение для фрагмента j ε_j рассчитывается как $\varepsilon_j = \Delta\varepsilon_j / \Delta t = (\omega_{j2} - \omega_{j1}) / \tau$, а линейное ускорение как $a_{\tau j} = \varepsilon_j R_j$.

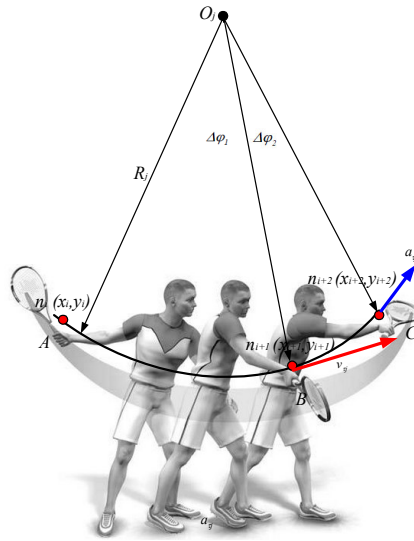


Рис.3. Построение фрагмента траектории и оценка кинематических параметров для характерной точки

Таким образом, для последовательности N кадров из видеопотока можно построить для каждой точки n , наблюдаемой в кадрах $(N - 2)$ столбца, описывающих движение тела в двумерной проекции, представляющих собой набор координат точки, ее тангенциальную скорость и тангенциальное ускорение.

Отметим, что при малой кривизне фрагмента траектории ХТ координаты мгновенного центра вращения $O_j(x_{oj}, y_{oj})$ и величина радиуса вращения R_j могут выходить за пределы кадра в кадровых пиксельных координатах в любой квадрант, смежный с кадром. Тем не менее, такое «расширение кадра» не влияет на результаты расчетов мгновенных кинематических параметров.

Таким образом, модель движения тела в рамках фрагмента видеопоследовательности из N кадров можно представить в виде следующей матрицы

$$\begin{pmatrix} 1 & 1,2,3 & x_1^1, y_1^1 v_{\tau_1}^1 a_{\tau_1}^1 & \dots & x_1^n, y_1^n v_{\tau_1}^n a_{\tau_1}^n & \dots & x_1^{16}, y_1^{16} v_{\tau_1}^{16} a_{\tau_1}^{16} \\ 2 & 2,3,4 & x_2^1, y_2^1 v_{\tau_2}^1 a_{\tau_2}^1 & \dots & x_2^n, y_2^n v_{\tau_2}^n a_{\tau_2}^n & \dots & x_2^{16}, y_2^{16} v_{\tau_2}^{16} a_{\tau_2}^{16} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ j & j, j+1, j+2 & x_j^1, y_j^1 v_{\tau_j}^1 a_{\tau_j}^1 & \dots & x_j^n, y_j^n v_{\tau_j}^n a_{\tau_j}^n & \dots & x_j^{16}, y_j^{16} v_{\tau_j}^{16} a_{\tau_j}^{16} \\ \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots & \dots \\ K & N-2, N-1, N & x_K^1, y_K^1 v_{\tau_K}^1 a_{\tau_K}^1 & \dots & x_K^n, y_K^n v_{\tau_K}^n a_{\tau_K}^n & \dots & x_K^{16}, y_K^{16} v_{\tau_K}^{16} a_{\tau_K}^{16} \end{pmatrix}. \quad (1)$$

Опишем структуру построения матрицы. Первый элемент строки – номер трехкадрового фрагмента j ($j = 1, 2, \dots, K = N - 2$), поскольку для построения первого фрагмента используются три кадра). Второй элемент строки $i, i+1, i+2$ – номера кадров, обрабатываемых в j -м фрагменте ($i = 1, 2, \dots, N$). Последующие элементы строки связаны с координатами, скоростями и ускорениями ХТ, поэтому в качестве верхнего индекса они содержат номер n ХТ ($i = 1, \dots, 16$). В частности, x_j^n, y_j^n –

координаты точки n в середине фрагмента j , $v_{\tau_j}^n$, $a_{\tau_j}^n$ – касательные скорость и ускорение точки n соответственно, рассчитанные для фрагмента j видеопотока.

Матрица (7) не всегда будет полноразмерной по n , поскольку все ХТ могут наблюдаться только при движении всего тела в полном фронтальном ракурсе. При любых угловых ракурсах и объемных движениях наблюдается только часть ХТ, т.е. при таких ракурсах в матрице, начиная с третьего столбца, будут участвовать только элементы с верхними индексами, соответствующими реально обнаруженным в кадре точкам.

С целью проверки предложенных принципов построения дистанционной системы двигательной реабилитации был разработан прототип системы. Для реализации прототипа была использована следующая аппаратная платформа: бытовая видеочка Logitech HD Webcam C310, кадр 640*480 пс, компьютер CPU: Intel 2 Duo Chipset, RAM 4GB DDR3 1,6 ГГц, Win 7. Программная часть системы реализована на языке C++. Основные алгоритмы реализованы с использованием популярной библиотеки с открытым кодом для обработки видео OpenCV [17]. Кратко изложим этапы предварительной внутрикадровой обработки видеопотока для реализации системы. В каждом кадре видеопотока, следующего с веб-камеры с частотой кадров 25 1/с производятся следующие операции.

1. Выделение фона изображения.
2. Вычитание фона из исходного изображения с одновременной бинаризацией.

Результатом операции является бинаризованное изображение тела.

3. Операция построения скелета. Результатом операции является однопиксельная центральная линия тела, называемая скелетом.

Пример осуществления трех перечисленных операций внутрикадровой обработки приведен на рис. 4.

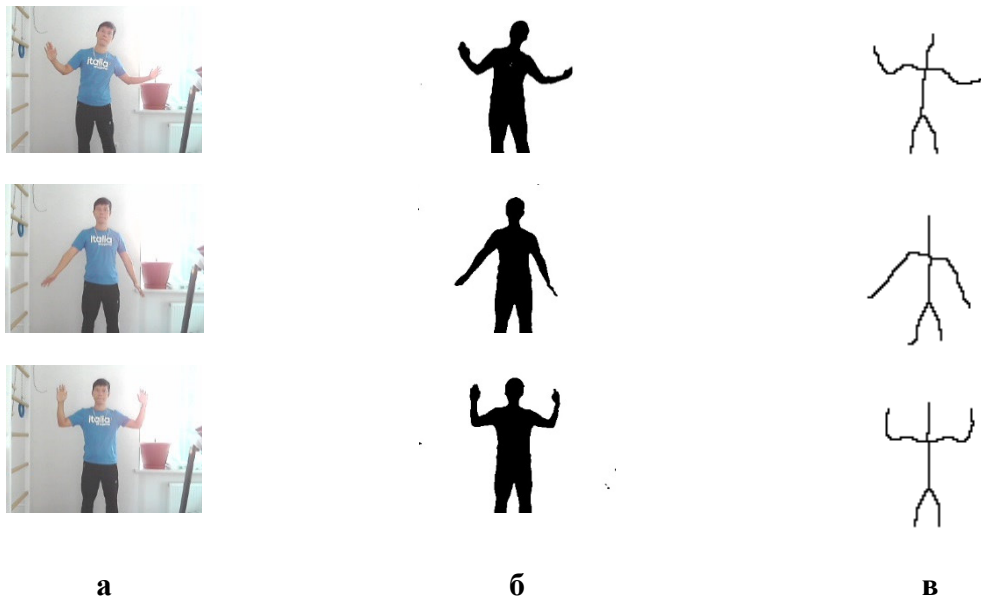


Рис.4. Пример предварительной внутрикадровой обработки изображения движений: а – исходное изображение; б – выделение бинаризованного изображения тела; в – результат скелетизации

Следующим этапом внутрикадровой обработки является выделение наблюдаемых в кадре ХТ тела. Конечные (тупиковые или вершинные) точки скелета определяются простым обходом всех ХТ. Алгоритмы скелетизации и выделения ХТ в реальном

масштабе времени достаточно подробно изложены в работах [5, 18]. В результате перечисленных операций получаются множества координат наблюдаемых ХТ модели.

Рассмотрим принцип построения системы двигательной реабилитации на основании предложенной модели. Инструктор выполняет правильные движения, регистрируемые видеокамерой в виде обучающего видеопотока. На основании пофрагментного анализа для каждого обязательного движения инструктора строится описанная выше матрица кинематических параметров движения, которую будем называть эталонной $M_{эт}$. Далее при том же ракурсе и на том же расстоянии от камеры на основании обучающей видеозаписи требуемые движения предлагается выполнить пользователю системы дистанционной тренировки. Постоянство ракурса и координат «камера-пользователь» легко достигаются путем разметки помещения. Синхронизация движения достигается подачей звукового стартового сигнала. Задача пользователя системы – повторить движения инструктора максимально точно – по амплитуде (координатам ХТ), темпу (их скорости) и резкости движений (ускорению ХТ). В процессе видеозаписи движений, повторяемых пользователем, по описанной модели строится матрица кинематических параметров движения пользователя $M_{польз}$. Матрицы $M_{эт}$ и $M_{польз}$ являются равноразмерными.

Основная цель системы – выдача конкретных рекомендаций пользователю по коррекции его неправильно выполняемых движений. Для этого необходимо количественно сравнить матрицы $M_{эт}$ и $M_{польз}$.

На этапе верификации и тестирования системы в качестве инструктора и пользователя выступало одно и то же лицо, заведомо выполнявшее неверные движения в роли пользователя. На рис.5 представлены на кадрогаммы (прореженные для удобства восприятия наложенные кадры с изображением исходного положения тела, последовательных положений наблюдаемых ХТ, обозначенных белыми квадратами и сглаженных траекторий ХТ).

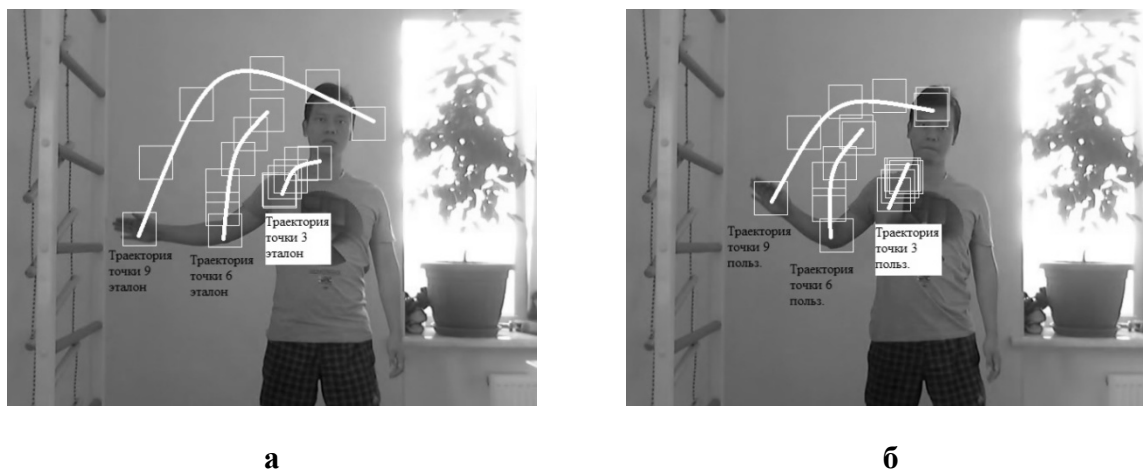


Рис.5. Кадрогаммы движений: а – правильного; б – неправильного

Результаты обработки видеофрагмента, показанного на рис.5, представлены в таблице 2. Кинематические характеристики рассчитаны непосредственно в пиксельных координатных единицах.

Достаточно сложной задачей количественного сравнения двух движений является выбор метрики различия векторов модельной матрицы (1). Хотя задачи выбора метрик достаточно детально исследованы в задачах распознавания образов, в частности в кластерном анализе [19], в задаче коррекции движений к метрике предъявляются

особые требования: метрика должна быть достаточно чувствительной к различию векторов; с точки зрения задачи реального времени метрика должна обладать минимальной вычислительной сложностью; желательно, чтобы метрика была нормированной, т.е. приведенной к интервалу [0,1]; поскольку алгоритмы выделения ХТ и оценки кинематических параметров обладают вычислительными погрешностями, данные содержащиеся в векторах кинематических параметров являются зашумленными, поэтому выбранная метрика должна быть наименее чувствительной к шумам и не требовать дополнительного сглаживания векторов.

Таблица 2.

Количественные кинематические характеристики

Количественные кинематические характеристики	Кадрogramма 1			Кадрogramма 2		
	ХТ 3	ХТ 6	ХТ 9	ХТ 3	ХТ 6	ХТ 9
Максимальный радиус R_j^{\max} , пикс	17	42	61	12	40	58
Минимальный радиус R_j^{\min} , пикс	15	38	57	10	35	53
Максимальная скорость v_{τ}^{\max} , пикс/с	148	372	561	142	365	528
Минимальная скорость v_{τ}^{\min} , пикс/с	140	365	532	135	358	507
Максимальное ускорение $\varepsilon_{\tau}^{\max}$, пикс/с ²	6	10	18	6	9	17
Минимальное ускорение $\varepsilon_{\tau}^{\min}$, пикс/с ²	5	8	16	5	8	16

Для количественной оценки отличия двух матриц модели исследовались следующие метрики различия векторов $a_{j\text{эм}}^n$ и $b_{j\text{польз}}^n$ (в качестве $a_{j\text{эм}}^n$ и $b_{j\text{польз}}^n$ могут быть использованы вектор-столбцы модели (7) одноименной физической размерности $x_j^n, y_j^n, v_{\tau j}^n, a_{\tau j}^n$) [20]:

- метрика Хаусдорфа: $l_{Haus}^{ab} = \max \left(\max_i \min_j |a_{i\text{эм}}^n - b_{j\text{польз}}^n|, \max_j \min_i |a_{i\text{эм}}^n - b_{j\text{польз}}^n| \right)$,
- метрика Камберра: $l_{Camb}^{ab} = \sum_{j=1}^K \frac{|a_{j\text{эм}}^n - b_{j\text{польз}}^n|}{|a_{j\text{эм}}^n + b_{j\text{польз}}^n|}$,
- метрика Минковского: $l_{Mink}^{ab} = \left(\sum_{j=1}^K |a_{j\text{эм}}^n - b_{j\text{польз}}^n|^p \right)^{1/p}$ для $p = 3, 4, 5$,
- чебышевская мера (представляющая собой предельную меру Минковского для $p = \infty$): $l_{\infty}^{ab} = \max_{\substack{j=1, \dots, K \\ \text{для всех } n}} |a_{j\text{эм}}^n - b_{j\text{польз}}^n|$,
- косинусная мера: $l_{\cos}^{ab} = \frac{a_{j\text{эм}}^n \times b_{j\text{польз}}^n}{|a_{j\text{эм}}^n| \times |b_{j\text{польз}}^n|}$.

В результате исследования всех перечисленных метрик путем программной реализации и применения к экспериментально зарегистрированным кадрogramмам установлены их характеристики, приведенные в таблице 3.

В результате исследования по перечисленным выше критериям в качестве методики предлагается следующая двухэтапная процедура. На первом этапе для координатных вектор-столбцов обеих матриц x_j^n, y_j^n находится чебышевская мера различия векторов:

$$l_{\infty}^x = \max_{\substack{j=1, \dots, K \\ \text{для всех } n}} |x_{j\text{эм}}^n - x_{j\text{польз}}^n|, \quad l_{\infty}^y = \max_{\substack{j=1, \dots, K \\ \text{для всех } n}} |y_{j\text{эм}}^n - y_{j\text{польз}}^n|.$$

Сравнение метрик близости векторов

Наименование метрики	Вычислительная сложность	Необходимость нормирования	Чувствительность к шумам
Хаусдорфа l_{Haus}^{ab}	Высокая	Требуется	Малочувствительна
Камберра l_{Camb}^{ab}	Низкая	Нормирована	Чувствительна
Минковского l_{Mink}^{ab}	Высокая	Требуется	Малочувствительна
Чебышевская l_{∞}^{ab}	Низкая	Требуется	Малочувствительна
Косинусная мера l_{\cos}^{ab}	Низкая	Нормирована	Малочувствительна

Если рассчитанные меры близости не превышают допустимых порогов отклонения $l_{\infty}^x \leq Thesh(l_{\infty}^x)$, $l_{\infty}^y \leq Thesh(l_{\infty}^y)$, где $Thesh(l_{\infty}^x)$ и $Thesh(l_{\infty}^y)$ – экспериментально установленные пороги, то движение считается повторенным правильно. При этом чебышевская мера нормируется к максимальному радиусу R_j^{\max} для соответствующей ХТ j . Далее применяется нормированная чебышевская мера близости (НЧМБ). Чебышевская мера практически не требует вычислительных затрат по сравнению с остальными и вынесение решения на первом этапе происходит быстро. В случае невыполнения условий по чебышевскому отклонению быстро устанавливаются номера ХТ тела, координаты которых отличаются от требуемых. На основании первого этапа оценки пользователю выдаются рекомендации первого уровня по координатам движений (например, «правая рука – выше», «наклон головы вправо – ниже»).

На втором этапе для установленного множества ХТ с отклонениями по координатам N_{∞} рассчитывается косинусная мера близости по векторам скорости и ускорения. Напомним, что косинусная мера близости векторов есть отношение скалярного произведения векторов к произведению евклидовых норм этих векторов. Для совпадающих векторов угол между ними равен нулю и соответственно косинусная мера близости равна 1. Косинусные меры близости оцениваются по формулам:

$$l_{\cos}^v = \frac{v_{j \text{ эт}}^n \times v_{j \text{ польз}}^n}{|v_{j \text{ эт}}^n| \times |v_{j \text{ польз}}^n|}, \quad l_{\cos}^a = \frac{a_{j \text{ эт}}^n \times a_{j \text{ польз}}^n}{|a_{j \text{ эт}}^n| \times |a_{j \text{ польз}}^n|}.$$

для всех $n \in N_{\infty}$

На основании сравнения векторов скорости и ускорения «отклоняющихся точек» формируется второй уровень рекомендаций пользователю: если $1 - l_{\cos}^v \leq Thesh(l_{\cos}^v)$, $1 - l_{\cos}^a \leq Thesh(l_{\cos}^a)$, где $Thesh(l_{\cos}^v)$ и $Thesh(l_{\cos}^a)$ – экспериментально установленные пороги скорости и ускорения соответственно, то движение считается повторенным правильно. В противном случае выдаются рекомендации по коррекции движений пользователя по скорости (например, «правая рука – быстрее», «наклон головы вправо – медленнее») и по ускорению (например, «правая рука – резче», «наклон головы вправо – менее резко»).

Предварительные оценки, полученные в результате тестирования прототипа системы, показывают, что введенные выше пороги отклонения по координатам составляют 8-12% от максимального радиуса вращения, а по косинусной мере лежат в диапазоне абсолютных величин 0.09-0.11.

Пример расчетов по приведенной методике и вынесение решения по коррекции движений для того же видефрагмента приведены в таблицах 4 и 5 соответственно.

Таблиця 4.

Пример обработки видеофрагмента

Номер ХТ	ХТ 3	ХР 6	ХТ 9
НЧМБ по x l_{∞}^x	5/17=0.294	8/42=0.190	16/61=0.262
Порог $Thesh(l_{\infty}^x)$	0.12	0.12	0.12
НЧМБ по y l_{∞}^y	6/17=0.358	9/17=0.542	11/17=0.647
Порог $Thesh(l_{\infty}^y)$	0.12	0.12	0.12
$1-l_{\cos}^v$	1-0.911=0.089	1-0.812=0.188	1-0.678=0.322
Порог $Thesh(l_{\cos}^v)$	0.1	0.1	0.1
$1-l_{\cos}^a$	1-0.945=0.055	1-0.886=0.134	1-0.853=0.147
Порог $Thesh(l_{\cos}^a)$	0.1	0.1	0.1

Таблиця 5.

Пример вынесения решения по коррекции движений

Номер ХТ	Сравнение с порогами	Вынесение решения: корректирующая рекомендация
ХТ 3	$l_{\infty}^x > Thesh(l_{\infty}^x), l_{\infty}^y > Thesh(l_{\infty}^y)$	1 этап – «Голову влево, ниже»
	$1-l_{\cos}^v \leq Thesh(l_{\cos}^v)$ $1-l_{\cos}^a > Thesh(l_{\cos}^a)$	2 этап – По скорости движения головой замечаний нет «Движение головой резче»
ХТ 6	$l_{\infty}^x > Thesh(l_{\infty}^x), l_{\infty}^y > Thesh(l_{\infty}^y)$	1 этап – «Правый локоть правее, выше»
	$1-l_{\cos}^v > Thesh(l_{\cos}^v)$ $1-l_{\cos}^a > Thesh(l_{\cos}^a)$	2 этап – «Движение правым локтем быстрее» «Движение правым локтем резче»
ХТ 9	$l_{\infty}^x > Thesh(l_{\infty}^x), l_{\infty}^y > Thesh(l_{\infty}^y)$	1 этап – «Правая кисть правее, выше»
	$1-l_{\cos}^v > Thesh(l_{\cos}^v)$ $1-l_{\cos}^a > Thesh(l_{\cos}^a)$	2 этап – «Движение правой кистью быстрее» «Движение правой кистью резче»

Анализ полученных результатов показывает принципиальную правильность предложенной проективной модели и разработанной методики выработки корректирующих рекомендаций.

В качестве направления дальнейших исследований укажем следующее. Целесообразно сгруппировать ХТ для отдельных разделов тела человека (левые и правые верхние и нижние конечности, корпус, голова+шея) и выносить корректирующие рекомендации по отдельным разделам тела в целом. Другим направлением совершенствования системы является создание базы данных эталонных обучающих движений для упражнений разного типа, зафиксированных как во фронтальных, так и в профильных ракурсах.

Выводы

В результате классификации и анализа существующих моделей движения тела человека в видеопотоке установлено, что как объемные, так и проективные модели при детальном описании движения требуют вычислительных ресурсов высокой производительности. Упрощенные модели не позволяют достаточно точно описать движения частей тела. Предложена двумерная проективная модель движения тела человека, позволяющая оценить кинематические характеристики набора характерных точек. Предложенная модель ориентирована на применение в дистанционных системах двигательной реабилитации пациентов. Для доступности таких систем алгоритмическое и программное обеспечение рассчитано на обеспечение работы в реальном масштабе времени с бытовой веб-камерой на компьютере средней производительности. Программно реализован прототип системы двигательной реабилитации. Для выработки корректирующих рекомендаций пользователю системы разработана методика количественной оценки мер близости обучающего и пользовательского движений. Предварительное тестирование предложенной модели на уровне ее программной реализации подтвердило ее адекватность и соответствие поставленной задаче.

Список литературы

1. Pawlik, P. Visual Surveillance for Movement Rehabilitation / P. Pawlik , Z. Bublinski // *Image Processing & Communication*. – 2012. – Vol. 17, No. 4. – PP. 173-178.
2. Green, R.D. Video Analysis of Gait for Diagnosing Movement Disorders / R.D. Green , L.J. Guan, A. Burne // *Journal of Electronic Imaging*. – 2000. – Vol.9, No.1. – PP. 16-21.
3. Kannan, P. Development of Human Pose Models for Sports Dynamics Analysis using Video Image Processing Techniques / P. Kannan, R. Ramakrishnan // *International Journal of Sports Science and Engineering*. – 2012. –Vol. 6, No. 4. – PP. 232-238.
4. Вражнов, Д.А. Сравнительный анализ методов повышения устойчивости алгоритмов слежения на видео / Д.А. Вражнов, В.В. Николаев, А.В. Шаповалов // *Вестник Томского государственного университета*. – 2013. – № 4(25). – С. 23-31.
5. Нгуен, Г.К. Применение систем компьютерного зрения в задачах реабилитации пациентов с болезнями опорно-двигательного аппарата / Г.К. Нгуен // *Труды МНТК «Современные информационные и электронные технологии СИЭТ-2013»*. – Одесса, Политехпериодика. – 2013. – Т. 1. – С. 53–54.
6. Mikic, I. Human Body Model Acquisition and Tracking Using Voxel Data / I. Mikic, M. Trivedi, E. Hunter // *International Journal of Computer Vision*. – 2003. –Vol.53, No.3. – PP. 199–223.
7. Shingade, A. Animation of 3D human model using markerless motion capture applied to sports / A. Shingade, A. Ghotkar // *International Journal of Computer Graphics & Animation*. – 2014. – Vol. 4, No. 1. – PP. 27-39.
8. Chang, Y.J. A Kinect-based system for physical rehabilitation: A pilot study for young adults with motor disabilities [Text] / Y.J. Chang, S.F. Chen, J.D. Huang // *Research in Developmental Disabilities*. – 2011. – Vol. 32, No.6. – PP. 2566-2570.
9. Correa, P. Silhouette-based Probabilistic 2D Human Motion Estimation for Real-time Applications / P. Correa, J. Cxyz, T. Umeda, F. Marques, X. Marichal, B. Macq // *IEEE International Conference on Image Processing*. – 2005. – Vol.3. – PP. 836-839.
10. Aggarwal, J.K. Human Motion analysis: A Review / J.K. Aggarwal, Q. Cai // *Proceedings of the IEEE Workshop on Motion on Non-Rigid and Articulated Objects*. – 1997. – PP. 90-102.
11. Muthukumar, B. Tracking the Human Motion in Real Time Using Star Skeleton Model / B. Muthukumar, S. Ravi // *International Journal of Engineering and Advanced Technology*. – 2012. – Vol.1, No. 3. – PP. 2249-2958.
12. Win Kong. Essential Human Body Tracking Using Kalman Filter / Win Kong, Aini Hussain, Mohd. Hanif Md Saad // *Proceedings of the World Congress on Engineering and Computer Science IWCECS 2013*. – 23-25 October, 2013, San Francisco, USA. – 2013. –Vol.1. – PP. 23-25.
13. Chang, I.C. Skeleton-based Walking Motion Analysis Using Hidden Markov Model and Active Shape Models/ I.C. Chang, C.L. Huang // *Journal of Information Science and Engineering*. – 2001. – Vol.17. – PP.371-403.

14. Потемкин, С. Восстановление пространственного спортивного движения по его двумерному образу // Труды Междисциплинарного научного семинара «Информатика и спорт». – М.: МГУ. –2010. – С. 132-135.
15. Bartlett, R. Introduction to Sports Biomechanics: Analysing Human Movement Patterns / R. Bartlett. – N.-Y., Routledge. – 2007. – 292 p.
16. Умнов, А.Е. Аналитическая геометрия и линейная алгебра / А.Е. Умнов. – М.: МФТИ, 2011. – 544 с.
17. Open CV: [Электронный ресурс] // Режим доступа: <http://opencv.org> (Дата обращения: 01.09.2014).
18. Болтенков, В.А. Сравнительный анализ алгоритмов скелетизации бинарных изображений / В.А. Болтенков, Д.В. Малявин, Нгуен Гуи Кيونг // Труды МНТК «Современные информационные и электронные технологии СИЭТ–2014». – Одесса, Политехперіодика. – 2014. – Т.1. – С. 40-41.
19. Дуда, Р. Распознавание образов и анализ сцен / Р. Дуда, П. Харт. – М.: Мир, 1976. – 512 с.
20. Деза, Е. Энциклопедический словарь расстояний / Е. Деза, М.М. Деза. – М.: Наука, 2008. – 446 с.

ДВОВИМІРНА ПРОЕКТИВНА МОДЕЛЬ РУХУ ТІЛА ЛЮДИНИ ТА ЇЇ ЗАСТОСУВАННЯ В ЗАДАЧАХ ТЕЛЕМЕДИЦИНИ

В.О. Болтъонков, Нгуєн Гуї Кіонг

Одеський національний політехнічний університет,
просп. Шевченко, 1, Одеса, 65044, Україна; e-mail: vaboltentkov@mail.ru

Запропоновано двовимірну проективну точкову модель руху тіла людини на підставі аналізу відеопотоку. Модель призначена для побудови системи дистанційної рухової реабілітації пацієнтів із захворюваннями опорно-рухового апарату. Перевірка адекватності моделі проведена на прототипі системи. Розроблено методику вироблення рекомендацій щодо коригування рухів пацієнта на основі мір близькості векторів.

Ключові слова: модель руху тіла людини, аналіз відеопотока, рухова реабілітація, кінематичні параметри, міри близькості векторів

TWO-DIMENSIONAL PROJECTIVE MODEL OF HUMAN BODY MOTIONS AND ITS APPLICATION IN TELEMEDICINE

V.O. Boltentkov, Nhuen Hui Kionh

Odessa National Polytechnical University,
1, Shevchenko ave., Odessa, 65044, Ukraine; e-mail: vaboltentkov@mail.ru

A two-dimensional projective point model of human body motions is proposed based on video stream analysis. The model was designed to develop a system for distant motor rehabilitation of patients with orthopedic injuries. A system prototype was used to test the model for adequacy. A methodology was developed to provide recommendations on corrections in the patient's motions based on vector proximity measures.

Keywords: model of human body motions, video stream analysis, motor rehabilitation, kinematic parameters, and vector proximity measures.