

УДК 612.766.1

РАЗРАБОТКА МЕТРИК ДЛЯ РАСПОЗНАВАНИЯ ФИЗИЧЕСКИХ УПРАЖНЕНИЙ В СИСТЕМАХ УДАЛЕННОЙ РЕАБИЛИТАЦИИ

А. В. Алпатов, к.т.н., доцент кафедры МНЭЛ РГРТУ; alpatov-alexey@yandex.ru

М. С. Ашапкина, ассистент кафедры АИТП РГРТУ; mashaashapkina@gmail.com

Рассматривается задача разработки количественных метрик для автоматизированного распознавания типов выполняемых упражнений в рамках системы удаленного контроля над процессом физической реабилитации. Целью работы является разработка метрик для оценки правильности выполнения физических упражнений, позволяющих получать количественные характеристики корректности следования протоколам выполнения восстановительных упражнений в целях повышения объективности и достоверности удаленного контроля. Вводится задача контроля правильности выполнения реабилитационных упражнений на основе оценки меры схожести реальных траекторий с модельным представлением. Проводится сравнительный анализ метрик, характеризующих дистанцию между двумя реализациями, на примере модельных траекторий. Делается вывод о необходимости использования метрики, инвариантной к деформациям формы и времени траектории. Предлагается использовать алгоритм деформации временной шкалы с дополнительными метриками, локализирующие свойства функции минимально пути деформации.

Ключевые слова: реабилитация, коленный сустав, метрики дистанции, алгоритм деформации временной шкалы, траектория движений, форма сигнала, инерциальные датчики, мобильное приложение.

DOI: 10.21667/1995-4565-2018-66-4-1-139-146

Введение

Современный подход к реализации систем амбулаторной физической реабилитации в режиме удаленного контроля требует применения доступных технических средств объективного контроля над процессом восстановления пациента. В их задачи входят количественная оценка процесса выполнения восстановительных упражнений, отслеживания предела физической нагрузки на поврежденную конечность опорно-двигательного аппарата, контроль динамики процесса восстановления, удаленная консультация со специалистом.

В России заболевания костно-мышечной системы в 2015 г. заняли третье место по причинам инвалидизации, распространённость составила 3,6 человека на 10 тыс. населения. Заболеваемость населения болезнями костно-мышечной системы и соединительной ткани в 2015 г. составила 30,1 человека на 1 тыс., что обеспечивает этому классу болезней 9-е место в «рейтинге» причин обращений населения за медицинской помощью. Хирургическому лечению по поводу заболеваний костно-мышечной системы в 2015 г. подвергнуто около 1,2 млн. пациентов,

из них порядка 167 тыс. (14 %) – в рамках высокотехнологичной медицинской помощи, что указывает на достаточно большое бремя для экономики и социальной жизни государства из-за заболеваний костно-мышечной системы.

Лечебная физкультура (ЛФК) занимает особую роль в лечении и профилактике таких заболеваний. Полноценная ЛФК не возможна без специальных технических средств-тренажеров, обеспечивающих дозирование нагрузки и контроль двигательной траектории сустава при выполнении упражнений [1]. При этом актуальной становится задача широкого внедрения «умных» технологий поддержки ЛФК, позволяющих проводить занятия вне стен клиники в режиме удаленного контроля двигательной активности.

Анализ движения используется во многих областях человеческой деятельности: от фундаментальных клинических и физиологических исследований до киноиндустрии и компьютерных игр. В задачах контроля двигательной активности и определения положения тела в пространстве основными техническими средствами являются две большие группы систем:

– инерциальные измерительные системы IMU на основе технологии MEMS [2, 3]

– системы захвата движений по данным видеофиксации [4].

Выходным продуктом каждой системы является траектория двигательного акта, т.е. изменение позиции или ориентации контролируемой конечности или сустава в пространстве, во времени.

В этой связи актуальность разработки количественных метрик для автоматизированного распознавания правильности выполнения двигательных траекторий, обоснована потребностью в расширении доступности физической реабилитации, повышении ее эффективности, необходимостью дозирования нагрузки.

Постановка задачи

Опорно-двигательный аппарат является сложной многокомпонентной механической системой, с высокой степенью свободы сочленений. Упрощенная кинематическая модель человека состоит из подвижных соединений и костных звеньев [5], при этом подвижное соединение представляет собой сустав, который обеспечивает произвольное пространственное движение костных звеньев. В целом такая система может генерировать множество траекторий, обусловленных задачами конкретного двигательного акта.

Сутью любого физического упражнения является создание нагрузки на мышцы путем выполнения определенных движений. Движение формируется за счет четкой последовательности актов сгибания, разгибания и скручивания в каждом суставе. Важно отметить, что любое упражнение является циклическим, т.е. конечность всегда возвращается в исходную позицию, при этом у каждого упражнения есть максимальная позиция, характеризующаяся максимальной деформацией в суставе.

Рассмотрим формирование траекторий движения коленного сустава, как одного из самых проблемных и требующих физической реабилитации. Для примера выберем вариант популярного упражнения «Разгибание голени сидя». Модель сустава представим в виде кинематической пары: таз-колено-голеностоп. В такой модели таз является неподвижной опорой с шаровым шарниром, движение инициируется в звене колено-голеностоп. После достижения голени предельного положения в пространстве происходит движение в обратном направлении в исходную позицию. Наложим ограничение по движению колена только в плоскости XOY (сагиттальной плоскости), пренебрежем фронтальными и горизонтальными перемещениями. Пусть имеется эталонная траектория в точке голеностопного сустава (рисунок 1) в виде:

$$Q(t) = \{Q_x(t), Q_y(t)\},$$

Причем $Q(t_0)$ – исходная позиция, $Q_m(t)$ – максимально удаленная от исходного положения точка траектории – предельная позиция, $t = [0, T]$ время выполнения одной итерации упражнения в секундах. Аналогично можно представить траектории в точке коленного сустава или выбрав ее на одном из звеньев модели. Разница будет лишь в амплитуде движения.

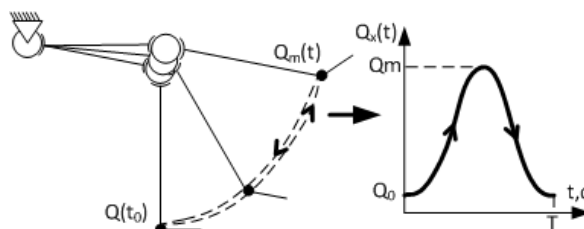


Рисунок 1 – Пример формирования траектории упражнения по оси X для упражнения «Разгибание голени сидя»

Пусть имеется комплекс упражнений в виде множества F , заданного как

$$F = \{Q_i, T_i\}, t = [1, K],$$

где Q_i – эталонная траектория i -го упражнения для реабилитации, T_i – продолжительность i -го упражнения для реабилитации, K – число упражнений для реабилитации.

Реальное выполнение упражнений приводит к формированию множества F' с соответствующими траекториями и продолжительностью. Отсюда цель физической реабилитации состоит в систематическом выполнении комплекса упражнений, при котором множество F' стремится к множеству F , то есть $F' \rightarrow F$.

Таким образом, задача контроля правильности выполнения реабилитационных упражнений складывается из следующих подзадач:

- 1) проверка факта выполнения упражнения $\max(Q) > e$, где e – порог флуктуаций траектории в условно неподвижном состоянии;
- 2) проверка регулярности выполнения упражнения;
- 3) оценка меры схожести траекторий Q' упражнения со своим эталонным образом Q .

Техническая реализация п.п 1-2 очевидна и состоит в проверке наличия двигательной активности в заданный момент времени с помощью меры флуктуации $\sigma_\theta < \rho$, где ρ – порог флуктуаций конечности в состоянии покоя и контроля максимальной амплитуды движения. Однако реализация пункта 3 представляет собой более сложную задачу, требующую исследования и выбора наиболее приемлемого решения.

В итоге цель работы состоит в разработке метрик для оценки правильности выполнения физических упражнений, позволяющих получать

количественные характеристики корректности следования протоколам выполнения восстановительных упражнений в целях повышения объективности и достоверности удаленного контроля.

Для достижения цели необходимо провести анализ применимости существующих метрик схожести траекторий, выбрать наиболее информативную и при необходимости дополнить или модифицировать ее при использовании для оценки выполнения упражнения.

Выбор метрик дистанций

Выполнение необходимого движения возможно только в случае правильного исходного положения конечностей, суставов и четкого следования протоколу упражнения. При этом адаптация опорно-двигательного аппарата к правильному выполнению упражнения происходит поэтапно. Количественный критерий успешного восстановления подвижности будет складываться из двух показателей:

– достижение конечностью точки предельной позиции $Q_m(t)$;

– минимизацией меры дистанции между реальной $Q'(t)$ и эталонной траекториями по критерию $\min\{d(Q', Q)\} < \varepsilon_{ph}$, где ε_{ph} физиологически достижимый порог совпадения траекторий.

Данные критерии могут достигаться независимо, т.е. пациенты с патологиями в суставах могут правильно выполнять упражнения, но при этом демонстрировать низкую подвижность.

В общем виде оценка схожести траекторий строится на основе меры подобия:

$$S = \frac{1}{1 - d(Q, Q')},$$

где d – метрика расстояния между реальной и эталонной траекториями упражнения, $S = [0, 1]$.

Очевидно, что корректный выбор метрики будет определять успешность оценки схожести. Важно учитывать, что в реальности от пациента требуется воспроизведение траектории в довольно широких пределах, т.к. имеются индивидуальные особенности: патологические отклонения в суставе, разная скорость реагирования на команды тренера, т.е. задержки в процессе выполнения, разная скорость разгибания, сгибания и кручения и т.п. Эти факторы вызывают искажение формы сигнала по амплитуде и времени.

Выберем несколько метрик схожести и попытаем их на модельной траектории с имитацией индивидуальных особенностей пациента. В качестве модели будем использовать нормализованную колоколообразную функцию [6], определенную в двух диапазонах для имитации нарушения симметрии:

$$f(x) = \begin{cases} \frac{1}{1 + |x - c_1|^{2b_1}}, & 0 \leq x < c_1 / x; \\ \frac{1}{1 + |x - c_2|^{2b_2}}, & c_2 / x \leq x \leq T; \end{cases}$$

где $f(x) = [0, 1]$, a, b, c – параметры формы для левой (индекс 1) и правой (индекс 2) частей: $c = [0, T]$ – позиция максимума, $a > 0$ определяет расстояние от максимума до точек $f(x) = 0,5$, $b \geq 0$ – определяет крутизну спуска/подъема, T – условная длительность траектории $T = [0, 1] / 100$ (в долях от полной шкалы времени).

Функция имитирует траекторию простого движения конечности в одной плоскости, например сгибание и разгибание руки в локте или голени в колене: имеется нулевая позиция, в $f(0) = 0$, смещение относительно условной точки команды на выполнение упражнения (параметр c , далее сгибание до предельной позиции с удержанием и разгибание в исходную).

На рисунке 2 показаны варианты возможных деформаций формы траектории от исходной, имитирующие индивидуальные особенности траектории правильного выполнения упражнения. Заметим, что длительности всех траекторий одинаковые, т.к. это основное условие применения всех метрик дистанции.

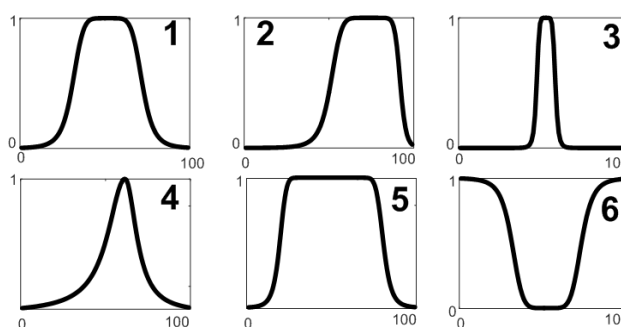


Рисунок 2 – Моделирование деформации траектории итераций одного движения:
1 – эталонная траектория, 2 – траектория с задержкой, 3 – траектория с задержкой и разной скоростью движений, 4 – более плавная траектория, 5 – траектория с длительным временем удержания, 6 – инверсная «неправильная» траектория

В соответствии с рисунком 2 инверсная траектория 6 введена как «неправильная» для оценки верхнего порога метрик.

Таким образом, лучшая метрика должна давать стабильно минимальные значения для всех

вариантов траекторий, кроме 6. С учетом работы [7] для анализа выберем следующие метрики схожести.

1. Относительное среднеквадратичное отклонение ошибки RRMSE:

$$\text{RRMSE} = \frac{\sqrt{\sum_t^T [Q(t) - Q'(t)]^2}}{\sqrt{\sum_t^T [Q(t)]^2}}.$$

2. Модифицированное расстояние Хаусфорда – MHD:

$$h(Q, Q') = \frac{1}{|Q|} \sum_{q_i \in Q, q_j \in Q'} [\min d(q_i, q_j)],$$

где $d(q, q')$ – дистанция между отсчетами модельной и тестовой траектории.

Коэффициент ранговой корреляция Спирмена – SRC.

Метрика на основе кросскорреляции – CC:

$$C_{Q, Q'}(k) = \frac{\max [\sum Q(t) \cdot Q'(t-k)]}{\max [\sum Q(t) \cdot Q(t-k)]}.$$

Результаты оценки меры схожести приведены в таблице 1.

Таблица 1 – Результаты вычисления метрик

Метрики	Модели деформации траекторий				
	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
RRMSE	0,79	0,80	0,68	0,84	2,41
MHD	4,61	4,67	3,97	4,91	14,11
SRC	0,44	1,00	0,81	1,00	-1,00
CC	1,00	0,33	0,44	1,28	-1,16

В соответствии с таблицей 1, значения метрик разнятся по реакции на изменения формы: RMSE и MHD не сильно зависят от любой деформации формы и повышаются в 3 раза только для формы 6, причем с их помощью не возможно определить была ли траектория узкая или широкая, коэффициент Спирмена снижается в 2 раза при сдвиге максимума на 20 %, максимален для узкой и широкой траектории, но не дает между ними отличий, кросскорреляция предсказуемо отрабатывает сдвиг, но снижается в 3 раза для узкой траектории.

Как было указано ранее, длительности всех траекторий одинаковые, однако легко представить, что пациент может повторять движения в своем ритме, т.е. быстрее или медленнее. В этом случае будет необходимо оценивать схожесть двух траекторий различной длины, т.е. в реальном эксперименте $T \neq T'$. При этом имеются два пути решения этой проблемы:

– выравнивание длины путем добавления соответствующего количества нулевых отсчетов в начало или конец реализации либо для эталона, либо для реальной траектории;

– линейное растягивание или сжатие реальной траектории путем интерполяции во временных границах эталонной или реальной траектории.

Очевидно, что вариант с нулями будет занижать значения всех метрик, включая кросскорреляцию, так форма траектории будет деформироваться. Линейное изменение временной шкалы не решит проблемы неопределенной задержки в выполнении, различного времени удержания в предельной позиции и также будет деформировать форму траектории.

Также важно учитывать, что для данных метрик разброс значений метрик между условно правильной (№ 1-5) и неправильной (№ 6) траекторией составляет от 2 до 3 раз. Значение разброса очень важно для формирования порога, при котором траектория будет считаться правильной. Таким образом, деформации формы, неопределенная длительность траектории, а также ее временные сдвиги нарушают стабильность значений метрик. Необходима метрика, инвариантная к деформациям формы и времени.

Возможности метода DTW для оценки правильности траектории упражнения

Одним из способов совмещения временных шкал является линейное выравнивание пар точек реальной траектории и эталона по признаку минимальной дистанции. Существует группа алгоритмов, основанных на поиске оптимального пути такого выравнивания, на базе метода динамического программирования. В данной работе предлагается использовать метод динамической трансформации временной шкалы DTW (dynamic time warping) [8], ранее показавший хорошие результаты для выравнивания звуковых паттернов, в системах кластеризации, распознавания образов, анализа типов двигательной активности [9].

Суть метода состоит в следующем. Пусть имеются две дискретные реализации траектории $Q = (q_1, q_2, \dots, q_i, \dots, q_n)$, $Q' = (q'_1, q'_2, \dots, q'_j, \dots, q'_m)$, где n и m – количество отсчетов. Для выравнивания двух реализаций рассчитаем матрицу взаимных дистанций размером $n \times m$ по всем вариантам пар q_i и q'_j , где каждый i -й и j -й элемент будет содержать значение Евклидово расстояния (это обычный вариант, в общем случае метрика может быть любой) вида $d_{ij} = (q_i - q'_j)^2$. Далее по матрице дистанций рассчитывается матрица де-

формации $D(i, j)$ в окрестности текущего элемента матрицы d_{ij} по правилу:

$$D(i, j) = \begin{cases} 0 & i = j = 0 \\ \infty & i = 0, j > 0 \\ & i > 0, j = 0 \\ d_{ij} + \min \begin{cases} D(i-1, j-1) \\ D(i-1, j) \\ D(i, j-1) \end{cases} & i, j \geq 1 \end{cases},$$

где $i = \overline{[1, n]}$, $j = \overline{[1, m]}$.

Существуют различные правила (паттерны) для построения окрестности искомого элемента, в данной работе используется простое симметричное. Для определения наилучшего выравнивания между элементами траекторий Q и Q', нужно найти путь деформации W, который будет минимизировать общее расстояние между ними. Тогда

$$W = (w_1, w_2, \dots, w_k),$$

где $\max(n, m) \leq k \leq n + m + 1$, $k = \overline{[1, K]}$, K – длина пути, т.е. количество элементов матрицы $D(i, j)$, по которым прошел путь W.

Элементы пути W определяются в координатах матрицы $D(i, j)$ как $w_k = (i, j)_k$. Для исключения некорректного построения пути на него накладываются жесткие ограничения:

- граничные условия прохождения через элементы матрицы от позиции D(n,m) до D(0,0), т.е. в диагонально противоположных угловых ячейках матрицы. Это гарантирует, что путь пройдет через все точки траекторий.

- непрерывность индексов i и j, т.е. за один шаг они могут вместе или по отдельности увеличиваться только на 1, что предотвращает разрывы индексации;

- монотонность инкремента индексов i и j гарантирует невозможность возврата в пройденный элемент.

Сложность данного алгоритма $O(nm)$, однако имеются пути оптимизации скорости выполнения путем наложения ограничений на разброс индексов пути [10]. Графическое представление работы метода DTW показано на рисунке 3.

Итоговая метрика DTW – дистанция вычисляется как минимальное из всех возможных минимальных путей, приведенная к максимальной длине пути $n + m$

$$DTW(Q, Q') = \min \left\{ \frac{\sum_{k=1}^K w_k}{n + m} \right\}.$$

Результаты оценки меры схожести показаны в таблице 2.

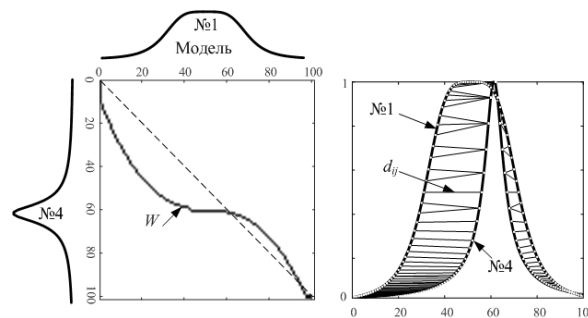


Рисунок 3 – Визуализация результатов поиска минимального пути W по методу DTW для пар траекторий № 1 и № 4

Таблица 2 – Результаты вычисления DWT

Метрика	№2	№3	№4	№5	№6
D_{DWT}	0,0021	0,002	0,0002	0,0002	0,46

Видно, что метрика, вычисленная по DWT, не зависит от сдвига (№ 2). Деформация формы в небольших пределах (№ 4, № 5) вызывает изменение метрики на порядок. Метрика инверсной траектории дает увеличение на 3 порядка. Такая высокая чувствительность к изменениям формы дает широкие возможности по выбору пороговых значений. Очевидно, что в задаче оценки траектории движений конечности предпочтительно использование метки на базе линейной деформации. Однако данная метрика не позволяет локализовать расхождения реальной траектории от эталонной на различных стадиях построения движения итерации упражнения.

Проектирование дополнительных метрик DTW

Как было указано ранее, задача реабилитации заключается в возможности пациента выполнить заданное упражнение и отследить положительную динамику. Одной метрики недостаточно для решения данной цели. Важно определить, что конкретно неверно в выполнении упражнения и сообщить об этом пациенту.

Заметим, что стандартная метрика DTW не отражает локальных свойств форм и дает общую оценку. Локальные свойства содержатся в функции пути W. В рамках данной работы были предложены дополнительные метрики, повышающие информативность метрики DTW для целей реабилитации:

1. $\sigma(i_k - i_d)$, $\sigma(j_k - j_d)$, где i_d, j_d индексы диагонали, $D(i, j)$ – метрика, отражающая флуктуацию дельты пар индексов пути, относительно диагонали в начале σL , $k = \overline{[1, K/2]}$ и конце σR , $k = \overline{[K/2, K]}$ движения.

2. Доля горизонтальных и вертикальных переходов индексов относительно диагональных. Отражает правильность траектории в начальном акте движения. Вычисляется согласно правилу:

$$PL_k = \begin{cases} 0, & D(i-1, j-1) < D(i, j-1), \\ 1 & \begin{matrix} D(i-1, j) < D(i-1, j), \\ D(i-1, j) < D(i, j-1), \end{matrix} \end{cases}$$

$$PL = \frac{\sum_k^{K/2} PL_k}{K/2} \cdot 100\%.$$

1. Доля горизонтальных и вертикальных переходов индексов, относительно диагональных. Отражает правильность траектории на завершающем акте движения. Вычисляется согласно правилу:

$$PR_k = \begin{cases} 0, & D(i-1, j-1) < D(i, j-1), \\ 1 & \begin{matrix} D(i-1, j) < D(i-1, j), \\ D(i-1, j) < D(i, j-1), \end{matrix} \end{cases}$$

$$PR = \frac{\sum_k^{K/2} PL_k}{K/2} \cdot 100\%.$$

В таблице 3 показаны примеры оценки правильности модельных траекторий на разных этапах движения.

Таблица 3 – Результаты вычисления локальных метрик траектории

Метрики	Модели деформации траекторий				
	№ 2	№ 3	№ 4	№ 5	№ 6
PL	96 %	19 %	55 %	31 %	5 %
PR	59 %	6 %	49 %	38 %	2 %

Например, низкие проценты для узкой траектории № 3 показывают, что, несмотря на правильность воспроизведения самой траектории по метрике DTW, имеется несоответствие в повторении начальной и завершающей фазы движения. В данном случае задержка в начале движения и его преждевременное завершение относительно модели № 1.

Далее для каждой метрики формировалась пороговая балльная оценка по формуле:

$$Sc_i = \sum_{i=1}^{NP} w_i, w_i = \begin{cases} 1, & P_i > e_i; \\ 0, & P_i < e_i, \end{cases}$$

где w_i – весовой коэффициент на базе дельты Кронекера, P_i – значений i -й метрики, NP – количество метрик, e_i – пороговое значение для i -го параметра, выбирается эмпирически.

Итоговая усредненная балльная оценка правильности выполнения упражнения в пространственной системе координат рассчитывалась как:

$$Sc = \frac{1}{3 \cdot NP} (Sc_{xoy} + Sc_{xoz} + Sc_{yoz}).$$

Балльная оценка Sc предназначена для визуализации результатов выполнения упражнения пациенту как итоговый выход работы системы контроля реабилитации.

Экспериментальная проверка метрики

Для тестирования метрик был спроектирован прототип системы регистрации движений на основе инерциальных датчиков [11]. В качестве датчика использовался смартфон в чехле. Упражнение было записано на видео и синхронизировано по времени с модельной траекторией. Алгоритм расчета разработанных метрик был реализован в составе прототипа мобильного приложения. Для тестового реабилитационного упражнения «Разгибания голени» была сформирована модельная траектория Q , соответствующая идеальному выполнению по трем осям. Экранные формы прототипа приложения показаны на рисунке 4.

Модельная траектория и пороги e_i для метрик были получены путем многократного усреднения по данным экспертного выполнения врачом ЛФК и сверены по кинематической модели. В процессе повторов упражнения программой задавался счет «подняли-опустили».

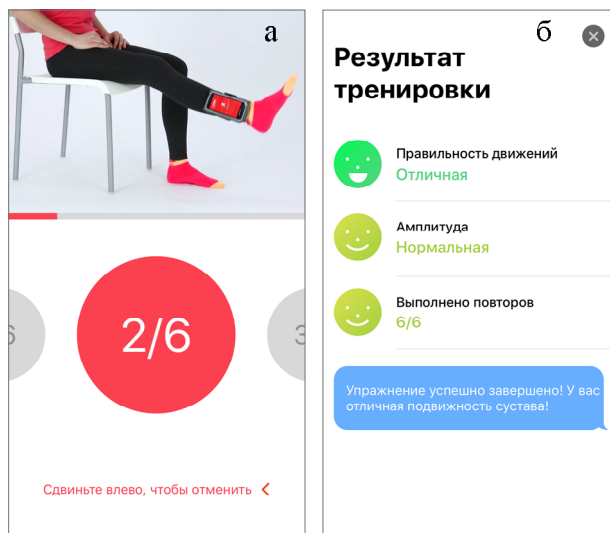


Рисунок 4 – Экранные формы прототипа мобильного приложения: а – форма в режиме выполнения упражнения, б – форма выводов результатов в пациенто-ориентированном виде

Были выполнены 6 повторов каждого упражнения в 3 режимах: правильное выполнение согласно протоколу упражнения; неправильное выполнение – испытуемый совершал случайные взмахи голенью в разных направлениях; выпол-

нение упражнения с задержкой, но корректное завершение.

Результаты работы прототипа приведены в таблице 4.

Таблица 4 – Результаты вычисления работы прототипа

	Правильно	Случайно	Задержка
DTW	0,0002	0,12	0,0008
σL	0,001	0,1	0,02
σR	0,002	0,03	0,005
PL	96 %	19 %	55 %
PR	59 %	6 %	49 %
Sc	8	2	7

Результаты расчета показывают высокую воспроизводимость предложенных метрик. Балльная оценка чувствительна к изменению режима выполнения упражнения. Предложенные метрики дополняют возможности метода DTW, с точки зрения получения дополнительной информации об отклонении траектории упражнения.

Заключение

В работе сформулирована задача контроля правильности выполнения реабилитационных упражнений на основе оценки меры схожести реальных траекторий с модельным представлением. Проведен сравнительный анализ метрик дистанции между двумя реализациями на примере модельных траекторий. Обсуждены особенности реакций метрик на различные деформации формы модельной траектории. По результатам анализа сделан вывод о необходимости использования метрики, инвариантной к деформациям формы и времени траектории. Предлагается использовать алгоритм DTW с дополнительными метриками локализующими свойства функции минимального пути деформации, позволяющие количественно оценивать правильность траектории на начальном и завершающем акте движения согласно протоколу упражнения. Спроектирован прототип системы регистрации движений на основе использования штатных инерциальных датчиков смартфона. Показаны возможности метрики для распознавания раз-

личных вариантов выполнения упражнений «Разгибание голени сидя».

Библиографический список

1. **Загревский В. Н., Загревский О. И.** Биомеханика физических упражнений: учеб. пособие. Томск, 2007. 274 с.
2. **Пономарев Д. И.** Использование алгоритмов обнаружения паттернов для идентификации жестов оператора в записях управляющего сигнала манипулятора // ТРУДЫ МФТИ. 2012. Т.4. № 3, С. 187-197.
3. **Thomas Seel, Jörg Raisch, Thomas Schauer.** IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis Sensors, 2014, no 14, pp. 6891-6909.
4. **Борзиков В. В., Рукина Н. Н., Воробьева О. В., Кузнецов А. Н., Белова А. Н.** Видеоанализ движений человека в клинической практике (обзор) // Современные технологии в медицине. Т. 7, № 4. Нижний Новгород: Нижегородская государственная медицинская академия, 2015. С. 201-210.
5. **Попов Г. И.** Биомеханика: учебник для студентов высшего учебного заведения / Г.И. Попов. – 4-е издательство. М.: Издательский центр «Академия», 2009. 256 с.
6. Generalized bell-shaped membership function [Электронный ресурс] URL: <https://www.math-works.com/help/fuzzy/gbellmf.html> (дата последнего посещения 4.09.2018).
7. **Akila A., Chandra Dr.E.** Slope Finder – A Distance Measure for DTW based Isolated Word Speech Recognition International Journal Of Engineering And Computer Science. 2013, vol. 2 no 12, pp. 3411-3417.
8. **Toni Giorgino.** Computing and Visualizing Dynamic Time Warping Alignments in R: The DTW Package Journal of Statistical Software.2009, vol. 31, no 7, pp. 1-24.
9. **Conor O'Rourke, Michael Madden.** Activity Recognition based on Accelerometer Data using Dynamic Time Warping with Ensembles Proceedings of AICS-2011, the 22nd Conference on Artificial Intelligence and Cognitive Science, Derry, 2011, 1-10.
10. Оценка сложности алгоритмов [Электронный ресурс] URL: <https://tproger.ru/articles/computational-complexity-explained/> (дата последнего посещения 15.09.2018).
11. **Ашапкина М. С., Алпатов А. В., Чекушин А. А.** Система поддержки выполнения реабилитационных упражнений для коленного сустава на базе смартфона // Международный научно-прикладной журнал «Биомедицинская радиоэлектроника». Вып. 8. Москва: Изд-во «Радиотехника», 2018. С. 45-53.

UDC 612.766.1

METRIC DEVELOPMENT FOR EXERCISE RECOGNITION IN REMOTE REHABILITATION SYSTEMS

A. V. Alpatov, Ph.D. (Tech.), associate professor, RSREU, Ryazan; alpatov-alexey@yandex.ru
M. S. Ashapkina, assistant, RSREU, Ryazan; mashaashapkina@gmail.com

The problem of developing quantitative metrics for automated recognition of the types of exercises performed within the system of remote control over the process of physical rehabilitation is studied. The aim is to develop metrics for assessing the correctness of physical exercises, allowing to obtain quantitative characteristics of the correctness of following the protocols of rehabilitation exercises in order to increase objectivity and reliability of remote control. The goal of controlling the correctness of rehabilitation exercises implementation based on the assessment of similarity measure of real trajectories with model representation is found. Comparative analysis of metrics characterizing the distance between two implementations is carried out, using the example of model trajectories. It is concluded that it is necessary to use the metric being invariant to the deformations of trajectory form and time. It is proposed to use dynamic time warping algorithm with additional metrics that localize the properties of the function to minimum strain path.

Key words: rehabilitation, knee, distance metrics, dynamic time warping algorithm, trajectory of movement, waveform, inertial sensors, mobile app.

DOI: 10.21667/1995-4565-2018-66-4-1-139-146

References

1. **Zagrevskij V. N., Zagrevskij O. I.** Biomehanika fizicheskikh uprazhnenij (Biomechanics of exercise), Tomsk, 2007. 274 p. (in Russian).
2. **Ponomarev D. I.** Ispol'zovanie algoritmov obnaruzhenija patternov dlja identifikacii zhestov operatora v zapisjah upravljajushhego signala manipuljatora. TRUDY MFTI. 2012. vol.4. no. 3, pp. 187-197 (in Russian).
3. **Thomas Seel, Jörg Raisch, Thomas Schauer.** IMU-Based Joint Angle Measurement for Gait Analysis Sensors, 2014, no 14, pp. 6891-6909.
4. **Borzikov V. V., Rukina N. N., Vorob'eva O. V., Kuznecov A. N., Belova A. N.** Videoanaliz dvizhenij cheloveka v klinicheskoj praktike (obzor). Sovremennye tehnologii v medicine. Nizhnij Novgorod: Nizhegorodskaja gosudarstvennaja medicinskaja akademija. 2015, vol. 7, no 4. pp. 201-210. (in Russian).
5. **Popov G. I.** Biomehanika: uchebnik dlja studentov vysshhego uchebnogo zavedenija (Biomechanics: a textbook for university students), Moscow: Izdatel'skij «Akademija», 2009, 256 p (in Russian).
6. Generalized bell-shaped membership function [Elektronnyj resurs] URL: <https://www.mathworks.com/help/fuzzy/gbellmf.html>.
7. **Akila A., Chandra Dr.E.** Slope Finder – A Distance Measure for DTW based Isolated Word Speech Recognition International Journal Of Engineering And Computer Science. 2013, vol. 2 no 12, pp. 3411-3417.
8. **Toni Giorgino.** Computing and Visualizing Dynamic Time Warping Alignments in R: The DTW Package Journal of Statistical Software. 2009, vol. 31, no 7, pp. 1-24.
9. **Conor O'Rourke, Michael Madden.** Activity Recognition based on Accelerometer Data using Dynamic Time Warping with Ensembles Proceedings of AICS-2011, the 22nd Conference on Artificial Intelligence and Cognitive Science, Derry, 2011, 1-10.
10. Ocenka slozhnosti algoritmov [Jelek-tronnyj resurs] URL: <https://tproger.ru/articles/computational-complexity-explained/> (data poslednego poseshhenija 15.09.2018).
11. **Ashapkina M. S., Alpatov A. V., Chekushin A. A.** Sistema podderzhki vypolnenija reabilitacionnyh uprazhnenij dlja kolennogo sustava na baze smartfona. Mezhdunarodnyj nauchno-prikladnoj zhurnal «Biomedicinskaja radioelektronika». Moscow: Izd-vo «Radiotekhnika», 2018. Vol. 8. pp. 45-53 (in Russian).