Спортивная Медицина: наука и практика

Т.10 №2 2020

РЕАБИЛИТАЦИЯ

DOI: 10.17238/ISSN2223-2524.2020.2.5
УДК: 616-003.9:51-76

Кривизна кривой как показатель оптимальности траектории движения в физической реабилитации. Эллиптические реабилитационные движения

О.С. Васильев[1], С.П. Левушкин[1,2]

[1]ФГБОУ ВО Российский государственный университет физической культуры, спорта, молодежи и туризма (ГЦОЛИФК), Министерство спорта РФ, Москва, Россия
[2]ФГБНУ Институт возрастной физиологии Российской академии образования, Москва, Россия

РЕЗЮМЕ

Динамические характеристики движения являются основными параметрами дозирования физической нагрузки при проведении реабилитации спортсменов. Однако, учет геометрических характеристик движения, особенно при восстановлении объема движения в суставе является не менее важным. Гипотезой исследования стало предположение, что использование геометрических характеристик движений позволяет «спроектировать» оптимальные физиологические паттерны реабилитации при восстановления объема движения. **Цель исследования** – разработка общих принципов и математической модели оптимальных характеристик траектории движения восстанавливаемого звена ОДА спортсмена. **Материалы и методы:** В ходе исследования использовалась оптико-электронная система трёхмерного захвата и анализа движения «Qualisys». В исследовании приняли участие 32 спортсмена в возрасте от 9 до 15 лет, практикующих сложнокоординационные виды спорта и имеющих повреждения (ушибы, растяжения мышечно-связочного аппарата) ОДА в области тазобедренного и голеностопного сустава и нуждающиеся в реабилитации – восстановлении объема движений в суставе. **Результаты:** Исследование показало, что восстановление объема движений по индивидуально подобранным при помощи математического моделирования траекториям (в экспериментальной группе) эффективно и в более короткие сроки восстанавливает спортсменов, нежели традиционные средства лечебной физкультуры (в контрольной группе). Так, типичные повреждения (ушибы, растяжения мышечно-связочного аппарата) ОДА в области тазобедренного сустава восстанавливались в контрольной группе 18±5 суток, в то время как в экспериментальная группе 12±3 суток. Аналогичная картина наблюдалась при восстановлении голеностопного сустава (12±4 суток заняло восстановление в контрольной группе против 8±3 суток в экспериментальной). **Выводы:** При восстановлении объема движений в суставе нагрузку следует оценивать не столько динамическими, сколько геометрическими показателями; для плоского движения – это кривизна траектории движения дистальной конечности по отношению к восстанавливаемому суставу.

Ключевые слова: реабилитация, спортсмены, математическая модель, кривизна траектории, опорно-двигательный аппарат

Для цитирования: Васильев О.С., Левушкин С.П. Кривизна кривой как показатель оптимальности траектории движения в физической реабилитации. Эллиптические реабилитационные движения // Спортивная медицина: наука и практика. 2020. Т.10, №2. С.5-13. DOI:10.17238/ISSN2223-2524.2020.2.5

Curvature of curve as an indicator of the optimal movement trajectory in physical rehabilitation. Elliptical rehabilitation movements

Oleg S. Vasilyev[1], Sergey P. Levushkin[1,2]

[1]Research Institute of Sports of the Russian State University of Physical Education, Sport, Youth and Tourism (SCOPLIPE), Moscow, Russia
[2]Institute of Developmental Physiology, Russian Academy of Education, Moscow, Russia

ABSTRACT

The movement dynamic characteristics are the main parameters for physical exercise dosing during the athlete recovery process. However, taking into account the geometric characteristics of movement is no less important, especially when restoring the joint range of motion. The hypothesis of the study was the assumption that the use of movements' geometric characteristics allows to "design" the optimal physiological rehabilitation patterns for movement volume restoration. **Objective:** to develop general principles and to create a mathematical model of the optimal trajectory characteristics for the restored part of the athlete's musculoskeletal system. **Materials and methods:** We used 3D Qualisys Motion Capture and Analysis System in our investigation. The study involved 32 complex coordination sports athletes (age 9-15) with hip and ankle joint injuries (bruises, sprains strains). All they required a joint movement volume restoration. **Results:** The study revealed that joint movement volume restoration following the individually selected pathways involving effective mathematical modeling (study group) takes shorter time to restore the athletes than traditional physiotherapy methods (control group). For typical injuries (bruises, sprains and strains) of the hip joint area, the rehabilitation took 18±5 days for controls and 12±3 days for experimental group subjects. Nearly the same pattern was observed in restoration the ankle joint (12±4 days of recovery for controls versus 8±3 days for

the experimental group). **Conclusions:** Restoring the joint movement volume, the workloads should be evaluated with geometric rather than dynamic indicators; for planar movement, that should be the distal limb path curvature relative to the restored joint.

Key words: rehabilitation/recovery, athletes, mathematical model, path/trajectory curvature, musculoskeletal system.

For citation: Vasilyev SO, Levushkin SP. Curvature of curve as an indicator of the optimal movement trajectory in physical rehabilitation. Elliptical rehabilitation movements. Sportivnaya meditsina: nauka i praktika (Sports medicine: research and practice). 2020;10(2):5-13 (In Russ.) DOI:10.17238/ISSN2223-2524.2020.2.5

1. Введение

Любое биологическое движение, требует сложнейшей взаимосвязи в работе нервной системы и опорно-двигательного аппарата (ОДА). Основная проблема, возникающая при анализе биологического движения, сводится к изучению феномена преодоления потенциальной избыточности числа степеней свободы движения ОДА. Экспериментальные исследования показали, что биологические организмы реализуют лишь несколько решений, а может быть только одно единственное решение двигательной задачи из огромного числа потенциальных возможностей [1, 2].

Подход к анализу сложного многосуставного движения человека через исследование движения одной точки конечности был выдвинут Бернштейном (1947) [3]. Он фактически утверждал, что управление движением руки в пространстве осуществляется в терминах траектории конечного эффектора – кистей рук. Дальнейшие исследования показали, что управление целенаправленным движением тела выражается в терминах перемещения в пространстве, а не смещения, связанного с постановкой ступней [2, 4].

Поэтому, моделируя траекторию движения конечного эффектора (дистальной точки конечности), можно задавать наиболее естественное движение в ассоциированном с ним суставе. Тогда становится насущным вопрос: какие траектории движения, задаваемые физическими упражнениями или тренажерами, будут наиболее оптимальными при проведении реабилитации опорно-двигательного аппарата?

Цель исследования – разработка общих принципов и математической модели оптимальных характеристик траектории движения восстанавливаемого звена опорно-двигательного аппарата спортсмена.

2. Материалы и методы

Исследование проводили на базе НИИ спорта и спортивной медицины РГУФКСМиТ в 2018-2019 годах. В исследовании приняли участие 32 спортсмена в возрасте от 9 до 15 лет (24 девушки, 8 юноши, средний возраст 11,5±3 года), практикующих сложнокоординационные виды спорта (спортивная и художественная гимнастика, танцы, боевые искусства), имеющих типичные повреждения (ушибы, растяжения мышечно-связочного аппарата) ОДА в области тазобедренного сустава (I-я группа – 14 человек) и голеностопного сустава (II-я группа – 18 человек) и нуждающиеся в реабилитации – восстановлении объема движений после той или иной степени выраженности иммобилизации либо временного прекращения тренировочного процесса. Каждая из групп была случайным образом поделена на две равные по количеству участников подгруппы: в контрольной подгруппе восстанавливали объём движений стандартным способом с преимущественным использованием поступательно-возвратных и круговых движений, в экспериментальной подгруппе восстанавливали объем движений путем выполнения упражнения согласно рекомендуемым моделью траекториям движения.

В исследовании использовали оптико-электронную систему трёхмерного захвата и анализа движения «Qualisys» (Швеция), состоящая из 8 инфракрасных камер и персонального компьютера с программным обеспечением «Qualisys Track Manager» для сбора и обработки данных. Камеры были расположенные вокруг испытуемого и определяли трёхмерные координаты маркеров-отражателей, которые крепились на его теле. Определение координат происходило с частотой 500 кадров в секунду, что позволяло с высокой точностью рассчитывать основные кинематические характеристики движения восстанавливаемого спортсмена – скорость, ускорение, перемещение. Светоотражающие маркеры были стандартно размещены согласно протоколам построения цифрового скелета человека [5, 6].

Последующий анализ данных проводился при помощи специально разработанной математической модели, которая была создана на языке научно-статистического анализа R с использованием среды RStudio (распространяемой по свободной лицензии – GNU AGPL).

3. Результаты и их обсуждение

В физическом движении скорость перемещения точки по кривой никак не связана с геометрическими свойствами кривой: кривизной для двумерного движения и кручением для трехмерного. Но в биологическом движении обнаруживается устойчивая зависимость между скоростью движения и геометрическими свойствами кривой.

Одним из первых на эту зависимость обратил внимание доктор медицины Лаборатории физиологии университета Глазго Вильям Джек (1895) [7] при изучении траектории движений рук среди здоровых лиц разной подготовленности (музыкантов, представителей среднего класса, рабочих) и разного возраста, а также среди больных лиц (рассеянный склероз, прогрессирующий сифилис). В своих исследованиях он отмечал, что при письме «изогнутые части букв и цифр формируются медленнее, чем прямолинейные части, и что скорость кривой изменяется, грубо говоря, в зависимости от радиуса кривизны» (Jack, 1895) [7].

Те же наблюдения сделал Альберт Деворт (1938), отмечая, что скорость движения верхних конечностей зависит от кривизны траектории (Derwort, 1938) [8].

В 1908 году на Международном конгрессе по психологии (Чикаго) Binet представил сообщение под названием «Quelques observations sur les movements d'écriture» («Некоторые наблюдения о движениях в письме»). Используя ручку Эдисона, которая сжигала бумагу с фиксированной скоростью с помощью электрических искр, он продемонстрировал, что траектория письма была более изогнутой (с большей кривизной), где прожиги от ручки были плотнее, что указывало на снижение скорости в этих областях [9].

В 1982 Viviani и Terzuolo [10] представили более подробное описание феномена зависимости скорости от кривизны в движениях рисования и письма. Они предположили, что тангенциальная скорость $V(t)$ кончика пера приблизительно пропорциональна радиусу кривизны $R(t)$ следа, оставленного пером. Пересматривая это предложение, Lacquaniti с коллегами (1983) [11] показали, что $V(t)$ приблизительно пропорциональна кубическому корню из $R(t)$, то есть $V(t) \propto R(t)^{1/3}$.

Поскольку угловая скорость $A(t) = V(t)/R(t)$ и кривизна $\kappa(t)$ обратно пропорциональны радиусу траектории движения $\kappa(t) = 1/R(t)$, то соотношение $V(t) \propto R(t)^{1/3}$ может быть записано как $A(t) = K \cdot \kappa(t)^{2/3}$, где K – коэффициент пропорциональности (именуемый в англоязычной литературе как коэффициент усиления скорости). В дальнейшем, это соотношение стало именоваться как степенной закон двух третей.

В общем случае коэффициент усиления скорости $K(t)$ – является кусочно-постоянной функцией времени, зависящей от темпа и продолжительности движения [10]. Этот коэффициент может оставаться неизменным на достаточно длинных отрезках траекторий и имеет свойство меняться на точках перегиба [11].

Степенной закон двух третей фактически утверждает, что геометрическая форма траектории определяет кинематику движения по ней. То есть учитывая справедливость степенного закона двух третей, можно количественно предсказать кинематику движения на основе только уравнений траектории.

3.1. Математическая модель анализа кривизны траектории биологического движения

В более общем виде степенной закон двух третей, выражающий зависимость угловой скорости движения $A(t)$ от кривизны $\kappa(t)$ траектории движения может быть представлен следующим образом [10, 11]: $K(t)\left(\frac{R(t)}{1+\alpha R(t)}\right)^{\beta}$, где $K(t)$ – уже функциональный коэффициент пропорциональности (кусочно-непрерывная функция).

Показатель степени β зависит от формы пути (траектории движения) и хорошо согласуется для большого класса движений, в частности, для рисования плоских фигур [10-12]. Более того, он не зависит от размера шаблонов и, следовательно, от средней скорости движения, которая увеличивается почти в 10 раз между самым маленьким и самым большим эллипсом [12]. Коэффициент $\alpha \in [0,1]$ Если траектория не имеет точек перегиба, то $\alpha = 0$ и степенной закон примет вид $V(t) = K(t)R(t)^{\beta}$.

В формулировке через угловую скорость степенной закон может быть записан как: $A(t) = K(t)\kappa(t)^{1-\beta}$, где $A(t) = \frac{V(t)}{R(t)}$ – угловая скорость, а $\kappa(t) = \frac{1}{R(t)}$ – кривизна кривой в точке t.

Степенной закон характеризует только плоское биологическое движение. При движении в пространстве он описывает только плоские случаи движения. Уравнение плоской кривой (траектории движения) в параметрических координатах записывается как $r(t) = (x(t), y(t))$, где $x(t), y(t)$ – гладкие функции параметра t, удовлетворяющие условию регулярности $(x')^2 + (y')^2 > 0$, где $x' = dx/dt, y' = dy/dt$. Точки, в которых нарушается условие регулярности называются особыми точками. Примерами особых точек для плоской кривой являются «клюв» в начале координат для полукубической параболы, точки самопересечения на Лемнискате Бернулли.

Для плоской кривой траектории движения, заданной в декартовых координатах $(x(t), y(t))$, где $x' = dx/dt$, $y' = dy/dt$ имеем:

$V(t) = ((x')^2 + (y')^2)^{1/2}$ – тангенциальная скорость в точке t,

$R(t) = ((x')^2 + (y')^2)^{3/2}/|x'y'' - y'x''|$ – радиус кривизны траектории, или,

$\kappa(t) = \frac{|x'y''-y'x''|}{((x')^2+(y')^2)^{\frac{3}{2}}}$ – кривизна траектории. В логарифмическом виде степенной закон будет иметь вид: $logV(t) = logK(t) + \beta logR(t)$. Если положить $K(t) = const$, то степенной закон в логарифмической форме упроститься и коэффициент β можно определить следующим образом:

$\beta = \frac{logV(t)}{logR(t)} = \frac{1/2log((x')^2+(y')^2)}{3/2log((x')^2+(y')^2)-log(x'y''-y'x'')}$ или,

что упрощает запись и вычисления,

$1/\beta = 3log((x')^2 + (y')^2) - 2log(x'y'' - y'x'')/log((x')^2 + (y')^2)$.

Таким образом, в общем виде искомые участки траектории движения, удовлетворяющие локальной биологичности движения, то есть задаваемые условием $\beta(t) \approx const$, можно получить из следующего уравнения:

$3log((x')^2 + (y')^2) - 2log(x'y'' - y'x'')/log((x')^2 + (y')^2) \approx const$

При проведении физической реабилитации траектории движения с $\beta(t) \approx const$ можно признать «биологическими» по движению и физиологическими по локальной нагрузке на ОДА спортсменов.

Catavitello и коллеги, сравнивая движения, выполняемые на суше и в воде, показали, что показатель степени β степенного закона в воде значительно меньше, чем в воздухе, то есть скорость движения в воде меньше зависит от кривизны траектории, чем в воздухе [13]. Исследования показывают, что оптимальная кривизна таких участков, для которой степенной закон дает хорошие приближения, должна быть больше 0,1 [12].

Построенная модель ограничена производством движений, которые выполняются только в одном на-

правлении. Это могут быть зацикленные движения по зацикленным или петлевым траекториям, но без смены направления обхода (например, от направления «против часовой стрелки» до направления «по часовой стрелке»).

Поступательно-возвратные движения в конечной точке имеют особенность, поэтому они также исключены из модели. Указанная модель удовлетворяет большой набор плоских кривых: эллиптические кривые, лемниската Бернулли, листок клевера и т.п. Ниже, нами будет рассмотрено применение данной модели оптимальных траекторий биологического движения на примере эллиптических траекторий.

3.2. Эллиптические траектории движения

На основании представленной выше математической модели можно показать, что эллиптические траектории движения являются оптимальными при проведении физической реабилитации опорно-двигательного аппарата спортсменов. Эллиптические траектории движения используются в так называемых эллиптических тренажерах и имеют положительный опыт использования в спортивной реабилитации.

Каноническое уравнение эллипса имеет вид (рис. 1): $\frac{x^2}{a^2}+\frac{y^2}{b^2}=1$.

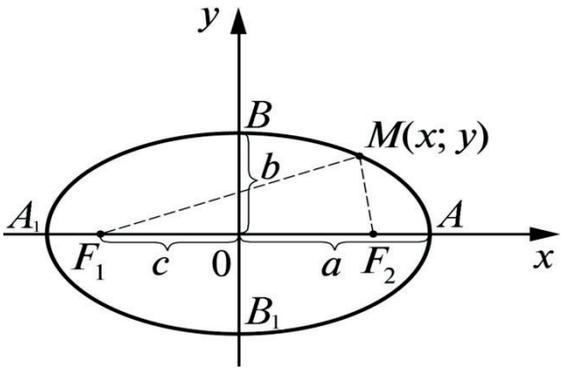


Рис. 1. Каноническое уравнение эллипса
Fig. 1. The canonical equation of an ellipse

На рисунке точки A, A_1, B, B_1, – вершины эллипса, точки $F_1(-c,0), F_2(c,0)$- фокусы эллипса, большая ось $|A_1A|=2\cdot a$, $|B_1B|=2\cdot b$ – малая ось, $|F_1F_2|=2\cdot c$ – удвоенное фокальное расстояние, где имеет силу соотношение $c^2=a^2\cdot b^2$,

эксцентриситет $\varepsilon=\frac{c}{a}=\sqrt{1-\frac{b^2}{a^2}}<1$

На практике удобно пользоваться уравнением эллипса, заданным в параметрических координатах: $\begin{cases}x=acost\\y=bsint\end{cases}$,

где $0\le t\le 2\pi$. Для него тангенциальная скорость будет иметь вид: $V(t)=(a^2sin^2t+b^2cos^2t)^{1/2}$.

Значение кривизна эллипса в точке t будет:

$$\kappa_e(t)=\frac{ab}{(a^2sin^2t+b^2cos^2t)^{\frac{3}{2}}}$$

Тогда в степенном законе двух третей $V(t)=K(t)/\kappa_e(t)^{2/3}$ коэффициент усиления скорости $K(t)$ для эллипса становится постоянным: $K(t)=(ab)^{2/3}=const$. Следовательно движение по эллиптической кривой относится к биологическому типу движения.

На полюсе большой оси $A(a,0)$ кривизна $\kappa_e(A)$ максимальная, а на полюсе малой оси кривизна $\kappa_e(B)$ минимальная $(a>b)$. Кривизны на полюсах называются главными кривизнами, их значение вычисляется как: $\kappa_e(A)=\kappa_e(t=0)=\frac{a}{b^2}$, $\kappa_e(B)=\kappa_e(t=\frac{\pi}{2})=\frac{b}{a^2}$ откуда, зная главные кривизны мы можем вычислить главные полуоси: $a=(\kappa_e(A)\cdot\kappa_e(B)^2)^{-1/3}, b=(\kappa_e(B)\cdot\kappa_e(A)^2)^{-1/3}$.

Расстояние между фокусами эллипса можно выразить через главные кривизны следующим образом: $|F_1F_2|=2\cdot((\kappa_e(A)\cdot\kappa_e(B)^2)^{-2/3}-(\kappa_e(B)\cdot\kappa_e(A)^2)^{-2/3})^{1/2}$. А длина «нити» l для построения эллипса можно вычислить через кривизны как: $l=|F_1M|+|F_2M|=2\cdot a=(\kappa_e(A)\cdot\kappa_e(B)^2)^{-1/3}$.

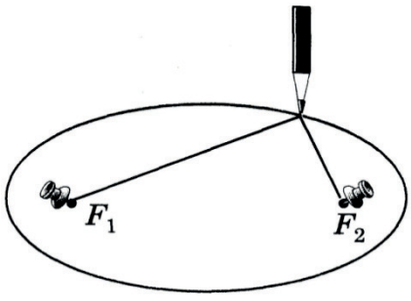


Рис. 2. Построение эллипса либо задание эллиптической траектории движения исходя из данных о наличии расстояния между фокусами и длины нити l. Траектория натянутой линии, закрепленной на двух концах будет эллиптической
Fig. 2. Plotting an ellipse or setting an elliptical trajectory based on the distance between the focuses and the thread length. The trajectory of the extended/stretched line fixed at both ends will be elliptical

Wann и соавторы показали, что когда эксцентриситет эллипса ε и ритм движения одинаково низки, показатель степени β степенного закона отклоняется от теоретического значения в 1/3. Они предположили, что эллиптические траектории вырисовываются не как целое, а как последовательность из четырех сегментов в четверть цикла, которые дают хорошее соответствие со степенным законом [14].

Подобную сегментацию можно произвести практически для любого гладкого движения. Тогда, с учетом подобной сегментации можно утверждать, что степенной закон (с разными показателями степени β) распространяется на все виды траекторий [12].

3.3. Примеры использования эллиптических траекторий в построении индивидуальных программ реабилитации (экспериментальная группа)

1. Восстановления функции голеностопного сустава после временной иммобилизации.

Концы эластической ленты закрепляют на рукоятках упора (фокусы эллипса). Эластичность используемой

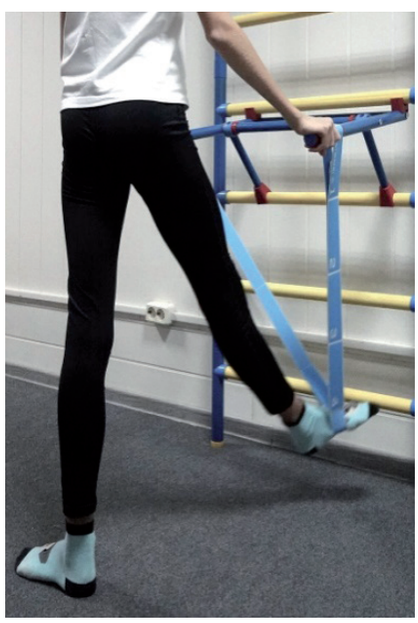
ленты будет гасить излишние динамические напряжения в ноге и, тем самым, будет повышать гладкость траектории движения.

При выполнении упражнения вес тела находится на опорной ноге, рабочая нога совершает эллиптические движения в голеностопном суставе (фактически – движения по эллипсоидальной поверхности) с использованием эластической ленты. На рисунке 3А представлено движение в открытой кинематической цепи (стопа свободно движется в пространстве), на рисунке 3Б – в замкнутой кинематической цепи (пальцы стопы упираются в перекладину). Закрепление концов эластической ленты может быть произведено за любые неподвижные фиксаторы или иные приспособления в стандартном гимнастическом зале (зале лечебной физкультуры).

2. Восстановление функции тазобедренного сустава на разгибание с внешней ротацией.

Концы эластической ленты закрепляют на «станке» и удерживаются руками восстанавливаемого спортсмена. Вес тела находится на опорной ноге, рабочая нога совершает эллиптические движения в тазобедренном суставе на разгибание и отведение во внешней ротации (рис. 4) и на отведение и сгибание (рис. 5).

А



Б

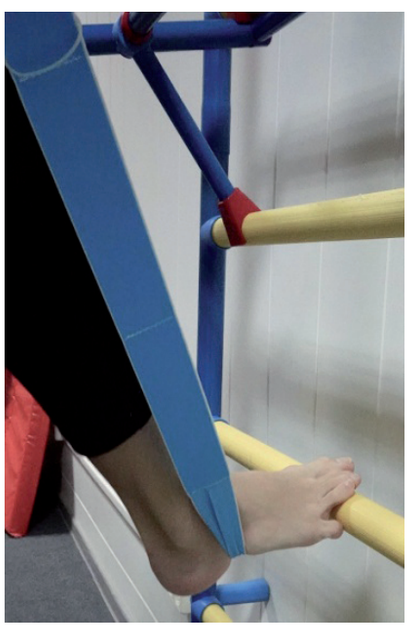
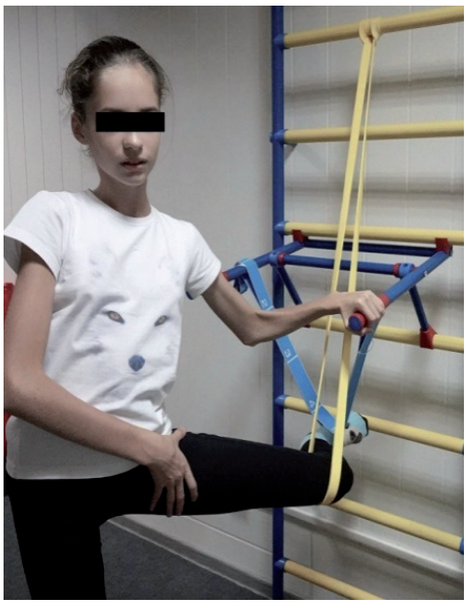


Рис. 3. Выполнение реабилитационных упражнений на восстановление функции в голеностопном суставе по эллиптическим траекториям. А – движения по открытой кинематической цепи. Б – движения по замкнутой (присутствует упор о перекладину) кинематической цепи.
Fig. 3. Performing rehabilitation exercises to restore the ankle joint function along elliptical trajectories. A – motion along an open kinematic chain. B – movement in a closed (there is an emphasis on the crossbar) kinematic chain

Рис. 4. Прототип эллиптического тренажера для восстановления функции тазобедренного сустава на разгибание и отведение во внешней ротации
Fig. 4. The prototype of an elliptical trainer to restore the hip joint function to extension and abduction in external rotation

А



Б

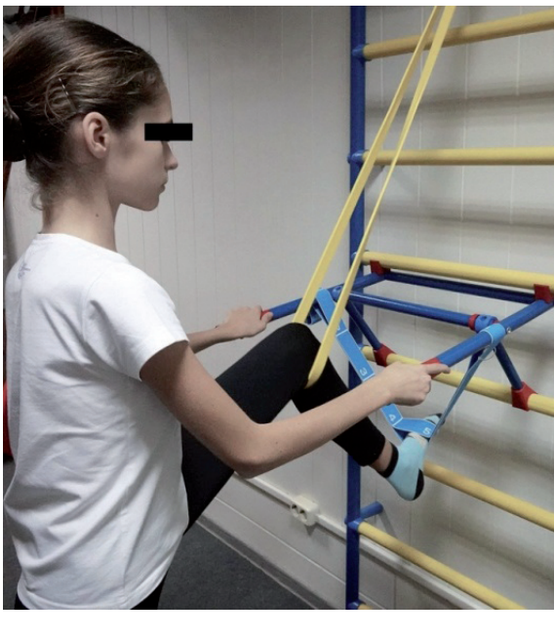


Рис. 5. Прототип комплексного эллиптического тренажера для восстановления функции тазобедренного сустава. А – на отведение тазобедренного сустава. Б – на сгибание тазобедренного сустава. Желтая эластичная лента обеспечивает разгрузку нижней конечности, синяя эластичная лента обеспечивает эллиптическую траекторию движения «от стопы». Упор стопы в шведскую стену создает замкнутую кинематическую цепь
Fig. 5. The prototype of a complex elliptical trainer to restore the hip joint function. A – the abduction of the hip joint. B – flexion of the hip joint. The yellow elastic tape provides unloading of the lower limb, the blue elastic tape provides an elliptical trajectory of movement "from the foot." The foot stop against the Swedish wall creates a closed kinematic chain

3.4. Алгоритм применения математической модели для прогнозирования оптимальной траектории восстановительного движения

1. Участникам экспериментальной группы прикрепляли светоотражающие маркеры в области поврежденного сустава и симметрично на контралатеральной стороне согласно протоколам построение цифрового скелета по стандартным протоколам [5, 6].

2. Участники экспериментальной группы выполняли произвольные плоские дугообразные движения на максимуме наличествующего объема движений сначала в неповрежденном контралатеральном суставе, а затем в поврежденном суставе на фоне отсутствия болевого или легкого болевого синдрома (до 3-х баллов по визуальной аналоговой шкале боли – ВАШ), либо при усилении болевого синдрома по ВАШ не более, чем на 1 балл. Движения записывались и оцифровывались системой «Qualisys».

3. Траектории движений дистальной конечности по отношению к поврежденному суставу (латеральные мыщелки коленного сустава для тазобедренного и носок стопы для голеностопного сустава) анализируется при помощи программной системы «Qualisys Track Manager» и далее, в системе R с целью получения кривизны пороговой субболевой траектории движения в области пониженного объема движений. Данная кривизна сравнивается с кривизной аналогичного движения контралатеральной конечности.

4. По полученным кривизнам при помощи математической модели рассчитывается оптимальная эллиптическая траектория восстановительного движения (рис. 2) и выполняются комплексы физической реабилитации (рис. 3, 4, 5). В течение проводимого курса реабилитации, по мере увеличения объема движений и снижения болевого синдрома, проводится повторная коррекция траектории по указанному выше алгоритму.

Таким образом, в ходе исследования каждому восстанавливаемому спортсмену индивидуально подбирали эллиптические траектории движения.

Результаты временных затрат при проведении полного курса реабилитации до возвращения к тренировочным нагрузкам приведены в табл. 1, в которой представлено среднее время восстановления объема движений после временной иммобилизации или ортопедического режима в группе, получающей стандартную физическую реабилитацию (контрольная группа) и в группе с индивидуально подобранными по траекториям движения упражнениями физической реабилитацией (экспериментальная группа).

Следующим косвенным показателем эффективности рассматриваемого способа реабилитации восстанавливаемых областей ОДА была субъективная оценка личными тренерами физических кондиций вернувшихся к тренировкам спортсменов контрольной и экспериментальной групп (табл. 2).

Таблица 1

Средняя продолжительность восстановления объема движений после временной иммобилизации или ортопедического режима в контрольной и экспериментальной группах

Table 1

Average mean duration of ROM restoration after temporary immobilization or orthopaedic regime in control and experimental groups

Группа больных / Patient group	Контрольная подгруппа / Control Subgroup	Экспериментальная подгруппа / Experimental Subgroup
Группа I (тазобедренный сустав, n=14) / Group I (hip joint, n=14)	18±5 суток / days (n=7)	12±3 суток / days (n=7)
Группа II (голеностопный сустав, n=18) / Group II (ankle joint, n=18)	12±4 суток / days (n=9)	8±3 суток / days (n=9)

Примечание: Приведенные в таблице данные обладали сильной дисперсией в силу малочисленности относительно разброса по возрасту, а также разного характера и выраженности повреждений мышечно-связочного аппарата. Поэтому, приведенные в таблице данные следует рассматривать как относительный показатель эффективности применимости разрабатываемого подхода в целом.
Note: The data presented in the table had a strong dispersion due to data scarcity relative to the age range, as well as the different nature and severity of musculoskeletal injuries. Therefore, the data presented in the table should be considered as a relative indicator of the effectiveness and applicability of the developed approach as a whole.

Таблица 2

Средняя оценка физических кондиций и способности спортсменов тренироваться (по опросу тренеров по 10-бальной шкале)

Table 2

Average mean assessment of athlete's physical condition and training ability (10-point scale coach questionnaire)

Группа больных / Patient group	Контрольная подгруппа / Control Subgroup	Экспериментальная подгруппа / Experimental Subgroup
Группа I (тазобедренный сустав, n=14) / Group I (hip joint, n=14)	3±1 балл / points (n=7)	5±1 балл / points (n=)
Группа II (голеностопный сустав, n=18) / Group II (ankle joint, n=18)	4±2 балла / points (n=9)	5±1 балл / points (n=9)

Примечание: Приведенные в таблице данные обладают низкой статистической достоверностью, так как отражают субъективные мнения личного тренера спортсмена. Тем не менее, для каждой из рассматриваемых локализаций повреждения (тазобедренный и голеностопный сустав) отмечалось наличие лучших физических кондиций и способности тренироваться у спортсменов экспериментальной группы.
Note: The data presented in the table have low statistical significance, as they reflect the subjective opinions of the athlete's personal coach. Nevertheless, for each of the considered injury location (hip and ankle joint), we found the better physical conditions and the ability to train in athletes of the study group.

4. Заключение

Динамические характеристики движения являются основными параметрами дозирования физической нагрузки при проведении реабилитации спортсменов. Однако, учет геометрических характеристик движения, особенно при восстановлении объема движения в суставе является не менее важным.

В результате выполненного исследования разработан математический модельный подход по построению персонифицированных траекторий движения при восстановлении функций ОДА. При этом хорошо изученные в восстановительной медицине эллиптические движения являются лишь одним из возможных типов движений. Другие типы траектории движений (Лемниската, листки клевера и др.) не менее эффективны и будут изучены в ходе дальнейших исследований.

На основании изложенного подхода с учетом индивидуальных анатомо-физиологических особенностей восстанавливаемого спортсмена, вида спорта и характера повреждения спортсмену могут быть «спроектированы» оптимальные физиологические паттерны движения восстанавливаемой конечности. Эти паттерны могут быть реализованы в процессе выполнения физических упражнений с использованием специальных тренажеров и без них.

Список литературы

1. **Park I, Buchanan J.** Motor skill learning and the development of visual perception processes supporting action identification // journal of motor behavior. 2017. Vol. 50, №5. P.1-13.
2. **Venture G, Laumond JP, Watier B.** Biomechanics of anthropomorphic systems. Springer tracts in advanced robotics. Springer. 2019. Vol.124, P.185-209.
3. **Бернштейн Н.А.** О построении движения. М.: Государственное издательство медицинской литературы, 1947. 254 с.
4. **Goswami A, Vadakkepat P.** Humanoid Robotics: A reference. Netherlands, Springer Netherlands, 2019. 2699 p.
5. **Stief F, Böhm H, Michel K, Schwirtz A, Döderlein L.** Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: a comparison of two lower body protocols // Journal of applied biomechanics. 2013. Vol. 29, №1. P.105-111.
6. **Phinyomark A, Petri G, Ibáñez-Marcelo E, Osis ST, Ferber R.** Analysis of big data in gait biomechanics: current trends and future directions // Journal of medical and biological engineering. 2018. Vol. 38, №2. P.244-260.
7. **Jack WR.** The analysis of voluntary muscular movements by certain new instruments // journal of anatomy and physiology. 1895. Vol. 29. P.473-478.
8. **Derwort A.** Untersuchungen über den zeitablauf figurierter bewegungen beim menschen // pflüger's archiv für die gesamte physiologie des menschen und der tiere. 1938. Vol.240, №6. P.661-675.
9. **Binet A, Courtier J.** Sur la vitesse des mouvements graphiques // Revue Philosophique de la France et de l'Etranger. 1893. Vol.35. P.664-671.
10. **Viviani P, Terzuolo C.** Trajectory determines movement dynamics // Neuroscience. 1982. Vol.7, №2. P.431-437.
11. **Lacquaniti F, Terzuolo C, Viviani P.** The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements // Acta psychologica. 1983. Vol.54, №1-3. P.115-130.
12. **Viviani P, Schneider R.** A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements // Journal of experimental psychology: human perception and performance. 1991. Vol.17, №1. P.198-218.
13. **Catavitello G, Ivanenko YP, Lacquaniti F, Viviani P.** Drawing ellipses in water: evidence for dynamic constraints in the relation between velocity and path curvature // Experimental brain research. 2016. Vol.234, №6. P.1649-1657.
14. **Wann J, Nimmo-Smith I, Wing AM.** Relation between velocity and curvature in movement: equivalence and divergence between a power law and a minimum-jerk model // Journal of experimental psychology: human perception and performance. 1988. Vol.14, №4. P.622-637.

References

1. **Park I, Buchanan J.** Motor skill learning and the development of visual perception processes supporting action identification. Journal of motor behavior. 2017;50(5):1-13.
2. **Venture G, Laumond JP, Watier B.** Biomechanics of anthropomorphic systems. Springer Tracts in Advanced Robotics. Cham, Springer, 2019. 310 p.
3. **Bernshteyn NA.** O postroyenii dvizheniya. M.: Gosudarstvennoye izdatel'stvo meditsinskoy literatury, 1947. 254 p.
4. **Goswami A, Vadakkepat P.** Humanoid Robotics: A Reference. Netherlands, Springer Netherlands, 2019. 2699 p.
5. **Stief F, Böhm H, Michel K, Schwirtz A, Döderlein L.** Reliability and accuracy in three-dimensional gait analysis: a comparison of two lower body protocols. Journal of applied biomechanics. 2013;29(1):105-111.
6. **Phinyomark A, Petri G, Ibáñez-Marcelo E, Osis ST, Ferber R.** Analysis of Big Data in Gait Biomechanics: Current Trends and Future Directions. Journal of medical and biological engineering. 2018;38(2):244-260.
7. **Jack WR.** The analysis of voluntary muscular movements by certain new instruments. Journal of Anatomy and Physiology. 1895;29:473-478.
8. **Derwort A.** Untersuchungen über den zeitablauf figurierter bewegungen beim menschen. Pflüger's Archiv für die gesamte Physiologie des Menschen und der Tiere. 1938;240(6):661-675.
9. **Binet A, Courtier J.** Sur la vitesse des mouvements graphiques. Revue Philosophique de la France et de l'Etranger. 1893;35:664-671.
10. **Viviani P, Terzuolo C.** Trajectory determines movement dynamics. Neuroscience. 1982;7(2):431-437.
11. **Lacquaniti F, Terzuolo C, Viviani P.** The law relating the kinematic and figural aspects of drawing movements. Acta psychologica. 1983;54(1-3):115-130.
12. **Viviani P, Schneider R.** A developmental study of the relationship between geometry and kinematics in drawing movements. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance. 1991;17(1):198-218.
13. **Catavitello G, Ivanenko YP, Lacquaniti F, Viviani P.** Drawing ellipses in water: evidence for dynamic constraints in the relation between velocity and path curvature. Experimental brain research. 2016;234(6):1649-1657.
14. **Wann J, Nimmo-Smith I, Wing AM.** Relation between velocity and curvature in movement: equivalence and divergence between a power law and a minimum-jerk model. Journal of Experimental Psychology: Human perception and performance. 1988;14(4):622-637.

Информация об авторах:

Васильев Олег Станиславович, врач по спортивной медицине, в.н.с. НИИ спорта и спортивной медицины ФГБОУ ВО РГУФКСМиТ (ГЦОЛИФК), к.ф.н. ORCID ID: 0000-0002-7932-116X

Левушкин Сергей Петрович, и.о. директора Института возрастной физиологии Российской академии образования, директор НИИ спорта и спортивной медицины ФГБОУ ВО РГУФКСМиТ (ГЦОЛИФК), проф., д.б.н. ORCID ID: 0000-0001-6250-2231 (+7(916)965-00-94, levushkinsp@mail.ru)

Information about the authors:

Oleg S.Vasilyev, M.D., Ph.D. (Philosophy), Sports Medicine Physician, Traumatologist-Orthopedist of Sports Medicine Clinic of the Russian State University of Physical Education, Sport, Youth and Tourism (SCOLIPE), ORCID ID: 0000-0002-7932-116X

Sergey P. Levushkin, Director of the Scientific Research Institute of Sports and Sports Medicine. Russian State University of Physical Education, Sport, Youth and Tourism (SCOLIPE), Moscow, Grand PhD in Biological sciences, ORCID ID: 0000-0001-6250-2231 (+7(916)965-00-94, levushkinsp@mail.ru)

Финансирование: исследование не имело спонсорской поддержки
Funding: the study had no sponsorship

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.
Conflict of interests: the authors declare no conflict of interest.

Поступила в редакцию: 18.04.2020
Принята к публикации: 05.06.2020

Received: 18 April 2020
Accepted: 05 June 2020

Серия «Библиотека журнала «Спортивная медицина: наука и практика»

Основы скандинавской ходьбы

Ачкасов Е.Е., Володина К.А., Руненко С.Д.

В учебном пособии представлены теоретические и практические аспекты скандинавской ходьбы, которая рассмотрена не только в контексте оздоровительных технологий, но и как средство медицинской реабилитации. Изложена история распространения скандинавской ходьбы, представлены клинико-функциональное обоснование использования скандинавской ходьбы в медицинской реабилитации, особенности врачебного контроля, санитарно-гигиенические требования, экипировка и техническое оснащение занятий скандинавской ходьбой. В отдельных главах подробно рассмотрены вопросы построения тренировочного занятия и техника скандинавской ходьбы, возможности ее использования для развития разных физических качеств человека. Усвоению материала учебного пособия способствуют тестовые задания и вопросы для самоконтроля. В приложениях к пособию содержится дополнительная информация, необходимая для медицинского обследования при занятиях скандинавской ходьбой и оценки ее эффективности, представлены примерные комплексы упражнений при занятиях скандинавской ходьбой.

Учебное пособие предназначено для обучающихся по программам дополнительного профессионального образования врачей по специальности «Лечебная физкультура и спортивная медицина», других специалистов в области медицинской реабилитации и врачей смежных специальностей, может быть полезно студентам, обучающимся по специальности «Лечебное дело», «Педиатрия», «Медико-профилактическое дело», «Стоматология», инструкторам по лечебной физкультуре.

Книгу можно заказать в редакции журнала по телефону: +7 (499) 248-08-21 или по e-mail: info@smjournal.ru