

МЕДИКО-БИОЛОГИЧЕСКИЕ ПРОБЛЕМЫ СПОРТА

ОЦЕНКА ТОЧНОСТИ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ВЫСОТЫ ПРЫЖКА ВВЕРХ РАЗЛИЧНЫМИ ИЗМЕРИТЕЛЬНЫМИ УСТРОЙСТВАМИ И МЕТОДАМИ

**А.В. ВОРОНОВ, А.А. ВОРОНОВА,
Н.Н. СОКОЛОВ, Р.В. МАЛКИН,
ФГБУ ФНЦ ВНИИФК, г. Москва;
Е.М. КАЛИНИН,
РФС, г. Москва;
Г.К. ЧИЛИНГАРЯН,
МФТИ, Физтех, г. Москва;
А.В. ШПАКОВ, Г.К. ПРИМАЧЕНКО,
ФГБУН ГНЦ РФ – ИМБП РАН, г. Москва**

Аннотация

Проведен метрологический анализ точности регистрации высоты прыжков различными измерительными устройствами и методами. Для сравнительного анализа высоты прыжка вверх использовали силовые платформы “Kistler”, биомеханическую систему «Видеоанализ-3D Биософт», инфракрасные контактные маты “Optogate”, датчик линейных перемещений (ДЛП) типа «Энкодер» в составе «СпортЛаб» и видеорегистрацию высоты прыжков с помощью видеокамеры мобильного телефона (частота регистрации 30 Гц) с последующей обработкой методами искусственного интеллекта (ИИ) – нейронные сети. Высота прыжков, рассчитанная по времени полета (общепринятый метод исследования) с использованием инфракрасных матов “Optogate”, отличается в диапазоне от –2,0 до +0,6 см в сравнении с другими методами регистрации, такими как: по датчику линейных перемещений (ДЛП), вертикальной координате тазобедренного сустава, скоростной видеосъемке, импульсу реакции опоры. Для точной регистрации высоты прыжков ДЛП из показаний датчика необходимо вычитать высоту подъема на носки ($\approx 7,0$ см). Для определения высоты прыжков с точностью 3–5% различными аппаратными устройствами частота регистрации должна быть не ниже 60 Гц.

Ключевые слова: прыжок вверх, вертикальная скорость, интегрирование, реакция опоры, время полёта (прыжка).

ACCURACY ASSESSMENT OF JUMP HEIGHT DETERMINATION USING VARIOUS MEASURING DEVICES AND METHODS

**A. V. VORONOV, A. A. VORONOVA,
N. N. SOKOLOV, R. V. MALKIN,
VNIIFK, Moscow city;
E. M. KALININ,
RFU, Moscow city;
G. K. CHILINGARYAN,
MIPT, Phystech, Moscow city;
A. V. SHPAKOV, G. K. PRIMACHENKO,
IBP of the RAS, Moscow city**

Abstract

The metrological analysis of the accuracy of jump height registration by different measuring devices and methods has been carried out. For the comparative analysis of the upward jump height, we used: power platforms “Kistler”; biomechanical system “Videoanalysis-3D Biosoft”; infrared contact mats “Optogate”; linear displacement sensor (LDS) “Encoder” type as a part of “SportLab” and video registration of jump height with the help of cell phone video camera (registration frequency 30 Hz) with further processing by artificial intelligence (AI) methods – neural networks. The jump height calculated by flight time (a common research method), using infrared mats “Optogate” differs in the range from –2.0 to +0.6 cm in comparison with other registration methods, such as: by LDS, by vertical coordinate of the hip joint, by speed video, by impulse of the support reaction. In order to accurately record the jump height of the LDS, the toe-off height (7.0 cm) must be subtracted from the sensor readings. To determine the jump height with an accuracy of 3–5% using various hardware devices, the recording frequency must be at least 60 Hz.

Keywords: vertical jump, vertical speed, integration, ground reaction, flight time (jump).



Введение

В 30-е годы прошлого столетия В.М. Абалаков предложил механическое устройство для регистрации высоты прыжков. Спортсмену на пояс прикреплялась сантиметровая лента, пропущенная под подвижным роликом регистрирующего устройства, располагающегося на полу между стоп. Перед прыжком спортсмен поднимается на носки с целью определения высоты подъема голеностопного сустава относительно опоры. Оценивали разность между показаниями на сантиметровой ленте до и после прыжка с учетом высоты подъема голеностопного сустава над опорой [1].

В современном тренировочном процессе применяются различные компьютеризированные устройства – программно-аппаратные комплексы (ПАК), позволяющие регистрировать биомеханические параметры прыжковых упражнений: высоту прыжков, силу отталкивания, угловую и линейную скорости сегментов тела, пиковую мощность [2]. В связи с активным внедрением в тренировочный процесс микропроцессорных устройств, появляются новые аппаратные, регистрирующие и передающие биомеханические параметры в режиме реального времени [2–7]. Наиболее распространенным и доступным (по сравнению с тензоплатформами и скоростной видеосъемкой) электронно-механическим устройством, осуществляющим контроль скорости и мощности при выполнении скоростно-силовых упражнений, является датчик линейных перемещений (ДЛП) или «Энкодер». ДЛП – это измерительное устройство, предназначенное для определения положения объекта по одной координате, а также его скорости. Физический принцип работы «Энкодера» основан на индуктивном преобразовании механического вращательного движения в электрический сигнал. Индуктивные датчики являются бесконтактными, так как между движущимся сердечником и обмоткой

есть зазор, благодаря такой конструкции эти датчики почти не подвержены износу [8].

При вытягивании нити, намотанной на диск «Энкодера», диск начинает вращаться с угловой скоростью, пропорциональной линейной скорости нити. Угол поворота диска передает цифровой код на контрольно-измерительное устройство, преобразующее его в координату. Возврат «Энкодера» в исходное положение осуществляется пружинным механизмом, противодействующим с небольшой и постоянной силой ($< 3 \text{ Н}$) вращению диска «Энкодера».

Если нить «Энкодера» прикрепить к поясу спортсмена, то изменение координаты в режиме реального времени может быть использовано для организации биологической обратной связи (БОС) при выполнении прыжков, силовой тренировке [9] или для оценки максимальной анаэробной мощности (по типу теста Wingate) [10, 11].

Цель работы: сравнительный анализ точности высоты прыжков вверх различными измерительными устройствами, а также способами расчета.

Материалы и методы исследования

В исследовании приняли участие 7 испытуемых (футболисты, возраст 19 ± 4 года, длина тела $170,3 \pm 5,7$ см, масса тела $61 \pm 3,9$ кг; средняя высота прыжка по группе $29,5 \pm 7,1$ см). Спортсмены выполняли по 3–4 одиночных прыжка с одновременной регистрацией (рис. 1, 2):

- кинематических характеристик с помощью метода высокоскоростной видеосъемки с частотой регистрации 90 Гц (ПАК «СпортЛаб», НМФ «Биософт», Россия);
- вертикальной составляющей реакции опоры (частота регистрации 1000 Гц). Испытуемые выполняли упражнения на силовой платформе «Kistler 9826» (Kistler Group, Швейцария);
- вертикальной координаты общего центра масс (ОЦМ), зарегистрированной датчиком типа «Энкодер» (частота регистрации 100 Гц).

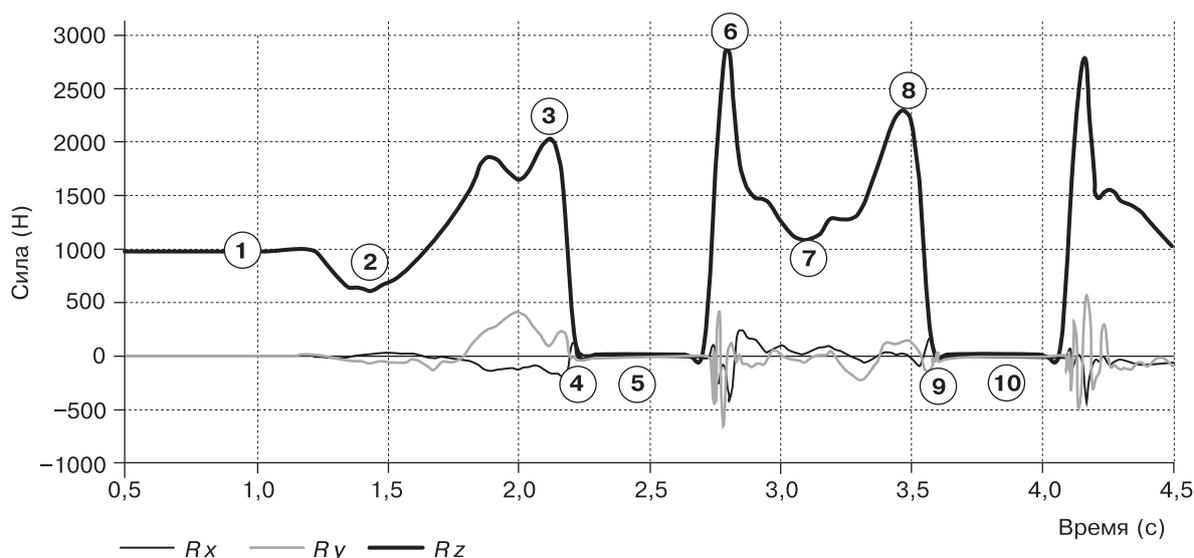


Рис. 1-1. Реакции опоры, зарегистрированные на силовой платформе «Kistler 9286» при выполнении прыжков вверх.

Цифры на графиках соответствуют цифрам на кинограмме прыжка вверх (см. рис. 2)



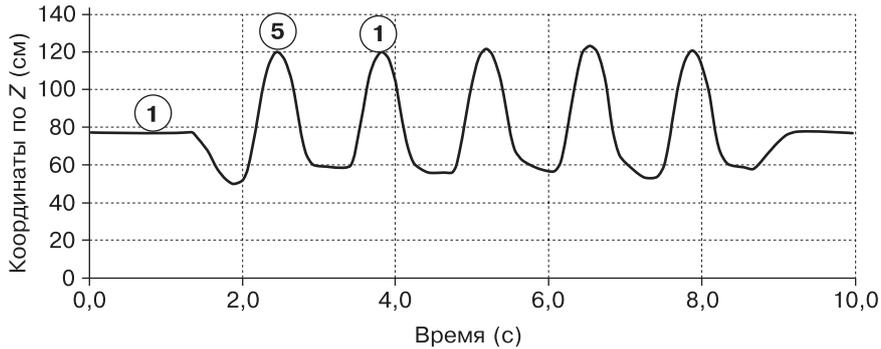


Рис. 1-2. Вертикальное перемещение маркера тазобедренного сустава (зарегистрировано с помощью высокоскоростной видеосъемки ПАК «Видеоанализ-3D-Биософт»).

Цифры на графике соответствуют цифрам на кинограмме прыжка вверх (см. рис. 2)

Высоту прыжков рассчитывали:

- 1) по вертикальному перемещению маркера, расположенного на тазобедренном суставе;
- 2) по времени полета, оцениваемому с помощью системы контактных матов «Optogate» и скоростной видеосъемки;
- 3) по вертикальной составляющей реакции опоры, зарегистрированной на платформе «Kistler 9826»;
- 4) по вертикальному перемещению нити, закрепленной на поясе спортсмена на 5 см ниже пупочной линии (приблизительное положение ОЦМ) [12];
- 5) расчет высоты прыжков, зарегистрированных видеокamerой мобильного телефона с частотой 30 Гц, с последующей обработкой методами ИИ.

Сравнили высоту прыжков вверх, зарегистрированную различными измерительными устройствами и способами расчета:

Способ № 1. Расчет высоты прыжка методом интегрирования реакции опоры:

$$\begin{aligned}
 A_i &= \frac{R_z}{m} - g; \\
 V_i &= V_{i-1} + A_i t_i; \\
 H_i &= H_{i-1} + V_{i-1} + 0,5 \times A_i t_i^2.
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

Способ № 2. Если пренебречь сопротивлением воздуха, то высоту прыжка можно рассчитать по закону сохранения энергии – кинетическая и потенциальная энергия в точке T_0 равна кинетической и потенциальной энергии в экстремуме вертикальной координаты ОЦМ (T_H):

$$\begin{aligned}
 0,5 \times m \times V_{T_0}^2 + m \times g \times H_{T_0} &= \\
 = 0,5 \times m \times V_{T_H}^2 + m \times g \times H_{T_H}.
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

При достижении максимальной высоты прыжка в свободном полете $V_{T_H} = 0$, следовательно:

$$H = H_{T_H} - H_{T_0} = \frac{V_{T_0}^2}{2 \times g}.$$

Способ № 3. Расчет высоты прыжка по вертикальной скорости при отрыве от опоры и при приземлении:

$$V_{T_0} + V_T = -g \times (T_0 - T_T). \tag{3}$$

Если принять, что при приземлении $V_T \approx -V_{T_0}$, тогда:

$$V_{T_0} = \frac{g \times (T_0 - T_T)}{2}, \quad H = \frac{V_{T_0}^2}{2 \times g}.$$

Расчет скорости в точке T_0 в уравнениях (2 и 3) осуществляется методом интегрирования ускорения, рассчитанного по профилю вертикальной составляющей реакции опоры, как в уравнении (1).

Способ № 4. Расчет высоты прыжка по импульсу вертикальной составляющей реакции опоры:

$$mV_{T_0} = \int_{T_i}^{T_0} R_z dt - \int_{T_i}^{T_0} m \times g dt. \tag{4}$$

В случае серии прыжков расчет импульса силы должен начинаться от точки с нулевой вертикальной скоростью ОЦМ.

Способ № 5 – по времени полета, зарегистрированного с помощью контактных матов – система «Optogate»:

$$H_{T_H} = \frac{g \times (T_T - T_0)^2}{8}. \tag{5}$$

В формулах 1–5:

- A_i – ускорение в точке t_i (m/c^2);
- R_z – вертикальная составляющая реакции опоры (Н);
- V_i – скорость в точке t_i (м/с);
- m – масса тела (кг);
- H_i – высота в точке t_i (м);
- H_{T_H} – максимальная высота прыжка (м);
- V_{T_0} – скорость в точке отрыва от опоры (м/с);
- V_{T_H} – скорость в максимальной вертикальной точке свободного полета $V_{T_H} = 0$ (м/с);
- V_T – скорость при приземлении (м/с);



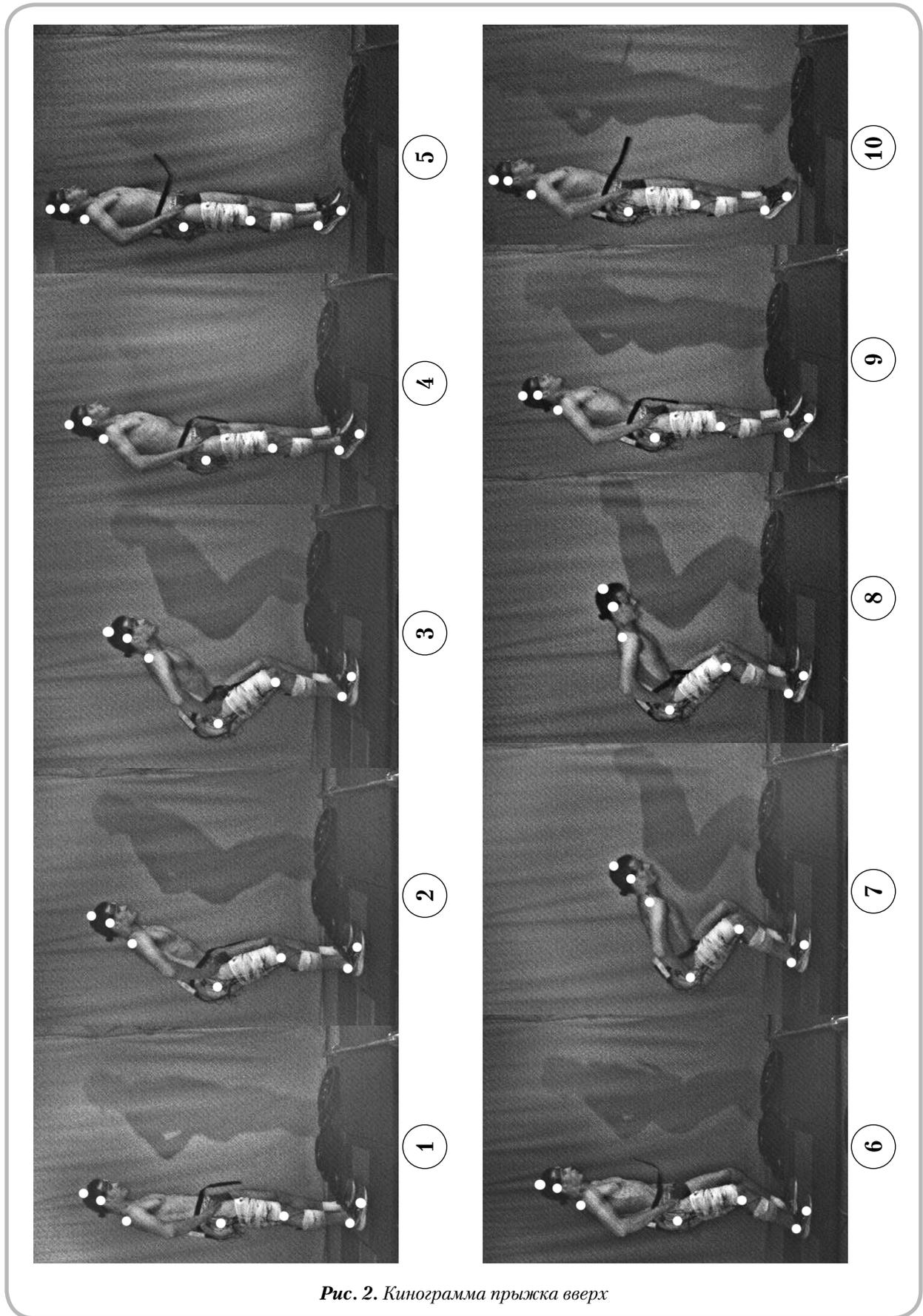


Рис. 2. Кинограмма прыжка вверх



- T_t – начальная точка интегрирования в уравнении 4 $V_t = 0$ (м/с);
- T_0 – временная точка отрыва от опоры (с);
- T_H – временная точка достижения максимальной высоты прыжка (с);
- T_T – временная точка приземления (с);
- T – время полета от отрыва от опоры до приземления (с);
- g – ускорение свободного падения $g = 9,81$ м/с².

За начало интегрирования (уравнение 1) принимается точка, в которой скорость ОЦМ равна нулю (рис. 3). Условие точного расчета скорости – отсутствие колебаний ОЦМ в основной стойке перед прыжком. Силовая платформа имеет погрешность измерения: ± 10 Н, поэтому принято считать, что фаза полета начинается тогда, когда: $Rz < 10$ Н. Ошибки в определении начальной точки интегрирования и начала полетной фазы могут приводить к ошибкам в расчете высоты прыжка на 2–3 см [13] (рис. 3-1; $0,54 < t < 3$ с).

В настоящем исследовании высота первого прыжка, рассчитанная по уравнению 1, составляет 30,8 см, по времени полета – 31,5 см. Вертикальные перемещения ОЦМ в серии последовательных прыжков в связи с накоплением ошибок при *двойном интегрировании* ускорения рассчитываются с большими ошибками (рис. 3-2; $3,5 < t < 9,5$ с), поэтому способ расчета высоты прыжков по уравнению 1 из дальнейшего рассмотрения исключен.

Второй, третий и четвертый способы расчета определяют высоту прыжка по скорости отрыва от опоры (в точке T_0). В уравнении 2 скорость в точке отрыва рассчитывается методом *однократного интегрирования* ускорения, рассчитанного по профилю вертикальной составляющей реакции опоры (рис. 3-1).

В уравнении 3 скорость в точке T_0 рассчитывается по времени полета после отталкивания в предположении, что скорости в точках отрыва от опоры и приземлении совпадают, а также при приземлении отсутствует сгибание нижних конечностей.

Такой способ расчета обладает рядом недостатков:

- 1) области касания при отталкивании и приземлении должны совпадать;
- 2) различие по длинам правой и левой нижних конечностей наблюдается в 45–70% случаях [14, 15] в диапазоне от 1 до 3 см (в среднем ≈ 1 см) [16, 17]. При вертикальной стойке перед прыжком опора осуществляется на «короткую ногу», а при приземлении плюснефаланговый сустав «длинной конечности» первым касается опоры;
- 3) при прыжке вверх «с руками на поясе» при приземлении «длина» нижних конечностей (расстояние между тазобедренным и плюснефаланговым суставами) на 1–4 см меньше, чем при отталкивании [13]. Если прыжок вверх осуществляется с махом руками, то различие в расстоянии между тазобедренным и плюснефаланговым суставами при отталкивании и приземлении может быть еще больше. Это объясняется тем, что при отталкивании от опоры руки находятся сзади туловища в горизонтальном положении, а при приземлении опускаются вниз, затрудняя зрительный контроль места приземления [18] – испытуемый опускает голову вниз и рефлекторно сгибает нижние конечности.

На рис. 4 представлена длина нижних конечностей при отрыве от опоры и приземлении, нормированная на длину тела. При средней длине тела испытуемых ($n = 7$): $170,3 \pm 5,7$ см расстояние между тазобедренным и плюснефаланговым суставами правой нижней конечности при отталкивании: $77,6 \pm 3,7$ см, а при приземлении: $75,7 \pm 3,8$ см – укорочение ≈ 2 см.

В уравнении 4 расчет импульса силы отталкивания начинается в точке, в которой скорость ОЦМ = 0 м/с [19]. Такая точка для первого прыжка определяется точно. Различия по высоте ОЦМ первого прыжка, рассчитанной по импульсу силы и другими способами $< 1,5$ см (рис. 5). В случае серии прыжков точка нулевой скорости смещается к завершению отталкивания, как показано на рис. 3-1, что приводит к накоплению ошибок при двойном интегрировании реакции опоры. Высота прыжка в последующих прыжках рассчитывается с большими ошибками (рис. 3-2).

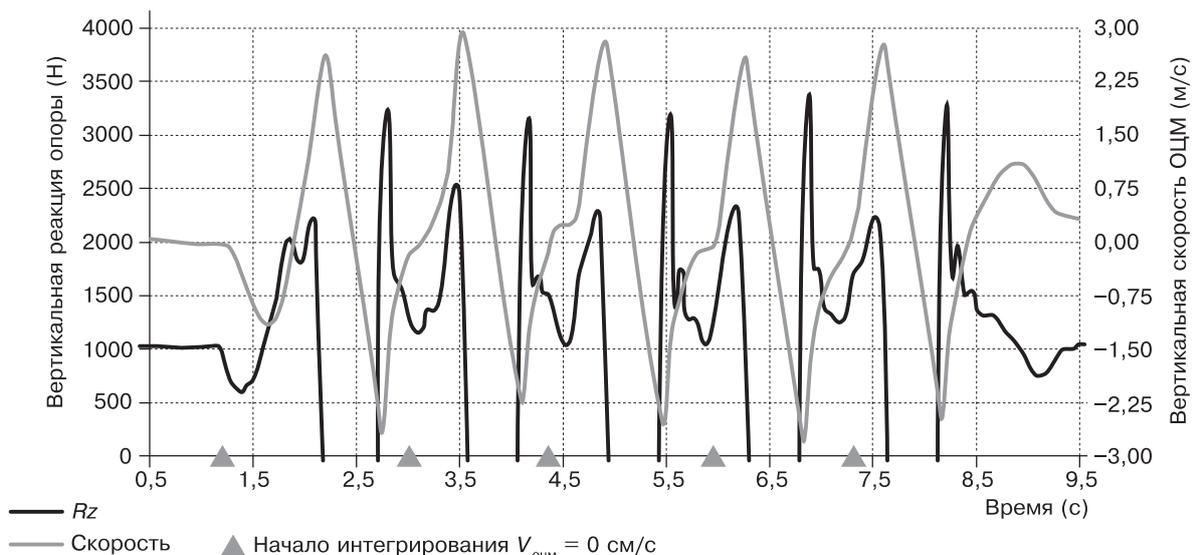


Рис. 3-1. Профиль вертикальной составляющей реакции опоры и вертикальной скорости при прыжке вверх



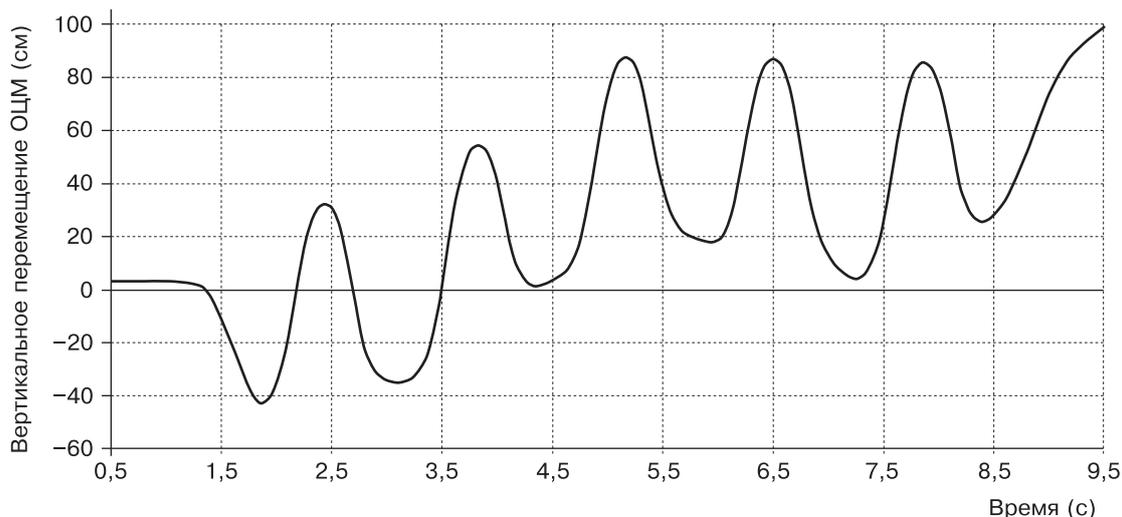


Рис. 3-2. Вертикальное перемещение ОЦМ, рассчитанное методом двойного интегрирования реакции опоры по уравнению 1

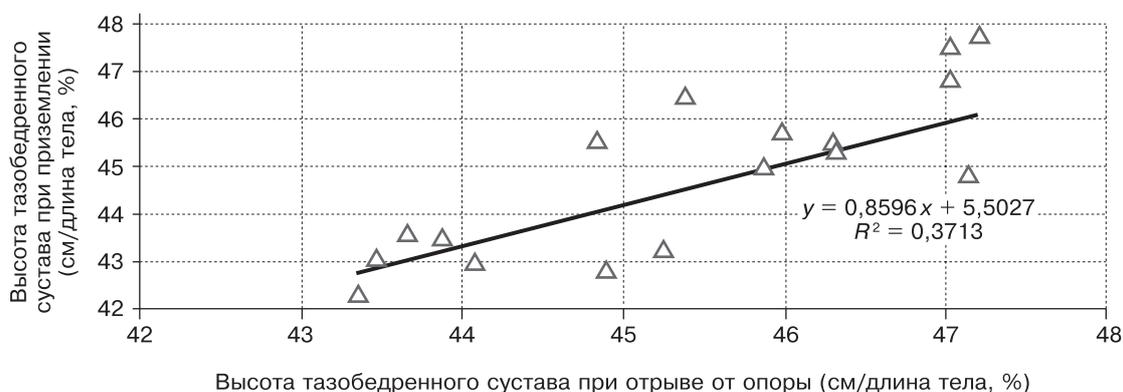


Рис. 4. Высота тазобедренного сустава относительно опоры при прыжке вверх при отталкивании и приземлении, нормированная на длину тела

Результаты исследования и их обсуждение

Результаты высоты прыжков, рассчитанные по уравнениям 2–5, представлены на рис. 5.

Высота прыжков, рассчитанная по перемещению линейной координаты «Энкодера», на 6 см выше, рассчитанных по уравнениям 3–5 и по скоростной трехмерной видеосъемке. Это связано с тем, что координаты «Энкодера» рассчитываются от опорной (начальной) точки – положение испытуемого в основной стойке (рис. 2, 1-й кадр). Вертикальное положение лодыжки при отрыве от опоры приводит к увеличению высоты прыжка на ≈ 7 см за счет разгибания голеностопного сустава. При длине тела 180 см высота подъема голеностопного сустава над опорой достигает $7,4 \pm 0,4$ см. При вычитании из вертикальной координаты «Энкодера» координаты голеностопного сустава (с учетом длины тела) высота прыжка, зарегистрированная с помощью ДЛТ, почти совпадает с результатами, рассчитанными по времени полета и скоростной видеосъемке, различия не более 1,5 см (рис. 5).

Высота прыжков, рассчитанная по времени полета с помощью контактных инфракрасных матов «Optogate»,

представлена в табл. 1 (уравнение 5) в сравнении с другими способами).

Высота прыжков, определенная по контактным матам «Optogate», в сравнении с другими методами и способами расчета (уравнениями 2–4), в среднем на 2 см ниже и 0,6 см выше в сравнении с «Энкодером». Низкая частота регистрации времени полета, зарегистрированная видеокамерой мобильного телефона (30 кадров/с), даёт ошибку по высоте прыжка 14% – в 2,5 раза больше, чем при регистрации с частотой 90 кадров/с (ПАК «Видеоанализ-3D»). Обработка прыжков с видеокамеры мобильного телефона с помощью ИИ снижает ошибку определения высоты прыжка в 2 раза – до 6%.

Определение оптимальной частоты регистрации прыжков вверх

На примере расчета высоты прыжка с помощью силоизмерительной платформы рассчитали минимально необходимую частоту регистрации прыжков с целью получения достоверных результатов. Вертикальная скорость в точке отрыва от опоры равна:



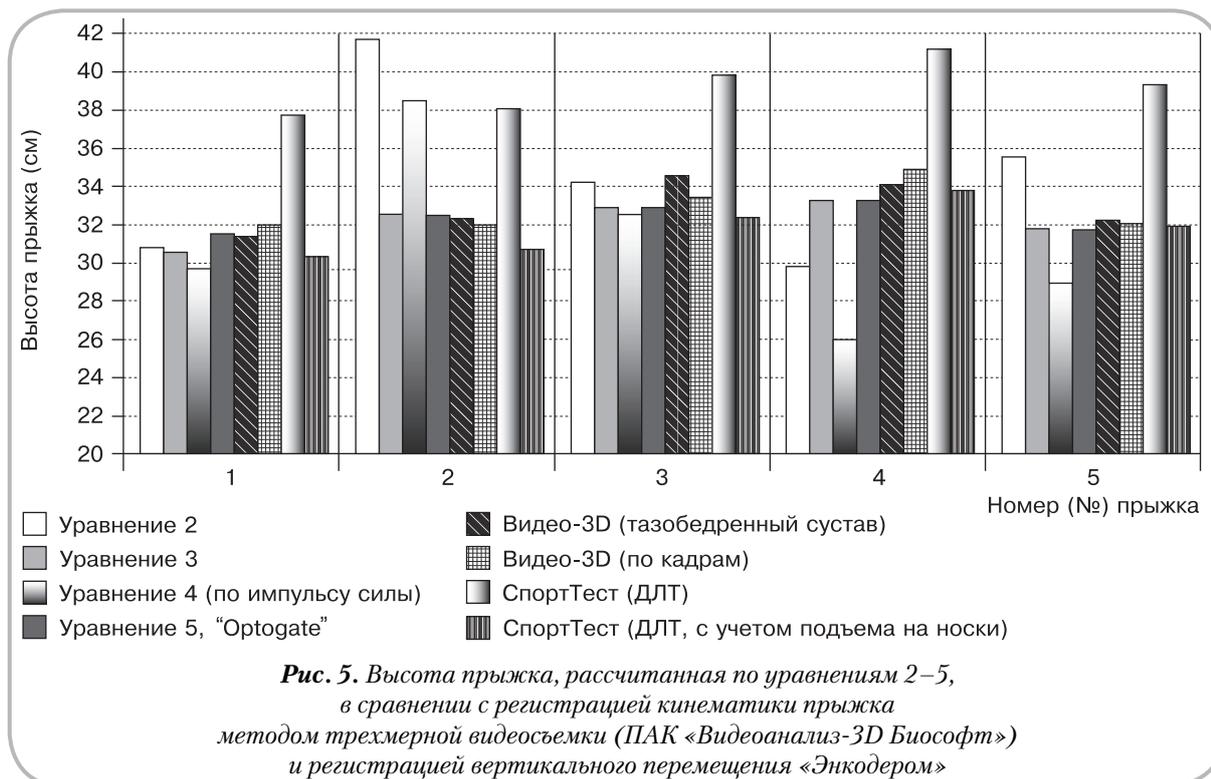


Таблица 1

Сравнительная оценка точности расчета высоты прыжка различными методами

Метод расчета	Уравнение	Высота прыжка по уравнениям 2–4 ($X_{cp.} \pm \delta$), см (относительная ошибка в %)	Коэффициент детерминации (R^2) между высотой прыжков, рассчитанных с помощью «Optogate» и другими методами
Скоростная видеосъемка (высота подъема тазобедренного сустава)	–	+1,73 ± 1,13 (5,9)	0,93
Время полета по кадрам ПАК «Видеоанализ-3D-Биософт» (частота 90 кадров/с)	5	+1,97 ± 1,23 (5,7)	0,95
По времени полета на тензоплатформе	5	+1,63 ± 0,73 (5,5)	0,99
По импульсу силы, зарегистрированному на тензоплатформе	4	+2,77 ± 0,90 (9,4)	0,97
«Энкодер» с учетом подъема на носки	–	-0,58 ± 0,96 (1,8)	0,57
Время полета по кадрам (мобильный телефон, частота 30 кадров/мин)	–	± 4,10 (13,9)	–
Время полета по кадрам (мобильный телефон, частота 30 кадров/мин) + ИИ нейросеть	–	+1,68 ± 1,05 (5,7)	0,91

Примечание: средняя высота прыжка 29,4 ± 7,4 см (n = 6).

$$V_{T_0} = \frac{1}{m} \int_{T_t}^{T_0} R_z(t) dt - \int_{T_t}^{T_0} g dt ;$$

$$V_{T_0} = \left[\frac{1}{m} R_z(\xi) - g \right] (T_0 - T_{V_0}) + \dot{Z}(t), \tag{6}$$

где:

T_t – начальная точка интегрирования, в которой $V_t = 0$, так как перед прыжком испытуемый стоит неподвижно в основной стойке;

$R_z(\xi)$ – значение вертикальной силы отталкивания, принадлежащей отрезку: $T_t \leq \xi \leq T_0$. Подобная замена возможна в соответствии с теоремой о среднем значении.

Ошибки, связанные с численным интегрированием
В уравнении 6 значение интеграла

$$\frac{1}{m} \int_{T_t}^{T_0} R_z(t) dt$$



было заменено в соответствии с теоремой средним значением:

$$\frac{1}{m} R_Z(\xi) \int_{T_i}^{T_0} dt.$$

Импульс силы при отталкивании (площадь под профилем R_Z) по формуле трапеций равна:

$$\int_{T_i}^{T_r} R_Z(t) dt \cong \frac{R_Z(T_r) - R_Z(T_i)}{2} (T_r - T_i) - \frac{(T_0 - T_i)^3}{12 \times k^2} |\ddot{R}_Z(\xi)|, \quad (7)$$

где:

$\frac{(T_0 - T_i)^3}{12 \times k^2} |\ddot{R}_Z(\xi)|$ – величина ошибки, связанная с расчетом площади по формуле трапеций;

k – шаг интегрирования на отрезке $\frac{(T_0 - T_i)}{k}$.

Коэффициент $\frac{(T_0 - T_i)^3}{12 \times k^2} |\ddot{R}_Z(\xi)|$ можно использовать для задания частоты регистрации [20].

На рис. 6 представлены вертикальная составляющая реакции опоры при прыжке вверх и ее вторая производная.

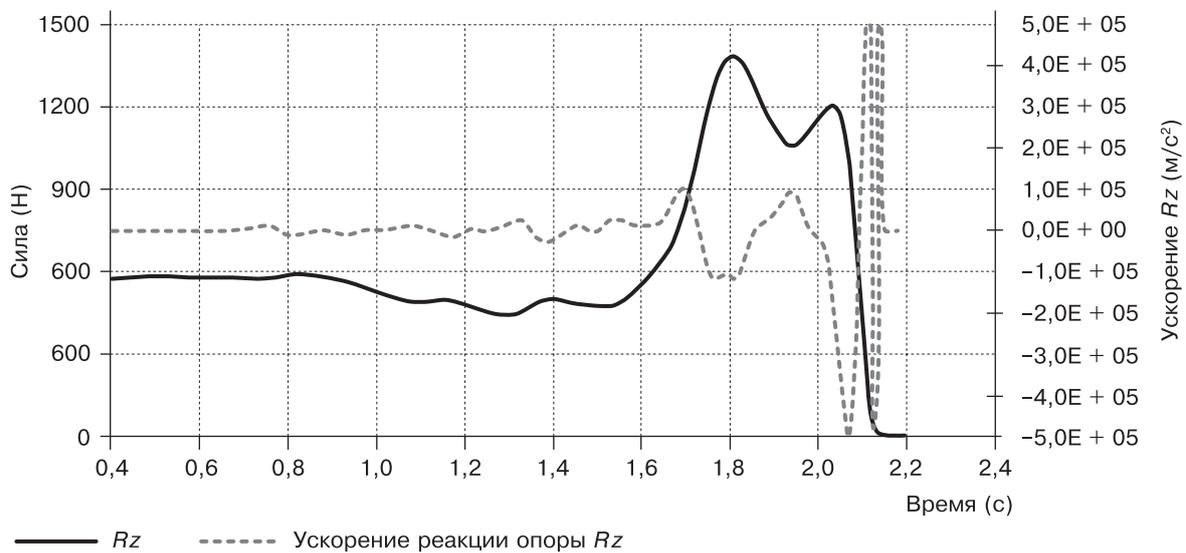


Рис. 6. Вертикальная реакция опоры и ее вторая производная при прыжке вверх

Максимальное значение ускорения (модуль) в точке $\xi = 2,21$ с: $\ddot{R}_Z(\xi) \cong 500\,000$ Н/с², импульс силы: 965,4 Н×с, время прыжка: $T = 1,361$ с. Теоретическая ошибка при численном интегрировании по формуле трапеций составит:

$$\frac{(T_0 - T_i)^3}{k^2 \times 12} |\ddot{R}_Z(\xi)| = \varepsilon \times \int_{T_i}^{T_0} R_Z(t) dt; \quad (8)$$

$$k = \sqrt{\frac{(T_0 - T_i)^3}{12 \times \varepsilon \times \int_{T_i}^{T_0} R_Z(t) dt} |\ddot{R}_Z(\xi)|}; \quad f_{\text{рег}} = \frac{(T_0 - T_i)}{k},$$

где:

T – время отталкивания;

k – число интервалов, на которые необходимо разбить время отталкивания, чтобы получить интервал квантования $\Delta t = T/k$;

ε – относительная ошибка при численном интегрировании: 0,5–17%;

$f_{\text{рег}}$ – частота регистрации (Гц).

В табл. 2 представлены результаты расчетов по уравнению 8 теоретической частоты регистрации реакции опоры в зависимости от относительной точности ε .

Таблица 2

Определение оптимальной частоты регистрации биомеханических характеристик в зависимости от относительной точности регистрации

№	Ошибка при регистрации (%)	Частота регистрации (Гц)
1	0,5	148
2	1,0	104
3	3,0	60
4	4,5	50
5	12,0	30
6	17,5	25

При частоте регистрации 148 Гц относительная погрешность снижается до 0,5%. Частота регистрации



реакции опоры 50 Гц даёт погрешность 4,5%. Следовательно, если выбрать частоту регистрации 100 Гц, то относительная ошибка регистрации будет в пределах 1–1,5%, что вполне допустимо для биологических исследований.

Заключение

Были рассмотрены разные варианты и методы расчетов высоты прыжка вверх. «Эталонным» методом определения высоты прыжка вверх является расчет высоты прыжка по импульсу вертикальной составляющей реакции опоры. Различия по высоте одного прыжка, рассчитанные по уравнению 4 и другими методами (по скоростной видеосъемке, времени полета и ДЛП) – не более 1,5 см. Такой метод позволяет точно оценить высоту одного (первого) прыжка. Однако вследствие накопления ошибок интегрирования он не применим в серии прыжков, используемых для оценки скоростно-силовой выносливости или максимальной анаэробной мощности [10].

Универсальным методом оценки высоты прыжков (одиночный прыжок или серия) является оценка высоты прыжков по времени полета с использованием инфракрасных контактных матов типа «Ortopate». Высота

прыжков в серии по времени полета отличается от –2,0 до +0,6 см в сравнении с другими методами регистрации, такими как: по датчиком линейных перемещений, кинематике тазобедренного сустава, скоростной видеосъемке, импульсу реакции опоры.

Для точной регистрации высоты прыжка «Энкодером» из показаний датчика необходимо вычитать высоту подъема на носки ($\approx 7,0$ см), которая зависит от длины тела.

Относительная ошибка при расчете высоты прыжков, зарегистрированных с частотой 30 Гц, например, видеокамерой мобильного телефона, составляет 12% (табл. 1), что почти совпадает с экспериментальными данными (ошибка 14%, табл. 2). Применение методов искусственного интеллекта к обработке экспериментальных данных, зарегистрированных видеокамерой мобильного телефона, повышает точность до 6%.

Для регистрации высоты прыжков различными устройствами с точностью 3–5%, например, датчиком линейных перемещений, видеосъемкой мобильного телефона, контактными матами – частота регистрации должна быть не ниже 60 Гц.

Литература/References

1. Godik, M.A. (1998), Sports metrology: a textbook for physical education institutes, Moscow, *Fizkul'tura i sport*, 192 p.
2. Bosquet, L., Porta-Benache, J. and Blais, J. (2010), Validity of a commercial linear encoder to estimate bench press 1 RM from the force-velocity relationship, *J. Sports Sci. Med*, vol. 9, no. 3, pp. 459–463.
3. Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Baz-Valle, E. and Alonso-Molero, I. (2017), Analysis of wearable and smartphone-based technologies for the measurement of barbell velocity in different resistance training exercises, *Front. Physiol.*, vol. 8, p. 649.
4. Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Mario Muñoz-López, M. and Jiménez, S. (2018), Validity and reliability of a novel iPhone application for the measurement of barbell velocity and 1 RM on the bench-press exercise, *J. Sports Sci.*, vol. 36, no. 1, pp. 64–70.
5. Zhang, X. Feng, S. and Li, H. (2023), The effect of velocity loss on strength development and related training efficiency: a dose-response meta-analysis, *Healthcare*, vol. 11 (337), pp. 1–11.
6. Roland van den Tillaar (2019), Comparison of kinematics and muscle activation between push-up and bench press, *Sports Medicine International Open*, vol. 3, pp. 74–81.
7. Roland van den Tillaar and Ball, N. (2019), Validity and reliability of kinematics measured with push band vs. linear encoder in bench press and push-ups, *Sports*, vol. 7, no. 207, pp. 2–11.
8. Shi, Y., Zhou, Q. and Li, X. (2020), Design and testing of a linear encoder capable of measuring absolute distance, *Sensors and Actuators A: Physical*, vol. 38, 111935.
9. Voronov, A.V. (2010), Methodology for using measuring devices with feedback elements during speed-strength training of speed skaters, Moscow, *Social'no-politicheskaya MYSL*, 110 p.
10. Bosco, C., Luhtanen, P. and Komi, P.A. (1983), Simple method for measurement of mechanical power in jumping, *Eur. J. Appl. Physiol.*, vol. 50, pp. 273–282.
11. Ulusiy, Y. and Kocak, F. (2023), The correlational study of the vertical jump test and wingate cycle test as a method to assess anaerobic power in road cyclists, *Int. J. Disabil. Sports Health Sci.*, vol. 1, pp. 9–17.
12. Zatsiorskiy, V.M., Aruin, A.S. and Seluyanov, V.N. (1981), Biomechanics of the human musculoskeletal system, Moscow, *Fizkul'tura i sport*, 140 p.
13. Linthorne, N.P. (2001), Analysis of standing vertical jump using a force platform, *American journal of physics*, vol. 69 (11), pp. 1198–1204.
14. Gurney, B. (2002), Leg length discrepancy, *Gait & posture*, vol. 15, no. 2, pp. 195–206.
15. Subotnick, S. (1981), Limb length discrepancies of the lower extremity (the short leg syndrome), *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol. 3 (1), pp. 11–16.
16. Bolz, S. and Davies, G.J. (1984), Leg length differences and correlation with total leg strength, *The journal of orthopaedic and sports physical therapy*, vol. 6 (2), pp. 123–129.
17. Reid, D. and Smith, B. (1984), Leg length inequality: a review of etiology and management, *Physiotherapy Canada*, vol. 36 (4), pp. 177–182.
18. Harman, E.A., Rosenstein, M.T., Frykman, P.N. and Rosenstein, R.M. (1991), The effect of arms and counter movement on vertical jumping, *Medicine and science in sports and exercise*, vol. 22 (6), pp. 825–833.
19. Street, G.M., McMillan, S., Board, W.J., Rasmussen, M. and Heneghan, J.M. (2001), Sources of error in determining countermovement jump height with the impulse method, *Journal of applied biomechanics*, vol. 17, pp. 43–54.
20. Kibele, A. (1998), Possibilities and limitations in the biomechanical analysis of countermovement jumps: a methodological study, *Journal of applied biomechanics*, vol. 14 (1), pp. 105–117.

