

Создание системы для анализа и улучшения техники спортсмена с использованием компьютерного зрения

Д. С. Галов, Н. И. Худяков, Г. В. Орлов

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)

galov_d@mail.ru

Аннотация. В статье описывается теоретическая и алгоритмическая база разработки программного комплекса для кинематического анализа бегового шага с использованием компьютерного зрения. На основе стандартизированной видеосъемки в сагиттальной плоскости предложена методика формирования банка биомеханических эталонов. Разработана математическая модель вычисления фаз шага и суставных углов, включающая эвристический алгоритм динамической скоростной адаптации метрик. Обосновано применение гибридной нейросетевой архитектуры, объединяющей высокоточную сверточную сеть DeepLabCut для оцифровки эталонов и легковесное решение MediaPipe Pose для трекинга пользовательских видео. Предложенный теоретический аппарат решает фундаментальную проблему ложноположительных срабатываний систем видеонализа за счет математического учета естественной двигательной избыточности.

Ключевые слова: биомеханика бега, компьютерное зрение, безмаркерный захват движения, кинематический анализ, экономичность бега, гибридная нейросетевая архитектура, MediaPipe, DeepLabCut, OpenCV, Python

I. ВВЕДЕНИЕ

Специфика бега на длинные дистанции предъявляет строгие требования к технике атлета, где ключевыми факторами выступают экономичность и правильное распределение ударной нагрузки [1, 2]. Нарушения техники (например, «стопорящая» постановка стопы или избыточные вертикальные колебания) не только снижают результативность за счет неэффективного расхода энергии, но и многократно повышают риск тяжелых накопительных травм опорно-двигательного аппарата [3].

Традиционно «золотым стандартом» биомеханического анализа являются лабораторные системы оптического захвата движения (Motion Capture), использующие высокоскоростные инфракрасные камеры и светоотражающие маркеры. Однако помимо высокой стоимости и потребности в сложном программном обеспечении, маркерные системы обладают существенным методологическим недостатком — низкой экологической валидностью [4]. Необходимость размещения датчиков на теле атлета и бег на лабораторном тредмиле неизбежно искажают естественный кинематический паттерн локомоции. При этом, как отмечают авторы масштабных исследований, «современные безмаркерные алгоритмы пространственного трекинга достигли уровня

кинематической точности, сопоставимого с маркерными системами... в легкоатлетическом манеже» [5].

Цель данного исследования – теоретическое обоснование и разработка математической модели программной альтернативы на базе алгоритмов компьютерного зрения, осуществляющей точный анализ модели бегуна по стандартной двумерной видеозаписи. Научная новизна исследования заключается в разработке математической модели динамической корректировки эталонных кинематических метрик в зависимости от скорости локомоции пользователя, что решает проблему ложноположительных срабатываний существующих систем видеонализа.

II. МЕТОДОЛОГИЯ И МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВИДЕОАНАЛИЗА

A. Методология сбора видеоданных

Для минимизации расчетных погрешностей алгоритмами компьютерного зрения требуется жесткая стандартизация видеосъемки. Основным условием является расположение оптической оси объектива строго перпендикулярно вектору движения (в сагиттальной плоскости под углом 90°) для исключения эффекта параллакса и перспективных искажений проекций суставных углов. Технические параметры оборудования должны обеспечивать частоту захвата не менее 30–60 кадров в секунду при минимальных геометрических (бочкообразных) абберрациях объектива. Видеоряд предварительно сегментируется до репрезентативных циклов бегового шага (3–5 секунд непрерывной локомоции), исключая кадры с перекрытием ключевых анатомических точек (occlusion) посторонними объектами или контрастными тенями.

B. Формирование банка эталонных движений

Основой сравнительного анализа служит нормативная база данных – «банк эталонных движений». В базу заложены оцифрованные паттерны отечественных элитных бегунов на длинные дистанции. Выбор моноэтнической группы обусловлен необходимостью изоляции антропометрических погрешностей (различий в длине костных рычагов и расположении общего центра масс), что позволяет алгоритмам проводить корректный анализ внутри схожих соматических профилей. На текущем этапе сформирован компактный массив эталонных данных, главной целью которого является экспериментальная проверка концепции алгоритма интеллектуального подбора: верификация способности математического аппарата анализировать исходные

пропорции любителя и корректно подбирать из базы профиль с максимально подходящей антропометрией.

С. Математическая модель биомеханики бегуна

Математическая модель преобразует пиксельные координаты анатомических ориентиров в объективные биомеханические показатели. Поскольку исходные данные трекинга содержат высокочастотный позиционный шум, применяется цифровая фильтрация – полиномиальный фильтр Савицкого–Голея [6]. В отличие от классического скользящего среднего, которое «срезает» и смещает во времени важные кинематические экстремумы, алгоритм Савицкого–Голея локально аппроксимирует данные полиномом заданной степени внутри скользящего окна. В рамках архитектуры комплекса оптимальным решением признано использование полинома 3-й степени (кубическая аппроксимация) с динамическим размером окна от 11 до 15 кадров, что жестко привязывается к исходной кадровой частоте (FPS) анализируемого видеопотока. Это эффективно подавляет случайные флуктуации детектора, сохраняя истинные амплитуды кинематических пиков. Суставные углы вычисляются аналитически через теорему косинусов.

Далее осуществляется автоматическая сегментация бегового шага. Ввиду невозможности жесткой привязки к абсолютной координате земли, используется поиск локальных экстремумов. Детекция фазы постановки стопы (Touchdown, TD) осуществляется путем анализа первой производной (вертикальной скорости V_y) по координате Y :

$$V_y = \frac{dy}{dt}$$

где V_y — вертикальная скорость стопы; dy – пиксельное изменение координаты Y ; dt – изменение времени (в кадрах)

В момент контакта с опорой вертикальное движение прекращается, координата Y достигает максимума, а скорость падает до нуля ($V_y \approx 0$), что маркируется как точка TD. Отрыв стопы (TO) детектируется по началу устойчивого отрицательного ускорения. Частота шагов (Cadence) рассчитывается на основе времени полного цикла (t_{cycle}):

$$Cadence = \frac{120}{t_{cycle}}$$

где $Cadence$ — частота шагов (шагов/мин); t_{cycle} — время полного бегового цикла (от касания до касания одной и той же ногой, в секундах).

Это позволяет с высокой точностью определять время контакта с опорой ($t_{TO} - t_{TD}$) и наличие фазы полета ($FT > 0$).

Д. Алгоритмы сравнительного анализа и учет темпа

Прямое наложение профиля любителя на эталон элитного стайера методологически некорректно, так как биомеханика зависит от скорости локомоции. Разработана эвристическая модель скоростной нормализации, разделяющая метрику на базовую физиологическую константу (α) и динамическую компоненту (β). Адаптация производится через индивидуальный коэффициент скорости:

$$K_v = \frac{V_{athlete}}{V_{etalon}}$$

Важно отметить, что данная модель предназначена исключительно для анализа субмаксимальных (аэробных) скоростей бега, в связи с чем вводится жесткое ограничение $K_v \leq 1$. Анализ спринтерских ускорений ($K_v > 1$) требует применения иных биомеханических законов.

Для расчета целевых биомеханических метрик введена следующая система индексов и переменных:

target – искомое адаптированное значение для спортсмена-любителя;

etalon – значение, полученное из базы данных элитных спортсменов;

$V_{athlete}$ – фактическая скорость бегуна (м/с);

K_v – отношение скорости бегуна к эталонной ($K_v \leq 1$).

Расчет целевых метрик осуществляется по нижеприведенным формулам. Важно отметить, что используемые в уравнениях весовые коэффициенты (0.85, 0.6, 0.2 и т.д.) выступают в роли первичных эмпирических параметров. Они синтезированы авторами на основе метаанализа профильной биомеханической литературы и определяют базовые физиологические границы безопасности. В перспективе развития программного комплекса данные коэффициенты подлежат итеративной калибровке методами машинного обучения на расширенных выборках (датасетах) пользователей.

1) Частота шагов (Каденс):

$$Cadence_{target} = Cadence_{etalon} \cdot 0.85 + (Cadence_{etalon} \cdot 0.15 \cdot K_v)$$

Опираясь на современные исследования биомеханики [7], базовая константа (85% от эталона) формирует безопасный критический минимум. Данный лимит защищает алгоритм от игнорирования травмоопасного паттерна избыточного выноса ноги, поскольку «биомеханическая целесообразность бегового шага во многом определяется минимизацией тормозных усилий в фазе передней опоры, которые катастрофически возрастают при искусственном удлинении шага» [7].

2) Время контакта с опорой (GCT):

$$GCT_{target} = GCT_{etalon} \cdot 0.6 + \left(GCT_{etalon} \cdot 0.4 \cdot \frac{1}{K_v} \right)$$

Уравнение моделирует пропорциональный рост времени опоры при снижении темпа бега, сохраняя физиологический лимит амортизации стопы (60% времени). Эта граница обусловлена тем, что «время опоры является критическим фактором, лимитирующим утилизацию упругой энергии мышечно-сухожильного комплекса: при чрезмерно затянутой амортизации накопленная энергия рассеивается в виде тепла» [8].

3) Время полета (FT):

$$FT_{target} = FT_{etalon} \cdot 0.2 + (FT_{etalon} \cdot 0.8 \cdot K_v)$$

Отражает прямую баллистическую зависимость длительности фазы полета от кинетической энергии бегуна, оставляя 20% в качестве минимально необходимого времени для безопасного проноса ноги.

4) Истинная длина шага (SL):

Вычисляется строго аналитически, замыкая математическую модель на основе целевого каденса:

$$SL_{target} = \frac{V_{athlete} \cdot 60}{Cadence_{target}}$$

5) Угол сгибания коленного сустава в маховой фазе:

$$Angle_{target} = \max \left(\theta_{min}, Angle_{etalon} \cdot 0.70 + \left(Angle_{etalon} \cdot 0.30 \cdot \frac{1}{K_v} \right) \right)$$

Алгоритм учитывает законы сохранения кинетической энергии в биомеханических цепях [9]: на низких скоростях снижается потребность в сильном захлесте голени из-за нехватки момента инерции маховой ноги.

5. Математическое обоснование двигательной избыточности

Математическая модель алгоритма опирается на фундаментальный физиологический постулат о том, что «координация есть преодоление избыточных степеней свободы движущегося органа, иными словами, превращение его в управляемую систему» [10]. Опорно-двигательный аппарат человека обладает избыточным числом степеней свободы, что позволяет организму решать одну и ту же двигательную задачу (например, поддержание заданной скорости бега) множеством различных кинематических способов. Исходя из этого принципа двигательной избыточности, алгоритм не требует абсолютного совпадения графиков, а формирует «коридор нормы» – диапазон допустимых кинематических отклонений. Базовая ширина такого коридора (Δ_{etalon}) составляет $\pm 2^\circ - 4^\circ$ для суставных углов.

$$\Delta_{target} = \Delta_{etalon} \cdot (1 - \lambda \ln(K_v))$$

Δ_{target} – итоговая расчетная ширина коридора (доверительного интервала) для текущей скорости пользователя;

Δ_{etalon} – базовая эталонная ширина коридора (стандартное отклонение у элитных стайеров);

λ – эмпирический коэффициент нелинейной чувствительности, определяющий кривизну функции расширения;

K_v – отношение текущей скорости спортсмена-любителя к эталонной ($K_v \leq 1$).

Использование логарифмической функции расширения допуска гарантирует физиологически обоснованный рост биомеханической вариативности. Теоретическая зависимость ширины доверительного интервала Δ_{target} от падения скорости локомоции K_v представлена на рис. 1. Это надежно защищает вычислительную систему от ложноположительных срабатываний на естественные компенсаторные

микрколебания техники при восстановительном беге трусцой.



Рис. 1. Теоретическая модель логарифмического расширения допустимого кинематического коридора (Δ_{target}) при снижении скорости бегуна-любителя относительно эталона (K_v)

III. АРХИТЕКТУРА И ОГРАНИЧЕНИЯ ПРОГРАММНОГО КОМПЛЕКСА

A. Архитектура программного комплекса

Теоретическая модель комплекса построена на базе гибридной нейросетевой архитектуры, нивелирующей аппаратные ограничения конечного пользователя. Низовой уровень работы с медианными и графический рендеринг реализованы на базе библиотеки OpenCV. Для обработки видеозаписей пользователей в архитектуру интегрировано решение MediaPipe (модель BlazePose) [11]. Данный фреймворк спроектирован для работы на мобильных процессорах (CPU) в режиме реального времени, и его производительности достаточно для выявления грубых кинематических нарушений в любительском спорте.

Напротив, для формирования «банка эталонов» используется тяжеловесный программный пакет DeepLabCut [12]. Данная архитектура, базирующаяся на глубоких остаточных сетях (ResNet) и требующая графических ускорителей (GPU) для инференса, обеспечивает субпиксельную точность локализации суставов. Такой гибридный подход гарантирует безупречность математического эталона при сохранении вычислительной доступности клиентской части приложения.

В рамках проектируемой логики диагностика алгоритмически разделяется на два потока:

1) Анализ дискретных метрик (сравнение фактических показателей пользователя с вычисленными целевыми значениями в рамках адаптированного коридора Δ_{target}).

2) Анализ непрерывных кривых: для синхронизации графиков различной длительности проводится временная нормализация методом кубической сплайн-интерполяции, где абсолютное время конвертируется в фазы шага (от 0% до 100%). Индивидуальные кинематограммы программно накладываются на рассчитанный доверительный интервал эталона, и математический выход за границы зоны строго классифицируется как дефект.

3. Ограничения исследования и методологические компромиссы

Разработанная теоретическая модель имеет ряд методологических ограничений, обусловленных спецификой обработки 2D-изображений. Фундаментальной проблемой анализа монокулярного видеопотока является оптическое искажение (включая параллакс). В связи с этим программный расчет абсолютной скорости локомоции (V) исключительно на базе пиксельных смещений сопряжен с погрешностью. Поскольку скорость выступает базовым множителем для расчета K_v и ширины Δ_{target} , архитектура комплекса на данном этапе предполагает ручной ввод фактической скорости пользователем (на основе показаний тредмила или носимой GPS-электроники). Данный осознанный инженерный компромисс позволяет полностью изолировать математическое ядро от оптических погрешностей бытовых камер.

Вторым ограничением является проведение анализа исключительно в сагиттальной плоскости (вид сбоку). Двухмерная проекция делает принципиально невозможной алгоритмическую диагностику биомеханических отклонений во фронтальной плоскости (например, вальгусный коллапс колена или асимметрия таза).

IV. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В рамках данного теоретического исследования разработана и обоснована математическая модель программного комплекса для интеллектуального анализа биомеханики бегового шага. Предложенный алгоритмический подход решает методологическую проблему прямого сопоставления кинематики любителей с эталонными паттернами элиты без учета разницы в скорости локомоции. Внедрение эвристической модели скоростной адаптации и логарифмической функции расчета коридора нормы устраняет проблему двигательной избыточности.

Описанная в статье гибридная архитектура и теоретический базис закладывают надежный фундамент для последующей практической реализации программного обеспечения. В перспективе планируется переход от поиска готовых видеоэталонов к генеративному подходу: создание программного модуля, способного симулировать идеальную технику бега непосредственно для сгенерированной индивидуальной цифровой модели спортсмена.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- [1] Воронов А.В. Экономичность бега: определение, оценка, элементы и структура, резервы повышения // Вестник спортивной науки. 2021. № 3. С. 14-22.
- [2] van Oeveren B.T., de Ruiters C.J., Beek P.J., van Dieën J.H. The biomechanics of running and running styles: a synthesis // Sports Biomechanics. 2021. Vol. 23, № 1. P. 1-24.
- [3] Anderson L.M., Bonanno D.R., Engstrom J.M. et al. What is the Effect of Changing Running Step Rate on Injury, Performance and Biomechanics? A Systematic Review and Meta-analysis // Sports Medicine - Open. 2022. Vol. 8, № 1. P. 1-22.
- [4] Kanko R.M., Hossejes M.A., Deluzio C.J. et al. Concurrent assessment of gait kinematics using marker-based and markerless motion capture // Journal of Biomechanics. 2021. Vol. 127. P. 110665.
- [5] Wade L., Needham L., McGuigan P. et al. Markerless motion capture systems for tracking human movement in sports: A systematic review // Sensors. 2022. Vol. 22, № 18. P. 7056.
- [6] Savitzky A., Golay M.J.E. Smoothing and differentiation of data by simplified least squares procedures // Analytical Chemistry. 1964. Vol. 36, № 8. P. 1627-1639.
- [7] Тюпа В.В. Биомеханика бега. М.: ТВТ Дивизион, 2019. 296 с.
- [8] Зацюрский В.М., Аруин А.С., Селуянов В.Н. Биомеханика двигательного аппарата человека. М.: Физкультура и спорт, 1981. 143 с.
- [9] Попов Г.И., Самсонова А.В. Биомеханика двигательной деятельности: учебник для студентов высших учебных заведений. М.: Издательский центр «Академия», 2014. 320 с.
- [10] Бернштейн Н.А. О построении движений. М.: Медгиз, 1947. 255 с.
- [11] Lugaresi C., Tang J., Nash H. et al. MediaPipe: A Framework for Building Perception Pipelines // arXiv preprint arXiv:1906.08172. 2019.
- [12] Mathis A., Mamidanna P., Cury K. M. et al. DeepLabCut: markerless pose estimation of user-defined body parts with deep learning // Nature Neuroscience. 2018. Vol. 21, № 9. P. 1281-1289.