

## Порівняльний біомеханічний аналіз техніки виконання станової тяги елітних спортсменів та початківців за допомогою систем Motion Capture

Циба Юрій Григорович<sup>1</sup>, Цибанюк Олександра Олександрівна<sup>2</sup>

Опубліковано	Секція	УДК
09.12.2025	Освіта/Педагогіка	796.88 012.3 004.93

DOI: <https://doi.org/10.5281/zenodo.17864254>

**Анотація.** Стаття присвячена порівняльному біомеханічному аналізу техніки виконання станової тяги – фундаментальної, але високоризикованої вправи у силовому спорті. Мета дослідження полягала у кількісному визначенні ключових відмінностей у техніці між елітними пауерліфтерами та початківцями для розробки об'єктивних критеріїв безпеки. Використовувалася інноваційна система Motion Capture (MoCap), що забезпечила високоточну реєстрацію кінематичних і динамічних параметрів руху. Аналіз встановив статистично значущі відмінності: початківці демонструють критичну нестабільність поперекового відділу (відхилення кута > 5°) та значне горизонтальне зміщення штанги (до 10 см), що багаторазово підвищує момент сили та ризик травматизму. Елітні спортсмени, навпаки, підтримують майже вертикальну траєкторію (до 1.5 см відхилення) та синхронну роботу суглобів. Результати дослідження дозволили розробити чіткі, кількісні критерії оцінки техніки (наприклад, допустиме відхилення попереку  $\leq 5^\circ$  горизонтальне зміщення  $\leq 3$  см). Впровадження цих критеріїв у процес фізичного виховання та тренувань початківців забезпечить об'єктивний зворотний зв'язок, прискорену корекцію помилок та значно знизить рівень спортивного травматизму, підтверджуючи ефективність інтеграції інформаційно-комунікаційних технологій у спортивну діагностику та методику навчання.

**Ключові слова:** станова тяга, motion capture, біомеханічний аналіз, кінематика, спорт вищих досягнень, травматизм, фізичне виховання, інформаційно-комунікаційні технології.

### Comparative biomechanical analysis of deadlift technique execution in elite athletes and novices using Motion Capture Systems

This article is dedicated to the comparative biomechanical analysis of the deadlift technique execution – a fundamental, yet high-risk exercise in strength sports. The deadlift is recognized as a cornerstone exercise in strength sports, fundamental to athletic development, and is a key component of powerlifting competitions. However, its complex nature, combined with the heavy axial and compressive loads involved, exposes novices to a significant risk of

<sup>1</sup> викладач кафедри спорту та фітнесу, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, 58000, м.Чернівці, вул. М. Коцюбинського, 2, Україна, <https://orcid.org/0000-0002-5571-2887>

<sup>2</sup> доктор педагогічних наук, доцент кафедри спорту та фітнесу, Чернівецький національний університет імені Юрія Федьковича, вул. Коцюбинського, 2, м. Чернівці, 58000, Україна <https://orcid.org/0000-0001-5367-5747>

musculoskeletal injury, predominantly affecting the lumbar spine. This critical risk underscores the necessity of developing objective, evidence-based instructional models that supersede traditional, often subjective, coaching cues.

The aim of this research was to quantitatively determine the key kinematic and dynamic differences in technique between elite powerlifters and novices to establish precise, objective criteria for safety and efficiency. The study utilized a cutting-edge marker-based optical Motion Capture (MoCap) system to capture the three-dimensional movement of the barbell and the anatomical landmarks of two distinct participant groups: Group 1 (Elite Powerlifters), categorized as Master of Sport level athletes, and Group 2 (Novices), defined as individuals with less than six months of structured training experience. This methodology ensured the provision of high-frequency, high-precision data on all joint angles, velocities, and acceleration vectors.

The biomechanical analysis established statistically significant and clinically relevant differences. Elite athletes demonstrated superior kinematic synchronization, maintaining consistent torso and hip angles during the initial pull, resulting in highly efficient lifting mechanics. Conversely, novices exhibited marked asynchrony, with premature hip ascent causing an undesirable shift in the load vector away from the body's centre of gravity. Critically, MoCap quantified the leading injury indicator: novices displayed up to 1.8 times greater variation in the lumbar spine angle compared to elites, directly correlating with insufficient core stiffness and heightened injury risk. Furthermore, the efficiency gap was substantial: elite bar paths deviated horizontally by a maximum of 1.5 cm, while novice paths deviated up to 10 cm, leading to a quantifiable increase in the external moment of force exerted on the lower back. Dynamic analysis further confirmed technical mastery, showing elites achieved a 30% higher average bar acceleration during the concentric phase.

These robust quantitative findings allowed the study to successfully develop objective assessment criteria for safe deadlift execution. These criteria—such as limiting the maximum horizontal barbell deviation to 3 cm and strictly enforcing a maximum lumbar angular deviation of  $> 5^\circ$  from the neutral spine position—transform qualitative coaching into measurable, data-driven targets. The implementation of this methodology facilitates a paradigm shift towards integrating Information and Communication Technologies (ICT) into physical education and novice strength training, enabling precise error correction and providing real-time, objective biofeedback.

In conclusion, this research provides the first quantitative biomechanical gold standard model for the deadlift, offering a robust foundation for injury prevention and technique acceleration in novice lifters. The developed methodology and criteria serve as a validated tool for trainers and educators, paving the way for the widespread use of automated, AI-driven technique correction in both general fitness settings and academic physical education programs.

**Keywords:** deadlift, motion capture, biomechanical analysis, kinematics, elite sport, injury prevention, physical education, information and communication technologies.

### Вступ

Станова тяга є однією з фундаментальних, багатосуглобових вправ, що використовується як у професійному пауерліфтингу, так і в масовому фізичному вихованні для розвитку функціональної сили. Незважаючи на її ключову роль, техніка виконання цієї вправи часто є джерелом високого ризику травматизму, зокрема пошкоджень поперекового відділу хребта. Ці ризики зростають у середовищі початківців, які ще не володіють необхідною м'язовою координацією та пропріоцептивним контролем.

Традиційні методи оцінки техніки виконання (візуальне спостереження тренером) є суб'єктивними та нездатні фіксувати високошвидкісні зміни кінематичних

і кінетичних параметрів. Актуальність дослідження зумовлена необхідністю переходу до об'єктивних, кількісних та доказових методик контролю. Технологія Motion Capture (MoCap), як передова інформаційно-комунікаційна розробка, дозволяє отримати надточні дані про траєкторію руху штанги, кутові швидкості у суглобах (кульшовий, колінний) та розподіл навантаження, що критично важливо для біомеханічного моделювання.

Порівняльний біомеханічний аналіз техніки елітних атлетів (як носіїв еталонної, найбільш ефективної та безпечної моделі руху) та початківців має виняткову наукову та практичну значущість. Так, встановлення кінематичних та динамічних маркерів – ключових відмінностей у техніці, які відрізняють майстерність від базового рівня, дозволить кількісно визначити, які саме параметри (наприклад, кут нахилу корпусу чи швидкість руху штанги у стартовій фазі) є критичними для підвищення коефіцієнту корисної дії та зниження ризику травм.

Розроблені на основі отриманих даних алгоритмів навчання та методичних рекомендацій для фізичного виховання моделі стануть основою для створення автоматизованих систем зворотного зв'язку (Biofeedback), інтегрованих у тренажери та мобільні застосунки, що забезпечить початківцям швидке та безпечно освоєння техніки станової тяги. Таким чином, дослідження сприятиме інтеграції інженерно-технологічних розробок (MoCap) у практику фізичного виховання та спорту вищих досягнень.

Огляд, який проаналізував стан та перспективи технології Motion Capture (MoCap) спеціально для її застосування у спорті, дозволив виокремити та порівняти три основні типи MoCap систем: оптичні системи, системи на основі носибельних датчиків та технології комп'ютерного зору. Так, кінематографічний MoCap (оптичні системи) домінує в лабораторних дослідженнях завдяки найвищій точності кінематичних вимірювань. Системи на основі носимих датчиків (Wearables, IMU) визнані надійними, особливо там, де оптична фіксація ускладнена (велика площа, необхідність мобільності). При чому, цей тип особливо проявляє себе у спеціалізованій області (наприклад, зимові види спорту).

Технології комп'ютерного зору (Computer Vision) застосовуються в широких сценаріях: від аналізу техніки однієї особи до тактичного аналізу багатьох гравців. Крім того, вони досягли значного прогресу у точності та надійності; дозволяють перенести аналіз за межі лабораторії на спортивні майданчики [5, 2947].

На думку дослідників, основні тенденції в розвитку цієї технології полягають саме у появі нових напрямів, зокрема для складного аналізу. Так, мультимодальний MoCap, що поєднує дані з різних джерел (наприклад, датчики + комп'ютерний зір) з інтеграцією AI. Отже, відбувається помітний зсув від суто лабораторних досліджень до практичних тренувальних застосувань безпосередньо на спортивних об'єктах.

Автори статті підкреслили, що майбутній розвиток MoCap у спорті повинен зосереджуватися на вирішенні практичних викликів, таких як: проблеми оклюзії (закриття датчика чи частини тіла), ефективне захоплення руху на відкритому повітрі, Забезпечення зворотного зв'язку в реальному часі для тренера та спортсмена [4].

Стаття B. Adlou, C. Wilburn, W. Weimar є нарративним оглядом, що надав доказову основу для керівництва спортивних організацій при виборі та впровадженні систем MoCap для підвищення продуктивності спортсменів та оцінки ризику травм у різних видах спорту. Автори підтверджують думку дослідників, дослідження яких рписано вище, що актуальними є три основні типи MoCap систем, наголошуючи на їхній точності в різних середовищах. Так, це – оптичні (маркерні), IMU (інерційні датчики) та безмаркерні (комп'ютерний зір). Проте, існують певні обмеження – оптичні системи обмежені у просторі, а ще непрактичні у польових умовах. У безмаркерних системах

спостерігається широкий діапазон похибок: у сагітальній площині (3–15°), у поперечній – 3–57°.

Автори підкреслюють, що чинники навколишнього середовища (наприклад, водні чи зовнішні польові умови) суттєво впливають на продуктивність систем.

Ключовим внеском статті є пропозиція багаторівневої рамкової структури впровадження. Ця структура поєднує моніторинг базового рівня (наприклад, використання GNSS/IMU для загального нагляду за командою) зі спеціалізованими інструментами оцінки (наприклад, оптичними системами для детального аналізу техніки). Мета рамкової структури – допомогти організаціям узгодити вибір технології з їхніми організаційними пріоритетами, специфічними вимогами виду спорту та обмеженнями ресурсів.

Підкреслює, що безмаркерні системи, які є найбільш доступними для фізичного виховання, мають найвищу похибку, особливо у поперечній площині (що важливо для виявлення вальгусу коліна при присіданнях, але менш критично для чистої станової тяги) [2, с. 4384].

Автори статті «Особливості сучасних систем захоплення руху» (Хмельницька та ін., 2024) справедливо зазначили, що, попри широке використання MoCap для високоточного кількісного біомеханічного аналізу, на ринку відсутні систематичні дослідження, що класифікують ці системи з погляду апаратного та програмного забезпечення (ПЗ). Дослідники запропонували чітку схему класифікації систем аналізу руху за двома основними критеріями:

- апаратне забезпечення – системи, що використовують спеціалізовані високошвидкісні камери (зазвичай для маркерного захоплення), системи, що використовують стандартні цифрові камери (часто для безмаркерного аналізу);
- програмне забезпечення – ПЗ, що забезпечує якісний візуальний аналіз (наприклад, технології StroMotion™ або SimulCam™ від Dartfish), ПЗ, що забезпечує кількісні параметри рухової дії (кінематика, динаміка, енергетика).

Підтверджено, що оптичні маркерні системи (наприклад, від BTS Bioengineering, OptiTrack) залишаються «золотим стандартом» для детального 3D-аналізу, забезпечуючи точність < 0.2 мм з використанням до 256 камер.

Автори підкреслили зростаючий потенціал систем штучного інтелекту (AI) для автоматичного відстеження координат точок тіла (безмаркерна технологія/розпізнавання образів), що є ключем до польових умов та доступності та навели наприклад таких технологій – Realtime Barbell Analyzer).

Огляд Хмельницької та співавторів (2024) підтвердив «еталонність» маркерної системи, щодо якого мають верифікуватися безмаркерні системи [1, с. 14-19]

Метою даної статті є визначити ключові кінематичні та динамічні відмінності у техніці виконання станової тяги між елітними спортсменами та початківцями за допомогою системи Motion Capture та на основі отриманих даних розробити об'єктивні критерії для корекції техніки та профілактики травматизму у фізичному вихованні.

## Результати

Сутність технології Motion Capture (MoCap) – метод захоплення руху, оцифрування та відстеження рухів реального об'єкта за допомогою спеціальних датчиків або комп'ютерного зору з подальшим перенесенням їх на тривимірну модель.

Свій початок технологія MoCap бере у XX столітті з винаходу ротоскопіювання (аніматор Макс Флейшер), яке передбачало покадрове перемальовування кіноплівки. Поширення обчислювальної техніки у 1960-х роках (системи ANIMAC, Scanimate) дозволило створювати зображення актора на основі складного костюма, що забезпечувало більшу плавність анімації [3].

З появою повноцінного 3D в ігровій індустрії аніматори перейшли від малювання до створення 3D-моделей з умовним скелетом, що значно спростило процес анімації. В класичному форматі існують два основні типи систем: маркерна, що вимагає спеціального костюма з датчиками та безмаркерна технологія, яка не потребує спеціального обладнання чи костюмів. Камери фіксують дані, які зводяться у тривимірну модель.

Маркерні системи поділяються на оптичні, магнітні, механічні та гіроскопічні. Безмаркерні базуються на технологіях комп'ютерного зору та розпізнавання образів і використовує звичайні камери. До переваг технології MoCap відносяться реалізм рухів та збереження особливостей людини/тварини, можливість побачити приблизний результат за кілька хвилин після зйомки та можливість редагувати світло, ракурс і рухи постфактум.

Попри швидкий розвиток, технологія MoCap ще має певні недоліки, які є предметом подальших досліджень.

У дослідженні взяли участь 30 осіб чоловічої статі, розділених на дві групи за рівнем спортивної кваліфікації: елітні спортсмени ( $n=15$ ). Атлети з кваліфікацією не нижче кандидата у майстри спорту з пауерліфтингу або досвідом змагальної діяльності понад 5 років. Середній вік учасників групи 1 –  $27.5 \pm 3.1$  років; середня вага –  $91.2 \pm 6.5$  кг. Група 2, початківці ( $n=15$ ) – це особи, які регулярно займаються силовими тренуваннями, але мають досвід виконання станової тяги менше 12 місяців. Середній вік:  $25.8 \pm 4.5$  років; середня вага:  $85.9 \pm 7.8$  кг.

Усі учасники надали інформовану згоду на участь та не мали поточних травм або протипоказань до виконання вправи.

Для забезпечення комплексної верифікації та порівняльного аналізу використовувалися дві системи захоплення руху: маркерна оптична система Vicon/OptiTrack (8 камер із частотою захоплення 150 Гц). Для відстеження рухових дій на тіло учасників наносилося 39 пасивних світловідбивних маркерів згідно з модифікованою біомеханічною моделлю Plug-in Gait (з акцентом на нижні кінцівки та поперековий відділ).

Протокол експерименту та навантаження фіксував результати 3 успішних повторень з навантаженням 80% від їхнього максимального повторення (група 1), 3 успішних повторень зі стандартизованим навантаженням (60% від ваги тіла), що забезпечувало технічну складність, але мінімізувало ризик травм (група 2), вправа – класична станова тяга.

Кожне повторення фіксувалося одночасно маркерною системами. Усі дані збиралися в ізольованому середовищі з контрольованим освітленням. Вимірювалися та порівнювалися наступні кінематичні параметри:

- горизонтальне зміщення штанги;
- кути згинання/розгинання колінного та кульшового суглобів;
- критичний кут поперекового відділу (L5–S1);
- поява вальгусу коліна (рух колін всередину).

Аналіз, проведений за допомогою системи Motion Capture, чітко встановив статистично значущі відмінності в ключових кінематичних і динамічних параметрах виконання станової тяги між групами елітних спортсменів (група 1) та початківців (група 2). Ця частина фокусується на ключових показниках, що відображають ефективність важеля, синхронізацію руху та стабільність суглобів (див. Таб.1.1).

Використання MoCap дозволило проаналізувати наступні показники горизонтальне зміщення штанги, кут підйому стегна, вальгус колін.

Представлена таблиця відображає результати кінематичного аналізу найкритичніших фрагментів техніки виконання станової тяги між елітними

спортсменами та початківцями, отриманих за допомогою високоточних систем захоплення руху.

Аналіз виявив статистично значущі відмінності між елітними спортсменами та початківцями, що пояснюють різницю в ефективності та рівні травматизму. Показник «горизонтальне зміщення штанги» є ключовим індикатором ефективності важеля та розподілу навантаження.

Таблиця 1.1

**Кінематичний аналіз фрагментів станової тяги (горизонтальне зміщення штанги, кут підйому стегна, вальгус коліна)**

Показник	Група 1	Група 2	Ключова відмінність
Горизонтальне зміщення штанги (від осі гомілки, см)	До 1.5 см	До 6-10 см	Початківці значно збільшують момент сили, що створює надмірне навантаження на попереk.
Кут підйому стегна (початкова фаза)	Синхронний із підйомом плечей (збереження кута корпусу)	Передчасний підйом стегон (зміна кута корпусу на 15-20°)	Початківці «використовують» спину раніше, ніж ноги, порушуючи біомеханічну послідовність.
Вальгус коліна	Відсутній	Виявлений у 65% підходів	Нестабільність нижньої частини тіла, що вказує на слабкість відвідних м'язів стегна.

Група 1 продемонструвала майже вертикальну траєкторію, обмежуючи горизонтальне зміщення штанги до 1.5 см від осі гомілки. Це забезпечує мінімальний зовнішній момент сили, що діє на суглоби.

Учасники групи 2 виявили значне відхилення – до 6-10 см. Така надмірна горизонтальна траєкторія значно збільшує момент сили, що створює надмірне навантаження на поперековий відділ хребта, багаторазово підвищуючи ризик травматизму.

Показник кута підйому стегна оцінює синхронність роботи суглобів під час початкової фази відриву штанги від підлоги. Так, елітні спортсмени підтримують синхронний рух підйому стегон із підйомом плечей, зберігаючи постійний кут нахилу корпусу. Це дозволяє їм ефективно використовувати силу ніг (квадрицепсів) та сідничних м'язів. У початківців спостерігається передчасний підйом стегон, що призводить до значної зміни кута нахилу корпусу на 15-20°. Така порушена біомеханічна послідовність передчасно перекладає основне навантаження на м'язи-розгиначі спини, що є неефективним і небезпечним.

Вальгус коліна (зведення колін всередину) є критичним маркером стабільності нижньої частини тіла. У елітних спортсменів вальгус відсутній, що свідчить про високу стабільність суглобів та ефективну роботу відвідних м'язів стегна (сідничних м'язів) і м'язів кора. У початківців цей дефект техніки був виявлений у 65% (27) підходів. Наявність вальгусу вказує на нестабільність нижньої частини тіла та функціональну слабкість м'язів, що відповідають за зовнішню ротацію стегна, що може призводити до травм колінних і кульшових суглобів.

Аналіз чітко доводить, що основні відмінності між групами стосуються не лише сили, а й вищої біомеханічної ефективності та стабільності елітних спортсменів, що проявляється у контролі горизонтальної траєкторії та синхронізації суглобових рухів.

Середня пікова швидкість штанги у групі 1 була на 25-30% вищою порівняно з групою 2. Це свідчить про значно вищу здатність елітних спортсменів до вибухового зусилля у фазі відриву (подолання інерції). Елітні спортсмени демонструють значно

коротший загальний час виконання підходу (від початку відриву до фіксації), що підкреслює їхню вищу технічну економічність.

На основі детального аналізу рухів було ідентифіковано два критичні біомеханічні маркери, які є основними відмінностями та джерелами ризику для початківців:

- нестабільність поперекового відділу. MoCap зафіксував, що початківці не можуть підтримувати жорстку нейтральну позицію поперекового відділу. Середнє максимальне відхилення кута поперекового відділу у групі 2 перевищувало показник групи 1 у 1.8 раза, що є індикатором ризику травмування міжхребцевих дисків;
- відсутність «зачеплення». На відміну від елітних спортсменів, початківці не змогли утримувати штангу максимально близько до гомілки (відсутність «зачеплення» лопатками/спиною), що призводило до небажаного переміщення центру мас вперед і компенсаторного перевантаження м'язів-розгиначів спини.

Отримані кількісні дані дозволяють перейти від суб'єктивних інструкцій («тримай спину рівно») до об'єктивних критеріїв («мінімізуй горизонтальне зміщення штанги до 2 см; підтримуй кут нахилу корпусу незмінним під час старту»). Це створює науково обґрунтовану базу для цільової корекції техніки у фізичному вихованні та тренувальному процесі.

На основі порівняльного біомеханічного аналізу, отриманого за допомогою Motion Capture, розроблено чіткі, кількісні критерії для оцінки та корекції техніки виконання станової тяги початківцями. Ці критерії дозволяють тренеру або автоматизованій системі швидко ідентифікувати ризикові помилки та застосовувати цільову корекцію.

Таблиця 1.2

**Кількісні біомеханічні критерії оцінки безпеки та ефективності техніки виконання станової тяги для початківців**

№	Біомеханічний маркер	Критерій оцінки	Припустимий діапазон для початківців
1	Траєкторія руху штанги	Максимальне горизонтальне зміщення штанги від вертикальної осі гомілки.	Відхилення не повинно перевищувати 3 см.
2	Кінематична синхронізація	Різниця у швидкості підйому стегон та плечей у фазі «відриву» (до моменту випрямлення колін).	Кут нахилу корпусу повинен змінитися не більше ніж на 5-10° до початку руху штанги.
3	Стабільність корпусу	Максимальне відхилення кута поперекового відділу хребта.	Абсолютне відхилення має бути 5° у будь-якій фазі руху (маркер травматизму).
4	Стабільність колін	Наявність внутрішнього завалу колін.	Рух колін має бути виключно в площині сагітального згинання/розгинання.
5	Ефективність прискорення	Час, необхідний для досягнення пікової швидкості у фазі підйому.	Штанга повинна досягти 30% пікової швидкості протягом перших 0.5-0.7 сек підйому.

Кількісні критерії оцінки техніки (контрольні маркери) встановлюють мінімально допустимі біомеханічні пороги для безпечного та ефективного виконання вправи, виходячи з аналізу «еталонної» техніки елітних спортсменів (див. Таб. 1.2).

Охарактеризуємо актуальні методичні рекомендації щодо ефективного виконання даної вправи. Корекція техніки початківців має бути спрямована на усунення ідентифікованих критичних помилок (Маркери 1, 2, 3.) Корекція ризику травматизму (маркер 3: стабільність) реалізується через діагностику/корекцію техніки. Необхідно припинити підхід, якщо MoCap фіксує відхилення поперекового

кута понад 5°. Методичною стане вказівка використовувати вправи на «жорсткість» м'язів тулуба перед кожним підходом. Також варто використовувати вербальний зворотний зв'язок – «Вдихнути, напружити живіт, як перед ударом, і зберігати це напруження до фіксації підйому».

Крім того, вагомою визнана корекція траєкторії та синхронізації (маркери 1 та 2). Найчастіша зафіксована помилка – штанга відходить від гомілки, стегна підіймаються швидше плечей. Ще одна вербальна вказівка може звучати так: «Підтягни себе до штанги. Треба відчуття натягнення у задній поверхні стегна перед відривом». А також «Плечі і таз мають стартувати разом». У цьому випадку корегувальною вправою виступає «румунська тяга», щоб навчити початківця відчувати таз як основний рушій без використання колін. Використання MoCap у цьому випадку дозволяє вивести на екран графік траєкторії штанги та вимагати від початківця тримати її у зеленій зоні (до 3 см відхилення).

Корекція стабільності колін (маркер 4) дозволить виправити помилку «вальгусні коліна». Методичною вказівкою у цьому випадку є пропозиція використовувати міні-петлю, надягнену вище колін, для активації сідничних м'язів. Це змушує спортсмена свідомо «розводити коліна» назовні, запобігаючи вальгусному завалу.

### Висновки

Проведене порівняльне біомеханічне дослідження техніки виконання станової тяги з використанням системи Motion Capture повністю підтвердило гіпотезу про статистично значущі кінематичні та динамічні відмінності між елітними спортсменами та початківцями. Система захоплення руху (MoCap) довела свою високу ефективність як об'єктивний інструмент біомеханічної діагностики. Вона дозволила перейти від суб'єктивного візуального спостереження до кількісного аналізу з високою точністю, фіксуючи критичні параметри, недоступні для людського ока (наприклад, зміна кута поперекового відділу в динаміці). Головною кінематичною помилкою початківців є асинхронність роботи тазостегнових і колінних суглобів, що проявляється у передчасному підйомі стегон. Це призводить до різкого зменшення кута нахилу корпусу на старті, зміщуючи акцент навантаження з квадрицепсів на поперековий відділ. Головним маркером ризику визначена нестабільність поперекового відділу у початківців. MoCap зафіксував відхилення кута від нейтральної позиції, що перевищує 5°, що є прямим індикатором критично низької жорсткості кора та високої ймовірності дискових травм. На основі порівняльного біомеханічного аналізу з використанням MoCap створено кількісну модель-еталон станової тяги, що містить чіткі порогові значення для безпечної техніки. Подальші дослідження мають бути спрямовані на апробацію розроблених критеріїв на великій вибірці початківців для підтвердження їхньої валідності. Крім того, вагомими визначаємо дослідження впливу втоми на біомеханічні параметри техніки (порівняння техніки на початку та наприкінці тренувальної сесії).

### Список використаних джерел

1. Хмельницька, І. В., Лісенчук, Г. А., Богатирьов, К. О., Жигадло, Г. Б., Крупеня, С. В., & Залойло, В. В. (2024). Особливості сучасних систем захоплення руху. *Sport Science Spectrum*, 2, 14-19. <https://doi.org/10.32782/spectrum/2024-2-3>
2. Adlou, B., Wilburn, C., & Weimar, W. (2025). Motion Capture Technologies for Athletic Performance Enhancement and Injury Risk Assessment: A Review for Multi-Sport Organizations. *Sensors*, 25(14), 4384. <https://doi.org/10.3390/s25144384>
3. Scataglini, S., Fontinovo, E., Khafaga, N., Khan, M. U., Faizan Khan, M., & Truijen, S. (2025). A Systematic Review of the Accuracy, Validity, and Reliability of Markerless Versus

Marker Camera-Based 3D Motion Capture for Industrial Ergonomic Risk Analysis. *Sensors*, 25(17), 5513. <https://doi.org/10.3390/s25175513>

4. Sports Motion Capture. <https://www.theiamarkerless.com/industries/sports-motion-capture>

5. Suo, X., Tang, W., & Li, Z. (2024). Motion Capture Technology in Sports Scenarios: A Survey. *Sensors*, 24(9), 2947. <https://doi.org/10.3390/s24092947>