

СТРУКТУРА ДВИЖЕНІЙ С НАГРУЗКАМИ  
РАЗЛИЧНОЙ СТЕПЕНИ

Леонид Чуприк, Геннадий Глазков, Александра Чуприк  
Латвийская Академия спортивной педагогики



**Annotation**

There is comparatively few detailed research concerning a man's muscle effort. In most kinds of sport dominate the movements with the dynamics that has a decisive importance in achieving the desired result. Therefore knowing the achieved accelerations in both stationary and non – stationary processes in the course of time we can evaluate changes in the separate stages of the kinematical chain in a man's body.

The aim of our experiment was to find our effectiveness of the training where movement speed at definite muscle contraction length and using different loads was determined.

The research was carried out using the dynamometer REV 9000 made by the company "Tehnogym" what allowed to investigate the movement in different conditions according to the task, as well as to change the load. From the obtained results we saw that the movement speed of the definite man body parts depends on the inner load, as well as other factors.

Our investigation was to determine of the shoulder horizontal adductors produced speeds and torques in the range of movements in the elit powerlifters. The shoulder horizontal adduction isokinetic movements were tested at velocity of movements 45 – 90 – 135 – 180 – 240 – 3000/s, isotonic movements were tested at velocity from sport results of bench press of movements 25%, 75%, 90%, 95% and isometric rate.

**Keywords:** sport, the movements with dynamics, results.

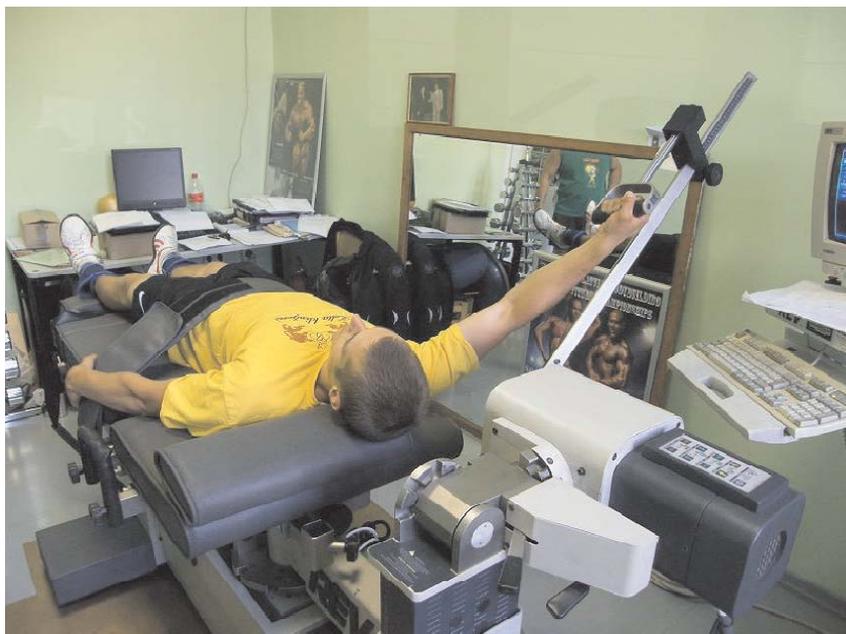
**Постановка проблемы.** Несмотря на разнообразие и большую приспособляемость нервно-мышечных систем, их основные функции связаны в нормальных условиях с влиянием структурной дифференциации (Sukop, J., Reisenauer, R. 1968, Brown L.E., 2000).

Два основных типа моторных единиц – быстрые и медленные могут быть классифицированы также и по их биомеханическим характеристикам. Например, быстрые единицы перемещаются по более коротким траекториям и затрачивают на восстановление заметно меньшее время, чем медленные. В обычной деятельности нервно-мышечных систем различия не так легко обнаруживаются. Некоторые методы могут иметь большое значение для анализа взаимоотношений между структурой и функциями нервно-мышечной системы. Изучение процентного распределения быстрых и медленных импульсов в мышцах спортсменов различных видов спорта показало, что для каждой группы спортсменов имеется специфический тип мускулатуры (Rhu KN, Mc Cormick J, Jobe FW et al. 1988.). Таким образом, система мышц согласуется с биомеханическими особенностями определённого вида спорта. Саморегуляция биомеханических структур двигательной деятельности человека играет значительную роль в механизме управления двигательной деятельности. О функциональном значении и механизме действия двигательной деятельности часто делаются заключения

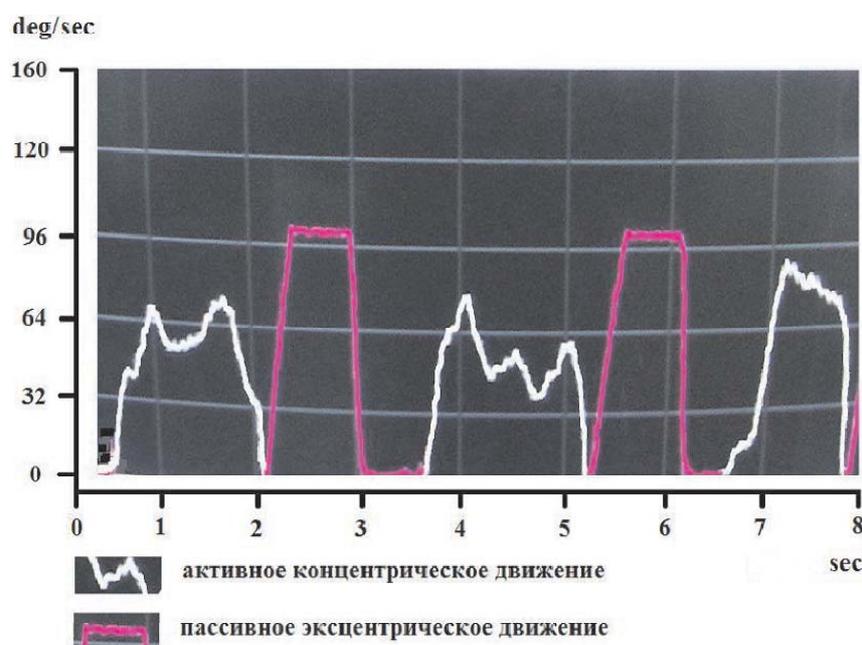
на основе вторичных факторов, а именно – специфических закономерностей поведения системы двигательной структуры. При решении этой проблемы большую роль могут сыграть методы оценки характера и внешнего эффекта двигательной деятельности.

**Задачей исследования** было изучение закономерностей скорости движений с различной изменяющейся нагрузкой. Мы исходили из модели мышечного сокращения Хилла, реальность которой была доказана целым рядом научных исследований (Sukop, J., Reisenauer, R. 1968.). В ряде исследований (Lee E. Brown. 2000.). модель мышечного сокращения была представлена в форме, из которой следует, что скорость зависит от разности между силой и максимальной изометрической силой, которую мышца способна проявить. Необходимо отметить, что в модели мышечного сокращения скорость означает максимальную мгновенную скорость, определённую в течении всего данного движения (Lee E. Brown. 2000.). При решении нами специальных задач, когда движение совершается несколькими функциональными мышечными группами, мы столкнулись со следующей проблемой: обычно является весьма затруднительным, а иногда и совершенно невозможным, определить величину изометрической силы для определённой длины мышцы, потому, что изометрическая сила имеет отношение к нескольким мышечным группам (Jacobs, P. 1987.).





**Рис. 1. Исходящее положение тестируемого на динамометре REV 9000**



**Рис. 2. Аддукция плеча в изотоническом режиме**

Данное положение было проверено с использованием изокINETического динамометра REV 9000 (Technogym Italy, см.рис.1). Испытуемые – мастера спорта по силовому троеборью во всех весовых категориях (n=30), средний возраст 25 лет (2,5), проводили с максимальной скоростью – в изотоническом режиме аддукцию плеча (см.рис.2), лёжа на гори-

зонтальной поверхности – с объёмом нагрузки, равным 25%, 75%, 90%, и 95% своего максимального спортивного результата в жиме штанги лёжа, выраженного в Nm. Максимальный спортивный результат в жиме лёжа был принят за 100%. Затем тестировались аддукторы плеча на различных угловых скоростях (45 – 90 – 135 – 180 – 240 – 3000/сек) начиная

с самой маленькой и двигаясь к наибольшей. На каждом объёме нагрузки и на каждой угловой скорости были выполнены 3 полных повторения (см.рис.3). Величина изометрической силы в наших экспериментах (см.рис.4) была определена без движения при аддукции плеча при углах 1000, 900, 750, 500, 250. Параметры максимального момента силы и изометрической силы, очевидно, отличаются как своими уровнями абсолютных значений, так и физиологической характеристикой. Силовые и скоростные параметры являются результатом интеграции совместного действия целого ряда активных мышц. Необходимо отметить – теоретические значения скоростных параметров, полученные рядом учёных (Šupriks L., 2000, Brown L.E., 2000.) хорошо согласовались с нашими экспериментальными данными.

**Результаты исследования и их обсуждение.** По форме графического отображения кривой силы в области максимального момента силовых показателей видно, что действенность силы на участке 100% до величин максимальной изометрической силы является маловероятной. Величине максимальной момента силы соответствует максимальная угловая скорость 480/сек. Каждому дальнейшему улучшению максимального момента силы будет всегда соответствовать и определённая величина угловой скорости. Необходимо отметить, что изучаемое движение имело в каждом отдельном эксперименте, у отдельных испытуемых почти постоянную траекторию. Можно предполагать, что испытуемые были бы способны привести в движение динамометр с более высокой нагрузкой по сравнению с той, которая была определена на основе спортивного результата. Однако, они не были способны провести тестируемое движение в определённом максимальном диапазоне. Каждое



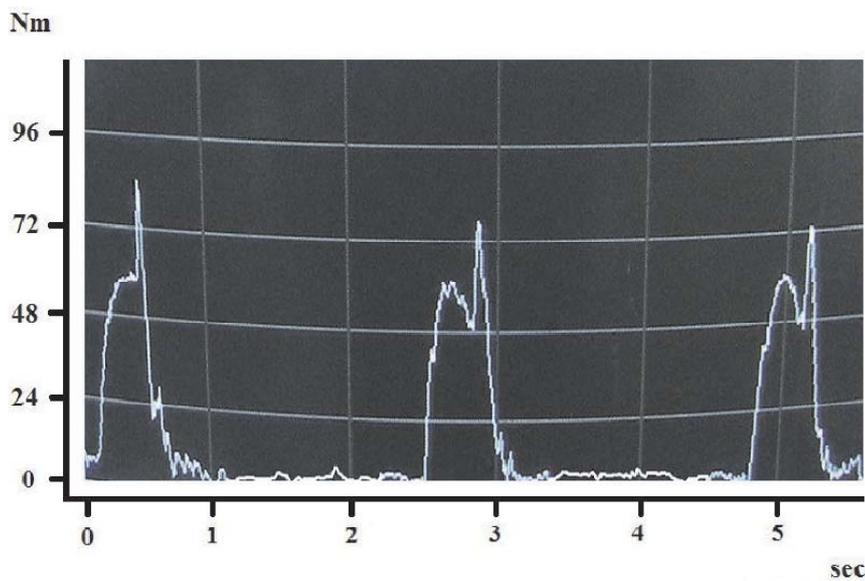


Рис. 3. Аддукция плеча в изокенетическом режиме

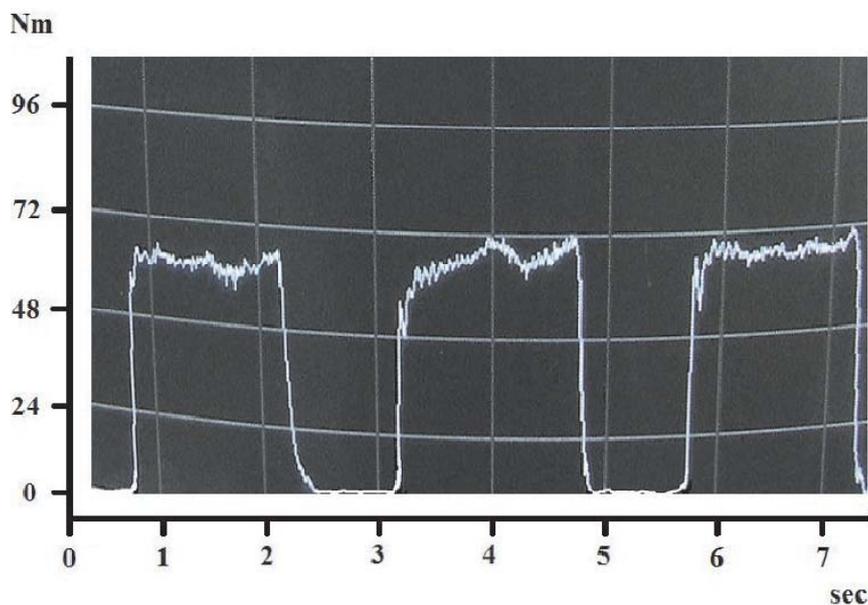


Рис. 3. Аддукция плеча в изометрическом режиме

дальнейшее повышение нагрузки (свыше 100%) приводит, однако, не только к снижению угловой скорости, но и к уменьшению протяжённости движения, и мы будем иметь дело с движением с различными кинематическими характеристиками по сравнению с первоначальными (сокращение траектории движения). В связи с этим является очевидным, что при нагрузках, превышающих максимальную работоспособность, взаимоотношение между

угловой скоростью и нагрузкой не будет соответствовать характеру использования мышечного сокращения. Депрессивное влияние нагрузки приведёт к изменением в кинематической структуре движения.

На основе изучения и анализа скоростных, скоростно-силовых параметров изотонических, изокинетических, изометрических режимов работы мышц возможно сделать заключение, что изменения в регуляции двигательной

деятельности спортсмена могут иметь место и тогда, когда значения угловой скорости приближаются к максимальным, а значения момента силы приближаются к нулю.

На основе анализа учебно-тренировочного процесса тяжелоатлетов нам необходимо было определить вариант, за которым точно так же, как это наблюдалось в рассмотренном выше случае (тесте), могло произойти качественное изменение движения, в результате изменения его кинематической характеристики. Методика определения варианта в этом случае была следующей: было проведено разделение движения на две фазы: первая фаза — от начала движения до момента достижения максимальной угловой скорости ( $0 - V_{max} \text{ 0/сек}$ ), а вторая фаза — от достижения максимальной угловой скорости до конца движения. Для этих фаз были отдельно определены основные кинематические характеристики — путь ( $S$ ), продолжительность ( $t$ ), а на основе этих данных была вычислена средняя скорость движения, в этих фазах для каждой определённой силовой нагрузки. В графическом изображении изменение средней угловой скорости, в зависимости от изменения нагрузки, обе кривые пересекаются в точке, в которой средняя угловая скорость этих фаз одинаковая, т.е. когда средняя угловая скорость всего движения имеет одну и ту же величину. Зависимость между средней угловой скоростью тестового движения в общей и изменённой силовой нагрузке является линейной при  $r = 0,831$  ( $p < 0,01$ ). Пересечение обеих кривых наблюдается при силовой нагрузке равной 20%. Эта точка указывается на некоторые ограничения мышечного сокращения в нашем случае данного вида двигательной структуры. В данном случае это обусловлено следующим фактом: время, необходимое для достижения максимальной угловой скорости  $V_{max}$  ( $0/\text{сек}$ ) у



всех степеней нагрузки (между 25% - 95%) весьма мало отличается и является независимым от степени нагрузки. В среднем оно составляет 0,232 мс ( $\approx 0,08$ ). Увеличение времени выполнения тестового движения в целом ряде случаев, в результате увеличения нагрузки, обусловлено затягиванием второй фазы движения – от максимальной угловой скорости до конца амплитуды движения. В то время как продолжительность первой фазы движения остается без значительных изменений ( $p > 0,05$ ). Поэтому её можно считать определённой постоянной величиной, характеризующей время, за которое соответствующая двигательная система приходит к достижению своей максимальной активности в данной конкретной двигательной деятельности. Во всех рассмотренных нами случаях при нагрузке более высокой, чем в точке пересечения обеих кривых средняя угловая скорость была более высокой в первой фазе, чем во второй ( $p < 0,05$ ). В случае пересечения кривых наблюдается состояние равновесия, когда средняя угловая скорость во второй фазе движения достигает одинакового значения с первой фазой.

На основе всего вышесказанного становится очевидным, что дальнейшее увеличение угловой скорости может наблюдаться только в результате изменений структуры данного движения. В нашем случае это невозможно, поскольку тестовая программа строго регламентирована и движение имеет определённый прямолинейный характер. Возможно, что соответствующие механизмы регуляции, управляющие двигательными функциями в рамках более сложных двигательных структур, по сравнению с той, которая явилась предметом нашего изучения, оказывают влияние на разность реакции двигательной системы при низкой степени нагрузки (20% от максимальной). В

связи с этим необходимо отметить указания различных авторов на индифферентность нервно-мышечной системы в рамках силовой подготовки к нагрузкам до 20% от максимальных значений (Dillman, C. J., Fleisig, G. S., and Andrews, J. R. 1993., Lee E. Brown. 2000.).

### Выводы

Проведённый анализ позволил объективно определить у спортсменов тяжелоатлетов области экстремально низких (ниже 20% максимальной нагрузки) или же наоборот, – высоких нагрузок (сверх 100%). Обе области по своей характеристике приближаются к обоим экстремальным полюсам – скоростным движениям без нагрузки, и к изометрическим сокращениям без движения. Применяемое тестовое задание для зависимости скорость – нагрузка прямолинейного движения выражает постепенный переход от скоростного типа движения к силовому. В диапазоне применяемых нагрузок существуют области с преобладающим характером – скоростным или же силовым, – которые объективно соответствуют принятым в практике понятиям скоростно-силовой, или же сигово-скоростной характер движения. Этот вопрос однако требует дальнейшего объективного изучения. Одним из возможных критериев в нашем случае могли бы быть результаты экспотенциального анализа кривой изменений на протяжении всего тестового движения, в зависимости от заданных нагрузок. Можно констатировать, что кривая этих изменений состоит из компонентов, пересекающихся в точке, соответствующей нагрузке 75%. Это соответствует практическим результатам, а также результатам многих научных исследований, которые показывают, что только нагрузка свыше 75% в силовой подготовке ведёт к значительным приростам силы (L. Čupriks. 2000., Sukop, J., Reisenauer, R. 19-

68.). Необходимо подчеркнуть, что в области нагрузок, характерных для изометрического сокращения, существует целый ряд критериев для объективной характеристики механизмов регуляции двигательных функций человека. Исследована деятельность испытуемых в условиях максимального сильного и быстрого изометрического сокращения, полученные значения отдельных данных в 20 миллисекундных интервалах были выражены в относительных величинах (%) по отношению к средним величинам. При анализе относительных величин выявляются две фазы процесса активизации динамических составляющих: первая фаза – на протяжении 200 мс – характеризуется большим рассеиванием величин мышечного напряжения около средних величин (от 40% до 175%); вторая фаза – от 200 мс до конца напряжения – наоборот, имеет небольшое рассеивание величин мышечного напряжения (в пределах 10 – 15%). К 200-ой мс испытуемые проявляли 75% максимальной мышечной силы. Интересно отметить, что это присутствие как кривым, которые характеризовались высокой быстротой активизации, так и медленной активностью моторных компонентов в начальной фазе напряжения. Здесь мы имеем дело с фактом подобным, – несмотря на различный характер двигательной деятельности – почти постоянное время, необходимое для достижения максимальной угловой скорости движения.

В нашем сообщении мы коснулись возможностей использования данных прямолинейной структуры движения с целью объективизирования механизмом регуляции двигательной деятельности спортсмена.

### Литература:

1. L. Čupriks. Centrālās nervu sistēmas ietekme uz ātrspēka īpatnībām svarcēlājiem un spor-



- tistiem, kuri specializējas spēka trīscīņā. LSPA zinātniskie raksti. 2000. 33. – 37.lpp
2. Dillman, C.J., Fleisig, G. S., and Andrews, J.R. 1993. Biomechanics of pitching with emphasis upon shoulder kinematics. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 18 (2): 402-8.
  3. Jacobs, P. 1987. The overhand baseball pitch: A kinesiological analysis and related strength-conditioning program. *NSCA J.* 9(1): 5-13.
  4. Lee E. Brown. Isokinetics in Human Performance. *Human Kinetics*, printed in U.S., 2000. p 77. – 97.
  5. Rhu KN, Mc Cormick J, Jobe FW et al. 1988. An electromyographic analysis of shoulder function in tennis players. *Am J Sports Med* 16:481-85.
  6. Sukop, J., Reisenauer, R.: Changes in the course of muscle contraction during-one day. *Activitas Nervosa Superior*, 11, 1968, s. 309-311.

