

ВЛИЯНИЕ ИГРОВОЙ СОРЕВНОВАТЕЛЬНОЙ НАГРУЗКИ НА ЭЛЕКТРИЧЕСКУЮ АКТИВНОСТЬ МЫШЦ-РАЗГИБАТЕЛЕЙ КОЛЕННОГО СУСТАВА

**Н.Н. СОКОЛОВ, Т.Ф. АБРАМОВА,
А.В. ВОРОНОВ, А.А. ВОРОНОВА,
Р.В. МАЛКИН,
ФГБУ ФНЦ ВНИИФК, г. Москва;
Г.К. ПРИМАЧЕНКО,
ИМБП РАН, г. Москва;
Е.М. КАЛИНИН,
РФС, г. Москва;
Г.К. ЧИЛИНГАРЯН,
МФТИ, г. Долгопрудный,
Московская обл., Россия**

Аннотация

Проведена оценка функционального состояния *m. quadriceps* в игровых видах спорта (футбол и регби) методом изокинетической динамометрии с одновременной регистрацией электрической активности (ЭМГ) *m. quadriceps*. В эксперименте приняли участие футболисты в возрасте 16–17 лет ($n = 40$, экспериментальная группа – ЭГ) и игроки регби ($n = 20$, контрольная группа – КГ). На изокинетическом динамометре оценили влияние тренировочной и соревновательной нагрузок на моменты мышц-разгибателей коленного сустава и электрическую активность *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. rectus femoris* на угловых скоростях 240 и 90 рад/с. Эти скорости соответствуют средней скорости разгибания толчковой ноги при темпе бега 180 шаг./мин (спринт) и быстрой ходьбе в темпе 110–120 шаг./мин – диапазон частоты движений, с которыми футболисты и регбисты чаще всего перемещаются по полю. Были зарегистрированы высокие коэффициенты корреляции между моментами *m. quadriceps* в коленном суставе и средней амплитудой ЭМГ (срЭМГ) *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. rectus femoris* на угловой скорости разгибания в коленном суставе 240 рад/с ($0,62 \leq r \leq 0,85$). На угловой скорости 90 рад/с зависимость суммарного момента *m. quadriceps* и амплитуды срЭМГ поверхностно расположенных трех головок *m. quadriceps* была в пределах ($0,44 \leq r \leq 0,66$). В связи с утомлением *m. vastus medialis* у футболистов после игры коэффициент корреляции между моментом и срЭМГ снижается с $r = 0,66$ до $r = 0,38$, а влияние *m. rectus femoris* на суммарный момент *m. quadriceps* увеличивается с $r = 0,44$ до $r = 0,57$.

Ключевые слова: электромиография, изокинетическое скоростно-силовое тестирование, моменты сил в коленном суставе, футбол, регби, *m. quadriceps*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. rectus femoris*.

THE EFFECT OF COMPETITIVE GAMING LOAD ON THE ELECTRICAL ACTIVITY OF THE MUSCLES EXTENDING THE KNEE JOINT

**N.N. SOKOLOV, T.F. ABRAMOVA,
A.V. VORONOV, A.A. VORONOVA,
R.V. MALKIN,
VNIIFK, Moscow city;
G.K. PRIMACHENKO,
IBP RAS, Moscow city;
E.M. KALININ,
RFU, Moscow city;
G.K. CHILINGARYAN,
MIPT, Dolgoprudniy city,
Moscow region, Russia**



Abstract

We evaluated the functional state of *m. quadriceps* in soccer and rugby by isokinetic dynamometry with simultaneous registration of electrical activity (EMG) of *m. quadriceps*. Soccer players aged 16–17 years ($n = 40$, experimental group – EG) and rugby players ($n = 20$, control group – CG) took part in the experiment. The effect of training and competitive loads on knee extensor muscle moments and electrical activity (EMG) of *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. rectus femoris* at angular speeds of 240 and 90 glad/s was evaluated using an isokinetic dynamometer. The angular velocities of extension at the knee joint of 240 and 90 glad/s correspond to the average rate of extension of the take off leg at a running pace of 180 steps/min (sprint), and fast walking at a pace of 110–120 steps/min – the range of frequency of movements with which soccer and rugby players most often move across the field. High correlation coefficients were recorded between *m. quadriceps* moments in the knee joint and the mean EMG amplitude (mEMG) of *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, and *m. rectus femoris* at a 240 glad/s angular extension speed in the knee joint ($0.62 \leq r \leq 0.85$). At an angular velocity of 90 glad/s , the dependence of the total *m. quadriceps* torque and the mEMG amplitude of the superficially located three heads of the *m. quadriceps* was within ($0.44 \leq r \leq 0.66$). After the game in soccer players, due to fatigue of *m. vastus medialis*, the correlation coefficient between torque and mEMG decreases from $r = 0.66$ to $r = 0.38$, and the influence of *m. rectus femoris* on the total torque of *m. quadriceps* increases from $r = 0.44$ to $r = 0.57$.

Keywords: electromyography, isokinetic strength profile, moments of force in the knee joint, soccer, rugby, *m. quadriceps*, *m. vastus lateralis*, *m. vastus medialis*, *m. rectus femoris*.

Введение

Современный футбол предъявляет высокие требования к функциональной подготовке спортсменов. За матч профессиональный футболист пробегает 10–11 км со средней скоростью 7 км/ч, более 60% времени он стоит или ходит. Профессиональные игроки меняют скорость движения каждые 4–6 с, более 1300 раз за матч, переходя от медленного бега к спринту, от бега трусцой до максимально высоких прыжков. Примерно 10% (800–1000 м) пройденной за игру дистанции приходится на спринтерские ускорения. Необходимость совершать короткие (10–40 м) максимальные ускорения предъявляет высокие требования к скоростно-силовым свойствам мышц футболистов [1].

Ускорение с изменением направления движения (реверс), прыжки, единоборства с соперниками вызывают не только значительные вертикальные (компрессионные) силы, но и силы, направленные на сдвиг суставных поверхностей, особенно в коленном суставе [2].

Стабилизация коленного сустава осуществляется мышцами:

- бедра – *m. quadriceps*:
 - *m. vastus lateralis* (VL),
 - *m. vastus medialis obliquus* (VMO),
 - *m. vastus intermedialis* (VI),
 - *m. rectus femoris* (RF),
 - *m. biceps femoris caput longus*,
 - *m. semimembranosus*,
 - *m. semitendinosus*

(последние три мышцы образуют мышечную группу *hamstring*);

- голени – *m. gastrocnemius*:
 - *m. gastrocnemius medialis*,
 - *m. gastrocnemius lateralis*.

ЭМГ-активность VL и VMO при выполнении движений только в сагиттальной плоскости (приседания на двух или одной ноге), а также при одновременной активации мышц, приводящих бедро, например, при

реверсе, показало увеличение амплитуды ЭМГ VMO относительно приседаний без активации мышц, осуществляющих приведение в тазобедренном суставе [3]. Увеличение ЭМГ-активности VMO при вовлечении в работу мышц, приводящих бедро, связано с тем, что часть волокон VMO в проксимальной части прикрепляется к сухожилию *m. adductor magnus* [4].

Изменение направления движения в игровых видах спорта происходит при одновременном разгибании в суставах нижней конечности и отведении/приведении бедра в тазобедренном. На анатомическом препарате Friederich J.L. и Perry J. [5] показали, что суммарный вектор тяги VL, VI и RF направлен латерально по отношению к продольной оси бедра. Функция VMO сводится не только к разгибанию коленного сустава, но и противодействию смещения *patella* (коленной чашечки) в латеральном направлении [5].

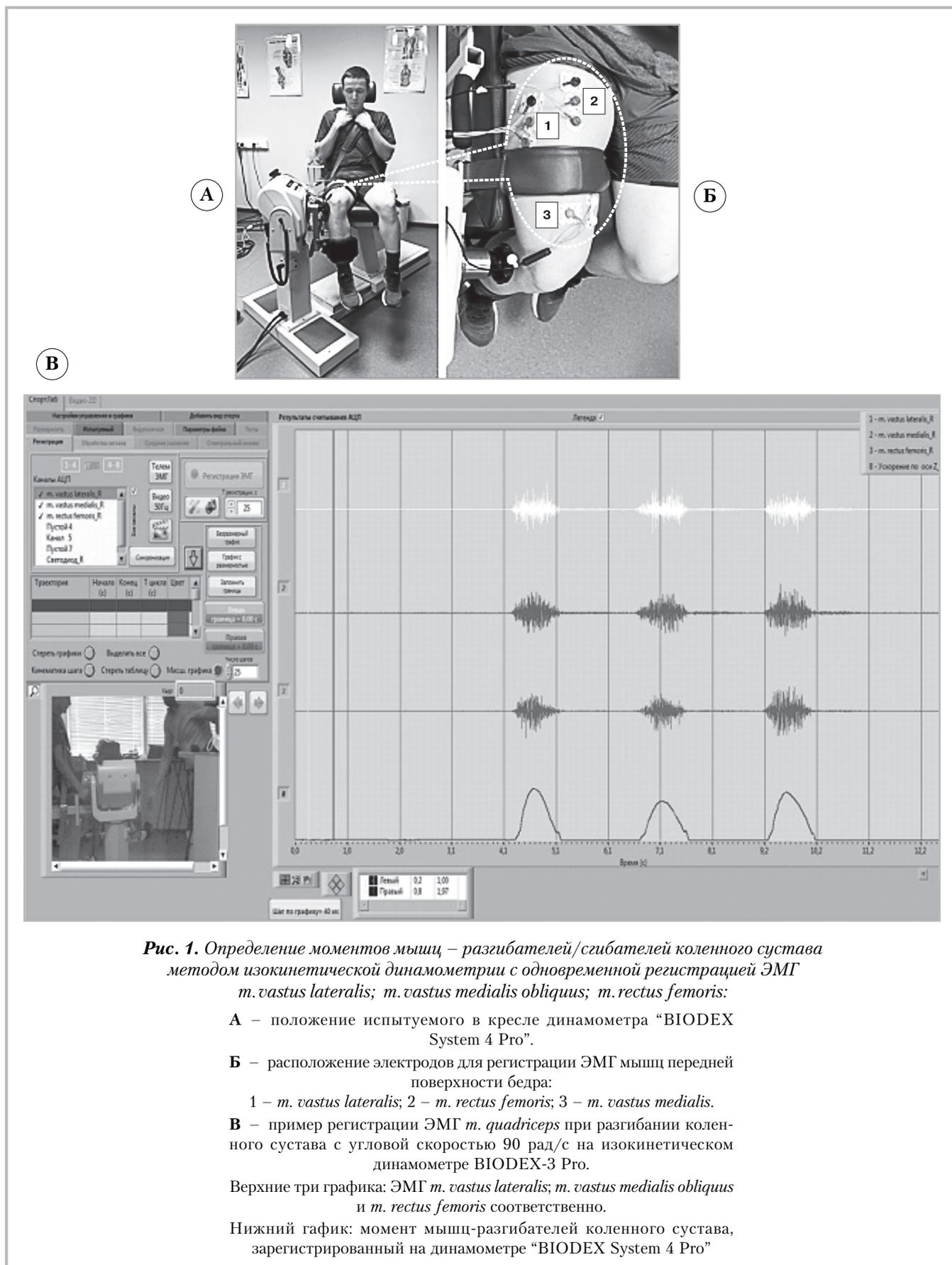
На анатомической модели было показано, что если изолировать VMO, то суммарная сила VL, VI и RF увеличится на 20% [5]. Исследование ЭМГ-активности методом игольчатой миографии показало, что наибольшая вариативность ЭМГ при разгибании коленного сустава в изометрическом режиме у VL = 68%, наименьшая VMO = 23%, что указывает на постоянное противодействие VMO латеральному смещению *patella* [6]. Анализ литературных источников позволил сформулировать следующую гипотезу исследования – игровая нагрузка оказывает влияние на перераспределение ЭМГ-активности между мышцами-разгибателями коленного сустава: VL, VMO и RF.

Цель исследования: оценка влияния тренировочной и соревновательной нагрузок в игровых видах спорта на ЭМГ-активность мышц-разгибателей коленного сустава на примере футболистов и игроков в регби.

Материалы и методы исследования

Для оценки скоростно-силовых свойств *m. quadriceps* использовали тестирование на измерительном комплексе





“BIODEX System 4 Pro” (Biodex Medical Systems Inc., США). Перед началом тестирования испытуемые выполняли разминку на велоэргометре в комфортном для себя режиме педалирования, а затем пробовали несколько раз выполнить разгибание в коленном суставе при разных угловых скоростях на “BIODEX System 4 Pro” с целью оценки своих силовых возможностей, а также комфортности выполнения односуставного движения. Регистрацию моментов разгибателей коленного сустава проводили в положении «сидя», при угле в тазобедренном суставе 90° и начальном угле в коленном суставе 80° при следующих угловых скоростях: 300, 240, 180, 120, 90 и 60 рад/с (рис. 1, А). Отдых между циклом «разгибание-сгибание» составлял 5–7 с на каждой угловой скорости. Отдых между попытками на разных угловых скоростях составлял 1 мин. На каждой угловой скорости выполняли не более 2–5 разгибаний в коленном суставе. Положение электродов и пример зарегистрированных характеристик представлен на рис. 1, Б и 1, В.

Особенности тестирования на изокINETическом динамометре

Перед началом эксперимента добивались соответствия осей вращения динамометра и коленного сустава; устанавливали угловую скорость. Испытуемых просили смотреть вперед и держать голову горизонтально для минимизации влияния шейно-тонических и вестибулярных рефлексов на силу мышц бедра.

Одновременно с определением моментов в коленном суставе регистрировали ЭМГ VL, VMO и RF с помощью телеметрической системы ПАК «СпортЛаб». Частота регистрации: 1000 Гц; полоса фильтрации: 15–500 Гц; входное сопротивление: 1 ГОм (ГΩ); подавление синфазной помехи: 110 дБ; коэффициент усиления сигнала: 1000. Наводку 50 Гц программно вырезали полосно-пропускающим фильтром Баттерворта 4-го порядка в диапазонах: 49,5–50,5; 99,5–100,5; 149,5–150,5; 199,5–200,5 Гц.

Особенности обработки ЭМГ

ЭМГ-сигнал инвертировали, убирали механограмму методом скользящего среднего с временным окном 20 мс и сглаживали методом скользящего среднего с временным окном 50 мс [7]. Электромиографический сигнал обладает вариативностью, поэтому рассчитывали среднее значение амплитуды миограммы (СрЭМГ) из нескольких попыток по уравнению:

$$\text{СрЭМГ}_i^K = \frac{\sum_{j=1}^N \int_{t=0}^{t=T_j} \text{СглЭМГ}_i^{j,K} dt}{N} \quad (1)$$

где:

СглЭМГ_i^{j,K} – сглаженное значение амплитуды ЭМГ трех головок *m. quadriceps* при разгибании в коленном суставе (мкВ);

i – мышцы: VL, VMO и RF;

K – номер попытки на соответствующей угловой скорости (*K* = 1–5);

j – движение в коленном суставе: 5–4 разгибаний на скоростях 300–120 рад/с и 3–2 разгибания на скорости 90–60 рад/с;

N – число разгибаний в коленном суставе на соответствующей скорости;

T_j^K – время разгибания в коленном суставе (с).

С целью объективизации сравнительного анализа данных амплитуду СрЭМГ VL, VMO, RF на угловых скоростях 300–90 рад/с нормировали на значение СрЭМГ этих мышц при угловой скорости 60 рад/с. Аналогично поступали и с моментами – рассматривали моменты разгибателей коленного сустава на скоростях 300, 240, 180, 120 и 90 рад/с относительно момента, зарегистрированного на угловой скорости 60 рад/с.

В диапазоне угловых скоростей 300–60 рад/с были выбраны две скорости: 240 и 90 рад/с, которые соответствуют интенсивности бега и ходьбе в игровых видах спорта [8, 9]:

- средняя угловая скорость разгибания толчковой ноги 256 ± 12 рад/с при интенсивном беге (спринт) в темпе 160–180 шаг./мин;

- бег трусой или быстрая ходьба (темп 110–120 шаг./мин), средняя угловая скорость разгибания в коленном суставе 87 ± 9 рад/с при заднем толчке.

Контингент испытуемых: экспериментальная группа (ЭГ) состояла из 40 игроков клубов: Локомотив, Спартак, Чертаново, ЦСКА, Строгино и Буревестник юношеской и молодежной футбольных лиг; контрольная группа (КГ) – из игроков регби детской спортивной школы регби в г. Зеленограде (*n* = 20).

Антропометрические характеристики испытуемых представлены в табл. 1. Отличия между группами касаются только достоверно более высокой массы тела у представителей регби.

Обследование игроков в регби проводили в декабре 2021 г. и январе 2022 г. в общеподготовительном периоде; футболистов: в июле – сентябре 2022 г. в соревновательном периоде. Фоновые данные у футболистов регистрировали за один день до игры, повторное тестирование проводили через день после игры, при оценке динамики включали футболистов, отыгравших полностью два тайма.

Таблица 1

Антропометрические характеристики испытуемых

Вид спорта	Возраст (лет)	Длина тела (см)	Масса тела (кг)	Мышечная масса (%)	Жировая масса (%)
Регби	16–17	179,59 ± 6,50	81,6 ± 14,6	50,6 ± 2,8	15,5 ± 6,5
Футбол	15–17	177,9 ± 7,0	71,5 ± 6,4	51,5 ± 1,8	11,1 ± 2,0



Результаты и их обсуждение

На рисунке 2-1 представлены нормированные на вес тела моменты *m. quadriceps* на скоростях 300–60 рад/с. При изокINETическом тестировании скоростно-силовые проявления мышц-разгибателей коленного сустава в КГ и ЭГ близки к показателям взрослых футболистов и игроков в регби [10–12]. Скоростно-силовые характеристики *m. quadriceps* футболистов и игроков в регби одинаковы, что указывает на слабое влияние спортивной специализации на уровень скоростно-силовой подготовленности юношей 16–17 лет, профессионально занимающихся спортом.

Несмотря на различный вес тела и специализацию, тенденция изменения моментов с уменьшением скорости разгибания коленного сустава одинакова для футболистов и игроков в регби, что представлено на рис. 2-2:

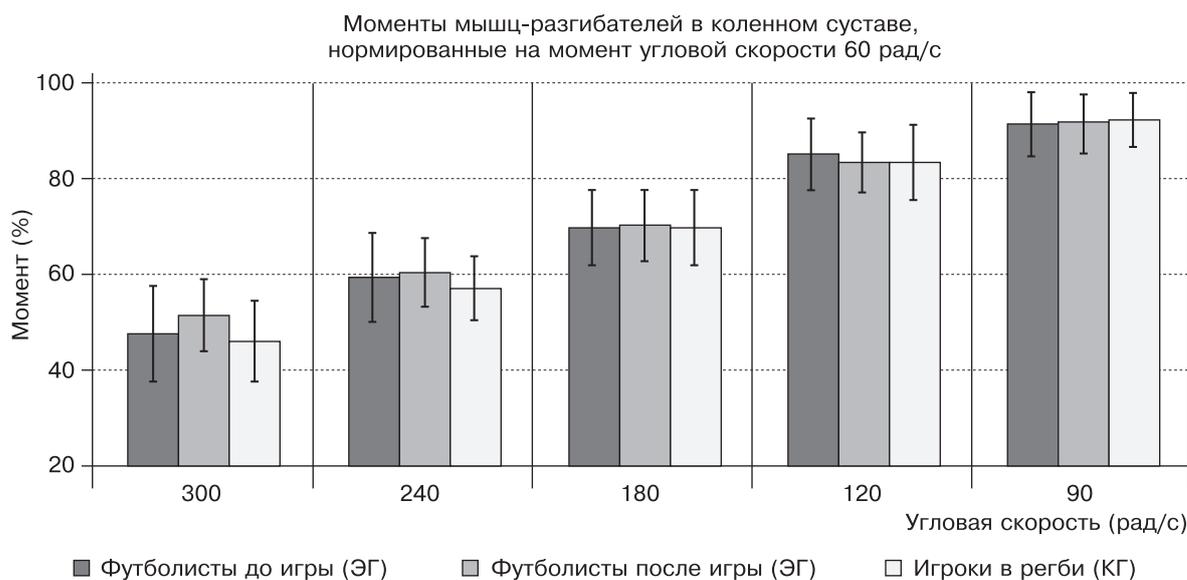
– минимальная величина нормированного момента зарегистрирована на скорости 300 рад/с:

$$Mom_{300} / Mom_{60} \approx 47 \pm 9\%$$

– максимальная величина нормированного момента зарегистрирована на скорости 90 рад/с:

$$Mom_{90} / Mom_{60} \approx 92 \pm 6\%$$

2-1



2-2

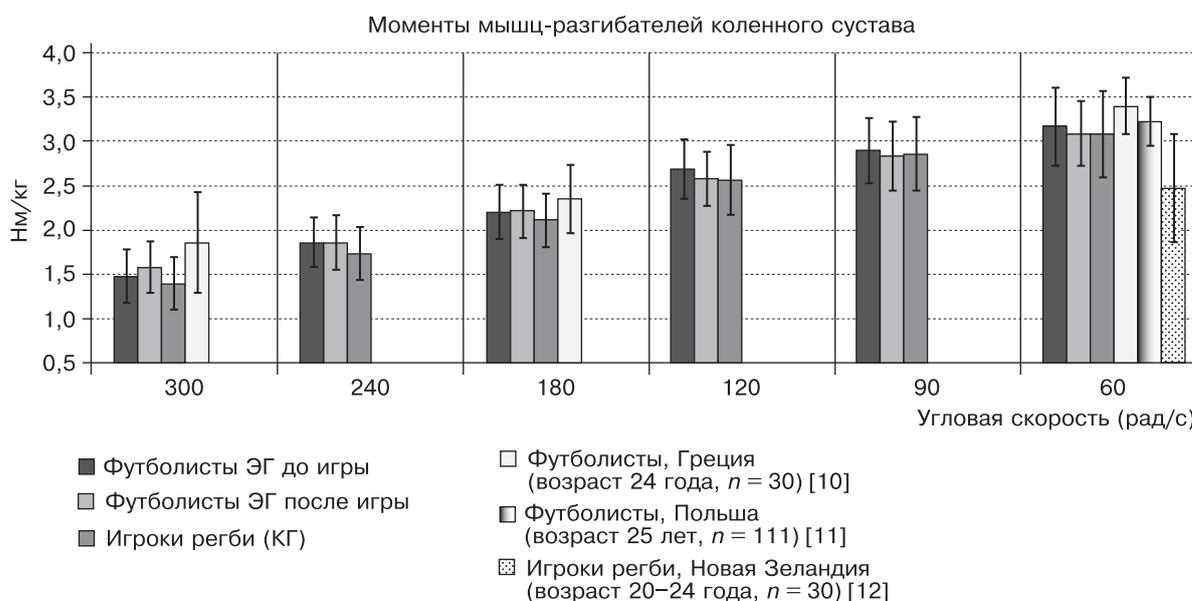
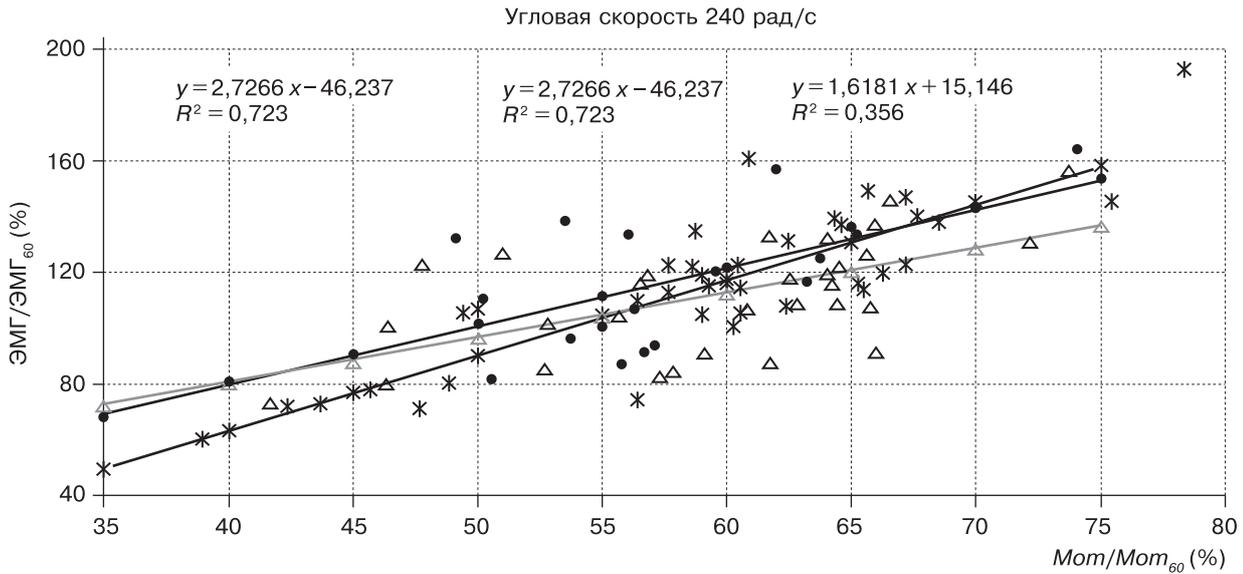
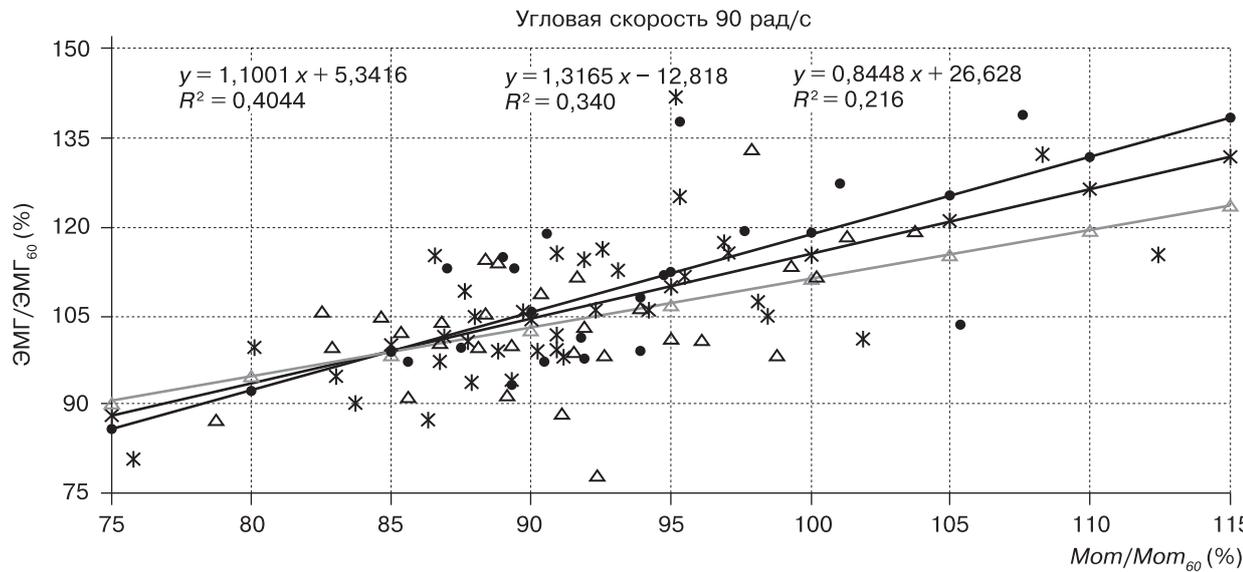


Рис. 2 (1, 2). Средние значения моментов мышц-разгибателей коленного сустава, зарегистрированные на изокINETическом динамометре "BIODEX System 4 Pro"





3-1



3-2

Рис. 3 (1, 2). Нормированные моменты и амплитуда ЭМГ *m. vastus lateralis*

Наверху рисунков (слева направо): коэффициенты уравнений, коэффициенты детерминации соответствуют уравнениям регрессии: для футболистов ЭГ (до игры); игрокам в регби (КГ); для футболистов ЭГ (после игры)

На рисунках 3–5 представлены СрЭМГ *m. quadriceps* футболистов и регбистов при разгибании коленного сустава на угловых скоростях 240 и 90 рад/с.

До игры зависимость между амплитудой СрЭМГ и моментами разгибания в суставе на угловой скорости 240 рад/с находится в диапазоне (рис. 3-1, 4-1, 5-1): для футболистов: $0,62 \leq r \leq 0,85$; для игроков в регби: $0,59 \leq r \leq 0,74$. Достоверно высокая зависимость между моментами и СрЭМГ означает, что для быстрого и мощного разгибания в коленном суставе одновременно включаются три головки *m. quadriceps*: VL, VMO, RF.

Зависимость между амплитудой СрЭМГ и моментами в коленном суставе на угловой скорости 90 рад/с для VL и VMO до игры составляет: у футболистов для VL: $r = 0,64$; для VMO: $r = 0,66$; у игроков в регби: $r = 0,58$ и $r = 0,76$ для VL и VMO соответственно (рис. 4-2 и 5-2).

Низкий вклад силы тяги RF в момент *m. quadriceps* на угловой скорости 90 рад/с ($r = 0,44$ и $r = 0,42$) для футболистов и игроков в регби соответственно позволяет предположить (рис. 5-2), что до игры сил тяги VMO и VL было «достаточно» для того, чтобы осуществить разгибание в коленном суставе на угловой скорости 90 рад/с



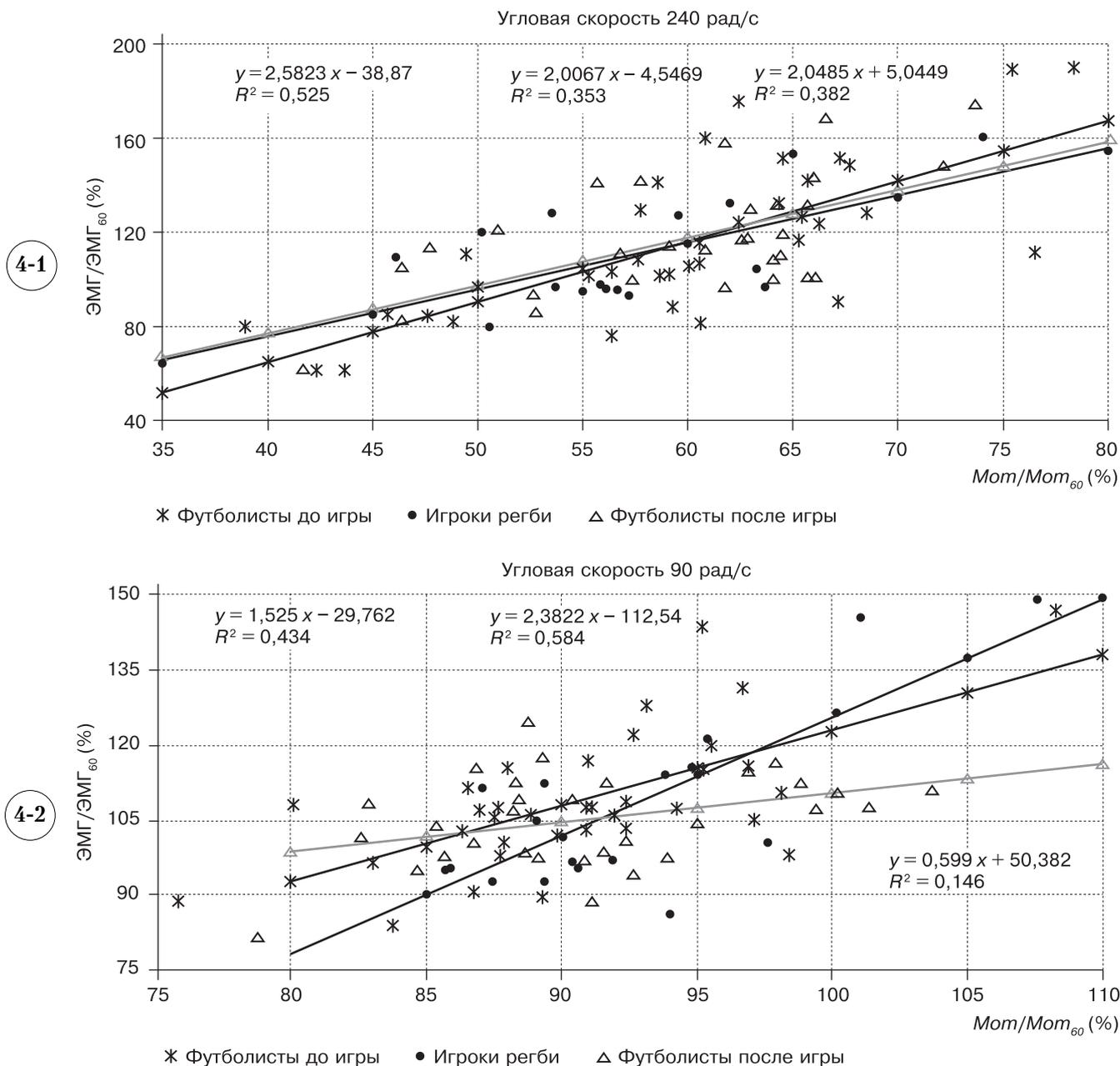


Рис. 4. Нормированные моменты и амплитуда ЭМГ *m. vastus medialis obliquus*

Наверху рисунков (слева направо):
коэффициенты уравнений, коэффициенты детерминации соответствующих уравнениям регрессии: для футболистов ЭГ (до игры); игрокам в регби (КГ); для футболистов ЭГ (после игры)

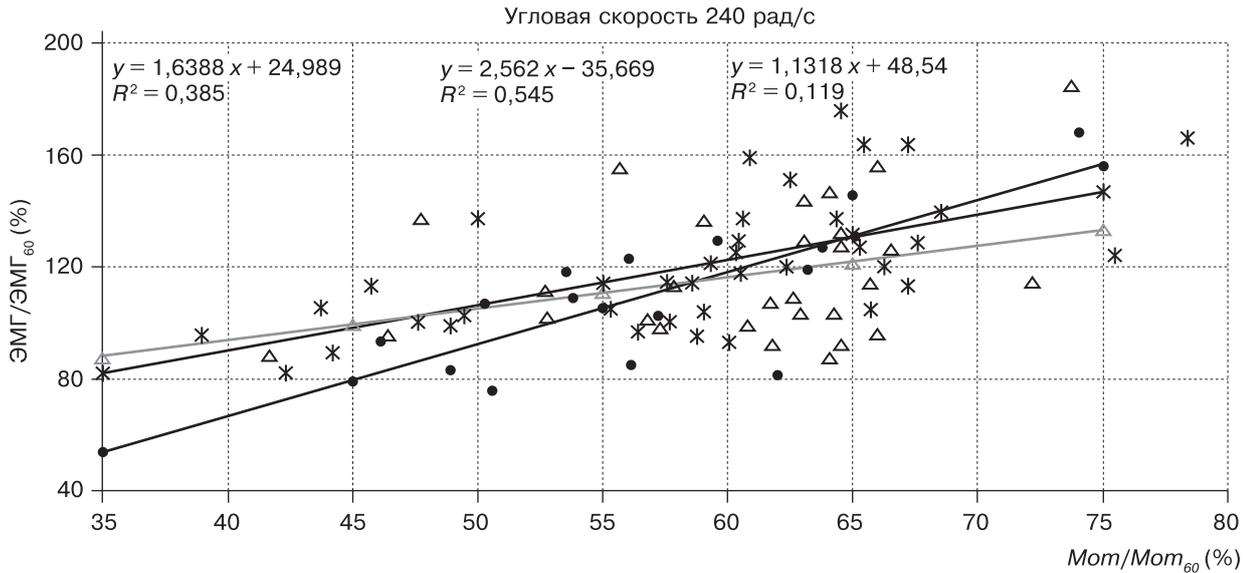
на утомленных мышцах. Аналогичные результаты были получены методом игольчатой миографии на *m. quadriceps* – амплитуда ЭМГ *RF* на 14% меньше, чем суммарная ЭМГ-активность трех головок *m. vastus* [6].

После игры на высокой угловой скорости 240 рад/с быстрые волокна в *VL* ($r = 0,60$; рис. 3-1) и *VMO* ($r = 0,62$, рис. 4-1) способны развить моменты, соответствующие значениям до игры (рис. 2), тогда как при этой угловой скорости, этом влиянии *RF* на суставной момент – минимально ($r = 0,34$, рис. 5-1).

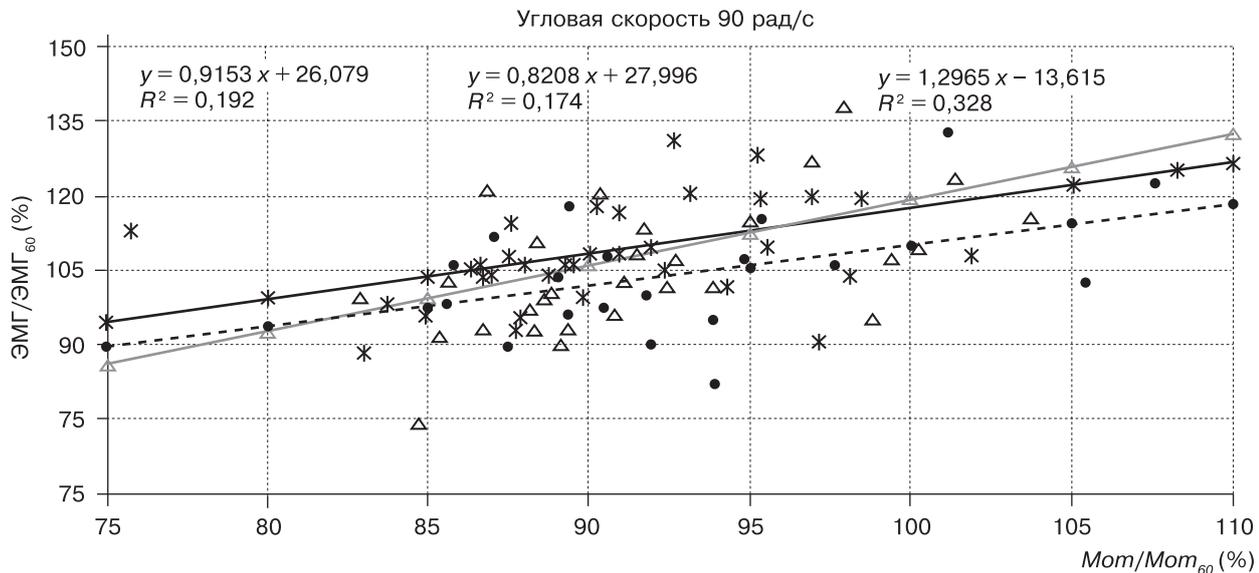
При проявлении усилий, близких к максимальным на угловой скорости 90 рад/с, снижаются функциональные возможности *VL* и *VMO* как следствие утомления медленных волокон – «включается» *RF* (рис. 5-2), что подтверждается статистической зависимостью «СрЭМГ – момент в суставе»:

- для *VL* коэффициент корреляции снижается: с $r = 0,64$ (до игры) до $r = 0,47$ (после игры) (рис. 3-2);
- для *VMO*: с $r = 0,66$ (до игры) уменьшается почти в два раза – до $r = 0,38$ (после игры) (рис. 4-2).





5-1



5-2

Рис. 5. Нормированные моменты и амплитуда ЭМГ *m. rectus femoris*

Наверху рисунков (слева направо):
коэффициенты уравнений, коэффициенты детерминации соответствуют уравнениям регрессии: для футболистов ЭГ (до игры); игрокам в регби (КГ); для футболистов ЭГ (после игры)

В контрольной группе игроков регби, тренирующихся без игровой соревновательной нагрузки, зависимость между силами тяги VL и VMO на скорости 90 рад/с почти не меняется и находится в диапазоне $0,58 \leq r \leq 0,76$ (рис. 3-2 и 4-2).

Увеличение статистической связи с $r = 0,44$ (до игры) до $r = 0,57$ (после игры) между амплитудой СрЭМГ и моментом RF на угловой скорости 90 рад/с (после игры) у футболистов связано с повышением активности RF как компенсация утомления VMO и VL (большое число реверсивных движений) (рис. 5-2).

Заключение

Исследование зависимости «момент – скорость» методом изокINETической динамометрии показало, что спортивная специализация (футбол и регби) не влияет на уровень скоростно-силовой подготовленности юношей в возрасте 16–17 лет. Уровень развития скоростно-силовых характеристик мышц на примере экспериментальной группы (футболисты) и контрольной группы (регби) поддерживается в подготовительном и соревновательном периодах. К 16–17 годам юноши достигают уровня профессиональных спортсменов возраста 25 лет [10–12].



На примере экспериментальной группы было показано, что соревновательная однократная нагрузка не влияет на уровень скоростно-силовой подготовленности футболистов – значения моментов до и после игры не меняются. На высокой угловой скорости 240 рад/с после игры быстрые волокна в *m. vastus lateralis* ($r = 0,60$) и *m. vastus medialis* ($r = 0,62$) способны развить силы, соответствующие значениям до игры. Как следствие этого, влияние *m. rectus femoris* на суставной момент – минимальное ($r = 0,34$).

Постоянные изменения направления движений (более 1300 раз за игру [1]) оказывают влияние на интенсивность работы *m. vastus medialis obliquus*, фиксирующей положение *patella* в коленном суставе [5–6]. Можно предположить, что перемещения в невысоком темпе приводят

к утомлению медленных мышечных волокон *m. vastus lateralis* и *m. vastus medialis obliquus*, что отражается на зависимости момента СрЭМГ в режиме разгибания в коленном суставе, близком к изометрическому (скорость 90 рад/с), при котором все типы волокон успевают развить усилие [13]. Увеличение влияния *m. rectus femoris* на суставной момент до величины $r = 0,57$ после игры компенсирует снижение силы тяги медленных волокон *m. vastus lateralis* и *m. vastus medialis obliquus*. В контрольной (регби) и экспериментальной (футбол) группах в отсутствии игровой соревновательной нагрузки вклад в обеспечение разгибания коленного сустава *m. rectus femoris* в режиме, близком к изометрическому (90 рад/с), незначительный, что подтверждается величиной статистической связи в диапазоне $0,42 \leq r \leq 0,44$.

Авторы выражают **БЛАГОДАРНОСТЬ**
за помощь в организации исследования:

директору Академии ФК «Локомотив» А.Н. Щиголеву и тренеру Д.Д. Колтянину;
директору СШОР «Юность Москвы» по футболу «Спартак-2» Лёвину И.В.;
директору ГБНОУ «Спортивный интернат «Чертаново»» Москомспорта Савченко И.Г.;
директору спортивной школы ФК «Строгино» Струтынскому Д.А.;
старшему тренеру молодежной команды ПФК «ЦСКА Москва» Гусеву Р.А.

Литература

1. Physiology of Soccer / T. Stole, K. Chamari, C. Castagna, U. Wisloff // Sports Med. – 2005. – Vol. 35. – No. 6. – Pp. 501–536.
2. Воронов, А.В., Шпаков, А.В. Биомеханические особенности функционирования коленного сустава // Вестник спортивной науки. – 2017. – № 4. – С. 24–25.
3. Earl, J.E., Schmitz, R.J., Arnold, B.L. Activation of the VMO and VL during dynamic mini-squat exercises with and without isometric hip adduction // J. Electromyogr. Kinesiol. – 2001. – Vol. 11. – Pp. 381–386.
4. Rajput, H.B., Rajani, S., Vania, V. Variation in Morphometry of Vastus Medialis Muscle // Journal of Clinical and Diagnostic Research. – 2017, Sept. – Vol. 9. – Pp. 1–4.
5. Friederich, J.L., Perry, J. Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs // The journal of bone and joint surgery. – 1968. – Vol. 50-A. – No. 8. – Pp. 1535–1548.
6. Salzman, A., Torburn, L. Contribution of rectus femoris and vasti to knee extension mechanism // Clinical Orthopedics. – 1993, May. – Vol. 290. – Pp. 236–243.
7. Massó, N., Rey, F., Romero, D., et al. Surface electromyography applications in the sport // Apunts. Med. Esport. – 2010. – Vol. 45. – No. 165. – Pp. 121–130.
8. Yokozawa, T., Fujii, N., Ae, M. Kinetic Characteristics of Distance Running on Downhill Slope // International Journal of Sport and Health Science. – 2005. – Vol. 3. – Pp. 35–45.
9. Шпаков, А.В., Артамонов, А.А., Воронов, А.В., Мельник, К.А. Влияние иммерсионной гипокинезии на кинематические и электромиографические характеристики локомоций человека // Авиакосмическая и экологическая медицина. – 2008. – Т. 42. – № 5. – С. 24–29.
10. Fousekis, K., Tsepis, E., Vagenas, G. Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age // Journal of Sports Science and Medicine. – 2010. – Vol. 9. – Pp. 364–373.
11. The isokinetic strength profile of elite soccer players according to playing position / R. Śliwowski, M. Grygorowicz, R. Hojszyk, L. Lëukas / PLOS ONE. – 2017. – Vol. 31. – Pp. 1–13.
12. Brown, S.R., Brughelli, M., Bridgeman, L.A. Profiling Isokinetic Strength by Leg Preference and Position in Rugby Union Athletes // International Journal of Sports Physiology and Performance. – 2016. – Vol. 11. – Pp. 500–507.
13. Sale, D.G. Influence of exercise and training on motor unit activation // Exec. Sport Sci. Rev. – 1987. – Vol. 15. – Pp. 95–151.



References

1. Stole, T., Chamari, K., Castagna, C. and Wisloff, U. (2005), Physiology of Soccer, *Sports Med.*, vol. 35, no. 6, pp. 501–536.
2. Voronov, A.V. and Shpakov, A.V. (2017), Biomechanical features of the knee joint functioning, *Vestnik sportivnoy nauki*, no. 4, pp. 24–25.
3. Hertel, J., Earl, J.E., Tsang, K.K.W. and Miller, S.J. (2004), Combining isometric knee extension exercises with hip adduction or abduction does not increase quadriceps EMG activity, *Br. J. Sports Med.*, vol. 38, pp. 210–213.
4. Rajput, H.B., Rajani, S. and Vania, V. (2017), Variation in Morphometry of Vastus Medialis Muscle, *Journal of Clinical and Diagnostic Research*, vol. 9, pp. 1–4.
5. Friederich, J.L. and Perry, J. (1968), Quadriceps function. An anatomical and mechanical study using amputated limbs, *The journal of bone and joint surgery*, vol. 50-A, no. 8, pp. 1535–1548.
6. Salzman, A. and Torburn, L. (1993), Contribution of rectus femoris and vasti to knee extension mechanism, *Clinical Orthopedics*, vol. 290, pp. 236–243.
7. Massó, N., Rey, F., Romero, D., et al. (2010), Surface electromyography applications in the sport, *Apunts. Med. Esport.*, vol. 45, no. 165, pp. 121–130.
8. Yokozawa, T., Fujii, N. and Ae, M. (2005), Kinetic Characteristics of Distance Running on Downhill Slope, *International Journal of Sport and Health Science*, vol. 3, pp. 35–45.
9. Shpakov, A.V., Artamonov, A.A., Voronov, A.V. and Melnik, K.A. (2008), Effect of immersion hypokinesia on kinematic and electromyographic parameters of human locomotion, *Aviakosmicheskaya i ekologicheskaya meditsina*, vol. 42, no. 5, pp. 24–29.
10. Fousekis, K., Tsepis, E. and Vagenas, G. (2010), Lower limb strength in professional soccer players: profile, asymmetry, and training age, *Journal of Sports Science and Medicine*, vol. 9, pp. 364–373.
11. Śliwowski, R., Grygorowicz, M., Hojszyk, R. and Lèukasz, L. (2017), The isokinetic strength profile of elite soccer players according to playing position, *PLOS ONE*, vol. 31, pp. 1–13.
12. Brown, S.R., Brughelli, M. and Bridgeman, L.A. (2016), Profiling Isokinetic Strength by Leg Preference and Position in Rugby Union Athletes, *International Journal of Sports Physiology and Performance*, vol. 11, pp. 500–507.
13. Sale, D.G. (1987), Influence of exercise and training on motor unit activation, *Exec. Sport Sci. Rev.*, vol. 15, pp. 95–151.

