

УДК 617.58:616.008

А.П. Шейн, Г.А. Криворучко, К.Н. Болатбаев

**ВЛИЯНИЕ РАННЕ ПЕРЕНЕСЕННОЙ ТРАВМЫ КОНЕЧНОСТИ НА ХАРАКТЕРИСТИКИ
ПРОСТОЙ СЕНСОМОТОРНОЙ РЕАКЦИИ**

*ГУ РНЦ «ВТО» им. акад. Г.А. Илизарова (Курган)
Курганский филиал Южно-Уральского научного центра РАМН (Курган)*

Цель исследования состояла в изучении особенностей организации произвольного управления мышечным напряжением с участием травмированной конечности у больных с консолидированными закрытыми переломами костей голени. Комплексные исследования, основанные на применении методов динамометрии, кинезиометрии, зрительно-моторного слежения, глобальной (при дозированном усилии) и локальной электромиографии проведены с участием 24 больных мужского пола в возрасте 18–52 лет со сросшимися закрытыми переломами костей голени. Показано, что через 1–2 года после лечения закрытых переломов костей голени, точность и экономичность выполнения локальных инструментальных моторных тестов (воспроизведение переднелатеральной группой мышц ступенчатого сигнала) ниже при использовании ранее травмированной конечности, что связано с ослаблением афферентного контроля и некомпенсированным выпадением части мышечных волокон из состава двигательных единиц. Выявленные изменения в центральных и периферических сенсомоторных структурах ранее травмированной конечности носят частично обратимый характер.

Ключевые слова: травма, остеосинтез, мышцы, электромиография

**THE EFFECT OF THE LIMB INJURY GOT OVER BEFORE ON THE CHARACTERISTICS
OF ELEMENTARY SENSOMOTOR REACTIONS**

A.P. Shein, G.A. Krivorouchko, K.N. Bolatbayev

*State Science Institution RSC named after G.A. Ilizarov «Restorative Traumatology and Orthopaedics», Kurgan
The Kurgan Branch of the South Ural Scientific Center RAMS, Kurgan*

The object of the study was investigation of the organization patterns of the voluntary control of muscle tension with participation of the limb injured in patients with consolidated closed fractures of leg bones. The complex studies based on the use of dynamometry, kinesiometry methods, those for visuomotor tracing,

global (with a graduated force) and local electromyography were performed in 24 male patients at the age of 18–52 years with healed closed fractures of leg bones. It was demonstrated that 1–2 years after treatment of leg bone closed fractures the accuracy and economical efficiency of the performance of local instrumental motor tests (replication of a step-function signal by the anteriolateral group of muscles) were lower when the limb injured before was used, because of afferent control reduction and non-compensated loss of a part of muscular fibers from the composition of motor units. The changes revealed in the central and peripheral sensorimotor structures of the limb injured before have a partly reversible pattern.

Key words: *trauma, osteosynthesis, muscles, electromyography*

Посттравматическое нарушение функций моторного контроля следует рассматривать в свете общих представлений о механизмах формирования и устойчивости функциональной дезинтеграции и растормаживания функциональных структур, возникающих при повреждении органов и систем [11, 12]. Подобная точка зрения нашла отражение в развитии концепции «травматической болезни», как синдрома комплекса компенсаторно-приспособительных и патологических реакций всех систем организма в ответ на травму, характеризующегося стадийностью и длительностью течения [7–9, 13]. При этом наименее изученными остаются нейрофизиологические аспекты индуцированных травмой эффектов дезинтеграции в системе сенсомоторного аппарата пораженной конечности, проявляющихся в условиях выполнения экстремальных двигательных задач. Перспективность разработки такого направления исследований обусловлена возрастающими требованиями к функциональной реабилитации травматологических больных, особенно спортсменов высокой квалификации. Есть основание полагать, что латерализованные дискоординации, обусловленные ранее перенесенной травмой, предпочтительнее выявлять с помощью «нелокомоторных» инструментальных моторных тестов, в которых программирование движения и контроль за его исполнением осуществляются самим субъектом посредством зрительной обратной связи. Подобный тип двигательной активности обеспечивает необходимое постоянство условий, минимизирующее вариативность используемых количественных оценок как по биомеханическим, так и по биоэлектрическим составляющим исполнительской деятельности субъекта.

Цель настоящего исследования состояла в изучении особенностей организации произвольного управления мышечным напряжением с участием травмированной конечности у больных с консолидированными закрытыми переломами костей голени.

МАТЕРИАЛ И МЕТОДЫ

Комплексные исследования, основанные на применении методов динамометрии, кинестезиометрии, зрительно-моторного слежения (ЗМС), глобальной (при дозированном усилии) и локальной электромиографии (ЭМГ) проведены с участием 24 больных мужского пола в возрасте 18–52 (32 ± 2) лет со сросшимися закрытыми переломами костей голени. Распределение выборки по характеру перелома: поперечных – 3, косых – 6, винтообразных – 7, оскольчатых – 8. По

локализации перелома: верхняя треть голени – 1, средняя – 10, граница средней трети с нижней – 2, нижняя – 11. Остеосинтез аппаратом Илизарова производился в течение суток после получения травмы. Период со дня травмы до снятия аппарата Илизарова составлял 34–154 (63 ± 5) дней. Однократно обследовано 11 больных, двукратно – 13; 18 комплексных обследований проведено в сроки от 272 до 457 (382 ± 28) дней, 19 – от 687 до 804 (729 ± 26) дней после снятия аппарата Илизарова. Контрольная выборка испытуемых включала в себя 26 клинически здоровых субъектов мужского пола в возрасте 19–39 лет.

Динамометрия

Измерение максимального момента силы F_{max} мышц голени производилось с помощью сконструированного нами динамометрического стенда с аналоговой и цифровой индикацией результата измерения [24]. Использовалось три попытки; из трех полученных величин учитывалась максимальная. Различие в силовых возможностях мышц между здоровой и ранее поврежденной конечностью выражалось в относительных величинах – коэффициентах асимметрии по силе

$$K_{a(F)} = (F_3 - F_6) / F_3,$$

где F_3 – момент силы мышц здоровой конечности, а F_6 – больной.

Кинестезиометрия

Перед выполнением проб на зрительно-моторные координации, для нагрузок, составляющих 5, 25 и 50 % F_{max} (относительно интактной конечности) определялась способность к запоминанию и воспроизведению мышечного усилия без контроля зрительной обратной связи. При этом, испытуемые в течение 5 с (для нагрузки 50 %) и 10 с (для нагрузки 5 и 25 %) запоминали усилие заданной градации, развиваемое передней группой мышц голени, контролируя точность его поддержания на необходимом уровне по положению светящейся точки (курсора) на экране электронно-лучевого монитора. Затем ему подавался словесный сигнал к расслаблению, а спустя 5 с – к повторному воспроизведению, но при закрытом светонепроницаемой шторкой экране ЭЛТ. Стабилизированная величина усилия считывалась с индикатора цифрового вольтметра Ф30. Ошибка воспроизведения заданной величины усилия вычислялась из выражения

$$M_{cr} = 100 \% (H_1 - H_2) / H_1,$$

где H_1 – заданная величина усилия, а H_2 – усилие, воспроизведенного по памяти.

ЗМС

Использована предложенная нами модификация методики дискретного зрительно-моторного слежения с применением изометрических органов управления [21]. Функциональная схема установки представлена на рисунке 1. В соответствии с инструкцией испытуемый должен был при появлении условного сигнала максимально быстро и точно (в режиме выработки двигательного навыка) воспроизводить передней группой мышц голени заданное усилие, используя электронно-лучевую трубку (ЭЛТ) в качестве индикатора зрительной обратной связи. Использовался набор из 7–10 силовых тестовых нагрузок, составляющих 5–50 % F_{max} мышц здоровой конечности. При этом определенному числу применяемых градаций усилия соответствовал различный порядок их предъявления.

Каждой силовой нагрузке соответствовала серия из 25–50 сенсомоторных реакций (40–50 для нагрузок 5–25 %, 25–30 для нагрузок 30–50 % F_{max}). На скрытое время реакции, организацию дозированного силового рывка и стабилизацию усилия на заданном уровне отводилось 2 с, после чего следовала фаза расслабления. Запись мышечного усилия $h(t)$ и суммарной ЭМГ $m. tibialis ant. E_1(t)$ и латеральной головки икроножной $E_2(t)$ мышц производилась на 4-канальном магнитографе типа SDR-41 (Nihon Kohden, Япония). Биоэлектрическая активность отводилась биполярно электродами типа NE-113S (ф. Nihon Kohden, Япония) от $m. tibialis ant.$ и $m. gastrocnemius$ (с.л.) (площадь отводящей поверхности – 0,63 см², а межэлектродное расстояние – 1 см) с помощью цифровой системы ЭМГ и ВП типа «1500» модификации СИ (Dantec, Дания). На чет-

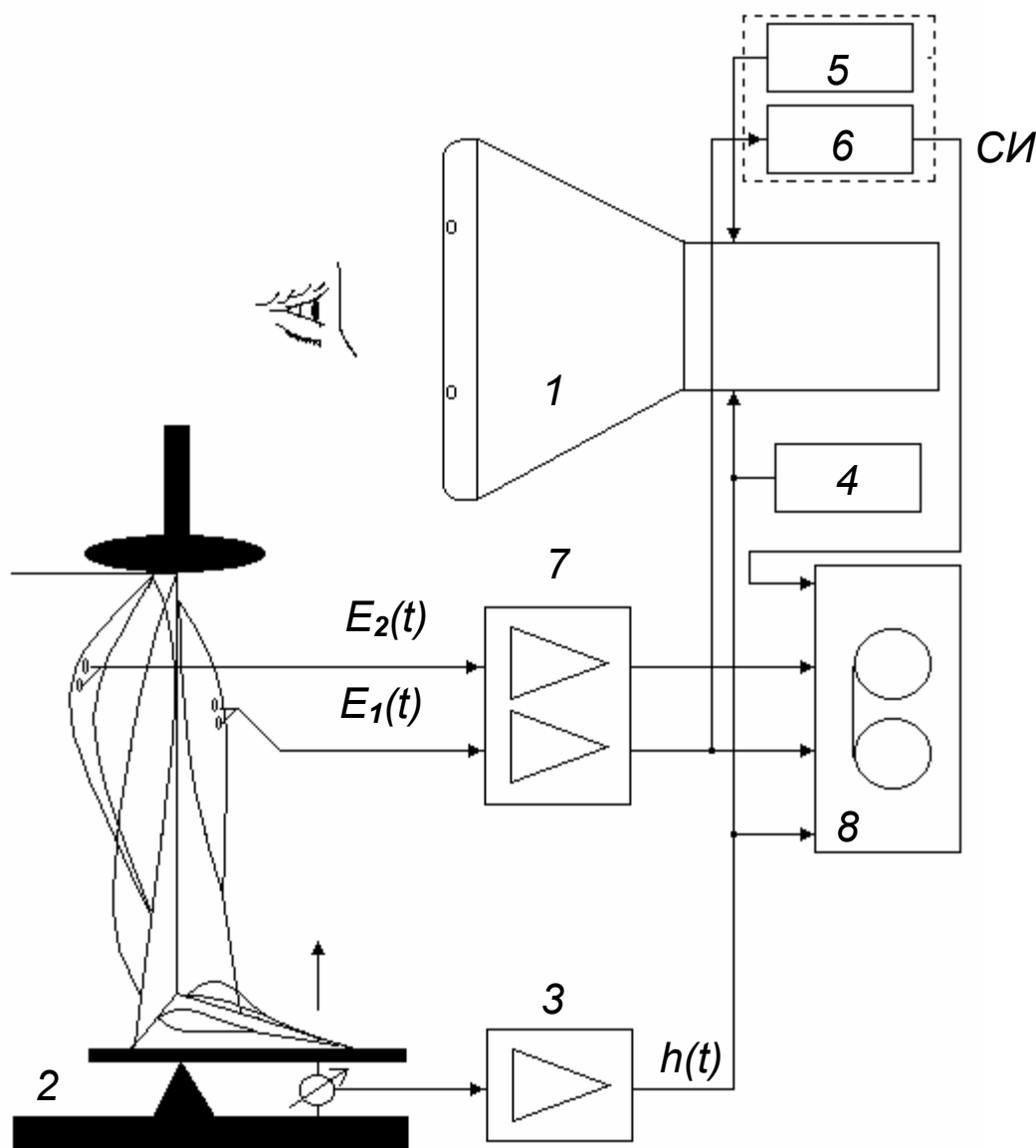


Рис. 1. Функциональная схема установки «Миотест» для анализа регуляции произвольного напряжения мышц голени (1 – электронно-лучевой монитор, 2 – динамометрический стенд, 3 – тензоусилитель, 4 – калибратор визуального отображения усилия, 5 – таймер, 6 – операционное реле, 7 – электромиограф, 8 – магнитограф).

вертый канал магнитографа подавались фрагменты ЭМГ мышцы-агониста («СИ»), используемые в дальнейшем в качестве синхроимпульсов для автозапуска решения на аналоговой вычислительной машине МН-10М, оборудованной цифровым таймером, с помощью которой производилась первичная аналитическая обработка магнитозаписей ЭМГ и механограммы. Скоростно-точностное воспроизведение усилия заданной градации в условиях жестко фиксированной позы и постоянства суставного угла является задачей одномерного управления. Двигательную реакцию испытуемого можно рассматривать в виде переходной характеристики системы автоматического регулирования n -го порядка при воздействии типа $1(t)$ («единичный скачок»). Иными словами, воспроизведение мышечным усилием функции вида $1(t)$ легко формализуется с позиций теории автоматического регулирования. Использование заимствованных из ее математического аппарата критериев качества управления — квадратичной ошибки слежения

, площади регулирования (им-

пульса момента силы) $(N = C_2 \int_0^{1c} h(t) dt)$, постоянной времени регулирования (T) и параметра демпфирования (ξ), позволяет дать исчерпывающую количественную оценку переходных процессов (развития усилия от нуля до заданной величины) при тестировании интактных и патологически измененных звеньев двигательного аппарата. Одновременный расчет квадратичной ошибки слежения, импульса момента силы, интегралов ЭМГ *m. tibialis*

ant. и *m. gastrocnemius* (с.л.) $(A_{1,2} = C_3 \int_0^{1c} |E_{1,2}(t)| dt)$ производился с помощью аналоговой вычислительной машины (АВМ) МН-10М. Интегрирование суммарной ЭМГ мышц-антагонистов производилось идентичными (по характеристикам наборных схем) интеграторами. Эпоха анализа составляла 1 секунду с момента возникновения вспышки биоэлектрической активности в *m. tibialis ant.* В качестве показателей, характеризующих относительную энергетическую стоимость переходных процессов (скоростно-точностное воспроизведение передней группы мышц усилия заданной величины), нами предложено использование динамических активационных индексов — соотношений интегралов суммарной ЭМГ *m. tibialis ant.* и *m. gastrocnemius* (с.л.) к импульсу момента силы (соответственно

$$ДАИ_1 = A_1 / N \text{ и } ДАИ_2 = A_2 / N).$$

ЭМГ

Дополнительно к ЭМГ при ЗМС-тестировании, анализ суммарной биоэлектрической активности мышц голени производился в условиях выполнения пробы «статическая дозированная нагрузка». Испытуемому предлагалось в течение 10 с удерживать под зрительным контролем усилие, составляющее 10 % F_{max} соответствующей (передней или задней) мышечной группы голени интак-

тной конечности. Электрическая активность «мышечных эквивалентов» (*m. tibialis ant.* или *m. gastrocnemius* с.л.) вместе с тензограммой регистрировалась на магнитографе с последующим интегрированием на АВМ. По данным 10 фрагментов синхронной магнитозаписи ЭМГ и мышечно-го усилия вычислялись средние величины статических активационных индексов (САИ) — отношений интегрированной по накоплению ЭМГ к импульсу момента силы. Время интегрирования составляло 1 с. Степень билатерального различия указанного показателя предложено выражать в коэффициентах асимметрии по ЭМГ:

$$K_{a(эмг)} = (САИ_3 - САИ_6) / САИ_3,$$

где САИ₃ и САИ₆ — статические активационные индексы мышц здоровой и больной конечностей.

Локальная электромиография использована нами для оценки следовых деструктивно-репаративных изменений в *m. tibialis ant.* Для отведения потенциалов действия двигательных единиц (ПД ДЕ) применялись концентрические игольчатые электроды типа 13К03 (Dantec, Дания), входящие в комплект электромиографов 14А30 и «1500-СП». Электрическая активность ДЕ регистрировалась при слабом произвольном изометрическом мышечном напряжении такого уровня, который позволял с надлежащей селективностью регистрировать ПД ДЕ. Из общего числа селективно зарегистрированных ПД ДЕ выделялись полифазные спайки (ПД ДЕ, содержащие более трех фаз) и определялся их процент. У двух- и трехфазных ПД ДЕ измерялись длительность (мс) и амплитуда «от пика до пика» (мкВ). Операция усреднения длительности ПД ДЕ, как правило, производилась по данным 20 — 25 ДЕ.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Анализ синхронных записей тензограмм и ЭМГ показал, что форма переходных характеристик и характер биоэлектрической активности мышц-антагонистов зависят от величины силовой нагрузки, воспроизводимой испытуемыми с максимальным приближением к форме задающего сигнала.

Тензограммы каждой двигательной реакции, как правило, представляют собой последовательность волн с постепенным выходом кривой усилия на «плато». При этом наибольшую роль в оптимизации формы кривой переходного процесса (минимизации M) играют амплитудно-временные характеристики первичного и вторичного (корректировочного) силовых рывков.

Для установившегося режима слежения, т.е. при достаточно высокой воспроизводимости переходных характеристик в серии проб, каждой градации тестовой нагрузки соответствует определенная форма кривой изменения усилия.

Как уже ранее упоминалось, эти кривые условно можно представить в виде реакции системы второго порядка на ступенчатый входной сигнал. Тогда динамику процесса регуляции мышечного

усилия можно количественно выразить в коэффициентах дифференциального уравнения вида $T^2y'' + 2T\xi y' + y = kx$, где $x = I(t)$ – функция, характеризующая тип задающего воздействия, а $y = h(t)$ – функция, описывающая динамику мышечного усилия. Параметр k в конкретной экспериментальной ситуации приравнивается к единице. Коэффициент T (постоянная времени регулирования) характеризует масштаб процесса по оси времени, т.е. частотные параметры системы, которые в данном случае определяются передаточными характеристиками мотонейронного пула и мышцы. Вид $h(t)$ (колебательный или аperiодический) определяется параметром демпфирования ξ , который при выполнении двигательной задачи зависит от интенсивности эфферентной посылки к мышцам и демпфирующих влияний, определяемых пассивными свойствами контрактильных структур, характеристиками эфферентной посылки и активным противодействием синхронно активирующейся мышцы-антагониста (трехглавой мышцы голени), в совокупности определяющих пиковые значения амплитуд первичного и последующих (коррекционных) силовых рывков. Алгоритмы определения параметров T и ξ , основанные, в частности, на разработанном нами численном методе, а также моделировании на АВМ механограмм с помощью наборной схемы инерционного

звена второго порядка, приведены в работе А.П. Шеина и др. [22].

Результаты статистической обработки данных тестирования здоровых испытуемых (К) и больных, сгруппированных по соответствующим срокам после лечения, сведены в таблицах 1 и 2. Показатели тестирования ранее оперированной конечности у больных сравнивались с контролем, данными тестирования интактной конечности и между группами больных (по срокам, прошедшим после завершения лечения). Оценка достоверности различия средних производилась с помощью t -критерия Стьюдента и непараметрического критерия Вилкоксона для попарно сопряженных вариантов.

Установлено, что у больных, обследованных спустя 1 год после лечения, интегральные характеристики типовых сенсомоторных реакций на стороне травмы статистически значимо ($P < 0,05$) отличаются от показателей интактной конечности и данных контрольной группы (табл. 1). В частности, квадратичная ошибка слежения (M) на стороне перелома оказалась в среднем (по всем силовым нагрузкам) на 62,0 % выше, чем на интактной и на 106,2 % выше контрольных величин.

Динамические активационные индексы мышц-антагонистов ($ДАИ_1$ и $ДАИ_2$) также были увеличены по сравнению с данными тестирования интактной конечности и контролем. Относительный при-

Таблица 1
Квадратичная ошибки слежения (M) и динамические активационные индексы $ДАИ_1$ и $ДАИ_2$ в различные сроки после снятия аппарата Илизарова ($M \pm m$)

Показатели	Б/З	Силовая нагрузка (% от F_{max})									
		5	10	15	20	25	30	35	40	45	50
M (В)	Б (1 г.)	12,0 ± 1,1 кз	6,1 ± 0,5 кз	4,2 ± 0,4 кз	4,6 ± 0,5 кз	3,3 ± 0,4 кз	3,7 ± 0,4 кз	3,9 ± 0,3 кз	3,8 ± 0,4 кз	4,0 ± 0,5 кз	4,3 ± 0,6 кз
	Б (2 г.)	8,8 ± 0,7 кзг	5,0 ± 0,4 к	4,5 ± 0,4 к	3,0 ± 0,3 кг	3,5 ± 0,3 кз	3,4 ± 0,2 кз	3,5 ± 0,2 кз	3,2 ± 0,3 к	3,7 ± 0,3 кз	3,3 ± 0,4 к
	З (1 г.)	5,6 ± 0,7	4,2 ± 0,3	3,7 ± 0,4	3,1 ± 0,2	1,9 ± 0,2	2,2 ± 0,2	2,6 ± 0,3	2,4 ± 0,2	2,4 ± 0,3	2,7 ± 0,3
	З (2 г.)	4,4 ± 0,5	4,7 ± 0,5	3,5 ± 0,4	3,1 ± 0,2	2,2 ± 0,2	1,8 ± 0,1	2,4 ± 0,2	3,0 ± 0,2	2,9 ± 0,2	2,6 ± 0,3
	К	4,5 ± 0,5	3,8 ± 0,4	2,4 ± 0,3	1,8 ± 0,3	1,6 ± 0,2	1,7 ± 0,3	1,7 ± 0,3	1,9 ± 0,2	2,0 ± 0,2	2,2 ± 0,3
$ДАИ_1$	Б (1 г.)	2,13 ± 0,20 кз	1,50 ± 0,13 кз	1,02 ± 0,09 кз	0,90 ± 0,09 кз	0,92 ± 0,09 кз	1,02 ± 0,08 кз	1,23 ± 0,11 кз	1,27 ± 0,12 кз	1,19 ± 0,11 кз	1,36 ± 0,12 кз
	Б (2 г.)	0,89 ± 0,08 зг	0,87 ± 0,07 кг	0,40 ± 0,05 г	0,42 ± 0,04 г	0,38 ± 0,04 г	0,36 ± 0,03 г	0,39 ± 0,03 г	0,39 ± 0,04 г	0,40 ± 0,04 г	0,38 ± 0,03 г
	З (1 г.)	1,01 ± 0,09	0,72 ± 0,07	0,54 ± 0,04	0,39 ± 0,04	0,30 ± 0,03	0,35 ± 0,03	0,38 ± 0,04	0,42 ± 0,04	0,40 ± 0,05	0,39 ± 0,04
	З (2 г.)	0,66 ± 0,07	0,68 ± 0,08	0,38 ± 0,03	0,40 ± 0,03	0,39 ± 0,04	0,36 ± 0,04	0,36 ± 0,04	0,35 ± 0,02	0,38 ± 0,02	0,40 ± 0,02
	К	0,77 ± 0,08	0,59 ± 0,05	0,30 ± 0,04	0,33 ± 0,03	0,30 ± 0,03	0,32 ± 0,02	0,37 ± 0,03	0,34 ± 0,02	0,34 ± 0,05	0,35 ± 0,03
$ДАИ_2$	Б (1 г.)	0,88 ± 0,09 кз	0,78 ± 0,08 кз	0,58 ± 0,03 кз	0,59 ± 0,05 кз	0,40 ± 0,03 кз	0,34 ± 0,02 кз	0,39 ± 0,02 кз	0,58 ± 0,04 кз	0,63 ± 0,04 кз	0,52 ± 0,03 кз
	Б (2 г.)	0,60 ± 0,07 кг	0,42 ± 0,05 кг	0,20 ± 0,02 г	0,31 ± 0,03 кг	0,26 ± 0,02 кзг	0,18 ± 0,01 г	0,19 ± 0,02 г	0,34 ± 0,03 кзг	0,40 ± 0,03 кзг	0,38 ± 0,04 кзг
	З (1 г.)	0,51 ± 0,03	0,56 ± 0,04	0,42 ± 0,03	0,30 ± 0,02	0,29 ± 0,02	0,16 ± 0,02	0,16 ± 0,01	0,18 ± 0,02	0,21 ± 0,02	0,17 ± 0,01
	З (2 г.)	0,60 ± 0,05	0,53 ± 0,05	0,25 ± 0,02	0,26 ± 0,02	0,17 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,20 ± 0,03	0,19 ± 0,01	0,23 ± 0,02	0,23 ± 0,02
	К	0,35 ± 0,02	0,28 ± 0,03	0,18 ± 0,02	0,23 ± 0,02	0,15 ± 0,01	0,17 ± 0,02	0,24 ± 0,02	0,23 ± 0,03	0,23 ± 0,03	0,21 ± 0,02

Примечание: буквами помечены средние значения интегральных оценок на стороне заболевания, отличие которых от данных тестирования здоровой конечности (з), контрольной группы (к) и данных травмированной, зарегистрированной спустя 1 год после лечения (г) было статистически значимым ($P < 0,05$).

Таблица 2

Динамические характеристики скоростно-точного воспроизведения усилия различной градации в различные сроки после лечения переломов костей голени ($M \pm m$)

Тестовая нагрузка (% F_{max})	Срок после лечения	ξ		T (с)	
		Б	К (n = 26)	Б	К (n = 26)
10	1 г. (n = 18)	0,392 ± 0,023 к	0,473 ± 0,028	0,117 ± 0,009 к	0,085 ± 0,005
	2 г. (n = 19)	0,445 ± 0,030		0,091 ± 0,006	
20	1 г. (n = 18)	0,667 ± 0,038 к	0,560 ± 0,03	0,068 ± 0,005	0,062 ± 0,007
	2 г. (n = 19)	0,634 ± 0,035		0,066 ± 0,005	
30	1 г. (n = 18)	0,659 ± 0,032	0,654 ± 0,031	0,059 ± 0,004	0,049 ± 0,003
	2 г. (n = 19)	0,680 ± 0,038		0,054 ± 0,003	
40	1 г. (n = 17)	0,710 ± 0,042	0,701 ± 0,042	0,063 ± 0,004 к	0,051 ± 0,002
	2 г. (n = 19)	0,690 ± 0,047		0,060 ± 0,003	
50	1 г. (n = 15)	0,717 ± 0,041	0,703 ± 0,038	0,066 ± 0,005	0,057 ± 0,003
	2 г. (n = 17)	0,715 ± 0,042		0,055 ± 0,003	

Примечание: буквой «к» помечены средние значения показателей, отличие которых от контрольных величин было статистически значимо ($P < 0,05$).

рост $ДАИ_1$ на стороне перелома по сравнению с интактной конечностью составил в среднем 155,1 %, а по сравнению с контролем — 212,5 %. Показатель же $ДАИ_2$ на стороне травмы был увеличен по сравнению с данными интактной конечности и контроля соответственно на 92,2 % и 150,7 %.

Указанные различия распространяются на все диапазоны силовых нагрузок, однако наиболее рельефно они выражены для крайних значений тестовых усилий (5, 10, 45 и 50 % F_{max}), что связано, прежде всего, с искажением сухожильно-мышечной афферентацией на стороне перелома, о чем, в частности, свидетельствуют данные кинезиометрии.

Спустя 2 года после лечения точность выполнения дискретных операций слежения (М) улучшилась в среднем по всем нагрузкам на 16,0 %. С увеличением сроков после лечения наблюдается также снижение энерготрат на реализацию ступенчатого скоростно-силового перехода: $ДАИ_1$ уменьшился в среднем на 60,8 %, $ДАИ_2$ — на 42,1 %.

Следует отметить, что изменение интегральных характеристик сенсомоторных реакций с увеличением срока после консолидации костных отломков происходит неравномерно по градациям тестовых нагрузок — снижение показателей M , $ДАИ_1$ и $ДАИ_2$ более отчетливо прослеживается для слабых и больших усилий. Из таблицы 1 видно, что минимальные значения указанных показателей приходятся на определенные величины силовых нагрузок. У здоровых испытуемых и больных (интактная конечность) область минимизации интегральных оценок (F_{opt}) проявляется в пределах 25—35 % F_{max} , однако выражена сравнительно слабо, тогда как на стороне травмы она более отчетлива, причем прослеживается тенденция к ее сдвигу в область более слабых усилий.

Средние значения характеристик T и ξ , представлены в таблице 2. Практически полное совпа-

дение данных контрольной группы с показателями интактной конечности исключило необходимость представления последних в таблице 2, из которой, в частности, видно, что большая часть переходных характеристик $h(t)$ для всех использованных градаций силовых нагрузок имеют характер колебательных процессов ($\xi < 1$), различающихся по величинам постоянной времени T и параметру демпфирования ξ .

Как в контрольной выборке испытуемых, так и у больных прослеживается отчетливая тенденция к переходу к более устойчивому типу регулирования усилия при возрастании тестовой нагрузки, на что указывает постепенное увеличение ξ . Параметр T с увеличением тестовой нагрузки первоначально снижается, достигая минимальных значений в области 20—30 % F_{max} , а затем увеличивается. Сопоставление усредненных величин T и ξ у больных и здоровых испытуемых показало, что на стороне травмы $h(t)$ носят более выраженный колебательный характер, что свидетельствует об ослаблении способности к стабилизации усилия на заданном уровне. В подобной ситуации регуляция мышечного усилия осуществлялась по т.н. «коррекционно-му» типу в течение всей серии попыток.

В области силовых нагрузок, превышающих F_{opt} , переходные характеристики у больных на стороне повреждения оказались более демпфированы и растянуты во времени, чем в контрольной группе и на интактной конечности. Определенный интерес представляет тот факт, что улучшение качества регулирования мышечного усилия на стороне травмы с увеличением срока после лечения осуществлялось в большей степени за счет снижения T .

Несомненно, приближение характеристик результирующей кривой мышечного усилия к оптимальным лимитируется как функциональными воз-

возможностями моторных центров, так и периферическими структурами нейромоторного аппарата.

Увеличение ДАИ₁ может быть связано с атрофией и дегенерацией части мышечных волокон *m. tibialis ant.*, а также с избыточной активацией *m. gastrocnemius* (с.л.). Мы полагаем, что факт наличия и обратимости остаточных дегенеративных изменений в мышцах пораженного сегмента конечности не является очевидным и требует дополнительных доказательств.

Для получения информации о наличии остаточных дегенеративно-дистрофических изменений в мышечной части ДЕ больные, обследованные по схеме зрительно-моторного слежения, дополнительно тестировались методами динамометрии, локальной и глобальной электромиографии с применением дозирования статической изометрической силовой нагрузки (использована нагрузка, составляющая 10 % от F_{max} тыльных сгибателей стопы интактной конечности).

Усредненные значения коэффициентов асимметрии по силе и ЭМГ — $K_{a(F)}$ и $K_{a(ЭМГ)}$, а также параметров потенциалов действия ДЕ (ПД, ДЕ) передней большеберцовой мышцы (амплитуда, длительность и число полифазных разрядов) сведены в таблице 3. Оценка статистической значимости различия усредненных показателей производилась с использованием *t*-критерия Стьюдента для независимых выборок. В качестве контрольных величин амплитуды и длительности ПД ДЕ использованы табличные данные Бухталя. В норме, амплитуда интратерриториально отведенных (с помощью концентрического игольчатого электрода) ПД ДЕ передней большеберцовой мышцы составляет 620 ± 43 (n = 8) [26]. Длительность у здоровых субъектов с возрастом постепенно увеличивается. В связи с этим, данный показатель переводился нами в относительную величину (% от возрастной нормы) с использованием составленной по табличным данным Бухталя [25] номограммы.

Установлено, что спустя один год после прекращения лечения у больных на стороне травмы регистрируются ПД ДЕ передней большеберцовой мышцы, характеризуемые более низкой амплитудой (26,4 %; $P < 0,01$) и длительностью (на 18,4 %;

$P < 0,02$) по сравнению с нормой. При этом процент полифазных потенциалов существенно увеличен. У части больных, обследованных спустя один год после лечения, встречались денервационные формы активности мышечных волокон (потенциалы фибрилляции и положительные острые волны), свидетельствующие о вовлечении в патологический процесс иннервационных структур.

Показано, что у здоровых субъектов отсутствует статистически значимая асимметрия по силе тыльных и подошвенных сгибателей стопы и статическим активационным индексам передней большеберцовой и икроножной мышц [23]. Для передней группы мышц голени коэффициенты асимметрии по силе и ЭМГ составляют соответственно $0,013 \pm 0,016$ и $0,011 \pm 0,017$. У больных же, перенесших травму одной из конечностей соответствующие коэффициенты асимметрии оказались значительно выше контрольных величин. В частности, спустя один год после лечения $K_{a(F)}$ был выше нормы на $0,267$ ($P < 0,001$), а $K_{a(ЭМГ)}$ по абсолютной величине на $0,739$ ($P < 0,001$).

Данные глобальной электромиографии при использовании дозированной силовой нагрузки свидетельствуют о том, что стабильное поддержание под визуальным контролем заданного усилия (10 % F_{max}) характеризуется на стороне травмы значительно большим интегралом ЭМГ по сравнению с интактной конечностью, при этом $K_{a(ЭМГ)}$ приобретал отрицательные значения. Одновременное использование локального отведения и глобального отведения биоэлектрической активности от передней большеберцовой мышцы показало, что запись игольчатой ЭМГ на стороне травмы значительно более насыщена спайками ПД ДЕ (с выраженной тенденцией к их группированию в «пакеты»).

Из таблицы 3 видно, что с увеличением срока после лечения наблюдается возрастание амплитуды и длительности ПД ДЕ, снижение процента полифазных ПД ДЕ и уменьшение абсолютных величин коэффициентов асимметрии по ЭМГ и силе.

Диагностическая значимость коэффициентов асимметрии по ЭМГ, рассчитанных предложенным нами способом, состоит и в том, что они по-

Таблица 3

Асимметрия силовых и биоэлектрических характеристик мышц тыльных сгибателей стопы у больных через один и два года после сращения перелома костей голени ($M \pm m$)

Показатели	Сроки после снятия аппарата Илизарова	
	1 год (n = 18)	2 года (n = 19)
$K_{a(F)}$	$0,28 \pm 0,04$	$0,13 \pm 0,05$ ($P < 0,001$)
$K_{a(ЭМГ)}$	$-0,75 \pm 0,19$	$-0,37 \pm 0,10$ ($P < 0,02$)
Амплитуда ПД ДЕ <i>m. tibialis ant.</i> (мкВ)	456 ± 28	599 ± 25 ($P < 0,001$)
Длительность ПД ДЕ <i>m. tibialis ant.</i> (в % от возрастных норм)	$81,6 \pm 1,6$	$92,6 \pm 2,0$ ($P < 0,001$)
% полифазных ПД ДЕ <i>m. tibialis ant.</i>	$19,3 \pm 2,3$	$8,5 \pm 0,7$ ($P < 0,001$)

Примечание: *P* – уровни статистической значимости изменения показателей у больных с увеличением срока после лечения.

звolyют сопоставить глубину односторонних дистрофических изменений в различных мышцах и мышечных группах пораженной конечности.

Для иллюстрации такой возможности мы сочли целесообразным привести результаты однократного ЭМГ-тестирования передней и задней групп мышц голени у 30 больных (20 – мужского и 10 – женского пола) в возрасте 22–40 лет (38 ± 2) лет с консолидированными закрытыми переломами дистального суставного конца голени. Период со дня травмы до снятия аппарата Илизарова составлял 34–88 (52 ± 5) дней. Больные обследованы в сроки от 182 до 793 (463 ± 49) дней после снятия аппарата Илизарова.

Установлено, что средний коэффициент асимметрии по силе тыльных и подошвенных сгибателей стопы примерно одинаков ($0,26 \pm 0,06$ и $0,30 \pm 0,07$; $P > 0,05$), а между $K_{a(ЭМГ)} m. tibialis ant.$ и $m. gastrocnemius$ (с.л.) имеется статистически значимая разница (соответственно $-0,41 \pm 0,19$ и $-1,48 \pm 0,26$; $P < 0,001$). Отсюда следует, что подобный тип повреждения конечности в большей степени влияет на функциональное состояние мышц подошвенных сгибателей стопы, что вполне согласуется с данными З.М. Атаева [2] и Л.И. Лебедевой с соавт. [14].

Результаты проведенных нами кинезиометрических исследований представлены в таблице 4. При проведении статистической обработки исходных данных учитывались только абсолютные величины ошибки воспроизведения статического мышечного усилия (M_{cm}).

Установлено, что повторное наращивание (без визуального контроля) мышечного усилия до заданной величины производилось испытуемыми относительно медленно, с девиациями относительно заданного значения и кратковременными остановками. Окончательная стабилизация на некотором уровне, субъективно близком к заданному, наступала через 5–7 секунд после начала пробы. Именно в эту фазу устойчивого поддержания усилия и производилось считывание показаний цифрового вольтметра, установленного на выходе тензоусилителя.

Из таблицы 4 видно, что точность воспроизведения мышечных усилий по памяти неодинакова для различных градаций силовых нагрузок. Воспроизведение слабых усилий характеризуется наиболее грубыми ошибками. По усредненным данным у больных, обследованных через год после снятия аппарата Илизарова, ошибка воспроизведения усилия 5 % F_{max} оказалась больше, чем при тестировании нагрузкой 25 % и 50 % F_{max} в 3,0 ($P < 0,001$) и 4,4 ($P < 0,001$) раза для интактной конечности и в 4,1 ($P < 0,001$) и 6,2 ($P < 0,001$) для травмированной. В контрольной группе испытуемых различия по точности воспроизведения слабых и умеренных мышечных усилий выражено в несколько меньшей степени, чем в выборке травматологических больных. В частности, для правой конечности M_{cm} при $F_m = 5\% F_{max}$ оказалась в 2,8 ($P < 0,001$) раза больше, чем при $F_m = 25\% F_{max}$ и в 3,8 ($P < 0,001$) раза больше, чем при $F_m = 50\% F_{max}$; для левой соответственно в 3,0 ($P < 0,001$) и 4,7 ($P < 0,001$) раза.

Установлено, что показатель M_{cm} в контрольной группе статистически значимо не различается на правой и левой конечностях, тогда как у больных во всех трех группах на стороне перелома он существенно выше, чем на интактной и по сравнению с данными контрольной группы, представленными средними величинами из объединенных выборок для левой и правой конечностей. Наиболее выраженные билатеральные асимметрии по показателю M_{cm} отмечены для нагрузок 5 % и 25 % F_{max} .

Из таблицы 4 также следует, что с увеличением срока после завершения лечения у обследованных нами больных имеется тенденция к улучшению способности к воспроизведению мышечного усилия без зрительного контроля, причем максимальное приближение M_{cm} к норме наблюдается у больных с минимальными сроками сращения костей голени.

ОБСУЖДЕНИЕ

Полученные данные в целом подтвердили приведенные в обзоре литературы результаты морфофункциональных исследований и высказанное нами предположение о снижении на стороне трав-

Таблица 4
Ошибка воспроизведения статического усилия ($M \pm t$) без визуального контроля передне-латеральной группой мышц голени здоровой и ранее травмированной конечностей у больных, обследованных в различные сроки после лечения

Силовая нагрузка (% F_{max})	Срок после лечения	Здоровая	Больная	Контрольная группа
5	1 год	61,6 ± 9,7	89,9 ± 11,4 кз	49,2 ± 4,6
	2 года	55,3 ± 7,2	64,8 ± 9,9 к	
25	1 год	20,5 ± 2,1	21,7 ± 3,7 кз	16,6 ± 2,0
	2 года	14,0 ± 1,8	17,8 ± 2,4 кз	
50	1 год	13,9 ± 2,2	14,5 ± 2,1	11,4 ± 1,3
	2 года	10,1 ± 1,4	13,0 ± 2,2	

Примечание: буквами помечены показатели травмированной конечности, отличие которых от данных контрольной группы («к») и здоровой конечности («з») было статистически значимо ($P < 0,05$).

мы количества мышечных волокон в составе ДЕ, а факты увеличения амплитуды и длительности ПД ДЕ, сопровождаемого возрастанием контрактильных возможностей мышцы, объясняются постепенным восстановлением их числа. Поскольку выпадение части мышечных волокон из состава ДЕ снижает контрактильные возможности мышцы, удержание одинаковой по величине силовой нагрузки на стороне заболевания требует рекрутирования большего числа ДЕ и увеличения частоты их активационных циклов.

Помимо чисто «периферических» факторов, увеличение постоянной времени переходного процесса $h(t)$ и выраженная его колебательность (при использовании малых нагрузок) у больных на стороне травмы могут объясняться нарушением процесса вычленения и стабилизации мотонейронного ядра двигательной реакции, обусловленным недостаточностью преднастроенных и пусковых влияний на спинальные моторные центры [10] и ослаблением фокусирующего эффекта возвратного торможения при формировании моторного выхода [28]. В работе Ф.М. Талышева с соавт. [3] показано, что увеличение упругости и вязкости мышц приводит к снижению точности следящих движений.

Приведенные данные в целом подтверждают предположение о существовании области оптимальных силовых нагрузок (F_{opt}), в условиях дискретного зрительно-моторного слежения с использованием изометрических органов управления.

Факт существования оптимального диапазона силовых нагрузок, по-видимому, тесно связан с афферентным обеспечением точностных изометрических двигательных реакций, а также с особенностями функционирования двигательных единиц различного типа.

Оптимизация скачкообразного воспроизведения усилия по точности и быстродействию наиболее ярко проявляется в диапазоне усилий, реализуемых с преимущественным участием медленных ДЕ, что схематично представлена на рисунке 2. Подобная точка находит подтверждение и в увеличении квадратичной ошибки слежения при воспроизведении усилий, превышающих F_{opt} .

Снижение точности и экономичности выполнения дискретных операций зрительно-моторного слежения, а также смещение F_{opt} в область слабых усилий на стороне травмы, с одной стороны, связано с ослаблением сократительных возможностей количества функционирующих ДЕ и уменьшении их размеров). Есть основания полагать, что центральные программы, посредством которых реализуется скоростно-точностная изометрическая тыльная флексия стопы, входят в пакет т.н. «врожденных моторных координат», характеризующихся определенной консервативностью.

Иными словами имеет место эффект рассогласования между извлеченной из системы «схематела» энграммы моторной команды и исполнительными возможностями эффекторов, ослабленных

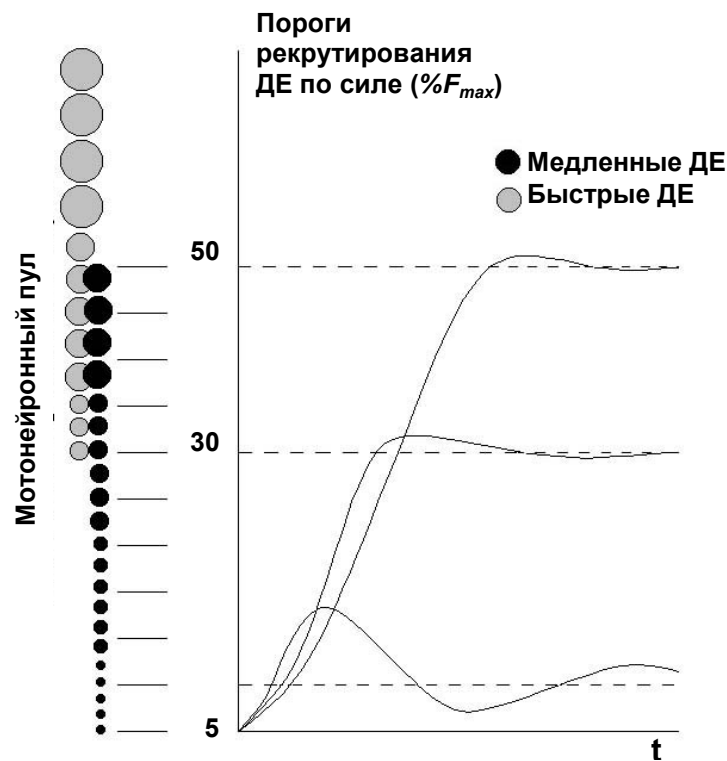


Рис. 2. Схема, иллюстрирующая обобщенное представление о последовательности рекрутирования двигательных единиц различного размера и типа в условиях скоростно-точного воспроизведения усилия различной градации при участии переднелатеральной группы мышц голени.

воздействием травматических и гиподинамических факторов.

С другой стороны, увеличение динамических активационных индексов и квадратичной ошибки слежения на стороне заболевания может рассматриваться как следствие дезинтеграции координационных взаимоотношений между спинальными центрами мышц-антагонистов. Подобное мнение в определенной степени подтверждается исследованиями Г.А. Наследова и В.Н. Филипповой [15], которые установили факт нарушения избирательности в активации мышц-антагонистов при выполнении простой двигательной задачи больными с односторонней травмой конечности. О существовании в ЦНС следовых эффектов, связанных с травмой на периферии, свидетельствуют результаты экспериментальных исследований С.И. Франкштейна [6, 18–20], который показал, что длительная патологическая (неспецифическая) афферентация, вызванная повреждением дистального сегмента конечности животного, приводит к устойчивому облегчению моносинаптических рефлексов сгибателей и торможению моносинаптических рефлексов разгибателей.

В качестве интегрального показателя состояния афферентных систем контроля мышечного напряжения мы использовали ошибку воспроизведения заданного усилия в условиях отключения зрительной обратной связи. Фактически, проверка точности воспроизведения усилия является тестом на кратковременную двигательную память, при этом образ воспроизводимого локальной группой мышц усилия возникает в ЦНС на основе проприоцепции, играющей важную роль в формировании моторных программ и обеспечивающей рефлекторный контроль движений на спинальном и супраспинальном уровнях.

Мышечные веретена и рецепторы Гольджи морфологически связаны с экстрафузальными мышечными волокнами таким способом, который наилучшим образом обеспечивает двигательные центры информацией о динамике механических показателей мышечного сокращения. Следует полагать, что деструктивные сдвиги в системе экстрафузальных мышечных волокон, индуцированные механической травмой с последующим развитием асептических воспалительных явлений, внутритканевого гипертензионного синдрома (т.н. «компаратмент-синдрома»), ишемией, дисфункцией и нарушением иннервации, снижают чувствительность проприоцептивного канала обратной связи как за счет выпадения части рецепторных единиц, так и изменения биомеханических условий их функционирования. В работе А. Майера и Е. Эдредра [27] установлено, что при иммобилизации конечности наблюдается устойчивое снижение динамической и позиционной чувствительности мышечных веретен. Нарушение функциональных характеристик мышечных веретен в постиммобилизационном периоде связывается, прежде всего, с изменением реологических свойств мышц [1, 27].

Мышечные веретена проявляют высокую чувствительность к изменению кровоснабжения мышцы и утомлению [4, 5, 17]. Утомление, вызванное стереотипными статическими напряжениями мышц, приводит к увеличению ошибки воспроизведения усилия по памяти [16]. Чувствительность веретен к ослаблению мышечного кровотока имеет особое значение, поскольку посттравматические следовые нарушения на периферии распространяются и на циркуляторный аппарат.

Таким образом, приведенные данные свидетельствуют о том, что реализация центральной программы скоростноточностного воспроизведения усилия неоднозначна для различных градаций тестовых нагрузок и отличается по своим электрофизиологическим и динамическим характеристикам (постоянной времени и параметру демпфирования) от контрольных величин у больных на стороне травмы. С увеличением срока после завершения лечения усилия наблюдается переход к более устойчивому типу регулирования мышечного усилия и уменьшению постоянной времени дискретных операций зрительно-моторного слежения. Посттравматическое снижение надежности системы произвольной регуляции напряжения мышц травмированной конечности является основанием для применения в отношении указанной категории больных специализированных реабилитационных технологий (БОС-терапия, функциональная электромиостимуляция).

ВЫВОДЫ

1. У больных, обследованных спустя 1–2 года после лечения закрытых переломов костей голени, точность и экономичность выполнения локальных инструментальных моторных тестов (воспроизведение переднелатеральной группой мышц ступенчатого сигнала) ниже при использовании ранее травмированной конечности.
2. Данные кинезиометрии свидетельствуют об ослаблении (или искажении) афферентного контроля произвольной регуляции мышечного напряжения на стороне травмы.
3. Асимметрия контрактильных характеристик тестируемой группы мышц голени связана с некомпенсированным выпадением части мышечных волокон из состава двигательных единиц.
4. Выявленные изменения в центральных и периферических сенсомоторных структурах ранее травмированной конечности носят частично обратимый характер.

ЛИТЕРАТУРА

1. Арутюнян Р.С. Ответы мышечных веретен «быстрых» и «медленных» мышц на механические раздражения при гипокинезии / Р.С. Арутюнян, Г.А. Наследов // Нейрофизиология. — 1978. — Т. 10, № 2. — С. 186–192.
2. Атаев З.М. Изометрическая гимнастика при лечении переломов трубчатых костей / З.М. Атаев. — М.: Медицина, 1973. — 160 с.

3. Взаимосвязь упруго-вязких свойств мышц и точности управления движениями / Ф.М. Талышев, Т.И. Федина, О.И. Уланов, А.И. Бурханов // Физиологические основы управления движениями. — М., 1977. — С. 147–159.
4. Влияние работы и утомления мышцы на функциональное состояние ее рецепторного аппарата / О.П. Добромыслова, И.А. Аверьянова, В.П. Чирков, Г.М. Пивоварова // 12-й съезд Всесоюзного физиологического общества им. И.П. Павлова. — Тбилиси, 1975. — Т. 3. — С. 127.
5. Добромыслова О.П. Реакция мышечных веретен на изменения кровоснабжения мышцы / О.П. Добромыслова, Р.С. Орлов, Г.М. Пивоварова // Докл. АН СССР. — 1977. — Т. 234. — № 4. — С. 971–973.
6. Изменение электрической активности на различных уровнях нервной системы при очаговом поражении тканей на периферии / С.И. Франкштейн, З.Г. Биятова, З.Н. Сергеева, Л.Н. Смолин // Электрофизиология нервной системы. — Ростов-на-Дону, 1963. — С. 408–409.
7. Котельников Г.П. Наша трактовка травматической болезни / Г.П. Котельников, И.Г. Труханова // Человек и его здоровье: Матер. 8-го Росс. национального конгресса. — СПб., 2003. — С. 20.
8. Котельников Г.П. Травматическая болезнь: клиничко-патогенетическое, диагностическое и прогностическое значение изменений в системе гемостаза / Г.П. Котельников, В.А. Кондурцев, И.Г. Чеснокова // Клиническая медицина. — 1998. — № 1. — С. 31–34.
9. Котельников Г.П. Травматическая болезнь: актуальные проблемы концепции и их решение / Г.П. Котельников, И.Г. Чеснокова, Е.В. Адонина // Человек и его здоровье: Матер. 6-го Росс. национального конгресса. — СПб., 2001. — С. 153.
10. Коц Я.М. Организация произвольного движения / Я.М. Коц. — М.: Наука, 1975. — 248 с.
11. Крыжановский Г.Н. Патологические доминанта и детерминанта в патогенезе нервных и психических расстройств / Г.Н. Крыжановский // Журнал неврологии и психиатрии. — 2002. — № 3. — С. 4–8.
12. Крыжановский Г.Н. Функциональная дезинтеграция и принцип растормаживания в патологии / Г.Н. Крыжановский // Механизмы повреждения, резистентности, адаптации и компенсации. — Ташкент, 1976. — Т. 1. — С. 26–30.
13. Кулагин В.К. Патологическая физиология травмы и шока / В.К. Кулагин. — М.: Медицина, 1978. — 296 с.
14. Лебедева Л.И. Клинико-физиологическая оценка функционального состояния мышц у больных с переломами костей голени при чрезкостном стабильном остеосинтезе / Л.И. Лебедева, Н.В. Новицкая, К.К. Стэльмах. — Теоретические аспекты в травматологии и ортопедии: Труды СНИИТО. — Свердловск, 1974. — Т. 13. — С. 90–100.
15. Наследов Г.А. О нарушении координации двигательных центров при иммобилизации конечностей / Г.А. Наследов, В.Н. Филиппова // Физиол. журн. СССР. — 1958. — Т. 24, № 6. — С. 526–533.
16. Оксенгендлер Г.И. О влиянии работы за пультом управления на некоторые показатели функционального состояния двигательного аппарата / Г.И. Оксенгендлер // Гигиена и санитария. — 1966. — № 1. — С. 35–38.
17. Савчук В.И. Зависимость интенсивности проприоцептивной афферентации от состояния регионарного кровообращения / В.И. Савчук, С.Н. Антонов // Косм. биол. и мед. — 1971. — № 2. — С. 87–88.
18. Франкштейн С.И. Нарушение и восстановление функций поврежденного органа / С.И. Франкштейн. — М.: Медгиз, 1948.
19. Франкштейн С.И. Рефлексы патологически измененных органов / С.И. Франкштейн. — М.: Медгиз, 1951.
20. Франкштейн С.И. Электрическая активность нервной системы и восстановление / С.И. Франкштейн // Современные проблемы физиологии и патологии нервной системы. — М.: Медицина, 1965. — С. 152–164.
21. Шеин А.П. АРМ «Миотест». 1. Описание базовой методики / А.П. Шеин, Г.А. Криворучко, М.С. Сайфутдинов // Автоматизированное рабочее место врача: Сб. докл. между. научн.-практ. конф. — Днепропетровск: ИПК ИнКомЦентра УГХТУ, 2002. — С. 176–179.
22. Шеин А.П. АРМ «Миотест». 2. Алгоритмы обработки данных / А.П. Шеин, Г.А. Криворучко, М.С. Сайфутдинов // Автоматизированное рабочее место врача: Сб. докл. между. научн.-практ. конф. — Днепропетровск: УГХТУ, 2002. — С. 180–183.
23. Шеин А.П. Асимметрия скоростно-силовых и биоэлектрических характеристик мышц у здоровых субъектов / А.П. Шеин, Г.А. Криворучко // 7-я Всеросс. конф. по биомеханике: Тез. докл. — Нижний Новгород, 2004. — С. 114–166.
24. Шеин А.П. Динамометрический стенд с аналого-цифровой индикацией для тестирования мышц голени / А.П. Шеин, Б.И. Кудрин // Теория и практика физической культуры. — 1980. — № 8. — С. 53–54.
25. Buchthal F. An introduction to electromyography / F. Buchthal. — Copenhagen: Gyldendal, 1957. — 43 p.
26. Buchthal F. Motor unit territory in different human muscles / F. Buchthal, F. Erminio, P. Rosenfalck // Acta Physiol. Scand. — 1959. — Vol. 45, N 1. — P. 72–87.
27. Maier A. Adaptation to long-term stretch in the passive discharge of muscle spindles / A. Maier, E. Eldred // Exp. Neurol. — 1976. — Vol. 52, N 1. — P. 49–57.
28. Wilson V.J. Regulation and function of renshaw cell discharge / V.J. Wilson // Muscular afferents and motor control: Nobel sympos. — Stockholm, 1966. — P. 317–329.