

УДК [611.738.2/.7+616.711-007.55]:612.741(086.8)

*Т.И. Долганова, Е.Н. Щурова, Д.В. Долганов,  
О.М. Сергеенко, А.О. Трофимов, М.А. Ахмедова*

## ЛОКОМОТОРНАЯ КИНЕТИКА МЫШЦ НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ В НОРМЕ И ПРИ ИДИОПАТИЧЕСКОМ СКОЛИОЗЕ

Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова»  
Министерства здравоохранения Российской Федерации, Курган, Россия

**Резюме.** Определение «мышечного сократительного потенциала» является прогностическим критерием в оценке локомоторных возможностей. **Цель** — оценить локомоторный профиль сократительного потенциала мышц нижних конечностей в норме и при идиопатическом сколиозе. **Материал и методы.** Группы подростков: 1 — здоровые, 2 — идиопатический сколиоз. **Методики исследования:** динамометрия, 3D-видеоанализ походки. **Результаты.** При идиопатическом сколиозе относительный момент силы мышц в изометрическом режиме снижен относительно здоровых для: разгибателей бедра на 36% ( $p=0,00106$ ), сгибателей бедра — на 33% ( $p=0,0002$ ), отводящих бедро — на 38% ( $p=0003$ ), разгибателей голени — на 37% ( $p=3,22E-07$ ), сгибателей голени — на 42% ( $p=4,15E-06$ ). У здоровых — локомоторный «мышечный резерв» при скорости ходьбы 3,7–4,3 км/час составил для разгибателей и сгибателей бедра — 65%–75%, приводящих бедро — 30–40%, отводящих бедро — 80–90%, разгибателей голени — 70–80%, сгибателей голени — 80–90%, тыльных сгибателей стопы — 75–90%. Кинетические параметры мышц подошвенных сгибателей стопы при формировании опорного толчка превышали изометрический максимум силы на 30–40%. При идиопатическом сколиозе дистальные группы мышц не имели признаков функционального поражения; проксимальные группы мышц проявили признаки функциональной недостаточности. Локомоторный «мышечный резерв» при той же скорости снижен для антигравитационных мышц-разгибателей бедра на 40%, разгибателей голени на 70%. При сниженной мощности работы тазобедренного сустава (на 28%) суммарная мощность работы всех суставов достоверно не отличалась от значений контроля за счет компенсаторного увеличения мощности работы коленного и голеностопного суставов (на 20%). **Заключение.** В локомоторных стереотипах у пациентов со сколиозом наблюдалась картина приспособительного перераспределения кинетического потенциала сократительной функции с одних суставных мышц на другие.

**Ключевые слова:** мышцы нижних конечностей, кинетика, сократительный потенциал мышц, подростки, здоровые, идиопатический сколиоз

Конфликт интересов отсутствует.

Контактная информация автора, ответственного за переписку:

Долганова Тамара Игоревна

[rjik532007@rambler.ru](mailto:rjik532007@rambler.ru)

Дата поступления 11.11.2022

Образец цитирования:

Долганова Т.И., Щурова Е.Н., Долганов Д.В., Сергеенко О.М., Трофимов А.О., Ахмедова М.А. Локомоторная кинетика мышц нижних конечностей в норме и при идиопатическом сколиозе. [Электронный ресурс] Вестник уральской медицинской академической науки. 2023, Том 20, № 1-2, с. 5–16, DOI: 10.22138/2500-0918-2023-20-1-5-16

### Введение

Нарушения статики туловища у подростков с идиопатическим сколиозом проявляются в виде из-

менения биомеханического баланса тела и искажения всего сенсомоторного контроля, связанного с его адаптацией и постуральной интеграцией [1]. Существует мнение, что аномальные реакции постурального равновесия являются следствием инфантильности системы нервно-мышечного веретена [2]. Результаты генетических исследований свидетельствуют о том, что некоторые локусы риска идиопатического сколиоза сформировались в зонах, располагающихся около или внутри генов, связанных с биогенезом заинтересованных мышц [3, 4]. Принято считать, что изменения походки у этой категории пациентов являются вторичными по отношению к наличию деформации [5], и основные компенсаторные механизмы биомеханики ходьбы направлены на поддержание и контроль постурального баланса тела и его сенсомоторную адаптацию [1]. У пациентов с идиопатическим сколиозом по сравнению со здоровыми сверстниками, наряду с измененным вертикальным паттерном динамики общего центра массы тела (GRF), наблюдалась значительно более длительная активность *m.m. rectus femoris, semitendinosus, tibialis anterior* и *gastrocnemius* [5, 6], а также регистрировалось увеличение асимметрии времени активации мышечных ответов [7].

Анализ содержания современных обзоров литературы показывает, что в настоящее время отсутствуют аргументированные утверждения относительно характера влияния сколиотической деформации на кинетические и кинематические параметры опорно-двигательной системы [8]. Но отмечено, что при идиопатическом сколиозе регистрируется слабость четырехглавой мышцы [9, 10], снижение подвижности плеч, таза и тазобедренного сустава, которые сочетались с увеличением на 30% потребления кислорода при ходьбе. В целом, мышечная работоспособность снижена на 29%, что интерпретируется как долговременная адаптация к экономии энергии при снижении мышечной эффективности [11].

Для оценки изменений в постуральном и локомоторном статусе мышц A. Fosang и R. Baker [12] предложили метод сопоставления произвольного измерения максимальной мышечной силы в изометрическом режиме с учетом расчетных суставных моментов силы во время ходьбы. Значения произвольной изометрической силы выражали в тех же единицах, что и расчетные суставные моменты силы из анализа 3D-походки ( $H^*m/kg$ ), т.е. с учетом величины рычага от точки приложения силы до точки вращения сустава. Такой подход позволил сравнивать генерируемые двигательным стереотипом суставные моменты силы во время ходьбы с показателями динамометрии соответствующих групп мышц в том же суставе при максимальном произвольном сокращении. Указанные соотношения моментов силы оценивались у детей с двигательными нарушениями и со сниженной мышечной функцией при ходьбе. Было установлено, что мышечная сила при максимальном произвольном сокращении может быть диагностически более ценной для выработки мощности опорного толчка. Сопоставление моментов мышечной силы указанным методом позволило определять «мышечный сократительный резерв» разных групп и оказалось более ценным прогностическим критерием в оценке локомоторных возможностей [13].

Несмотря на достаточно высокую распространенность подросткового идиопатического сколиоза (с углом Кобба более  $10^\circ$ ) в общей популяции населения различных регионов мира (от 0,93 до 12%) [14] и значительное снижение мышечной работоспособности (на 29%) у данных пациентов [11], исследованию «сократительного резерва» разных групп мышц нижних конечностей у подростков с идиопатическим сколиозом не уделено должного внимания.

Цель исследования – оценить локомоторный профиль сократительного потенциала мышц нижних конечностей в норме и при идиопатическом сколиозе.

### Материалы и методы исследования

В исследовании принимали участие 18 подростков. Обследуемые были разделены на две группы, идентичные по полу и возрасту: 1 группа – здоровые подростки (2 мальчика, 7 девочек) в возрасте от 13 до 18 лет (в среднем 15,7 лет); 2 группа – подростки с идиопатической деформацией позвоночника (2 мальчика, 7 девочек) в возрасте от 13 до 18 лет (в среднем 16,2 года). У подростков с идиопатическим сколиозом, в неврологическом статусе не было выявлено двигательных, рефлекторных и чувствительных нарушений. При R-исследовании у пациентов с идиопатическим сколиозом были исключены пороки развития позвоночника, все пациенты со сколиозом имели тип деформации Lenke 1. Проведенные МРТ-исследования свидетельствовали об отсутствии изменений структуры спинного мозга (по типу миелопатии, сирингомиелии). Основная дуга деформации рас-

полагалась на уровне позвонков Th7-Th12 и составляла  $49,3 \pm 3,9^\circ$  Cobb, компенсаторная  $29,4 \pm 4,1^\circ$  Cobb — на уровне позвонков L1-L3.

Критерий включения: пациенты с идиопатическим сколиозом, ранее не лечившиеся хирургическими методами, тип сколиоза Lenke 1.

Критерий исключения: пациенты с другими формами сколиоза, пациенты с идиопатическим сколиозом после хирургической коррекции деформации позвоночника.

Методики исследования: динамометрия — специализированные динамометрические стенды для тестирования мышц бедра и голени, разработанные в Центре Илизарова [15, 16], 3D-видеоанализ походки.

Объект исследования: мышцы сгибатели /разгибатели бедра, приведение /отведение бедра, сгибатели /разгибатели голени, сгибатели /разгибатели стопы.

В процессе исследования производили оценку максимального момента силы тестируемой группы мышц, отнесенного к весу тела (MF, Н\*м/кг). Нормированные относительно веса тела кинетические данные регистрировались на шести динамометрических платформах KISTLER (Швейцария) в процессе видеоанализа походки с технологией видеозахвата пассивных маркеров (8 оптических камер Qualisys 7+). Анализ кинетики с данных динамометрических платформ проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion) с автоматизированным расчетом значений [17]. Рассчитывалась мощность работы суставов (тазобедренный, коленный, голеностопный) и их обобщенная пиковая мощность как сумма абсолютных величин генерации и релаксации всех суставов [18].

Реализуемая сократительная функция тестируемой группы мышц при ходьбе оценивалась как отношение расчетной кинетической величины суставного момента силы мышц к их изометрическому максимуму при произвольном сокращении, выраженного в процентах, а «сократительный мышечный резерв или потенциал» — как остаточный % от реально используемой сократительной функции, регистрируемой при ходьбе.

Статистическая обработка данных производилась с помощью пакета анализа данных Microsoft Excel-2010 и AtteStat [19]. Учитывая выборочные совокупности (в группах по 9 человек) и число наблюдений, равное числу конечностей ( $n=18$ ), использована непараметрическая статистика. Количественные характеристики показателей в выборочных совокупностях представлялись в таблицах в виде Me (25%÷75%), а статистическая значимость различий определялась с использованием непарного критерия Вилкоксона для независимых переменных. Уровень статистической значимости указывался по критерию «р» при  $p < 0,05$ .

Все исследования проведены в соответствии с этическими стандартами Хельсинкской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» с поправками. Всеми законными представителями пациентов было подписано информированное согласие на публикацию данных, полученных в результате исследований, без идентификации личности.

### Результаты исследования

Анализ результатов исследования показал (табл. 1), что у подростков с идиопатическим сколиозом относительный момент силы при произвольном максимальном усилии в изометрическом режиме был статистически значимо снижен для разгибателей бедра на 36% ( $p_w = 0,00106$ ), сгибателей бедра — на 33% ( $p_w = 0,0002$ ), отводящих бедро — на 38% ( $p_w = 0,0003$ ), разгибателей голени — на 37% ( $p_w = 3,22E-07$ ), сгибателей голени — на 42% ( $p_w = 4,15E-06$ ). Дистальные группы мышц — тыльные и подошвенные сгибатели стопы, статистически не отличались от значений здоровых сверстников.

У здоровых подростков асимметрия всех исследуемых показателей динамометрии не превышала, в среднем, 15%. Индекс мышц-антагонистов для разгибателей/сгибателей бедра составил —  $1,1 \pm 0,18$ , отведение/приведение бедра —  $1,20 \pm 0,24$ , разгибателей/сгибателей голени —  $1,5 \pm 0,25$ , подошвенных/ тыльных сгибателей стопы —  $1,6 \pm 0,43$ .

У подростков со сколиозом только асимметрия силы мышц разгибатели бедра, участвующих в обеспечении баланса тела при ходьбе, была увеличена, в среднем, до 25%. Показатели асимметрии остальных групп мышц также не превышали, в среднем, 15%. При приблизительно одинаковом (33%-36%) уменьшении изометрической силы мышц разгибателей/сгибателей бедра и голени ин-

декс мышц-антагонистов статистически не имел достоверных отличий и составил: для разгибателей/сгибателей бедра —  $1,06 \pm 0,27$ ; для группы мышц отведение/приведение бедра —  $1,07 \pm 0,22$ , разгибателей/сгибателей голени —  $1,46 \pm 0,36$ , подошвенных/тыльных сгибателей стопы —  $1,7 \pm 0,45$ .

Таблица 1

Максимальные относительные моменты силы мышц нижних конечностей при произвольном максимальном усилии в изометрическом режиме

Table 1

Maximum relative moments of force of the muscles of the lower extremities at an arbitrary maximum effort in isometric mode

	Группа I; n= 18 (конечностей) Group I; n=18 (limbs)		Группа II; n=18 (конечностей) Group II; n=18 (limbs)	
	Н*м/кг N*m/kg	Асимметрия asymmetry	Н*м/кг N*m/kg	Асимметрия Asymmetry
Разгибатели бедра Hip extensors				
Me(25÷75)	2,26(2,00÷2,67)	0,89(0,86÷0,93)	1,46 (1,14÷1,89)* pw=0,00106	0,77(0,72÷0,89) pw=0,0025
Сгибатели бедра Hip flexors				
Me(25÷75)	2,23(1,91÷2,48)	0,84(0,82÷0,88)	1,50 (1,19÷1,80)* pw=0,0002	0,88(0,83÷0,94)
Приведение бедра Hip adduction				
Me(25÷75)	1,52(1,37÷1,84)	0,88(0,76÷0,92)	1,02 (0,89÷1,34)* pw=0,00147	0,93(0,76÷0,97)
Отведение бедра Hip abduction				
Me(25÷75)	1,81(1,64÷1,92)	0,91(0,79÷0,96)	1,13 (0,86÷1,42)* pw=0,00033	0,84(0,72÷0,94)
Разгибатели голени Tibia extensors				
Me(25÷75)	2,20(2,06÷2,52)	0,89(0,82÷0,95)	1,40 (0,97÷1,53)* pw =3,2E-07	0,83(0,81÷0,94)
Сгибатели голени Tibia flexors				
Me(25÷75)	1,48(1,39÷1,67)	0,90(0,88÷0,93)	0,87 (0,67÷0,97)* pw=4,1E-06	0,94(0,86÷0,98)
Тыльные сгибатели стопы Dorsal flexors				
Me(25÷75)	0,67(0,56÷0,78)	0,92(0,84÷1,00)	0,60(0,47÷0,75)	0,92(0,87÷0,99)
Подошвенные сгибатели стопы Plantar flexors				
Me(25÷75)	1,02(0,76÷1,31)	0,82(0,67÷0,95)	1,08(0,95÷1,24)	0,92(0,83÷0,95)

Примечание: \* — показана достоверность различий значений относительно группы I (здоровые), pw — критерий Вилкоксона. Note: \* — shows the significance of differences in values relative to group I (healthy), pw — Wilcoxon test

Мощностные характеристики суставных мышц в целом повторяли обобщенную кинетическую картину силовых показателей (табл. 3), при сколиотической деформации позвоночника также зарегистрировано статистически значимое снижение пиковой мощности работы тазобедренного сустава (на 28%,  $pw=0,009$ ). При этом, несмотря на то, что мощностные параметры работы коленного и голеностопного суставов оказались увеличены на 22 и 16% соответственно, статистически значимых отличий по сравнению с контрольной группой не выявлено, и обобщенная суммарная мощность работы суставов при одинаковых скоростях также не имела значимых от нормы отличий (табл. 3).

Таблица 2

Кинетические параметры моментов силы мышц (Н\*м/кг) при ходьбе в привычном темпе

Table 2

Kinetic parameters of the moments of muscle strength (N\*m/kg) when walking at the usual pace

	Группа I; n= 18 (конечностей) Group I; n=18 (limbs)		Группа II; n=18 (конечностей) Group II; n=18 (limbs)	
Скорость ходьбы Walking speed	4,0(3,7÷4,3) км/час km/h		4,0(3,7÷4,3) км/час km/h	
	Н*м/кг N*m/kg	Асимметрия Asymmetry	Н*м/кг N*m/kg	Асимметрия Asymmetry
Разгибатели бедра Hip extensors				
Me(25÷75)	0,69 (0,52÷0,75)	0,88 (0,81÷0,93)	0,69 (0,63÷0,80)	0,88 (0,85÷0,90)
Сгибатели бедра Hip flexors				
Me(25÷75)	-0,68 (-0,88÷-0,51)	0,92 (0,84÷0,96)	-0,43 (-0,62÷-0,34)* pw =0,013	0,88 (0,84÷0,94)
Приведение бедра Hip adduction				
Me(25÷75)	0,98 (0,85÷1,01)	0,92 (0,84÷0,96)	0,86 (0,74÷0,96)	0,88 (0,82÷0,91)
Отведение бедра Hip abduction				
Me(25÷75)	-0,13 (-0,16÷-0,06)	0,60 (0,33÷0,65)	-0,08 (-0,16÷-0,03)	0,44 (0,17÷0,75)
Разгибатели голени Tibia extensors				
Me(25÷75)	0,59 (0,41÷0,67)	0,88 (0,64÷0,91)	0,57 (0,47÷0,72)	0,83 (0,71÷0,85)
Сгибатели голени Tibia flexor				
Me(25÷75)	-0,14 (-0,22÷-0,05)	0,60 (0,40÷0,61)	-0,11 (-0,14÷-0,03)	0,27 (0,19÷0,42)* pw= 0,0025
Тыльные сгибатели Dorsal flexors				
Me(25÷75)	-0,11 (-0,14÷-0,08)	0,74 (0,63÷0,91)	-0,09 (-0,12÷-0,07)	0,81 (0,76÷0,88)
Подопшвенные сгибатели стопы Plantar flexors				
Me(25÷75)	1,38 (1,30÷1,54)	0,96 (0,95÷0,97)	1,43 (1,33÷1,51)	0,93 (0,92÷0,97)

Примечание: \* — показана достоверность различий значений относительно группы I (здоровые); pw — критерий Вилкоксона. Note: \* — shows the significance of differences in values relative to group I (healthy), pw — Wilcoxon test

Таблица 3

Пиковая мощность работы суставов (Вт/кг) при ходьбе в привычном темпе

Table 3

Peak joint power (W/kg) when walking at a normal pace

	Группа I; n= 18 (конечностей) Group I; n=18 (limbs)		Группа II; n=18 (конечностей) Group II; n=18 (limbs)	
Скорость ходьбы	4,0(3,7÷4,3) км/час km/h		4,0(3,7÷4,3) км/час km/h	
	Вт/кг W/kg	Асимметрия asymmetry	Вт/кг W/kg	Асимметрия Asymmetry
Тазобедренный сустав Hip joint				
Me(25÷75)	1,31(1,17÷1,66)	0,83(0,79÷0,98)	0,95(0,84÷1,23) pw =0,009	0,83(0,78÷0,94)
Коленный сустав Knee joint				
Me(25÷75)	1,42(1,27÷1,85)	0,85(0,83÷0,92)	1,74(1,43÷2,01)	0,86(0,83÷0,92)
Голеностопный сустав Ankle joint				
Me(25÷75)	2,92(2,56÷3,54)	0,84(0,79÷0,91)	3,40(2,71÷4,32)	0,88(0,85÷0,93)
Суммарная мощность работы суставов The total power of the joints				
Me(25÷75)	5,68(5,12÷6,54)	0,85(0,83÷0,65)	6,32(5,16÷7,73)	0,89(0,86÷0,94)

Примечание: \* — показана достоверность различий значений относительно группы I (здоровые); pw — критерий Вилкоксона. Note: \* — shows the significance of differences in values relative to group I (healthy), pw — Wilcoxon test

У пациентов со сколиозом кинетические значения моментов силы мышц разгибателей бедра и разгибателей голени статистически не отличались от значений здоровых сверстников, их сократительная функция при ходьбе использовалась до 50% от своего изометрического максимума (табл.

4). То есть, у больных со сколиозом использование изометрического максимума тестируемых групп мышц оказалось статистически значимо больше и составило: для разгибателей бедра на 40% ( $p_w = 0,041$ ), а для разгибателей голени на 70% ( $p_w = 0,033$ ).

Снижение кинетических показателей момента силы мышц сгибателей бедра и сгибателей голени оказалось пропорционально уменьшению их изометрического максимума, поэтому и при ходьбе использование сократительного резерва мышц сгибателей бедра и голени статистически значимо не отличались от значений контроля, составив, в среднем 30% и 10% соответственно. Находясь при формировании опорного толчка в оптимальных естественных условиях функционирования, сократительная функция мышц подошвенных сгибателей стопы в выборочных совокупностях, как у здоровых, так и у пациентов, оказалась на 35 и 30% больше значений изометрического максимума соответственно, и при установке стопы под углом 90° не имела статистически значимых различий.

Таблица 4  
Показатели использования сократительного потенциала отдельных групп мышц нижней конечности (%)

Table 4

Indicators of the use of the contractile potential of individual muscle groups of the lower limb (%)

	Группа I; n= 18 (конечностей) Group I; n=18 (limbs)	Группа II; n=18 (конечностей) Group II; n=18 (limbs)
	Me(25÷75)	Me(25÷75)
Разгибатели бедра Hip extensors	30,5(21,4÷41,1)	50,0(39,2÷64,5)* $p_w = 0,041$
Сгибатели бедра hip flexors	30,9(25,0÷40,3)	31,5(22,2÷47,1)
Приведение бедра Hip adduction	64,4(54,7÷85,6)	83,0(65,9÷105,3)
Отведение бедра Hip abduction	7,2(3,9÷14,4)	8,1(1,99÷12,4)
Разгибатели голени Tibia extensors	26,8(17,6÷37,4)	47,7(36,4÷71,2)* $p_w = 0,033$
Сгибатели голени Tibia flexor	9,5(5,35÷16,4)	9,1(3,3÷17,4)
Тыльные сгибатели Dorsal flexors	16,4(12,8÷26,4)	15,3(10,2÷20,3)
Подошвенные сгибатели Plantar flexors	135,0(87,8÷194,4)	129,6(104,7÷157,2)
Подошвенные сгибатели Plantar flexors	135,0(87,8÷194,4)	129,6(104,7÷157,2)

Примечание: \* — показана достоверность различий значений относительно группы I (здоровые);  $p_w$  — критерий Вилкоксона. Note: n — the number of limbs. \* — shows the significance of differences in values relative to group I (healthy),  $p_w$  — Wilcoxon test.

### Обсуждение результатов

Показатели кинетики во многом определяются скоростью ходьбы [18], поэтому, при одинаковых скоростях походки у подростков обеих групп показатели суммарной мощности работы суставов статистически значимо не отличались. Однако, при отдельном сегментарном сопоставлении сократительных характеристик, у пациентов с идиопатическим сколиозом оказались значимо снижены показатели кинетики группы мышц сгибателей бедра (на 27%,  $p_w = 0,013$ ) и увеличен коэффициент асимметрии до 73% ( $p_w = 0,0025$ ) для группы мышц сгибателей голени. Такая ситуация функционирования интерпретируется как компенсаторная реакция «правила оптимума» работы мышц при скрытой (компенсированной) сгибательной позиции в тазобедренном суставе. Она, как правило, возникает при нарушении вертикализации позвоночника, в результате которой для поддержания динамического баланса осевого скелета используются компенсаторные механизмы с увеличением сгибательной позиции в тазобедренном суставе и компенсаторным кинетическим увеличением момента силы мышц разгибателей бедра и кинетическим уменьшением момента силы мышц сгибателей бедра.

Наряду с измененным вертикальным паттерном динамики общего центра массы тела, регистрируемые изменения в функциональном состоянии постуральных мышц у пациентов с идиопатическим сколиозом, как и предполагалось, логичней связывать с тем, что они являются вторичными по отношению к наличию деформации [2]. Такое предположение получило подтверждение и в проведенном нами исследовании.

Во-первых, у пациентов с идиопатическим сколиозом относительный момент силы при произвольном максимальном усилии в изометрическом режиме был статистически значимо снижен (на 20%-50%) в проксимальных группах мышц, участвующих в поддержании вертикального положения тела, в выпрямлении туловища и стабилизации таза.

Во-вторых, показатель асимметрии силы мышц разгибателей бедра, участвующих в обеспечении баланса тела при ходьбе, был увеличен до 27% (в норме до 15%). Получается, что функциональные компенсаторные асимметрии в сократительной способности тестируемых постуральных мышц успешно согласуются с несимметричным характером морфологических изменений, которые связаны с атрофией мышечных волокон I типа, выполняющих продолжительную работу низкой интенсивности при поддержании позы [7]. Видимо, изменения соотношения типа волокон в результате продолжительного асимметричного нагружения, связанного с поддержанием баланса тела у пациентов со сколиозом, оказываются клинически значимыми, поскольку сопровождаются дискомфортом в ногах и быстрой утомляемостью [10].

В-третьих, у пациентов со сколиозом в связи со статистически значимой слабостью и асимметрией мышц бедра наблюдалась типичная картина приспособительного перераспределения двигательной нагрузки в локомоторном стереотипе с одних суставных мышц на другие. Если в норме, с увеличением скорости передвижения доля вклада мощности мышц тазобедренного сустава увеличивалась в локомоторном стереотипе на 10,8%, а коленного сустава на 15,3%, то доля вклада голеностопного сустава уменьшалась на 16,8% [18]. У больных с идиопатическим сколиозом статистически значимо сниженные значения пиковой мощности мышц тазобедренного сустава компенсировались большими медианными значениями генерируемой мощности коленного и голеностопного суставов (табл. 3). В первом случае мощностные характеристики проксимальных отделов конечности усиливались за счет ослабления дистальных, а во втором слабость мощностных характеристик проксимальных отделов восполнялась за счет усиления генерируемой мощности дистальных. В известных пределах компенсирующее влияние у пациентов при быстрой ходьбе и беге может создавать локальное тренировочное воздействие на отдельные группы мышц. Таким тренировочным воздействием можно также объяснить более высокие по сравнению с контролем медианные значения кинетических и изометрических показателей силы мышц подошвенных сгибателей стопы. Учитывая особенности мышечного потенциала разных групп, у пациентов с идиопатическим сколиозом при формировании реабилитационного процесса на дооперационном этапе следует рекомендовать: комплекс силовых упражнений для разгибателей бедра и голени; комплекс стабилизирующих упражнений для сгибателей бедра и голени.

### Заключение

У подростков с идиопатическим сколиозом тыльные и подошвенные сгибатели стопы (дистальные группы мышц) не имели признаков функционального поражения, а сгибатели/разгибатели бедра и голени (проксимальные группы мышц) имели признаки функциональной недостаточности в виде выраженной асимметрии (до 25%) и снижения силы в изометрическом режиме на 33–42%.

У здоровых подростков локомоторный «мышечный резерв» при скорости ходьбы 3,7÷4,3 км/час составил для мышц: разгибателей/сгибателей бедра 65–75%, приводящих бедро 30–40%, отводящих бедро 80–90%, разгибателей голени 70–80%, сгибателей голени 80–90%, тыльных сгибателей стопы 75–90%. У подростков с идиопатическим сколиозом локомоторный «мышечный резерв» при скорости ходьбы 3,7÷4,3 км/час оказался снижен как для разгибателей бедра (на 40%), так и для разгибателей голени (на 70%).

В отношении мышц подошвенных сгибателей стопы использованный метод оценки «сократительного резерва» оказался неинформативным, поскольку кинетические величины моментов силы превышали изометрические максимумы на 30–40%.

При одинаковом с контролем темпе ходьбы в локомоторных стереотипах у пациентов со сколио-

зом в связи со статистически значимой слабостью и асимметрией мышц бедра наблюдалась типичная картина приспособительного перераспределения кинетического потенциала сократительной функции с одних суставных мышц на другие. На фоне сниженной (на 28%) пиковой мощности работы мышц тазобедренного сустава показатели мощности работы коленного и голеностопного суставов в локомоторном стереотипе компенсаторно увеличены до 20%.

#### ЛИТЕРАТУРА

1. Yagci G., Yakut Y., Simsek E. The effects of exercise on perception of verticality in adolescent idiopathic scoliosis // *Physiotherapy Theory and Practice*. 2018. Vol.34. № 8. P. 579-588. <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1423429>
2. Pingot M., Czernicki J., Kubacki J. Assessment of muscle strength of hip joints in children with idiopathic scoliosis // *Ortop Traumatol Rehabil*. 2007. Vol. 9. № 6. P.636-643.
3. Zhu Z., Tang N.L., Xu L., Qin X., Mao S., Song Y. et al. Genome-wide association study identifies new susceptibility loci for adolescent idiopathic scoliosis in Chinese girls // *Nat Commun*. 2015. Vol. 6. P. 8355. <https://doi.org/10.1038/ncomms9355>.
4. Sharma S., Londono D., Eckalbar W.L., Gao X., Zhang D., Mauldin K. et al. A PAX1 enhancer locus is associated with susceptibility to idiopathic scoliosis in females // *Nat Commun*. 2015. Vol. 6. P. 6452. <https://doi.org/10.1038/ncomms7452>.
5. Garg B., Gupta M., Mehta N., Malhotra R. Influence of Etiology and Onset of Deformity on Spatiotemporal, Kinematic, Kinetic, and Electromyography Gait Variables in Patients with Scoliosis-A Prospective, Comparative Study // *Spine*. Vol.46. № 6. P.374-382. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000003796>
6. Haddas R., Ju K.L., Belanger T., Lieberman I.H. The use of gait analysis in the assessment of patients afflicted with spinal disorders // *Eur Spine J*. 2018. Vol. 27. № 8. P. 1712-1723. <https://doi.org/10.1007/s00586-018-5569-1>.
7. Haber C.K., Sacco M. Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle // *Arch Physiother*. 2015. Vol. 5. P. 4. <https://doi.org/10.1186/s40945-015-0001-1>.
8. Karimi M.T., Kavyani M., Kamali M. Balance and gait performance of scoliotic subjects: A review of the literature // *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016. Vol. 29. № 3. P.403-415. <https://doi.org/10.3233/BMR-150641>.
9. Щурова Е.Н., Сайфутдинов М.С., Долганова Т.И., Ахмедова М.А., Горбач А.П. Анализ степени вовлечённости мышц нижних конечностей в патологический процесс у подростков с идиопатическим сколиозом // *Acta biomedica scientifica*. 2021. Т. 6. № 2. С. 154-165. <https://doi.org/10.29413/ABS.2021-6.2.18>
10. Wallow E.B., Barreiro E., Gosker H., Sathyapala S.A., Sanchez F., Hopkinson N.S., Moxham J., Schols A., Gea J., Polkey M.I.; ENIGMA in COPD project. Quadriceps muscle strength in scoliosis// *Eur Respir J*. 2009. Vol.34. № 6. P. 1429-35. <https://doi.org/10.1183/09031936.00074008>.
11. Mahaudens P., Mousny M. Gait in adolescent idiopathic scoliosis. Kinematics, electromyographic and energy cost analysis // *Stud Health Technol Inform*. 2010. Vol.158. P.101-106.
12. Fosang A., Baker R. A method for comparing manual muscle strength measurements with joint moments during walking // *Gait Posture*. 2006. Vol. 24. № 4. P. 406–411.
13. Dallmeijer A.J., Baker R., Dodd K.J., Taylor N.F. Association between isometric muscle strength and gait joint kinetics in adolescents and young adults with cerebral palsy // *Gait Posture*. 2011. Vol. 33. № 3. P. 326-32. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.092>.
14. Negrini S., Donzelli S., Aulisa A.G., Czaprowski D. Schreiber S., Claude de Mauroy J., et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth // *Scoliosis Spinal Disord*. 2018. Vol.13. P. 3. <https://doi.org/10.1186/s13013-017-0145-8>.
15. Щуров В.А., Долганова Т.И., Долганов Д.В. Установка для измерения силы мышц бедра // *Медицинская техника*. 2014. № 1. С. 27-30.
16. Щуров В.А., Долганова Т.И., Долганов Д.В. Установка для измерения силы мышц голени // *Медицинская техника*. 2016. № 2. С. 37-39.
17. Аксенов А.Ю., Клишкова Т.А. Программа формирования отчета биомеханики ходьбы человека. Пат. РФ № 2020665238; опубл. 24.11.2020.



18. Долганова Т.И., Д.А. Попков, Д.В. Долганов, Г.М. Чибиров. Показатели кинетики локомоторных стереотипов у здоровых детей в различных скоростных диапазонах передвижения // Гений ортопедии. 2022. Т. 28, № 3. С. 417-424. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424>
19. Гайдышев И.П. Решение научных и инженерных задач средствами Excel, VBA и C/C++. Санкт-Петербург: ВХВ-Петербург, 2004. 512 с.

## Авторы

Долганова Тамара Игоревна  
Доктор медицинских наук  
Ведущий научный сотрудник научной лаборатории клиники нейроортопедии и системных заболеваний  
rjik532007@rambler.ru  
ORCID:<https://orcid.org/0000-0002-0117-3451>

Щурова Елена Николаевна  
Доктор биологических наук  
Ведущий научный сотрудник научной лаборатории Клиники патологии позвоночника и редких заболеваний  
elena.shurova@mail.ru  
ORCID:<https://orcid.org/0000-0003-0816-1004>

Долганов Дмитрий Владимирович  
Кандидат биологических наук  
Старший научный сотрудник научной лаборатории клиники нейроортопедии и системных заболеваний  
paradigma-dv@rambler.ru  
ORCID:<https://orcid.org/0000-0002-8708-1303>

Сергеенко Ольга Михайловна  
Кандидат медицинских наук  
Заведующая научной лабораторией Клиники патологии позвоночника и редких заболеваний  
pavlova.neuro@mail.ru,  
ORCID:<https://orcid.org/0000-0003-2905-0215>

Трофимов Анатолий Олегович  
Аспирант  
trofimov.doc@bk.ru  
ORCID:<https://orcid.org/0000-0003-3455-4530>

Ахмедова Мехрибан Ахмедовна  
Аспирант  
marina.ahmedova.90@mail.ru  
ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5486-6422>

Федеральное государственное бюджетное учреждение «Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова» Министерства здравоохранения Российской Федерации  
Курган, Россия

*T.I. Dolganova, E.N. Shchurova, D.V. Dolganov,  
O.M. Sergeenko, A.O. Trofimov, M.A. Ahmedova*

## LOCOMOTOR KINETICS OF THE LOWER EXTREMITIES IN HEALTHY INDIVIDUALS AND IDIOPATHIC SCOLIOSIS

Federal State Budgetary Institution National Ilizarov Medical Research Centre for  
Traumatology and Orthopedics of the RF Ministry of Health, Kurgan, Russian Federation

**Abstract. Aim:** The definition of «muscle contractile reserve» is a prognostic criterion in assessing locomotor capabilities. **Material and methods:** Groups of adolescents: 1-healthy, 2-idiopathic scoliosis. **Research methods:** dynamometry, 3D video analysis of gait. **Results:** In AIS, the relative isometric moment of force is reduced compared to healthy ones: in hip extensors by 36% ( $p=0.00106$ ), hip flexors by 33% ( $p=0.0002$ ), hip abductors by 38% ( $p=0.0003$ ), leg extensors by 37% ( $p=3.22E-07$ ), leg flexors by 42% ( $p=4.15E-06$ ). In healthy adolescents, the muscle reserve at a walking speed of 3.7-4.3 km/h was: in hip extensors and flexors 65-75%, hip adductors 30-40%, hip abductors — 80-90%, leg extensors — 70-80%, leg flexors — 80-90% and dorsal foot flexors — 75-90%. The kinetic values of the plantar flexors exceed the isometric maximum when the foot is placed at an angle of 90° by 30-40%. In AIS the distal muscle groups had no signs of functional damage; proximal muscle groups showed asymmetry (up to 25%) and a decrease in strength in the isometric mode by 33-42%. Muscle reserve at the same speed is reduced for anti-gravity muscles in AIS: in hip extensors by 40% and in leg extensors by 70%. The total joints power did not significantly differ from the control group.

**Conclusions:** In locomotor stereotypes in patients with scoliosis, there was a pattern of adaptive redistribution of the kinetic potential of the contractile function from one joint muscle to another.

**Keywords:** muscles of the lower extremities, locomotor kinetics, contractile potential of muscles, adolescents, idiopathic scoliosis

There is no conflict of interest.

Contact details of the corresponding author:

Tamara I. Dolganova  
rjik532007@rambler.ru

Received 11.11.2022r

For citation:

Dolganova T.I., Shchurova E.N., Dolganov D.V., Sergeenko O.M., Trofimov A.O., Ahmedova M.A. Locomotor kinetics of the lower extremities in healthy individuals and idiopathic scoliosis. [Online] Vestn. Ural. Med. Akad. Nauki. = Journal of Ural Medical Academic Science. 2023, Vol. 20, no. 1-2, pp. 5–16. DOI: 10.22138/2500-0918-2023-20-1-5-16 (In Russ)

### REFERENCES

1. Yagci G, Yakut Y, Simsek E. The effects of exercise on perception of verticality in adolescent idiopathic scoliosis. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2018; 34(8): 579-588. <https://doi.org/10.1080/09593985.2017.1423429>
2. Pingot M, Czernicki J, Kubacki J. Assessment of muscle strength of hip joints in children with idiopathic scoliosis. *Ortop Traumatol Rehabil*. 2007;9(6):636-643.
3. Zhu Z, Tang NL, Xu L, Qin X, Mao S, Song Y et al. Genome-wide association study identifies new susceptibility loci for adolescent idiopathic scoliosis in Chinese girls. *Nat Commun*, 2015; 6: 8355. <https://doi.org/10.1038/ncomms9355>.
4. Sharma S, Londono D, Eckalbar WL, Gao X, Zhang D, Mauldin K et al. A PAX1 enhancer locus is associated with susceptibility to idiopathic scoliosis in females. *Nat Commun*. 2015; 6: 6452. <https://doi.org/10.1038/ncomms7452>.
5. Garg B, Gupta M, Mehta N, Malhotra R. Influence of Etiology and Onset of Deformity

on Spatiotemporal, Kinematic, Kinetic, and Electromyography Gait Variables in Patients with Scoliosis-A Prospective, Comparative Study. *Spine*. 2021;46(6):374-382. <https://doi.org/10.1097/BRS.00000000000003796>

6. Haddas R, Ju KL, Belanger T, Lieberman IH. The use of gait analysis in the assessment of patients afflicted with spinal disorders. *Eur Spine J*. 2018; 27(8):1712-1723. <https://doi.org/10.1007/s00586-018-5569-1>.

7. Haber CK, Sacco M. Scoliosis: lower limb asymmetries during the gait cycle. *Arch Physiother*. 2015;5:4. <https://doi.org/10.1186/s40945-015-0001-1>.

8. Karimi MT, Kavyani M, Kamali M. Balance and gait performance of scoliotic subjects: A review of the literature. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2016; 29(3):403-15. <https://doi.org/10.3233/BMR-150641>.

9. Shchurova EN, Saifutdinov MS, Dolganova TI, Akhmedova MA, Gorbach AP Analysis of the Degree of Involvement of the Lower Limb Muscles in the Pathological Process in Adolescents with Idiopathic Scoliosis. *Acta Biomedica Scientifica*. 2021;6(2):154-165. <https://doi.org/10.29413/ABS.2021-6.2.18> (In Russ.)

10. Wallow EB, Barreiro E, Gosker H, Sathyapala SA, Sanchez F, Hopkinson NS, Moxham J, Schols A, Gea J, Polkey MI; ENIGMA in COPD project. Quadriceps muscle strength in scoliosis. *Eur Respir J*. 2009;34(6):1429-35. <https://doi.org/10.1183/09031936.00074008>.

11. Mahaudens P, Mousny M. Gait in adolescent idiopathic scoliosis. Kinematics, electromyographic and energy cost analysis. *Stud Health Technol Inform*. 2010;158:101-106.

12. Fosang A, Baker R. A method for comparing manual muscle strength measurements with joint moments during walking. *Gait Posture* 2006; 24(4 ):406–411.

13. Dallmeijer AJ, Baker R, Dodd KJ, Taylor NF. Association between isometric muscle strength and gait joint kinetics in adolescents and young adults with cerebral palsy. *Gait Posture*. 2011;33(3):326-32. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.10.092>.

14. Negrini S, Donzelli S., Aulisa AG, Czaprowski D. Schreiber S., Claude de Mauroy J., et al. 2016 SOSORT guidelines: orthopaedic and rehabilitation treatment of idiopathic scoliosis during growth. *Scoliosis Spinal Disord*. 2018.13:3. <https://doi.org/10.1186/s13013-017-0145-8>.

15. Shchurov VA, Dolganova TI, Dolganov DV. Femoral Muscle Dynamometer. *Biomedical Engineering*. 2014;48(1):30-32. <https://doi.org/10.1007/s10527-014-9410-9>. (In Russ.)

16. Shchurov VA, Dolganova TI, Dolganov DV. Device for Measuring Lower Leg Muscle Strength. *Biomedical Engineering*. 2016;50(2):124-127. <https://doi.org/10.1007/s10527-016-9602-6>. (In Russ.)

17. Aksenov A.YU., Klishkovskaya T.A. Programma formirovaniya otcheta biomekhaniki hod'by cheloveka. Pat. RF № 2020665238; opubl. 24.11.2020. (In Russ.)

18. Dolganova TI, Popkov DA, Dolganov DV, Chibirov GM. Indicators of the kinetics of locomotor stereotypes in healthy children in different speed ranges of movement. *Genij Ortopedii*. 2022; 28(3): 417-424. <https://doi.org/10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424>. (In Russ.)

19. Gajdyshev I.P. Reshenie nauchnyh i inzhenernyh zadach sredstvami Excel, VBA i S/S+++. Sankt-Peterburg: VHV-Peterburg, 2004. 512 s. (In Russ.)

#### Authors

Tamara I. Dolganova

M.D., Ph.D.

Leading researcher of the Scientific Laboratory of the Clinics for neuroorthopedics and systemic diseases  
rjik532007@rambler.ru

ORCID:<https://orcid.org/0000-0002-0117-3451>

Elena N. Shchurova

DSc in Biology

Leading researcher, Clinical Laboratory of the Clinic of Spine Pathology and Rare Diseases  
elena.shurova@mail.ru

ORCID:<https://orcid.org/0000-0003-0816-1004>

Dmitriy V. Dolganov

Ph.D. in Biology

Senior researcher of of the Scientific Laboratory of the Clinics for neuroorthopedics and systemic diseases

paradigma-dv@rambler.ru

ORCID <https://orcid.org/0000-0002-8708-1303>

Olga M. Sergeenko

MD

Neurosurgeon, orthopedic surgeon, Division of the Spinal Surgery

pavlova.neuro@mail.ru

ORCID: 0000-0003-2905-0215

Anatoliy O. Trofimov

Postgraduate

trofimov.doc@bk.ru

ORCID <https://orcid.org/0000-0003-3455-4530>

Mehriban A. Akhmedova

Postgraduate

marina.ahmedova.90@mail.ru

ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-5486-6422>

Federal State Budgetary Institution National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Orthopedics of the RF Ministry of Health

Kurgan, Russian Federation