

И.Д. Черепанов, Т.И. Долганова, Д.В. Долганов

ВЛИЯНИЕ «СКАНДИНАВСКОЙ ХОДЬБЫ» НА ПЕРЕСТРОЙКУ ЛОКОМОТОРНОГО ПРОФИЛЯ У ЖЕНЩИН С НАРУШЕННЫМ САГИТТАЛЬНЫМ БАЛАНСОМ

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

Резюме. Суждения о «скандинавской ходьбе» («СХ»), помогающей снизить нагрузку на нижние конечности при ортопедической патологии, не однозначны. **Цель** — установить влияние «СХ» на локомоторный профиль женщин с нарушенным сагиттальным балансом. **Материалы и методы.** Оценка локомоторного профиля методом видеоанализа походки проведена у 12 женщин 60-65 лет в лаборатории анализа походки Центра Илизарова. Выделены сопоставляемые группы по 6 человек без (1 группа) и с клиническими признаками сагиттального дисбаланса (2 группа). Все участники использовали обычную и «СХ» босиком, а участники 1 группы еще обычную ходьбу в ускоренном темпе. **Результаты.** У обследованных 1 группы увеличение скорости передвижения на 25% сопровождалось увеличением суммарной мощности работы суставных мышц нижней конечности при обычной ходьбе в ускоренном темпе на 51%, а при «СХ» на 17%. У обследованных 2 группы при «СХ» отсутствовало увеличение скорости ходьбы, но общий прирост суммарной мощности работы суставных мышц составил, в среднем, 30% со значительным увеличением работы мышечной активности голеностопного сустава. **Выводы.** При не нарушенном сагиттальном балансе и обычной ходьбе увеличение скорости на 25% осуществлялось за счет увеличения суммарной мощности работы суставных мышц нижней конечности на 51% с преимущественным увеличением мощности работы мышц тазобедренного сустава на 80%. При «СХ» у обследованных с сохраненным и нарушенным сагиттальным балансом туловища статистически значимо менялся локомоторный профиль мышечной активности с преимущественным увеличением мощности работы мышц голеностопного сустава на 37% и 81% соответственно. При клинических нарушениях баланса в условиях «СХ» регистрировались позитивные изменения в его коррекции и устойчивости походки. Снижался диапазон варьирования балансируемых величин.

Ключевые слова: динамический осевой баланс, кинематика, кинетика, видеоанализ походки, скандинавская ходьба

Конфликт интересов отсутствует.

Контактная информация автора, ответственного за переписку:

Черепанов Иван Дмитриевич

smilyha@yandex.ru

Дата поступления: 05.03.2024

Образец цитирования:

Черепанов И.Д., Долганова Т.И., Долганов Д.В. Влияние «скандинавской ходьбы» на перестройку локомоторного профиля у женщин с нарушенным сагиттальным балансом. [Электронный ресурс] Вестник уральской медицинской академической науки. 2024, Том 21, № 2, с. 194–206, DOI: 10.22138/2500-0918-2024-21-2-194-206

Физическая активность в виде «скандинавской ходьбы» рекомендуется в повседневной жизни как общеоздоровляющее мероприятие. При ее регулярном использовании отмечаются позитивные изменения: увеличивается длина шага (+10,4%, $P < 0,05$), скорость походки (+25,5%, $P < 0,05$) и прохо-

димые безостановочные дистанции (+14,8%, $P < 0,05$), [1, 2]. Кроме того, в условиях «скандинавской ходьбы» за счет уменьшения фронтального диапазона движений туловища улучшается поструральная стабильность [3] и обеспечивается лучшая координацию лопаток и таза [4]. Ощутимо изменяются темповые пространственно-временные характеристики походки [1] и биоэлектрическая активность мышц живота и разгибателей позвоночника (ЭМГ) [5]. Вместе с тем при всех положительных изменениях в условиях «скандинавской ходьбы» сохраняется возрастной гиперкифоз [6] и сагиттальный наклон туловища [7]. Наблюдаемые изменения имеют гендерные различия и при ходьбе с использованием палок статистически больше выражены у женщин [8]. Кроме того, некоторые исследователи полагают, что выводы о скандинавской ходьбе в качестве оздоравливающей физической активности, помогающей, в частности, снизить нагрузку на нижние конечности, могут быть ошибочными, поскольку регистрируемые параметры в значительной степени зависят только от скорости ходьбы [6, 9, 10].

Цель — установить влияние скандинавской ходьбы на локомоторный профиль женщин с нарушенным сагиттальным балансом.

Материалы и методы

Оценка локомоторного профиля методом видеоанализа походки (CGA) в лаборатории анализа походки Центра Илизарова (Iizarov Gait Analysis Laboratory) проведено проспективное исследование в амбулаторных условиях у 12 женщин 60-65 лет. Все женщины добровольно изъявили желание участвовать в обследовании.

Критерии включения контрольной группы: гендерная однородность, возраст 60-65 лет, отсутствие болевого синдрома позвоночника и суставов нижних конечностей, отсутствие клинических признаков нарушения сагиттального баланса тела.

Критерии включения экспериментальной группы: гендерная однородность, возраст 60-65 лет, отсутствие болевого синдрома позвоночника и суставов нижних конечностей, наличие клинических признаков нарушения сагиттального баланса тела.

Критерии исключения: мужской пол, возраст младше 60 лет и старше 65 лет, наличие болевого синдрома позвоночника и суставов нижних конечностей.

Выделены сопоставляемые группы:

1 — группа — 6 человек, не предъявлявших в анамнезе и на момент обследования жалобы на наличие болевого синдрома позвоночника и суставов нижних конечностей. У них отсутствовали признаки нарушения сагиттального баланса тела. Обследуемые 1 группы участвовали в трех тестах ходьбы на 7-метровой дорожке — ходили босиком в привычном и ускоренном темпе, а также в произвольном для них темпе с палками для «скандинавской ходьбы».

2 группа — 6 человек, с диагнозом — поясничный остеохондроз, стеноз позвоночного канала, на момент обследования предъявляли жалобы на слабость в нижних конечностях, клинически у всех определялись признаки нарушения сагиттального баланса. Пациенты отмечали, что использование вспомогательных средств передвижения в виде палок для «скандинавской ходьбы» придавало уверенности и увеличивало продолжительность безостановочного пути.

Обследуемые 2 группы участвовали только в двух тестах ходьбы — привычная и скандинавская походки в произвольном темпе. Тестирование ходьбы включало 15 регистраций походки на 7 метровой дорожке. После вработывания и стабилизации походки обследуемых для характеристики локомоторных профилей выбирались наиболее типичные варианты регистраций ($n=6$), в каждом из которых оценивались 2-3 цикла шага; для оценки параметров осевого баланса учитывались только данные, регистрируемые в конце теста.

Кинематические параметры походки регистрировались оптическими камерами Qualisys 7+ (8 камер компании Qualisys) с технологией видео захвата пассивных маркеров, а кинетические показатели с использованием шести динамометрических платформ KISTLER (Швейцария). При установке маркеров использовалась модель IOR. Графики усредненных величин цикла осуществлялись по циклическим совокупностям 12-15 шагов. По кинематическим графикам анализировались паттерны локомоторного профиля, принятые Дельфийской конвенцией со значениями нормы [11].

Оценка кинематических характеристик походки осуществлялась с помощью интегрального пока-

зателя «GPS». Общепринятый показатель оценки профиля походки (GPS) основан на варьировании кинематических данных движения в проекции трех плоскостях таза, бедра, в сагиттальной проекции голени и стопы, угла разворота стопы относительно вектора движения, коррелирует с визуальным эдинбургским показателем походки (EVGS) [12].

Показатели кинетики представлялись с учетом их отношения к весу обследуемых. Полному циклу шага соответствовал диапазон от 0 до 100% и все данные по оси абсцисс нормализовывались в его пределах. Анализ кинетики проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion) с автоматизированным расчетом значений по каждому циклу шага [13]. Были экспортированы и обработаны переменные: суммарная пиковая мощность мышечной активности тазобедренного, коленного и голеностопного суставов (W/kg); рассчитывалась суммарная общая пиковая мощность мышечной активности – как сумма абсолютных величин генерации и релаксации [10].

Количественная оценка динамического баланса осевого скелета методом 3D видеоанализа проводилась по расчетным параметрам SVA (в сагиттальной плоскости), CVA (во фронтальной плоскости), максимально приближенным к рентгенологическим точкам расчета сагиттального и фронтального баланса осевого скелета [14]. Динамический осевой баланс в горизонтальной плоскости количественно оценивался по углу APA (угол acromion — pelvis) [15].

Статистическая обработка данных производилась с помощью пакета анализа данных Microsoft EXCEL-2013 и AtteStat [16]. Учитывая количество наблюдений в группах, для обработки результатов использована непараметрическая статистика с принятием уровня значимости $p \leq 0,05$. Количественные характеристики выборочных совокупностей представлены в таблице в виде медианы с уровнем распределения процентилей 25%÷75% и числа наблюдений (n). Статистическую значимость различий определяли с использованием парного (внутри группы) и непарного (между группами) критерия Вилкоксона.

На проведение исследований было получено разрешение комитета по этике при ФГБУ «НМИЦ ТО им. Акад. Г.А. Илизарова». №521 от 10.10.2022 г. Исследования проводились в соответствии с этическими стандартами Хельсинской декларации Всемирной медицинской ассоциации «Этические принципы проведения научных медицинских исследований с участием человека» с поправками 2000 года, «Правилами клинической практики в Российской Федерации», утвержденными Приказом Минздрава РФ от 19.06.2003 года № 266.»

Результаты исследований

Результаты исследований представлены в таблицах 1, 2, 3.

Расчетные величины динамического осевого баланса туловища у обследованных 1, 2 групп представлены в таблице 1. Так, если в 1 группе с увеличением среднего темпа обычной ходьбы на 25% расчетные значения динамического баланса туловища в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостях статистически значимо не менялись, то при «скандинавской походке» медианные значения этого показателя отличались значимо. По сравнению с обычной ходьбой в привычном темпе скорость передвижения при «скандинавской походке» у обследуемых 1 группы в среднем увеличивалась на столько же, что и при походке в ускоренном темпе. Ожидаемо, через опорные реакции рук при ходьбе, статистически значимо ($p < 0,05$) уменьшился угол сагиттального наклона туловища, при этом, если величины диапазонов колебаний осевого баланса в сагиттальной и фронтальной плоскостях стабилизировались, то амплитуда колебаний угла APA (acromion — pelvis) увеличилась в 2,3 раза.

Таблица 1
Значения динамического осевого баланса туловища Me (25%÷75%)
Table 1
Values of the dynamic axial balance of the trunk Me (25%÷75%)

Группа 1 Group 1 (n=6)			Группа 2 Group 2 (n=6)	
Привычный темп ходьбы Habitual pace of walking	Ускоренный темп ходьбы Fast pace of walking	«Скандинавская ходьба» «Nordic walking»	Привычный темп ходьбы Habitual pace of walking	«Скандинавская ходьба» «Nordic walking»
Скорость ходьбы (км/час) Walking speed (km/h)				
2,5 (2,4÷2,8)	3,2 (3,0÷3,4)	3,2 (3,0÷3,5)	2,6 (2,5÷2,6)	2,6 (2,5÷2,7)
Сагиттальный баланс статика (SVA), мм Sagittal balance static (SVA), mm				
-12,0 (-13,1 ÷ -10,5)	-60,0 (-63,0 ÷ -55,0) P1<0,05			
Максимальные смещения при ходьбе (SVA max), мм Maximum walking displacement (SVA max), mm				
-61,7 (-68,0÷-30,0)	-64,1 (-77,4÷-31,4)	-25,0 (-25,8÷-21,9) P3<0,05	-149,5 (-158,5÷-138,5) P1<0,05	-100,8 (-114,0÷-82,1) P2<0,05
амплитуда колебания при ходьбе в сагиттальной плоскости SVA, мм the amplitude of the oscillation when walking in the sagittal plane SVA, mm				
30,1 (25,7÷32,5)	28,0 (20,0÷30,9)	30,1 (24,4÷30,8)	44,7 (40,1÷47,5) P1<0,05	32,1 (31,1÷37,3) P2<0,05
Фронтальный баланс статика (CVA), мм Frontal balance static (CVA), mm				
-1,5 (-4,4 ÷ 3,0)	5,1 (-3,9 ÷ 9,9)			
амплитуда колебания при ходьбе во фронтальной плоскости CVA, мм the amplitude of the oscillation when walking in the frontal plane CVA, mm				
22,0 (20,0÷25,2)	21,3 (20,9÷28,8)	29,9 (24,2÷32,8)	90,1 (88,9÷95,5) P1<0,05	40,7 (36,1÷41,0) P2<0,05
трансверзальный баланс статика (APA°, угол acromion – pelvis) transversal balance static (APA°, acromion – pelvis angle)				
-0,9 (-2,6÷3,1)	-0,5 (-4,1÷4,5)			
амплитуда колебания при ходьбе угла acromion – pelvis, (°) the amplitude of the oscillation during walking of the acromion – pelvis angle, (°)				
7,1 (6,0÷10,1)	9,5 (8,9÷14,5)	16,4 (12,9÷20,1) P3<0,05	8,4 (7,0 ÷11,0)	14,5 (12,9÷1,4) P2<0,05

Примечание. (-) — наклон вперед, наклон влево; (+) — наклон назад, наклон вправо

Показана достоверность значений:

P1 — относительно 1 группы, при скорости ходьбы 2,5 км/час;

P2 — различие в группе 2 при ходьбе без и с палками для «скандинавской ходьбы»

P3 — различие в группе 1 при ходьбе без и с палками для «скандинавской ходьбы»

группа 1 — ортопедических жалоб нет, клинически нарушений сагиттального баланса нет

группа 2 — безболевая форма дегенеративного поражения позвоночника с клиническими проявлениями нарушений сагиттального баланса.

Note. (-)— tilt forward, tilt to the left; (+) — tilt back, tilt to the right

The reliability of the values is shown:

P1 — relative to group 1, at a walking speed of 2.4 km/h;

P2 — difference in group 2 when walking without and with poles of «Nordic walking»

P3 — difference in group 1 when walking without and with poles of «Nordic walking»

group 1 — no orthopedic complaints, no clinical sagittal balance disorders

Group 2 — a painless form of degenerative spinal lesions with clinical manifestations of sagittal imbalance.

У обследованных 2 группы при обычной ходьбе выражено смещение проекции позвонка С7 относительно S1 в плоскости таза до 150 мм и на графиках точка проекции С7 была на уровне переднего контура плоскости таза или выходила за его пределы (рис 1.).

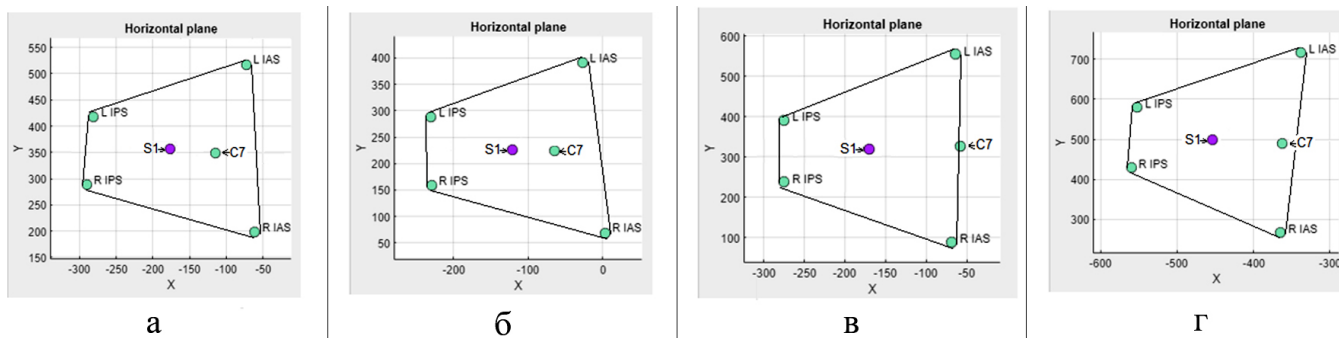


Рис. 1 Пример графического отражения проекции позвонка С7 относительно S1 на плоскости таза. Обследованная К. 65 лет из 1 группы: а — ходьба без палок, проекция С7 в пределах границ контура таза, средние значения SVA — 42,8 мм со смещением кпереди; б — ходьба с палками проекция С7 в пределах границ контура таза, средние значения SVA — 35,4 мм со смещением кпереди.

Обследованная Л. 65 лет из 2 группы: в — ходьба без палок, средние значения SVA — 112,2 мм со смещением кпереди, проекция С7 находится на передней границе контура таза; г — ходьба с палками проекция С7 в пределах границ контура таза, средние значения SVA — 90,7 мм

Fig. 1 An example of a graphical representation of the projection of the C7 vertebra relative to S1 on the pelvic plane.

The examined K. 65 years of age from group 1: a- walking without sticks, projection C7 within the boundaries of the pelvic contour, average SVA values — 42.8 mm with an anterior displacement; b – walking with sticks projection C7 within the boundaries of the pelvic contour, average SVA values — 35.4 mm with an anterior displacement.

The examined L. 65 years of age from 2 groups: c — walking without sticks, the average SVA values are 112.2 mm with an anterior displacement, the C7 projection is located on the anterior border of the pelvic contour; d — walking with sticks, the C7 projection is within the boundaries of the pelvic contour, the average SVA values are 90.7 mm

Амплитуды колебания SVA были увеличены: в сагиттальной плоскости в 1,5 раза ($p < 0,05$), во фронтальной плоскости в 4,0 раза ($p < 0,05$). В горизонтальной плоскости угол АРА не имел значимых отличий от таковых у обследованных в 1 группе. Увеличения скорости при скандинавской ходьбе у обследуемых 2 группы не наблюдалось. Обнаружилось статистически значимое ($p < 0,05$) уменьшение сагиттального наклона туловища с уменьшением амплитуды диапазона его колебаний в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Ожидается, за счет работы рук увеличивалась в 1,7 раза амплитуда колебания угла АРА (acromion — pelvis).

В первой группе усредненный показатель параметров кинематики GPS для оценки профиля походки (таблица 2) не имел статистически значимых различий ни при скандинавской ходьбе, ни при ходьбе с разным темпом (норма до 7,5). По сравнению с контролем во второй группе показатель GPS был значимо увеличен, но также не имел статистически значимых различий между «скандинавской походкой» и обычной ходьбой.

Сумма абсолютных значений параметров кинетики (табл. 2) мышц бедра и голени у обследованных 1 группы при ходьбе со средней скоростью 2,5 км/час составила 3,91 Н*м/kg, у пациентов 2 группы в условиях ходьбы без палок — 4,31 Н*м/kg.

У обследованных 60-65 лет при самостоятельной ходьбе для поддержания сагиттального баланса, компенсаторно увеличена сила антигравитационных мышц: при отсутствии сагиттального дисбаланса (1 группа) сила разгибателей бедра относительно значений условной нормы, предложенной разработчиками программы (серая кривая, построенная по данным молодых людей при скорости ходьбы 3,5–4,0 км/час), увеличена, в среднем, в 1,5 раза с пролонгацией активности до 40% цикла шага. Сила мышц аддукторов бедра увеличена, в среднем, в 1,3 раза. При клиническом сагиттальном дисбалансе (2 группа) сила разгибателей бедра — в 3,6 раза с пролонгацией активности до 60% цик-

ла шага, аддукторов бедра — в 1,6 раза. При уменьшении амплитуды разгибания в коленном суставе до $5,0^\circ$ (у обследованных 2 группы) снижена сила мышц разгибателей голени в 2,8 раза и компенсаторно увеличена сила мышц сгибателей голени (рис. 2).

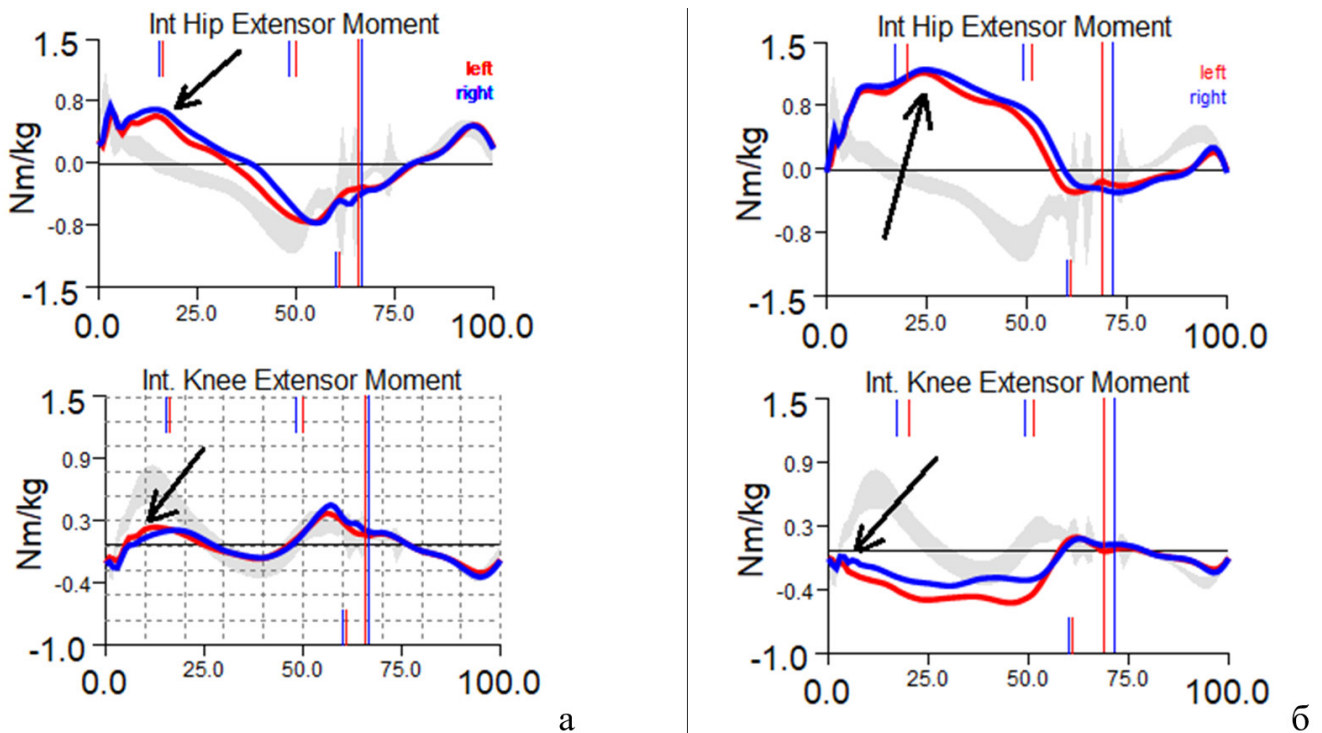


Рис. 2 Пример графиков кинетики разгибателей / сгибателей бедра и голени:
 а — обследованная К. 65 лет из 1 группы при ходьбе без палок при скорости ходьбы 2,5 км/час.
 б — обследованная Л. 65 лет из 2 группы при ходьбе без палок при скорости ходьбы 2,5 км/час
 Стрелками отмечены максимальный момент силы разгибателей бедра и голени

Fig. 1 Example graphs of the kinetics of hip and leg extensors/flexors:

a — examined K., 65 years old from group 1, walking without poles at a walking speed of 2.5 km/h.
 b — examined L., 65 years old from group 2, walking without poles at a walking speed of 2.5 km/h
 The arrows indicate the maximum moment of force of the hip and tibia extensors

Таблица 2
Значения кинетики (Me (25%÷75%); Н*м/kg)
Table 2
Kinetic values (Me (25%÷75%); Н*м/kg)

Группа 1 / Group 1 (n=12 dex+sin конечности legs)			Группа 2 / Group 2 (n=12)	
Привычный темп ходьбы Habitual pace of walking	Ускоренный темп ходьбы Fast pace of walking	Скандинавская ходьба Nordic walking	Привычный темп ходьбы Habitual pace of walking	Скандинавская ходьба Nordic walking
Скорость ходьбы (км/час) Walking speed (km/h)				
2,5 (2,4÷2,8)	3,2 (3,0÷3,4)	3,2 (3,0÷3,5)	2,6 (2,5÷2,6)	2,6 (2,5÷2,7)
Оценка профиля походки Gait profile Score (GPS)				
6,0 (5,3 ÷ 7,3)	6,5 (5,3 ÷ 7,5)	6,5 (5,7 ÷ 7,2)	9,6 (9,4 ÷ 9,9) P1<0,05	9,7 (9,5 ÷ 9,9)
разгибание бедра, Н*м/kg Hip extensor Moment Н*м/kg				
0,60 (0,49 ÷ 0,82)	0,85 (0,83 ÷ 1,03) P1<0,05	0,69 (0,62 ÷ 0,73)	1,21 (0,94 ÷ 1,52) P1<0,05	1,20 (1,0 ÷ 1,37)
сгибание бедра, Н*м/kg hip flexor Moment, Н*м/kg				
-0,58 (-0,54 ÷ -0,68)	-0,80 (-0,79 ÷ -0,84) P1<0,05	-0,60 (-0,59 ÷ -0,76)	-0,30 (0,18 ÷ 0,42) P1<0,05	-0,32 (0,20 ÷ 0,57)
приведение бедра, Н*м/kg hip adduction moment, Н*м/kg				
1,05 (0,94 ÷ 1,12)	1,06 (1,02 ÷ 1,16)	1,01 (0,86 ÷ 1,06)	1,32 (1,26 ÷ 1,57) P1<0,05	1,30 (1,14 ÷ 1,49)
разгибание голени, Н*м/kg knee extensor Moment, Н*м/kg				
0,42 (0,36 ÷ 0,52)	0,57 (0,48 ÷ 0,67)	0,53 (0,45 ÷ 0,73)	0,15 (0,09 ÷ 0,24) P1<0,05	0,17 (0,08 ÷ 0,29)
сгибание голени, Н*м/kg knee flexor Moment, Н*м/kg				
-0,07 (-0,03 ÷ -0,17)	-0,15 (-0,07 ÷ -0,27)	-0,24 (-0,18 ÷ -0,34)	-0,34 (-0,27 ÷ -0,55) P1<0,05	-0,37 (-0,22 ÷ -0,57)
подошвенное сгибание, Н*м/kg Ankle plantoflexor Moment, Н*м/kg				
1,08 (0,96 ÷ 1,31)	1,12 (1,07 ÷ 1,35)	1,28 (1,21 ÷ 1,44)	0,94 (0,88 ÷ 1,12)	0,99 (0,80 ÷ 1,02)

Показана достоверность значений:

P1 — относительно 1 группы при скорости ходьбы 2,5 км/час.

The reliability of the values is shown:

P1 — relative to group 1, at a walking speed of 2,5 km/h.

Суммарная мощность работы мышц нижних конечностей у обследованных 1 и 2 групп, составила соответственно 5,35 W/kg и 3,91 W/kg (табл.3).

Доля вклада в суммарную мощность работы мышц у обследованных 1 группы составила в среднем, для тазобедренного сустава 25,2%, для коленного 35,3%, для голеностопного 39,4% (табл. 3). Возрастание скорости ходьбы у обследованных 1 группы сопровождалось увеличением как процессов генерации, так и релаксации. При увеличении скорости ходьбы на 25% прирост суммарной мощности работы суставных мышц составил, в среднем 50,8 %. Максимальный прирост мощности работы мышц был у тазобедренного сустава — 80,7%, для коленного сустава он составил 58,0%, а для голеностопного сустава при формировании опорного толчка — 25,0%. И тогда при ускоренном темпе ходьбы доля вклада в общую суммарную мощность работы составила для тазобедренного сустава 30,2% (+5,0%), для коленного сустава — 37,3% (+2,0%) и для голеностопного сустава 32,6% (-6,8%).

Таблица 3

Значения мощности работы суставных мышц (Me (25%÷75%); W/kg)

Table 3

Values of power of joint muscles (Me (25%÷75%); W/kg)

Группа 1 / Group 1 (n=12 dex+sin конечности legs)			Группа 2 / Group 2 (n=12)	
Привычный темп ходьбы Habitual pace of walking	Ускоренный темп ходьбы Fast pace of walking	Скандинавская ходьба Nordic walking	Привычный темп ходьбы Habitual pace of walking	Скандинавская ходьба Nordic walking
Скорость ходьбы, км/час Walking speed, km/h				
2,5 (2,4÷2,8)	3,2 (3,0÷3,4)	3,2 (3,0÷3,5)	2,6 (2,5÷2,6)	2,6 (2,5÷2,7)
Мощность работы мышц тазобедренного сустава The power of the muscles of the hip joint				
1,35 (1,17 ÷ 1,56)	2,44 (2,16 ÷ 2,68) P1<0,05	1,43 (1,15 ÷ 1,75)	1,72 (1,51 ÷ 1,99) P1<0,05	1,80 (1,57 ÷ 2,22)
Мощность работы мышц коленного сустава Power of the knee joint muscles				
1,89 (1,70 ÷ 2,31)	3,01 (2,86 ÷ 3,25) P1<0,05	1,96 (1,89 ÷ 2,45)	0,98 (0,69 ÷ 1,11) P1<0,05	1,11 (0,76 ÷ 1,37)
Мощность работы мышц голеностопного сустава Power of the ankle muscles				
2,11 (1,86 ÷ 2,88)	2,63 (2,12 ÷ 3,09)	2,89 (2,53 ÷ 3,01)	1,20 (1,11 ÷ 1,41) P1<0,05	2,17 (1,87 ÷ 2,47) P2<0,05
Суммарная мощность работы мышц нижних конечностей Total power of the muscles of the lower extremities				
5,35 (4,69 ÷ 6,80)	8,07 (7,11 ÷ 9,01) P1<0,05	6,28 (5,50 ÷ 7,28)	3,91 (3,29 ÷ 4,50)	5,08 (4,15 ÷ 6,09)

Показана достоверность значений:

P1 — относительно 1 группы при скорости ходьбы 2,5 км/час

P2 — различие в группе 2 при ходьбе без и с палками для «скандинавской ходьбы»

The reliability of the values is shown:

P1 — relative to group 1, at a walking speed of 2,5 km/h;

P2 — difference in group 2 when walking without and with «Nordic walking» poles

При скандинавской ходьбе с увеличением скорости передвижения на 25% по сравнению с обычной прирост суммарной мощности работы мышц составил, в среднем, только 17,4%. Доля вклада в общую суммарную мощность работы: для тазобедренного 22,7% (-2,5%), для коленного — 31,2% (-4,1%) и для голеностопного 46,0% (+6,6%).

Доля вклада в суммарную мощность работы суставных мышц у обследованных 2 группы составила в среднем, для тазобедренного сустава — 43,9%, для коленного — 25,0%, для голеностопного — 30,7% (табл. 3). У обследованных 2 группы при «СХ» отсутствовало увеличение скорости ходьбы, но общий прирост суммарной мощности работы суставных мышц составил, в среднем 30,0% со значительным увеличением вклада работы мышечной активности голеностопного сустава при формировании опорного толчка — 80,8% (p<0,05).

Доля вклада в общую суммарную мощность работы: для тазобедренного 35,4% (-8,5%), для коленного — 21,8% (-3,2%) и для голеностопного 42,7% (+12,0%).

Обсуждение результатов

Метаанализ эффектов «скандинавской ходьбы» у взрослых старше 50 лет показал, что она может улучшить их физическое функционирование [17], но статистически значимых изменений силовых параметров мышц не выявлено [9]. В условиях «скандинавской ходьбы» авторы регистрируют различные изменения кинетики, которая определяется преимущественно скоростью ходьбы [6].

Рецепторы суставных капсул, костей, мышц и связок за счет эфферентной иннервации обеспечивают устойчивый баланс вертикальной позы и ходьбы [18]. Увеличение амплитуды колебания осевого баланса при ходьбе в трех плоскостях обусловлено слабостью мышц нижних конечностей, спины, которые играют существенную роль в корректировке баланса в сагиттальной плоскости [18]. При обследовании женщин 60-65 лет при отсутствии жалоб на опорно-двигательный аппарат увеличение скорости на 25% не влияло на динамический осевой баланс тела — амплитуда смещения проекции

C7 позвонка на плоскость таза в сагиттальной, фронтальной и горизонтальной плоскостях оставалась прежней.

В настоящее время доказано, что комплекс «тазобедренные суставы – пояснично-крестцовый отдел позвоночника» играет ключевую роль в компенсаторных механизмах дисбаланса туловища [19]. У женщин с клиническим сагиттальным дисбалансом при «скандинавской ходьбе» уменьшался сагиттальный наклон туловища, точка проекции C7 была в пределах переднего контура таза, что подтверждало позитивные изменения в устойчивости походки, уменьшался диапазон варьирования балансировочных величин в сагиттальной и фронтальной плоскостях. Увеличивался диапазон варьирования угла АРА (acromion – pelvis), что ожидаемо при активном вовлечении опорных реакций рук при «скандинавской ходьбе».

В нашей работе динамика показателей кинетики была также различной и определялась скоростью ходьбы. При отсутствии ортопедической патологии увеличение скорости ходьбы на 25% сочеталось с увеличением суммарной мощности работы мышц в среднем на 50,8% за счет прироста силы всех групп мышц, но максимальный прирост был для разгибателей бедра — 41,6%. В процессе «скандинавской ходьбы» увеличивается скорость, но с меньшей энерготратой для мышц нижних конечностей. При одинаковой скорости передвижения прирост средней мощности работы мышц составил: при «скандинавской ходьбе», в среднем только 17,0%, а при обычной — 50,8%. При «скандинавской ходьбе» значительно увеличивалась мощность работы мышц голеностопного сустава (+37,0%), а при обычной ускоренной ходьбе — мощность работы мышц тазобедренного сустава (+80,7% $p < 0,05$).

Проприорецептивный контроль динамического баланса в большей степени осуществляется со стороны рецепторов бедра и туловища, включая подошвенные поверхности стоп. При нарушении сагиттального баланса компенсаторное увеличение работы антигравитационных мышц отражает по сегментные анатомо-физиологические особенности суставов нижних конечностей в поддержании вертикальной позы [20]. Если «скандинавская ходьба» не сопровождалась увеличением скорости (группа 2), отсутствовал прирост силы мышц разгибателей бедра. За счет использования мышечного ресурса рук, доля мощности работы мышц тазобедренного и коленного суставов в суммарной мощности работы мышц нижней конечности уменьшилась на 8,5% и 3,2% соответственно. Аналогично, как и в группе 1, выявилось компенсаторное перераспределение мощности работы мышц с увеличением нагрузки на голеностопный сустав, но в большей степени - на 80,8% ($p < 0,05$).

Компенсаторное перераспределение мощности работы суставных мышц указывает на оптимизацию стратегии баланса от тазобедренной к голеностопной. Вследствие чего возможно улучшение стратегии баланса у данной категории пациентов через тренинг с использованием «скандинавской ходьбы».

Выводы

При не нарушенном сагиттальном балансе увеличение скорости ходьбы на 25% осуществлялось за счет увеличения суммарной мощности работы суставных мышц нижней конечности на 51% с преимущественным увеличением мощности работы мышц тазобедренного сустава на 81%.

При «скандинавской ходьбе» статистически значимо менялся локомоторный профиль, как при нормальном, так и нарушенном сагиттальном балансе туловища. При «скандинавской ходьбе» у обследованных без нарушения сагиттального баланса регистрировалось увеличение скорости передвижения на 25%, но за счет включения работы рук, суммарная мощность работы суставных мышц нижней конечности увеличивалась только на 17,0% с преимущественным (на 37,0%) увеличением мышечной активности голеностопного сустава.

При «скандинавской ходьбе» у обследованных с нарушением сагиттального баланса тела скорость передвижения не увеличивалась, отсутствовал прирост силы мышц разгибателей бедра, но выявилось аналогичное компенсаторное перераспределение мощности работы суставных мышц с увеличением их активности в голеностопном суставе (на 80,8%).

При клиническом сагиттальном дисбалансе в условиях «скандинавской ходьбы» зарегистрированы позитивные изменения в его коррекции. Диапазоны варьирования балансировочных величин в сагиттальной и фронтальной плоскостях статистически значимо уменьшались.

ЛИТЕРАТУРА

1. Roy M, Grattard V, Dinet C, Soares AV, Decavel P, Sagawa YJ. Nordic walking influence on biomechanical parameters: a systematic review. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2020 Oct;56(5):607-615. DOI: 10.23736/S1973-9087.20.06175-4.
2. Encarnación-Martínez A, Catalá-Vilaplana I, Aparicio I, Sanchis-Sanchis R, Priego-Quesada JJ, Jimenez-Perez I, et al. Does Nordic Walking technique influence the ground reaction forces? *Gait Posture.* 2023 Mar;101:35-40. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2023.01.017.
3. Kocur P, Wiernicka M, Wilski M, Kaminska E, Furmaniuk L, Maslowska MF, et al. Does Nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. *J Phys Ther Sci.* 2015 Dec;27(12):3733-7. DOI: 10.1589/jpts.27.3733
4. Peyré-Tartaruga L. A., Boccia G., Martins V. F., Zoppiroli C., Bortolan L., Pellegrini B. Margins of stability and trunk coordination during Nordic walking. *Journal of Biomechanics.* 2022. 134: 111001. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2022.111001.
5. Zoffoli L, Ditroilo M, Federici A, Lucertini F. Patterns of trunk muscle activation during walking and pole walking using statistical non-parametric mapping. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017 Dec;37:52-60. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.09.002.
6. Dalton CM, Nantel J. Substantiating Appropriate Motion Capture Techniques for the Assessment of Nordic Walking Gait and Posture in Older Adults. *J Vis Exp.* 2016 May 12;(111):53926. DOI: 10.3791/53926.
7. Hanuszkiewicz JM, Woźniewski M, Malicka I. The influence of Nordic walking on isokinetic trunk muscle endurance and sagittal spinal curvatures in women after breast cancer treatment. *Acta Bioeng Biomech.* 2020;22(2):47-54. PMID: 32868938.
8. Szpala A, Kołodziej M, Struzik A, Jasiński R, Bałchanowski KJ, Pietraszewski B, et al. Selected Spatiotemporal and Joint Angle Parameters in Normal Gait and Nordic Walking with Classical and Mechatronic Poles in Aspects of Sex Differences. *Biomed Res Int.* 2022 Dec 13;2022: 7905120. DOI: 10.1155/2022/7905120.
9. Huang YH, Fang IY, Kuo YL. The Influence of Nordic Walking on Spinal Posture, Physical Function, and Back Pain in Community-Dwelling Older Adults: A Pilot Study. *Healthcare (Basel).* 2021 Sep 30;9(10):1303. doi: 10.3390/healthcare9101303.
10. Долганова Т.И., Попков Д.А., Долганов Д.В., Чибиров Г.М. Показатели кинетики локомоторных стереотипов у здоровых детей в различных скоростных диапазонах передвижения. *Гений ортопедии.* 2022. Т. 28, № 3. С. 417-424. DOI:10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424.
11. Chambers H. The Delphi consensus technique: oracle of gait analysis. *Dev Med Child Neurol.* 2016. 58. P. 228. DOI: 10.1111/dmcn.12954.
12. Cretual A., Bervet K., Ballaz L. Gillette Gait Index in adults. *Gait & Posture.* 2010, vol. 32, № 3; P. 307-310. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.015.
13. Свидетельство 2020665238 Программа формирования отчета биомеханики ходьбы человека / Аксенов А.Ю., Клишковская Т.А. (RU) Правообладатель- ФГБУ «НМИЦ ТО им. акад. Г.А.Илизарова» МЗ РФ (RU) № 2020665238 заявлено 24.11.2020; дата регистрации: 24.11.2020.
14. Долганова Т.И., Аксенов А.Ю., Гарипов И.И., Сергеенко О.М., Дьячков К.А., Черепанов И.Д., и др. Количественная оценка сагиттального и фронтально баланса осевого скелета методом 3D-видеоанализа. *Гений ортопедии.* 2023;29(3):307-315. DOI: 10.18019/1028-4427-2023-29-3-307-315.
15. Свидетельство 2022684723 Программа анализа динамического баланса осевого скелета в локомоторных стереотипах по данным 3D видеоанализа / Аксенов А.Ю., Клишковская Т.А., Долганова Т.И. (RU) Правообладатель- ФГБУ «НМИЦ ТО им. акад. Г.А.Илизарова» МЗ РФ (RU) № 2022684723 заявлено 07.12.2022; дата регистрации: 16.12.2022.
16. Гайдышев И.П. Моделирование стохастических и детерминированных систем: Руководство пользователя программы AtteStat. – Курган, 2015. – 484с. Электронный ресурс http://xn--80aab2abao2a1acibc.xn--p1ai/files/AtteStat_Manual_15.pdf
17. Rodrigues I.B., Ponzano M., Butt D.A., Bartley J., Bardai Z., Maureen C. A., et al. Giangregorio The Effects of Walking or Nordic Walking in Adults 50 Years and Older at Elevated Risk of Fractures: A Systematic Review and Meta-Analysis *Journal of Aging and Physical Activity* 29 (5), 886-899 DOI: 10.1123/japa.2020-0262.
18. Гудков А.Б., Дёмин А.В., Грибанов А.В. Постуральный баланс у пожилых на севере. Изд-во

Северного государственного медицинского университета, Архангельск 2014 – 196 с.

19. Котельников А.О., Рябых С.О., Бурцев А.В. «Hip-spine» синдром – взгляд на проблему с точки зрения биомеханики. Гений ортопедии. 2019. Т. 25, № 4. С. 541-549. DOI: 10.18019/1028-4427-2019-25-4-541-549.

20. Курникова А.А., Потехина Ю.П., Филатов А.А., Калинина Е.А., Первушкин Э.С. Роль опорно-двигательного аппарата в поддержании постурального баланса: обзор литературы. Российский остеопатический журнал. 2019. № 3-4 (46-47). С. 135-149. DOI:10.32885/2220-0975-2019-3-4-135-149.

Авторы

Черепанов Иван Дмитриевич

Аспирант

smilyha@yandex.ru

ORCID <https://orcid.org/0000-0001-8261-8581>

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>

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>

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

Курган, Российская Федерация

I.D. Cherepanov, T.I. Dolganova, D.V. Dolganov

THE INFLUENCE OF “NORDIC WALKING” ON THE RESTRUCTURING OF THE LOCOMOTOR PROFILE IN WOMEN WITH IMPAIRED SAGITTAL BALANCE

FSBI “National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Orthopaedics”
of the RF Ministry of Health, Kurgan, Russian Federation

Abstract. Judgments about “Nordic walking” (“NW”), which helps reduce the load on the lower limbs in orthopedic pathology, are not clear-cut. Objective is to establish the effect of “NW” on the locomotor profile of women with impaired sagittal balance. **Materials and methods.** The locomotor profile was assessed using video gait analysis in 12 women aged 60-65 years in the gait analysis laboratory of the Ilizarov Center. Comparable groups of 6 people without (group 1) and with clinical signs of sagittal imbalance (group 2) were identified. All participants used normal and “NS” barefoot walking, and participants in group 1 also used normal walking at an accelerated pace. **Results.** In those examined in group 1, an increase in movement speed by 25% was accompanied by an increase in the total power of work of the articular muscles of the lower limb during normal walking at an accelerated pace by 51%, and during “NW” by 17%. In those examined in group 2, there was no increase in walking speed with “NW”, but the overall increase in the total power of the joint muscles was, on average, 30% with a significant increase in the work of the muscle activity of the ankle joint. **Conclusions.** With undisturbed sagittal balance and normal walking, an increase in speed by

25% was achieved by increasing the total power of the articular muscles of the lower limb by 51% with a predominant increase in the power of the muscles of the hip joint by 80%. During “NW”, in those examined with preserved and impaired sagittal balance of the torso, the locomotor profile of muscle activity changed statistically significantly with a predominant increase in the power of the ankle joint muscles by 37% and 81%, respectively. In case of clinical balance disorders in the conditions of “NW”, positive changes in its correction and gait stability were recorded. The range of variation of balancing values decreased.

Keywords: dynamic axial balance, kinematics, kinetics, video analysis of gait, “Nordic walking”

There is no conflict of interest.

Contact details of the corresponding author:

Ivan D. Cherepanov

smilyha@yandex.ru

Received 05.03.2024

For citation:

Cherepanov I.D., Dolganova T.I., Dolganov D.V. The influence of Nordic Walking on the restructuring of the locomotor profile in women with impaired sagittal balance [Online] Vestn. Ural. Med. Akad. Nauki. = Journal of Ural Medical Academic Science. 2024, Vol. 21, no. 2, pp. 194–206. DOI: 10.22138/2500-0918-2024-21-2-194-206 (In Russ)

REFERENCES

- Roy M, Grattard V, Dinet C, Soares AV, Decavel P, Sagawa YJ. Nordic walking influence on biomechanical parameters: a systematic review. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2020 Oct;56(5):607-615. DOI: 10.23736/S1973-9087.20.06175-4.
- Encarnación-Martínez A., Catalá-Vilaplana I., Aparicio I., Sanchis-Sanchis R., Priego-Quesada J.I., Jimenez-Perez I., et al. Does Nordic Walking technique influence the ground reaction forces? *Gait Posture.* 2023 Mar;101:35-40. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2023.01.017.
- Kocur P., Wiernicka M., Wilski M., Kaminska E., Furmaniuk L., Masłowska M.F., et al. Does Nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. *J Phys Ther Sci.* 2015 Dec;27(12):3733-7. DOI:10.1589/jpts.27.3733
- Peyré-Tartaruga L.A., Boccia G., Martins V.F., Zoppirolli C., Bortolan L., Pellegrini B. Margins of stability and trunk coordination during Nordic walking. *Journal of Biomechanics.* 2022; 134: 111001. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2022.111001.
- Zoffoli L., Ditroilo M., Federici A., Lucertini F. Patterns of trunk muscle activation during walking and pole walking using statistical non-parametric mapping. *J Electromyogr Kinesiol.* 2017 Dec;37:52-60. DOI: 10.1016/j.jelekin.2017.09.002.
- Dalton C.M., Nantel J. Substantiating Appropriate Motion Capture Techniques for the Assessment of Nordic Walking Gait and Posture in Older Adults. *J Vis Exp.* 2016 May 12;(111): 53926. DOI: 10.3791/53926.
- Hanuszkiewicz J.M., Woźniewski M., Malicka I. The influence of Nordic walking on isokinetic trunk muscle endurance and sagittal spinal curvatures in women after breast cancer treatment. *Acta Bioeng Biomech.* 2020; 22(2):47-54. PMID: 32868938.
- Szpala A., Kołodziej M., Struzik A., Jasiński R., Bałchanowski K.J., Pietraszewski B., et al. Selected Spatiotemporal and Joint Angle Parameters in Normal Gait and Nordic Walking with Classical and Mechatronic Poles in Aspects of Sex Differences. *Biomed Res Int.* 2022 Dec 13; 2022: 7905120. DOI: 10.1155/2022/7905120.
- Huang Y.H., Fang I.Y., Kuo Y.L. The Influence of Nordic Walking on Spinal Posture, Physical Function, and Back Pain in Community-Dwelling Older Adults: A Pilot Study. *Healthcare (Basel).* 2021 Sep 30;9(10):1303. DOI: 10.3390/healthcare9101303.
- Dolganova T.I., Popkov D.A., Dolganov D.V., Chibirov G.M. Pokazateli kinetiki lokomotornyh stereotipov u zdorovyh detej v razlichnyh skorostnyh diapazonah peredvizhenija. *Genij ortopedii.* 2022. T. 28, № 3. S. 417-424. DOI: 10.18019/1028-4427-2022-28-3-417-424. (InRuss.)
- Chambers H. The Delphi consensus technique: oracle of gait analysis. *Dev Med Child Neurol.* 2016. 58. P. 228. DOI: 10.1111/dmcn.12954.

12. Cretual A., Bervet K., Ballaz L. Gillette Gait Index in adults. *Gait & Posture*. 2010, vol. 32, № 3; P. 307-310. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.05.015.
13. Svidetel'stvo 2020665238 Programma formirovaniya otcheta biomehaniki hod'by cheloveka / Aksenov A.Ju., Klishkovskaja T.A. (RU) Pravoobladatel' - FGBU «NMIC TO im. akad. G.A.Ilizarova» MZ RF (RU) № 2020665238 zavjaleno 24.11.2020; data registracii: 24.11.2020 (InRuss.).
14. Dolganova T.I., Aksenov A.Ju., Garipov I.I., Sergeenko O.M., D'jachkov K.A., Cherepanov I.D., i dr. Kolichestvennaja ocenka sagittal'nogo i frontal'no balansa oseвого skeleta metodom 3D-videoanaliza. *Genij ortopedii*. 2023;29(3):307-315. doi: 10.18019/1028-4427-2023-29-3-307-315 (InRuss.).
15. Svidetel'stvo 2022684723 Programma analiza dinamicheskogo balansa oseвого skeleta v lokomotornyh stereotipah po dannym 3D videoanaliza / Aksenov A.Ju., Klishkovskaja T.A., Dolganova T.I. (RU) Pravoobladatel' - FGBU «NMIC TO im. akad. G.A.Ilizarova» MZ RF (RU) № 2022684723 zavjaleno 07.12.2022; data registracii: 16.12.2022 (InRuss.).
16. Gajdyshev I.P. Modelirovanie stohasticheskikh i determinirovannykh sistem: Rukovodstvo pol'zovatelja programmy AtteStat. – Kurgan, 2015. – 484s. Jelektronnyj resurs http://xn--80aab2abao2a1acibc.xn--p1ai/files/AtteStat_Manual_15.pdf (InRuss.).
17. Rodrigues I.B., Ponzano M., Butt D.A., Bartley J., Bardai Z., Ashe M.C., et al. Giangregorio The Effects of Walking or Nordic Walking in Adults 50 Years and Older at Elevated Risk of Fractures: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Aging and Physical Activity* 29 (5), 886-899 DOI: 10.1123/japa.2020-0262.
18. Gudkov A.B., Djomin A.V., Griбанov A.V. Postural'nyj balans u pozhilyh na severe. *Izd-vo Severnogo gosudarstvennogo medicinskogo universiteta, Arhangel'sk* 2014 – 196s. (InRuss.).
19. Kotel'nikov A.O., Rjabyh S.O., Burcev A.V. «Hip-spine» sindrom – vzgljad na problemu s tochki zrenija biomehaniki. *Genij ortopedii*. 2019. T. 25, № 4. S. 541-549. DOI 10.18019/1028-4427-2019-25-4-541-549 (InRuss.).
20. Kurnikova A.A., Potehina Ju.P., Filatov A.A., Kalinina E.A., Pervushkin Je.S. // Rol' oporno-dvigatel'nogo apparata v podderzhanii postural'nogo balansa: obzor literatury Rossijskij osteopaticeskij zhurnal. 2019. № 3-4 (46-47). S. 135-149. DOI: 10.32885/2220-0975-2019-3-4-135-149 (InRuss.).

Authors

Ivan D. Cherepanov

Postgraduate

smilyha@yandex.ru

ORCID <https://orcid.org/0000-0001-8261-8581>

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>

Dmitry 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>

FSBI “National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Orthopaedics” of the RF Ministry of Health

Kurgan, Russian Federation