

РОЛЬ ФУНКЦИОНАЛЬНЫХ ОРТЕЗОВ НА НИЖНИЕ КОНЕЧНОСТИ И ТУЛОВИЩЕ В ИЗМЕНЕНИИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ХОДЬБЫ У ДЕТЕЙ СО СПАСТИЧЕСКИМИ ФОРМАМИ ДЕТСКОГО ЦЕРЕБРАЛЬНОГО ПАРАЛИЧА

Кольцов А.А., Джомардлы Э.И., Марусин Н.В., Белянин О.Л.

Федеральный научный центр реабилитации инвалидов имени Г.А. Альбрехта, Бестужевская улица, дом 50, Санкт-Петербург, 195067, Российская Федерация

Резюме

Актуальность. Спастические формы детского церебрального паралича встречаются наиболее часто, их доля составляет не менее 80%. Особенностью указанных форм является раннее появление вторичных ортопедических осложнений со стороны опорно-двигательного аппарата, которые приводят к нарушениям функции опоры и передвижения. Одним из значимых аспектов в коррекции статодинамических нарушений является применение технических средств реабилитации (ТСР) и, в частности, ортезов. Однако, анализ использования функциональных ортезов на нижние конечности и туловище приведен в единичных работах с нередко взаимоисключающими выводами, в связи с чем изучение влияния ортезов данной конструкции на статодинамическую функцию пациента является значимым и требует объективного биомеханического контроля.

Цель. Оценить влияние функциональных (динамических) ортезов на нижние конечности и туловище на биомеханические параметры опоры и передвижения у детей со спастическими формами детского церебрального паралича.

Материалы и методы. Проведено исследование 27 пациентов со спастическими формами ДЦП в возрасте от 3 до 17 лет с использованием клинических, рентгенологических, биомеханических и статистических методов. Биомеханическая оценка производилась с использованием программно-аппаратного комплекса Nabilect. Статистический анализ результатов исследования проводился с использованием Statistica 10 и Excel.

Результаты. Улучшение биомеханических параметров ходьбы при использовании функционального ортеза на нижние конечности и туловище отмечено у 24 пациентов (88,9%). У одного пациента (3,7%) с уровнем двигательной активности GMFCS-2 отмечено сохранение патологической внутренней ротации нижней конечности и выявилась ацикличность длины шага, у двух больных (7,4%) с уровнем GMFCS-3 отмечались увеличение выраженности патологического разворота стоп (наружной ротации), усиление «крауч-синдрома».

Заключение. Назначение функционального ортеза детям-инвалидам со спастическими формами детского церебрального паралича с уровнями двигательной активности GMFCS1-3 в подавляющем большинстве случаев обеспечивает улучшение статодинамической функции пациента. Неоднозначность полученных по ряду параметров результатов обуславливает целесообразность продолжения исследования на большей выборке больных с учетом возрастных групп, превалирующих деформаций и иных факторов, в том числе с применением дополнительных методов биомеханического контроля.

Ключевые слова: детский церебральный паралич, спастичность, реабилитация, ортезы, биомеханика.

Кольцов А.А., Джомардлы Э.И., Марусин Н.В., Белянин О.Л. Роль функциональных ортезов на нижние конечности и туловище в изменении биомеханических параметров ходьбы у детей со спастическими формами детского церебрального паралича. *Физическая и реабилитационная медицина*. – 2019. – Т. 1, № 2. – С. 5–15. DOI: 10.26211/2658-4522-2019-1-2-5-15

Koltsov A.A., Dzhomardly E.I., Marusin N.V., Belyanin O.L. Influence of using of Articulated Trunk Hip Orthosis on biomechanical parameters of walking in children with cerebral palsy. *Physical and Rehabilitation Medicine*, 2019, vol. 1, no. 2, pp. 5–15 (in Russ.).

DOI: 10.26211/2658-4522-2019-1-2-5-15

Марусин Никита Владимирович / Nikita V. Marusin; e-mail: nikita-orto@yandex.ru

INFLUENCE OF USING OF ARTICULATED TRUNK HIP ORTHOSIS ON BIOMECHANICAL PARAMETERS OF WALKING IN CHILDREN WITH CEREBRAL PALSY

Koltsov A.A., Dzhomardly E.I., Marusin N.V., Belyanin O.L.

Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht, Bestuzhevskaya street 50, Saint-Petersburg, 195067, Russian Federation

Abstract

Introduction. Spastic forms of cerebral palsy is the most common form of the disorder, affecting around 80% of all people diagnosed. A feature of these forms is the earlier appearance of secondary orthopedic complications from the musculoskeletal system, which lead to violations of the function of support and movement. One of the important aspects in the correction of statodynamic disorders is the use of technical equipment of rehabilitation (TER) and, in particular, orthoses. However, the analysis of the use of articulated trunk hip orthosis is given in single works with often mutually exclusive conclusions, and therefore the study of the effect of orthoses of this design on the statodynamic function of the patient is significant and requires objective biomechanical control.

Aim. To assess the impact of articulated trunk hip orthosis on the biomechanical parameters of support and movement in children with spastic forms of cerebral palsy.

Materials and methods. The study was conducted in 27 patients with spastic forms of cerebral palsy aged 3 to 17 years using clinical, radiological, biomechanical and statistical methods. Biomechanical evaluation was carried out using the software and hardware complex Habilect. Statistical analysis of the results of the study was carried out using statistical analysis package Statistica 10 and Excel.

Results. Improvement of biomechanical parameters of walking using articulated trunk hip orthosis was observed in 24 patients (88.9%). In one patient (3.7%) with the level of motor activity GMFCS-2 marked the preservation of pathological internal rotation of the lower limb and revealed acyclic step length, in two patients (7.4%) with the level of motor activity GMFCS-3 marked increase in the severity of pathological reversal of the feet (external rotation), increased crouch syndrome.

Conclusion. Appointment of functional orthosis to disabled children with spastic forms of cerebral palsy with levels of motor activity GMFCS1-3 in the vast majority of cases provides improvement of the patient's statodynamic function. The ambiguity of the results obtained for a number of parameters makes it expedient to continue the study on a larger sample of patients, taking into account age groups, prevailing deformations and other factors, including the use of additional methods of biomechanical control.

Keywords: cerebral palsy, spasticity, rehabilitation, orthoses, biomechanics.

Введение

По данным мировой литературы, частота встречаемости детского церебрального паралича (ДЦП) варьирует в диапазоне от 2,6 до 3,6 случаев на 1000 живорожденных детей [1–7], при этом спастические формы встречаются наиболее часто. Их доля составляет не менее 80% [8–10]. Особенностью указанных форм является раннее появление вторичных ортопедических осложнений со стороны опорно-двигательного аппарата, которые приводят к нарушениям функции опоры и передвижения [11]. Одним из значимых аспектов в коррекции статодинамических нарушений является применение технических средств реабилитации (ТСР) и, в частности, ортезов [12, 13].

Комплексный характер патологии и многообразие клинических проявлений ДЦП обуславливает необходимость применения различных вариантов ТСР, в том числе у одного и того же ребёнка на разных этапах его комплексной медицинской реабилитации. Вместе с тем, число публикаций в отечественной и зарубежной литературе, по-

священных исследованию влияния различных ортезов на возможности опоры, передвижения и самообслуживания ребёнка-инвалида с ДЦП, недостаточно, более того, результаты различных исследований нередко не коррелируют друг с другом. Наибольшее внимание авторы уделяют изучению роли ортезов на голеностопные суставы. Анализ использования функциональных (динамических) ортезов на нижние конечности и туловище приведен в единичных работах с нередко взаимоисключающими выводами, в связи с чем изучение влияния ортезов данной конструкции на статодинамическую функцию пациента представляется актуальной задачей и требует объективного биомеханического контроля.

Цель

Оценить влияние функциональных (динамических) ортезов на нижние конечности и туловище на биомеханические параметры опоры и передвижения у детей со спастическими формами детского церебрального паралича.

Материалы и методы

Для объективной инструментальной оценки влияния функциональных ортезов на нижние конечности и туловище на биомеханические параметры ходьбы у детей со спастическими формами ДЦП проведено обсервационное одномоментное исследование «случай-контроль». Исследование проведено 27 пациентам со спастическими формами ДЦП (спастический тетрапарез и спастическая диплегия) в возрасте от 3 до 17 лет, получавшим комплексную медицинскую реабилитацию в клинике ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта в период с ноября 2017 по июль 2018 г.

Критериями отбора являлись: возможность опоры и передвижения самостоятельно или с использованием средств дополнительной опоры (коштылей, тростей, ходунков); уровень спастичности не более 3 по оценочной шкале Ashworth; отсутствие тяжёлых когнитивных или эмоциональных расстройств, не позволяющих добиться контакта с испытуемым; хирургические вмешательства на опорно-двигательном аппарате или нейрохирургические операции в анамнезе давностью не менее года, ботулинотерапия – не менее 6 месяцев до обследования; отсутствие прогрессирующего подвывиха или вывиха головки бедренной кости. Среди 27 обследованных больных 3 пациента (11,1%) имели 1-й уровень, 10 человек (37,0%) – 2-й уровень, 14 (51,9%) – 3-й уровень двигательной активности по GMFCS [14,15].

Использованы клинический, рентгенологический, биомеханический и статистический методы исследования. При клиническом методе оценивались выраженность спастичности, патологических установок и деформаций, возможность самостоятельной опоры и передвижения или степень необходимой поддержки. Рентгенологический метод применялся с целью исключения прогрессирующего подвывиха или вывиха головки бедренной кости.

Биомеханическая оценка производилась с использованием программно-аппаратного комплекса Nabilect (регистрационное удостоверение № РЗН 2016/5213 от 10 января 2017 г., производитель – ООО «Хабилект»: Россия, Санкт-Петербург, Гражданский пр. 111). В ходе работы была выполнена количественная оценка таких биомеханических параметров ходьбы, как длина, ширина и высота шага, скорость шага, угол разворота конечности (стопы) [16]. Статистический анализ результатов исследования проводился с использованием пакета статистического анализа Statistica 10 и Excel.

У всех пациентов первой группы, 70% пациентов второй группы, 85,7% пациентов третьей группы исследование проводилось с использованием

функционального ортеза на нижние конечности и туловище (S.W.A.S.H.) в сочетании с ортопедической обувью, стандартной обувью и босиком в сравнении с контрольным исследованием у этих же пациентов без ортеза. У двух пациентов второй группы исследование проводилось без стандартной обуви, у одного пациента – без использования ортопедической обуви (20,0 и 10,0% соответственно). Обследование двух пациентов третьей группы не включало тест с ортопедической или стандартной обувью (7,1 и 7,1% соответственно).

Очередность исследований выбиралась случайным образом. Пациенты с уровнями двигательной активности GMFCS1-2 осуществляли передвижение (ходьбу) самостоятельно, с уровнем двигательной активности GMFCS3 – с дополнительной опорой на ходунки, одну или две многоопорные трости.

Исследования были одобрены этическим комитетом ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России и проводились в соответствии с этическими стандартами, изложенными в Хельсинской декларации. От всех обследованных было получено информированное согласие.

Результаты и обсуждение

В результате исследования на программно-аппаратном комплексе Nabilect была сформирована база данных для 27 наблюдений: выполнено 158 исследований с использованием функционального ортеза на нижние конечности и туловище (S.W.A.S.H.) в сочетании с ортопедической обувью, стандартной обувью и босиком. Все обследованные были ранжированы по тяжести заболевания на 3 группы в соответствии с международной шкалой глобальных моторных функций (GMFCS) (рис. 1).

По результатам проведенного статистического анализа выявлена выраженная неоднородность количества обследованных пациентов в группах, преимущественно из-за малочисленности 1-й группы.

Анализ данных распределения пациентов по полу осуществлялся методом хи-квадрата Пирсона (табл. 1).

По результатам, представленным в таблице 1, видно, что распределение обследованных по полу имеет статистически значимое различие.

Распределение пациентов по возрасту представлено в таблице 2.

Анализ полученных данных у пациентов с уровнем двигательной активности GMFCS1 показал, что основные изменения биомеханических параметров опоры и передвижения заключались в увеличении ширины шага и изменении угла разворота стоп при использовании ортезов на нижние конечности и туловище (рис. 2).

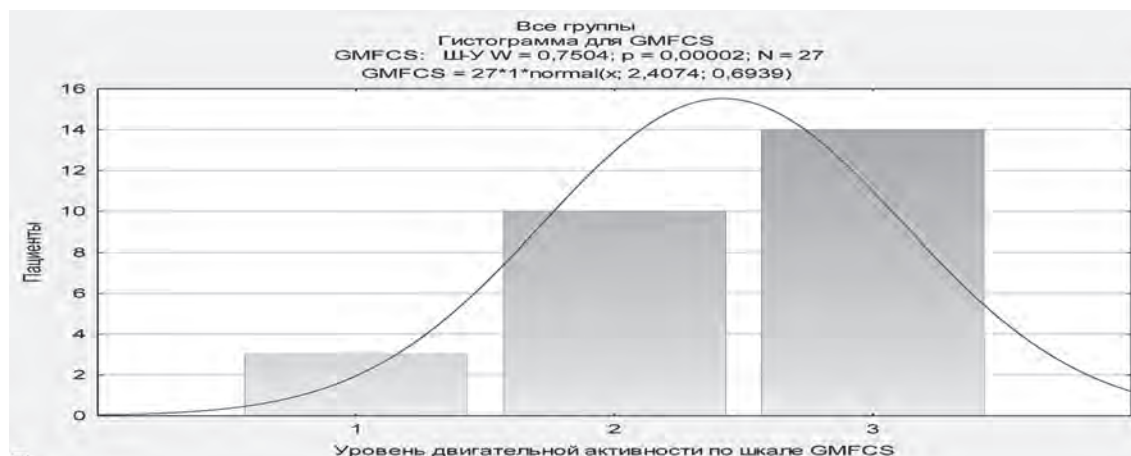


Рис. 1. Распределение обследованных пациентов по уровням двигательной активности

Таблица 1

Распределение пациентов по полу

Пол	GMFCS-1	GMFCS-2	GMFCS-3	Всего	Уровень P (df=2)
Женский	3 (100,0%)	3 (42,9%)	5 (55,6%)	11 (68,8%)	0,0068
Мужской	0 (0,0%)	7 (47,1%)	9 (54,4%)	16 (31,2%)	

Таблица 2

Распределение пациентов по возрасту

Распределение по возраст (GMFCS)		
M±S (N=3)	M±S (N=13)	M±S (N=14)
GMFCS-1	GMFCS-2	GMFCS-3
6,33±0,52	7,2±2,86	8,07±3,54

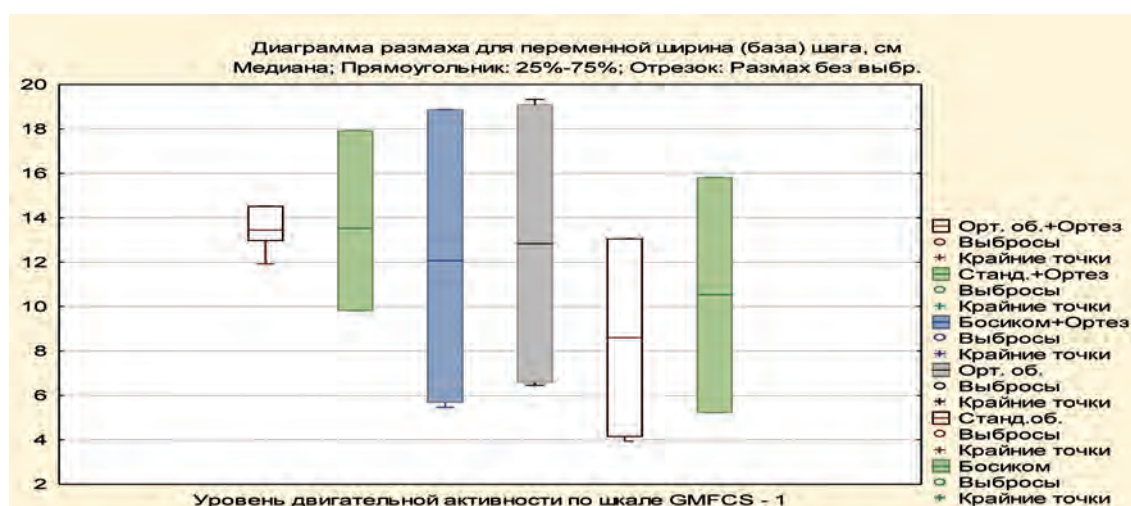


Рис. 2. Параметры ширины шага (база шага) в функциональном ортезе на нижние конечности и туловище

При этом максимальное изменение ширины шага, близкое к физиологическому, у пациентов данной группы выявлено при комбинации ортопедической обуви с функциональным ортезом (см.

рис. 2). Выявлена незначительная корреляция изменений ширины шага и использования различных видов фиксации стоп (ортопедической обуви, стандартной обуви или её отсутствия). Изменения

данного параметра у этих же пациентов без использования ортеза варьируют в значительно большей степени. Оценка опоры и передвижения только в стандартной обуви и/или босиком показала на более неблагоприятный результат.

Изменения в показателях остальных параметров (длина шага, скорость шага, высота шага) оказались незначительны.

Результаты анализа угла разворота нижней конечности (стопы) у пациента О., 6 лет, представлены на рисунке 3 (пример 1).

Во время обследования босиком, со стандартной обувью и в ортопедической обуви без использования функционального ортеза на нижние конечности и туловище стабильно отмечался разворот стоп кнутри за счет внутренней ротации нижних конечностей (рис. 3а). При использовании ортеза угол разворота стоп выравнивался до значений, близких к физиологическим, за счёт деротации конечностей (рис. 3б). Ширина шага при использовании ортеза увеличилась на 20% по сравнению с аналогичным показателем при ходьбе без него вне зависимости от условий фиксации стоп, что может

говорить об увеличении устойчивости пациента в пространстве и времени [17]. Изменение остальных параметров находится в пределах от двух до пяти процентов, что не оказывает значимого влияния на статодинамическую функцию пациента.

У больных с уровнем двигательной активности GMFCS-2 изменения биомеханических параметров при использовании ортеза на нижние конечности и туловище заключались в увеличении ширины шага (рис. 4), изменении угла разворота стоп (рис. 6), снижении скорости шага (рис. 7).

В изменении ширины шага у пациентов второй группы отмечена такая же закономерность, что и у пациентов с 1-м уровнем двигательной активности – более физиологичная ориентация стоп при использовании ортопедической обуви в комбинации с функциональным ортезом на нижние конечности и туловище (рис. 4).

У обследованных данной группы отмечено снижение скорости шага в ортезе в сравнении с контрольным исследованием у всех пациентов вне зависимости от использования той или иной обуви (рис. 5).

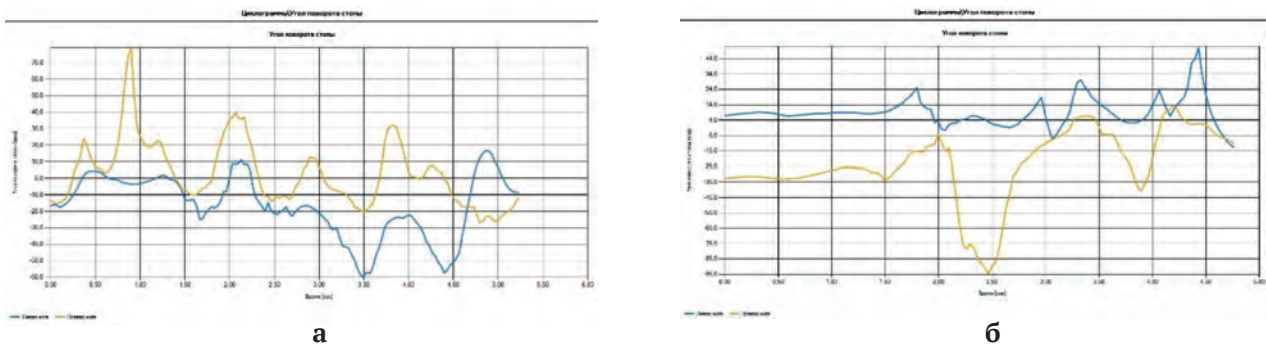


Рис. 3. Угол разворота стопы при ходьбе босиком: а – без ортеза; б – в ортезе

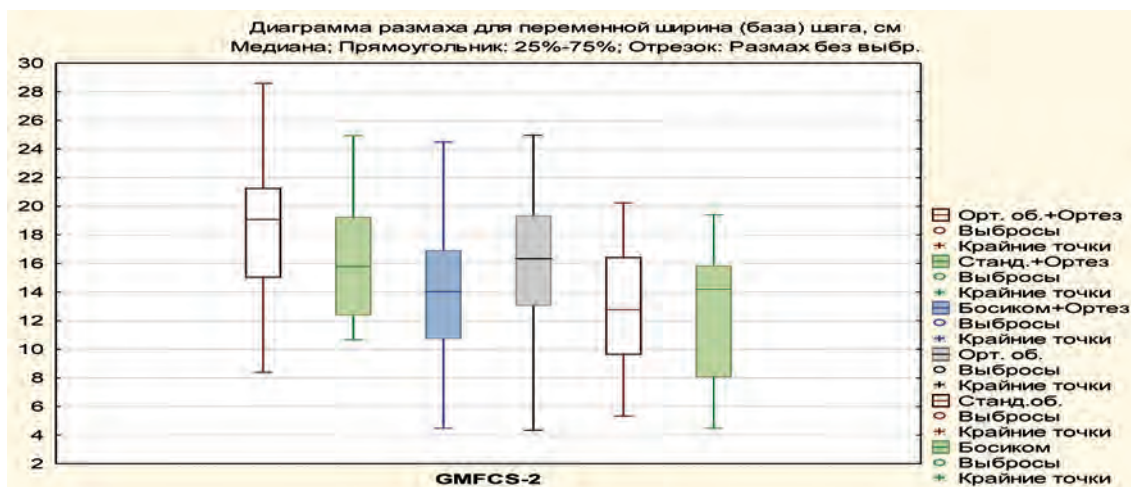


Рис. 4. Параметры ширины шага (база шага) в функциональном ортезе на нижние конечности и туловище



Рис. 5. Параметры скорости шага в функциональном ортезе на нижние конечности и туловище (м/с).

Описанные изменения указанных параметров могут характеризовать увеличение устойчивости пациента в пространстве за счет стабилизации положения центра тяжести, что клинически отражается в отсутствии необходимости быстрого перемещения от одной опоры до другой, и, как следствие, приводит к снижению энергозатрат [4]. У одного пациента не выявлено отчетливых положительных изменений: наблюдалось сохранение

внутренней ротации нижней конечности при незначительном улучшении со стороны контрлатеральной конечности, незначительное увеличение скорости ходьбы при использовании ортеза при передвижении босиком.

Результаты анализа угла разворота нижней конечности (стопы) пациента П., 3,5 года, представлены на рисунке 6 (пример 2). Результаты анализа скорости шага представлены на рисунке 7.

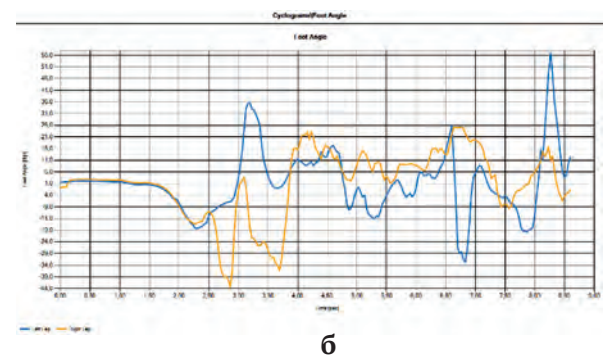
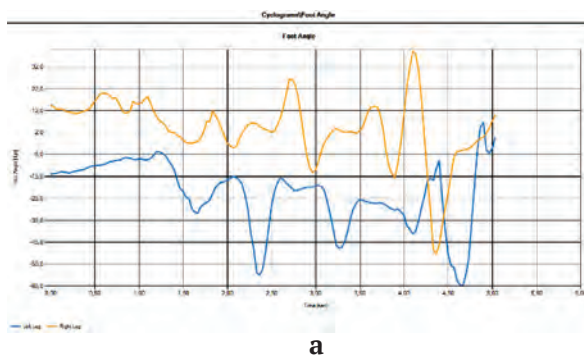


Рис. 6. Угол разворота стопы при ходьбе в ортопедической обуви: а – без ортеза; б – в ортезе

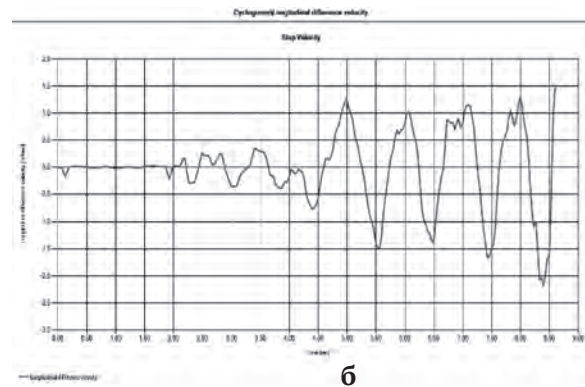
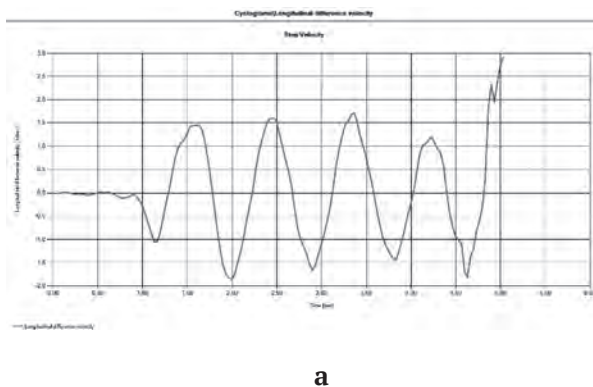


Рис. 7. Скорость шага при ходьбе в ортопедической обуви: а – без ортеза; б – в ортезе

При обследовании босиком, со стандартной обувью и в ортопедической обуви без использования функционального ортеза на нижние конечности и туловище выявлен стабильный разворот стоп вовнутрь, при использовании ортеза выявлена значимая коррекция угла разворота стоп, снижение скорости шага с 1,7 до 1,1 м/сек. Уменьшение скорости характеризует увеличение устойчивости, так как в обычной ситуации пациент передвигался «бегом» между двух опор с целью сохранения положения центра тяжести без использования поддержки, в то время как при применении ортеза на фоне формирования более физиологичного положения нижних конечностей (угол разворота стоп, увеличение ширины шага) повысилась опороспособность, необходимость в быстром перемещении снизилась, что также косвенно способствует снижению энергозатрат при ходьбе [4]. Высота шага при использовании ортеза возросла на 2–3 см, что в данном случае статодинамически незначимо. Значение ширины шага в ортезе в сравнении с контрольным обследованием показало стабильное увеличение данного показателя в среднем на 30% вне зависимости от условий фиксации стоп (рис. 8).

У пациентов с уровнем двигательной активности GMFCS-3 изменения биомеханических параметров при использовании функционального ортеза оказались наиболее существенны.

Увеличение ширины шага наиболее выражено у пациентов данной группы по сравнению с пациентами GMFCS1-2, что, вероятно, обусловлено более тяжелыми нарушениями опоры и передвижения, в частности, наличием приводящих или сгибающе-приводящих установок нижних конечностей в тазобедренных суставах. Выявлено увеличение скорости шага в 1,5–2 раза, высоты шага. Отмечалось уменьшение выраженности патологического угла разворота стоп. Вышеописанные изменения биомеханических параметров опоры и ходьбы при использовании ортеза на нижние конечности и туловище могут говорить о повышении устойчивости пациентов. У 2 больных (7,4%) с уровнем двигательной активности GMFCS-3 получены неоднозначные данные: выявлено увеличение патологического разворота стоп, уменьшение длины шага, при этом отмечалась ее ацикличность.

Результаты анализа угла разворота нижней конечности (стопы) пациент О., 12 лет, представлены на рисунке 9 (пример 3).

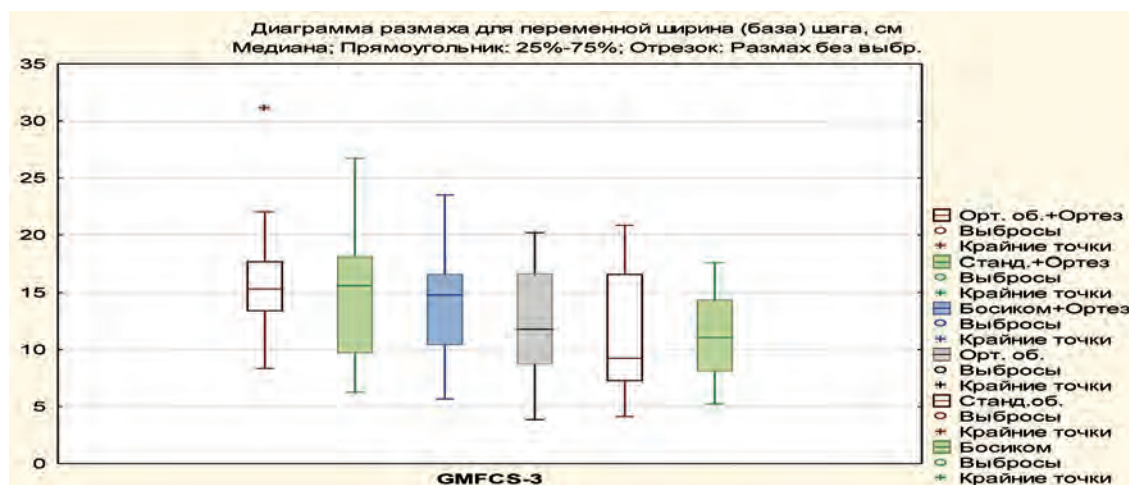


Рис. 8. Параметры ширины шага (база шага) в функциональном ортезе на нижние конечности и туловище

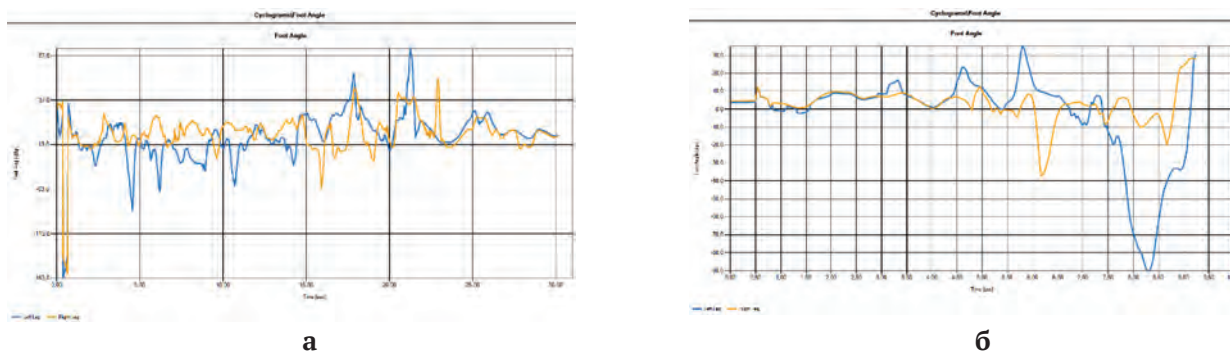


Рис. 9. Угол разворота стопы при ходьбе в ортопедической обуви: а – без ортеза; б – в ортезе

Как видно из представленных данных, при использовании ортеза на нижние конечности и туловище длина, ширина и высота шага возросли незначительно, но при этом стали более стабильны, без ярко выраженных «скачков». При передвижении без ортеза стопы были стабильно развернуты вовнутрь за счет внутренней ротации нижних конечностей (рис. 9 а), в ортезе патологическая внутренняя ротация устранялась, регистрировалось физиологическое положение стоп (рис.9 б) [3]. Скорость шага при использовании аппарата вне зависимости от использования различных комбинаций обуви или босиком увеличилась с 0,5 до 1,1 м/с.

Данные оценки исследуемых параметров ходьбы также проанализированы интегрально, без ранжирования по группам. Результаты анализа ширины шага представлены на рисунке 10.

У всех пациентов, независимо от условий фиксации стопы, отмечалось увеличение ширины шага при использовании функционального ортеза на нижние конечности и туловище.

Результаты анализа угла разворота нижних конечностей (стоп) представлены на рисунке 11. Из представленных данных видно, что стопы в ортопедической обуви, в стандартной обуви и босиком без использования функционального ортеза стойко ротированы вовнутрь, но у тех же пациентов при равных условиях, но с использованием ортеза отмечается коррекция угла разворота стоп за счет устранения внутривротационной дисфункции нижних конечностей.

Результаты анализа скорости шага представлены на рисунке 12.

У всех пациентов в ортезе отмечается снижение скорости шага по сравнению с контрольным обследованием, что может свидетельствовать о повышении устойчивости пациента в пространстве и времени (рис. 12). По представленным данным видно, что межквартильный размах диаграммы меньше для пациентов при применении ортеза по сравнению с контрольной группой ($1,61 \pm 0,19$), что обусловлено стабилизацией значений изучаемого параметра ходьбы.

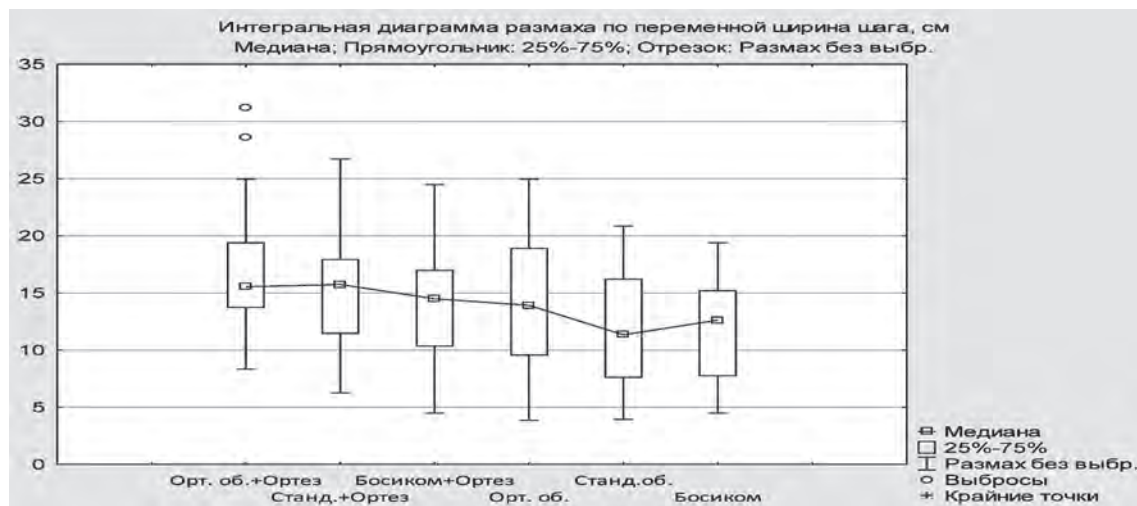


Рис. 10. Ширина шага в зависимости от фиксации стопы и ношения функционального ортеза

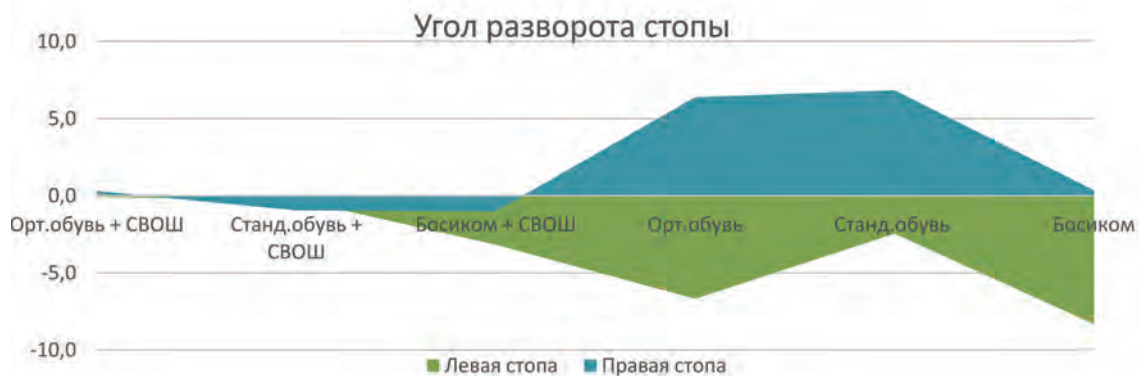


Рис. 11. Изменение угла разворота стоп у испытуемых: 0 – соответствует средней линии; отрицательные цифры – соответствуют отклонению стопы влево; положительные цифры – соответствуют отклонению стопы вправо

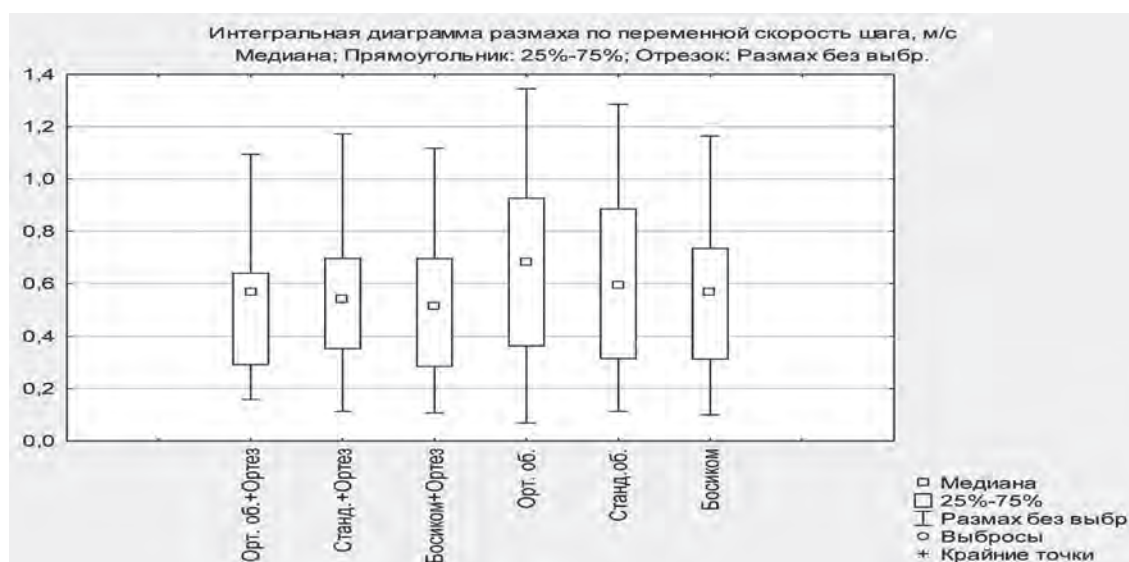


Рис. 12. Изменение скорости в зависимости от использования функционального ортеза на нижние конечности и туловище

Вместе с тем, данные по таким биомеханическим характеристикам, как высота и длина шага, являются дискуссионными и ввиду их несоответствия нашим клиническим наблюдениям. Результаты анализа высоты и длины шага по всей выборке представлены на рисунках 13 и 14.

Неоднозначность полученных результатов по высоте и длине шага, а также их определенное несоответствие клиническим наблюдениям могут быть обусловлены как недостаточным массивом выборки, так и техническими возможностями использованного оборудования.

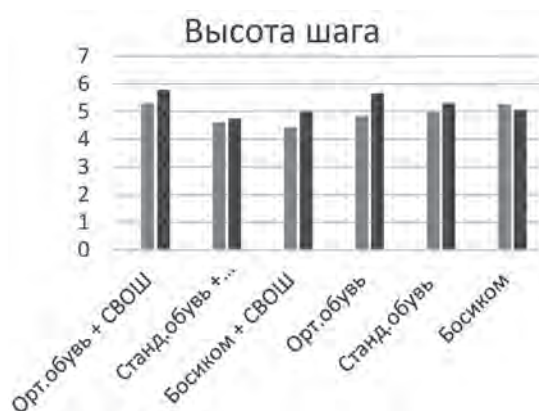


Рис. 13. Высота шага

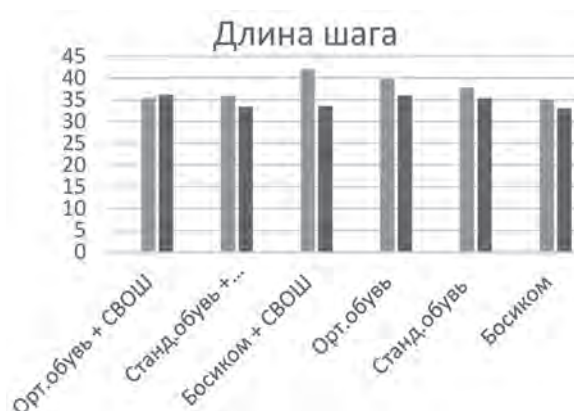


Рис. 14. Длина шага

Выводы

1. Проведенное исследование выявило улучшение биомеханических параметров ходьбы вне зависимости от комбинации функционального ортеза на нижние конечности и туловище с ортопедической обувью, стандартной обувью или при передвижении босиком у 24 пациентов (88,9%).

2. Назначение функционального ортеза на нижние конечности и туловище детям-инвалидам со спастическими формами детского церебрально-

го паралича с уровнями двигательной активности GMFCS1-3 в подавляющем большинстве случаев обеспечивает улучшение статодинамической функции пациента.

3. Неоднозначность полученных по ряду параметров результатов обуславливает целесообразность продолжения исследования на большей выборке больных с учетом возрастных групп, преобладающих деформаций и иных факторов, в том числе с применением дополнительных методов биомеханического контроля.

Этика публикации: Исследования проводились в соответствии с этическими стандартами, изложенными в Хельсинской декларации. От всех обследованных было получено информированное согласие, в том числе на анонимную публикацию фотографий.

Конфликт интересов: Информация о конфликте интересов отсутствует.

Источник финансирования: Финансирование за счет средств ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России.

Литература

- Armand S., Decoulon G., Bonnefoy-Mazure A. (2016) Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev*, 1: 448-460. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052
- Colver A., Fairhurst C., Pharoah PO. (2014) Cerebral palsy. *Lancet*, 383: 1240-1249.
- Narayanan U.G. (2016) Lower Limb Deformity in Neuromuscular Disorders: Pathophysiology, Assessment, Goals, and Principles of Management. *Pediatric Lower Limb Deformities*, 267-269. DOI 10.1007/978-3-319-17097-8_17
- Tolentino J., Talente G. (2016) Cerebral Palsy. *Care of Adults with Chronic Childhood Conditions*, 69-70. DOI 10.1007/978-3-319-43827-6_5
- Verma H., Srivastava V., Semwal B.C. (2012) A review on cerebral palsy and its management. *Journal of sciences*, 2(2): 54-60.
- Winter S. (2016) Cerebral Palsy. *Health Care for People with Intellectual and Developmental Disabilities across the Lifespan*, 931-948. DOI 10.1007/978-3-319-18096-0_8
- Goodwin J., Colver A., Basu A., Crombie S. (2018) Understanding frame: A UK survey of parents and professionals regarding the use of standing frames for children with cerebral palsy. *Child Care Health Dev*, Vol. 44: 195-202. DOI 10.1111/cch.12505
- Клочкова О.А., Куренков А.Л., Кенис В.М. Формирование контрактур при спастических формах детского церебрального паралича: вопросы патогенеза // Ортопедия, травматология и восстановительная хирургия детского возраста. – 2018. – Т. 6. – № 1. – С. 58-66. DOI 10.17816/PTORS6158-66.
- Солопова И.А., Мшонкина Т.Р., Умнов В.В. и др. Нейрореабилитация пациентов с детским церебральным параличом // Физиология человека. – 2015. – Т. 41. – № 4. – С. 448-454. DOI: 10.7868/S0131164615040153
- Rosa M.C.N., Roque A.G.G. (2016) Spasticity Effect in Cerebral Palsy Gait. *Handbook of Human Motion*, 2-15. DOI 10.1007/978-3-319-30808-1_55-1
- Stephane Armand, Geraldo Decoulon, Alice Bonnefoy-Mazure. (2016) Gait analysis in children with cerebral palsy. *Paediatrics*, 1; 448. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052
- Wingstrand Maria, Hagglung Gunnar, Rodby-Bousquet Elisabet. (2014) *BMC Musculoskeletal Disorders*, 1-7.
- Kate Willoughby, Soon Ghee ANG, Pam Yhomason, H Kerr Graham. (2012) The impact of botulinum toxin A and abduction bracing on Long-term hip development in children with cerebral palsy. *54(8): 743-745.*
- Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D et al. (1997) Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 39(4): 214-23.
- Wood E, Rosenbaum P. (2000) The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of reliability and stability over time. *Dev Med Child Neurol*, 42(5): 292-6.
- Скворцов, Д.В. Клинический анализ движений. Анализ походки / Д.В. Скворцов. – Иваново: «Стимул», 1996. – 344 с.
- Бернштейн, Н.А. Исследования по биодинамике ходьбы, бега, прыжка / Н.А. Бернштейн. – Москва: Физкультура и спорт, 1940. – 312 с.

References

- Armand S., Decoulon G., Bonnefoy-Mazure A. (2016) Gait analysis in children with cerebral palsy. *EFORT Open Rev*, 1: 448-460. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052
- Colver A., Fairhurst C., Pharoah PO. (2014) Cerebral palsy. *Lancet*, 383: 1240-1249.
- Narayanan U.G. (2016) Lower Limb Deformity in Neuromuscular Disorders: Pathophysiology, Assessment, Goals, and Principles of Management. *Pediatric Lower Limb Deformities*, 267-269. DOI 10.1007/978-3-319-17097-8_17
- Tolentino J., Talente G. (2016) Cerebral Palsy. *Care of Adults with Chronic Childhood Conditions*, 69-70. DOI 10.1007/978-3-319-43827-6_5
- Verma H., Srivastava V., Semwal B.C. (2012) A review on cerebral palsy and its management. *Journal of sciences*, 2(2): 54-60.
- Winter S. (2016) Cerebral Palsy. *Health Care for People with Intellectual and Developmental Disabilities across the Lifespan*, 931-948. DOI 10.1007/978-3-319-18096-0_8
- Goodwin J., Colver A., Basu A., Crombie S. (2018) Understanding frame: A UK survey of parents and professionals regarding the use of standing frames for children with cerebral palsy. *Child Care Health Dev*, 44: 195-202. DOI 10.1111/cch.12505
- Klochkova O.A., Kurenkov A.L., Kenis V.M. Formirovanie kontraktur i spasticheskix formax detskogo cerebral'nogo paralicha: voprosy patogeneza [Development of contracture in spastic forms of cerebral palsy: pathogenesis and prevention]. *Ortopediya, travmatologiya i vosstanovitel'naya xirurgiya detskogo vozrasta - Orthopedics, traumatology and plastic surgery of children's age*. 2018; 6(1): 58-66. (In Russ) DOI 10.17816/PTORS6158-66
- Solopova I.A., Moshonkina T.R., Umnov V.V. i dr. Nejrореабилитациya pacientov s detskim cerebral'nyim paralichom [Neurorehabilitation of Patients with Cerebral Palsy] *Fiziologiya cheloveka - Human physiology*, 2015; 41(4): 448-454. (In Russ.) DOI: 10.7868/S0131164615040153
- Rosa M.C.N., Roque A.G.G. (2016) Spasticity Effect in Cerebral Palsy Gait. *Handbook of Human Motion*, 2-15. DOI 10.1007/978-3-319-30808-1_55-1
- Stephane Armand, Geraldo Decoulon, Alice Bonnefoy-Mazure. (2016) Gait analysis in children with cerebral palsy. *Paediatrics*, 1; 448. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052
- Wingstrand Maria, Hagglung Gunnar, Rodby-Bousquet Elisabet. (2014) *BMC Musculoskeletal Disorders*, 1-7.
- Kate Willoughby, Soon Ghee ANG, Pam Yhomason, H Kerr Graham. (2012) The impact of botulinum toxin A and abduction bracing on Long-term hip development in children with cerebral palsy. *54(8): 743-745.*
- Palisano R, Rosenbaum P, Walter S, Russell D et al. (1997) Development and reliability of a system to classify gross motor function in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*. 39(4): 214-23.
- Wood E, Rosenbaum P. (2000) The gross motor function classification system for cerebral palsy: a study of

- reliability and stability over time. *Dev Med Child Neurol*, 42(5): 292–6.
16. Skvortsov D.V. Klinicheskiy analiz dvizhenij. Analiz pokhodki [Clinical analysis of movements. Analysis of gait]. Ivanovo: Nauka Publ. «Incentive», 1996, 344 p. (In Russ.)
17. Bernshtejn, N.A. Issledovaniya po biodinamike khod'by, bega, pryzhka [Researches on biodynamics of walking, run, jump]. Moscow: Fizkul'turai sport - Physical culture and sport, 1940, 312 p. (In Russ.)

Рукопись поступила / Received: 07.02.2019/

Принята в печать / Accepted for Publication: 08.04.2019

Авторы

Кольцов Андрей Анатольевич – врач травматолог-ортопед, кандидат медицинских наук, заведующий 1-м детским травматолого-ортопедическим отделением клиники ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Российская Федерация, 195067, Санкт-Петербург, Бестужевская улица, дом 50.

Джомарды Эльнур Исфандиярович – врач травматолог-ортопед, аспирант по специальности «травматология и ортопедия» в ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Российская Федерация, 195067, Санкт-Петербург, Бестужевская улица, дом 50.

Марусин Никита Владимирович – магистр по специальности «техническая физика», научный сотрудник отдела инновационных технологий ТСР в ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Санкт-Петербург, Россия. E-mail: nikita-orto@yandex.ru, тел. 8 (921) 406-62-30

Беянин Олег Леонидович – руководитель отдела биомеханических исследований опорно-двигательной системы в ФГБУ ФНЦРИ им. Г.А. Альбрехта Минтруда России, Российская Федерация, 195067, Санкт-Петербург, Бестужевская улица, дом 50.

The Authors

Koltsov Andrey Anatolievich, the doctor in traumatology and orthopedics, PhD, the chief of First orthopedic department for children of Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht, Bestuzhevskaya street 50, 195067 Saint-Petersburg, Russian Federation.

Dzhomardly Elnur Isfandiarovich, orthopedic surgeon, PhD – student of Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht, Bestuzhevskaya street 50, 195067 Saint-Petersburg, Russian Federation.

Marusin Nikita Vladimirovich, master's degree in Technical physics, researcher of the Department of innovative technologies of Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht, Bestuzhevskaya street 50, 195067 Saint-Petersburg, Russian Federation. E-mail: nikita-orto@yandex.ru; fone +7 (921) 406-62-30

Belyanin Oleg Leonidovich, head of biomechanical studies of the musculoskeletal system of Federal Scientific Center of Rehabilitation of the Disabled named after G.A. Albrecht, Bestuzhevskaya street 50, 195067 Saint-Petersburg, Russian Federation.