



## НОВЫЕ ПОДХОДЫ К ПРИМЕНЕНИЮ МЕТОДА ДИНАМИЧЕСКОЙ ПРОПРИОЦЕПТИВНОЙ КОРРЕКЦИИ В РЕАБИЛИТАЦИИ БОЛЬНЫХ СПАСТИЧЕСКОЙ ДИПЛЕГИЕЙ

УДК 617.7

<sup>1</sup>Титаренко Н.Ю.: научный сотрудник отделения восстановительного лечения детей с церебральными параличами;

<sup>2</sup>Аверкин А.В.: инструктор ЛФК;

<sup>2</sup>Дворовой М.В.: врач-ортопед;

<sup>1</sup>Семенова К.А.: главный научный сотрудник отделения восстановительного лечения детей с церебральными параличами, д.м.н., профессор, заслуженный деятель науки РФСР.

<sup>1</sup>ГНКУ «Научный центр здоровья детей РАМН», НИИ Профилактической педиатрии и восстановительного лечения, г. Москва

<sup>2</sup>ЗАО Научно-производственный центр «Огонек»

### Введение.

В последние годы в борьбе с нарушениями произвольной моторики при детском церебральном параличе (ДЦП) заслуженное признание получили нагрузочные кинезитерапевтические технологии, такие как метод динамической проприоцептивной коррекции (ДПК) с применением рефлекторно-нагрузочных устройств (РНУ) серии «Гравистат»/«Гравитон»® (рис. 1). Сущностью метода является модулирующее воздействие на церебральные структуры двигательного анализатора потока скорректированной афферентации, возникающего при выполнении пациентом активных движений в РНУ [1]. Этот информационный поток способен инициировать необходимую для компенсации моторного дефицита адаптационную пластическую перестройку межнейронных связей, что, в конечном счете, приводит к развитию нового двигательного навыка.

РНУ «Гравистат»/«Гравитон»® представляет собой систему эластичных тяг, закрепленных на вентральной и дорсальной поверхности тела в противовесе. Натяжением осевых тяг обеспечивается дозированная аксиальная компрессионная нагрузка на тело пациента, а с помощью различных принципов установки дополнительных ротационно-корректирующих тяг реализуется тот или иной способ нейромоторного перевоспитания патологического двигательного стереотипа.

Однако до сих пор не определены критерии выбора оптимального способа нейромоторного перевоспитания для конкретного пациента и, соответственно, не существует четкого алгоритма настройки РНУ при проведении в нем кинезитерапевтической тренировки. Неизвестна также величина оптимальной осевой нагрузки, способной вызвать позитивную нейропластическую реорганизацию двигательного анализатора, так называемой функциональной системы антигравитации (ФСА), без срыва механизмов адаптации больного ребенка.

Очевидно, что принцип установки дополнительных ротационно-корректирующих тяг должен соответствовать конкретной реабилитационной задаче. Теоретически с помощью конструктивных элементов РНУ можно обеспечить не только коррекцию патологических позиций отдельных сегментов опорно-двигательного аппарата (ОДА), но и их временное утривирование с целью выработки «кинематической памяти» мышца-антагонистов, а также тренировочную гиперкоррекцию неоптимальной позы. Кроме того, модулирующим действием ФСА влиянием должна непосредственно обладать осевая компрессионная нагрузка. Известно, что аксиальная нагрузка нивелирует негативное влияние невесомости на организм космонавта. Так, при длительном пребывании человека в космосе, с целью обеспечения компрессионной нагрузки, направлен-

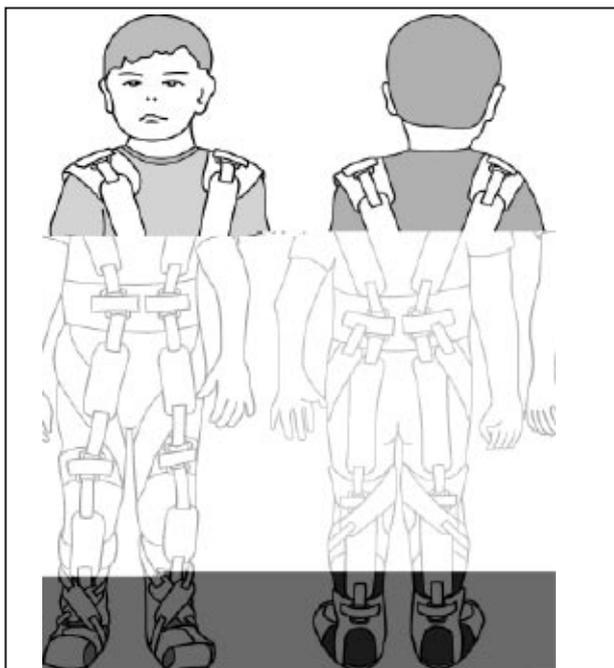


Рис. 1. Устройство «Гравистат»/«Гравитон»®

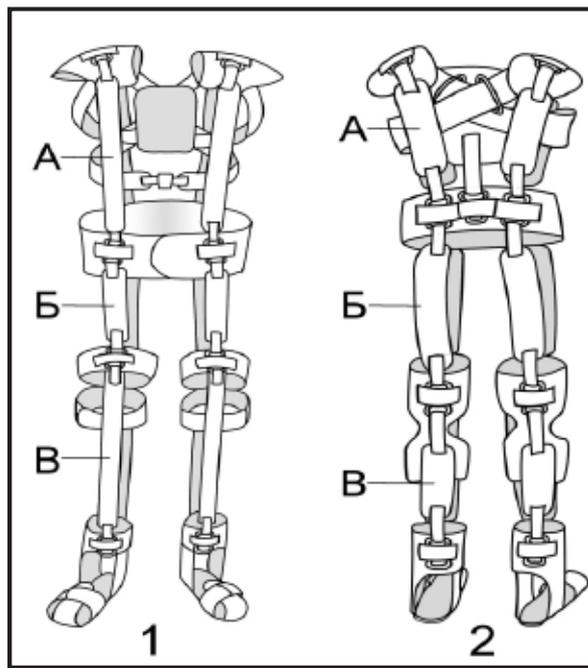


Рис. 2. Схема РНУ «Гравистат»/«Гравитон»®  
1 – вид спереди, 2 – вид сзади; А, Б, В – осевые тяги, расположенные соответственно на сегментах «туловище», «бедро», «голень»

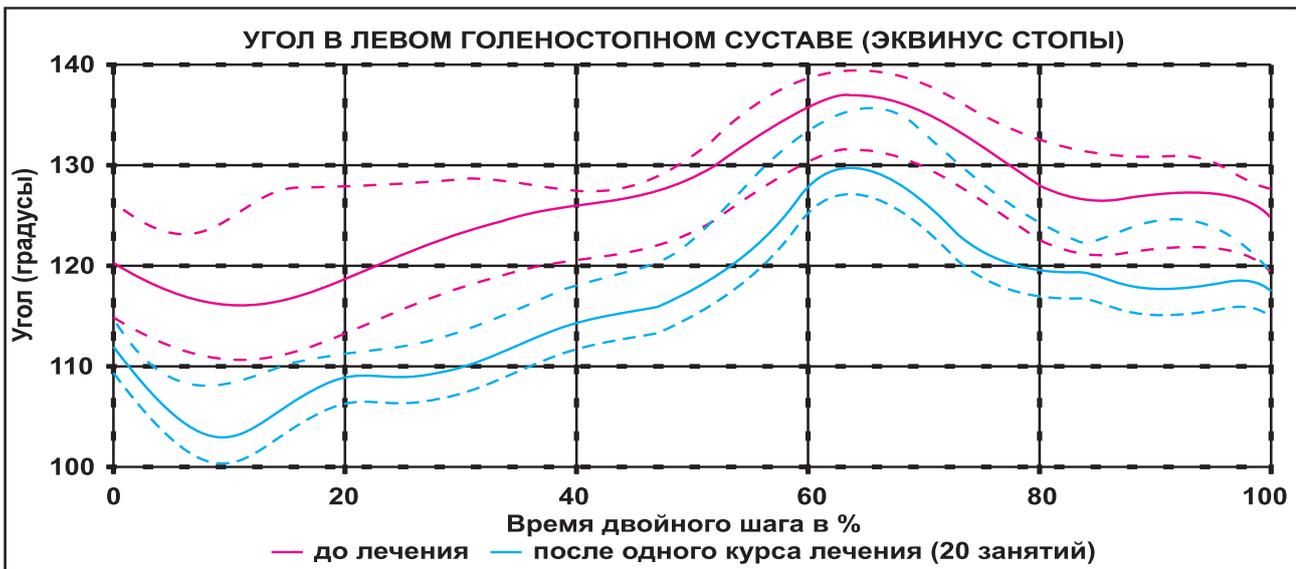


Рис. 3. Кинематический профиль угла голеностопного сустава больного спастической диплегией до и после курса лечения. Сплошные линии графика – усредненные значения угла, пунктирные линии – стандартные отклонения

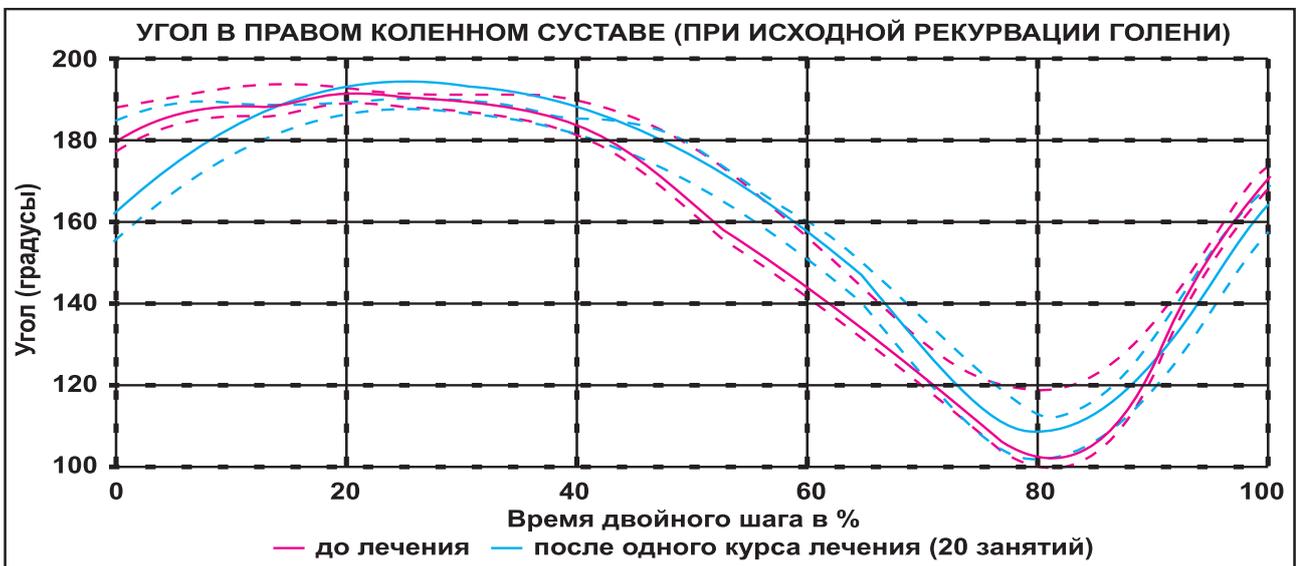


Рис. 4. Влияние курса лечения с применением РНУ «Гравистат»/«Гравитон»® (тренировочное усугубление рекурвации голени) на кинематический профиль угла в коленном суставе. Сплошные линии графика – усредненные значения угла, пунктирные линии – стандартные отклонения

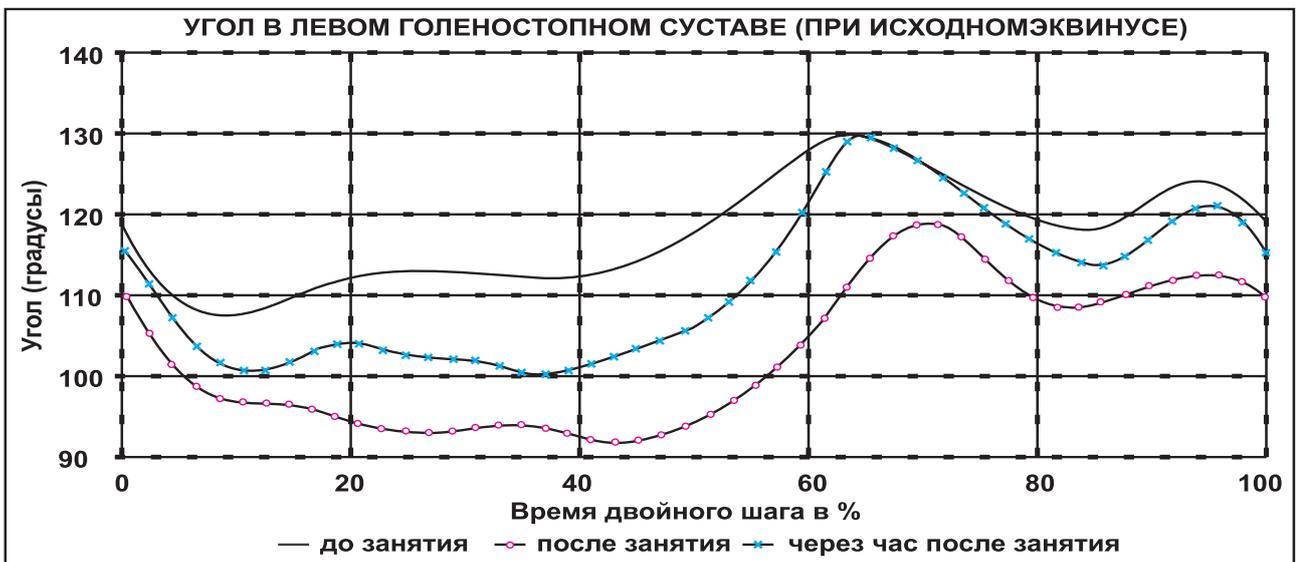


Рис. 5. Влияние 20-минутной экспериментальной тренировки (усугубление эквинусной позиции стопы) на кинематический профиль угла в голеностопном суставе

ной вдоль длинной оси тела, применяется устройство «Пингвин» – прототип РНУ «Гравистат»/«Гравитон»®.

Базовая конструкция РНУ включает двенадцать цепей (правую и левую), каждая из которых содержит 6 осевых тяг. Три тяги («А», «Б», «В») каждой нагрузочной цепи располагаются на вентральной поверхности тела, три – на дорсальной и фиксируются с помощью элементов крепления к установочно-базовым элементам устройства «Гравистат»/«Гравитон»® (рис. 2; 1, 2).

Проведенные нами экспериментальные исследования кинематических характеристик ходьбы больных ДЦП методом видеоанализа движений (изучали кинематические профили углов в суставах нижних конечностей) показали обоснованность применения различных способов установок дополнительных ротационно-корректирующих тяг РНУ [2, 3] для решения определенных реабилитационных задач.

Эффект воздействия аксиальной компрессионной нагрузки и традиционной коррекции патологических установок сегментов нижних конечностей с помощью РНУ на больных спастической диплегией легкой и средней степени тяжести выражается, в основном, в уменьшении вариативности кинематических характеристик ходьбы, что отражает стабилизацию навыка ходьбы и улучшение статокинетической устойчивости (рис. 3). Однако коррекция патологических установок с помощью эластичных тяг устройства «Гравистат»/«Гравитон»®, тяги которого обеспечивали коррекцию патологической установки стопы. В данном случае результат тренировки выражается в уменьшении вариативности значений угла и увеличении амплитуды движений в суставе – разности между максимальным и минимальным значением величины суставного угла в двойном шаговом цикле.

Более заметное влияние на качество двигательного стереотипа у разных больных спастической диплегией получено в эксперименте при временном усугублении патологических позиций бедра, голени и стопы в процессе тренировки. Такой эффект мы называем «кинематической памятью» мышц-антагонистов. При этом вариативность угловых кинематических параметров ходьбы, напротив, может даже увеличиваться, что отражает дестабилизацию исходного, патологического, двигательного стереотипа (рис. 4). Рисунок демонстрирует увеличение вариативности значений угла в коленном суставе при постановке стопы на опору (0% времени двойного шага) после курса лечения, однако форма профиля при этом отражает уменьшение исходной рекурвации голени. Влияние временного усугубления патологических установок сегментов нижних конечностей с помощью тяг РНУ мы изучали в эксперименте.

В экспериментальной 20-минутной тренировке при утривании эквинусной позиции стопы больного спастической диплегией средней тяжести с помощью эластичной тяги, установленной на задней поверхности голени и имитирующей усиленную функцию трехглавой мышцы голени, тыльные сгибатели стопы (передняя большеберцовая мышца и ее синергисты: длинный разгибатель пальцев, длинный разгибатель большого пальца) в процессе тренировки развивают усилия по преодолению силы упругой деформации тяги. После снятия тяги «кинематическая память» тыльных сгибателей стопы продолжает оказывать влияние на форму кинематического профиля угла в голеностопном суставе, уменьшая выраженность эк-

винуса. Это влияние сохраняется и через 1 час после тренировки (рис. 5).

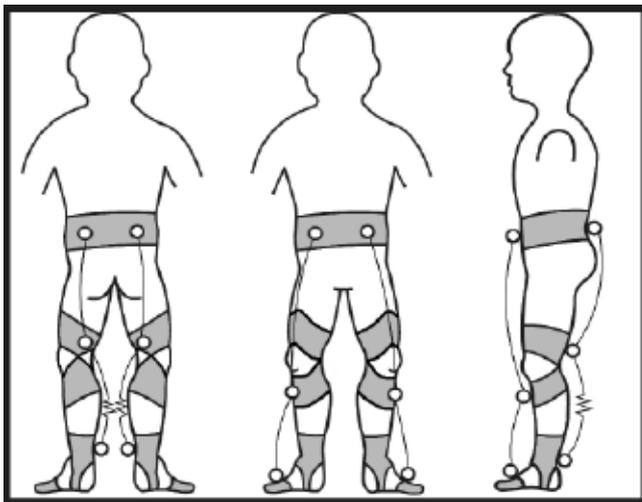
Неодинаковый эффект у разных больных спастической диплегией получен при гиперкоррекции патологических установок сегментов нижних конечностей. По нашим экспериментальным данным, гиперкоррекция оправдана при значительных нарушениях в системе «агонист-антагонист» вследствие выраженных парезов, спастичности и патологических мышечных взаимодействий (синергий). При этом временная гиперкоррекция позиции какого-либо сегмента должна обеспечивать т.н. эффект стабилизации позы для облегчения выполнения произвольных движений какого-либо другого сегмента конечности или туловища. Например, при патологическом приведении бедер обеспечивается их искусственная избыточная абдукция в позе сидя, на фоне которой производится тренировка длинных мышц спины и боковых мышц туловища.

При умеренной выраженности двигательных нарушений, т.е. при достаточной опороспособности и подкосустойчивости нижних конечностей, в начале каждого сеанса тренировки в РНУ больного спастической диплегией легкой и средней степени тяжести мы считаем целесообразным усугублять патологические установки бедра, голени и стопы, затем, по мере развития мышечного утомления, снимать дополнительные тяги, оставляя только аксиальную нагрузку. В конце занятия мы, как правило, применяем коррекцию патологических позиций сегментов нижних конечностей, облегчая работу мышц, дефицит функции которых определяет характер патологического двигательного стереотипа, хотя такой алгоритм тренировки нельзя считать универсальным. Необходимо помнить, что усугубление или гиперкоррекция патологической установки бедра можно применять только после оценки риска возможного негативного влияния такой настройки РНУ на позицию головки бедра в вертлужной впадине.

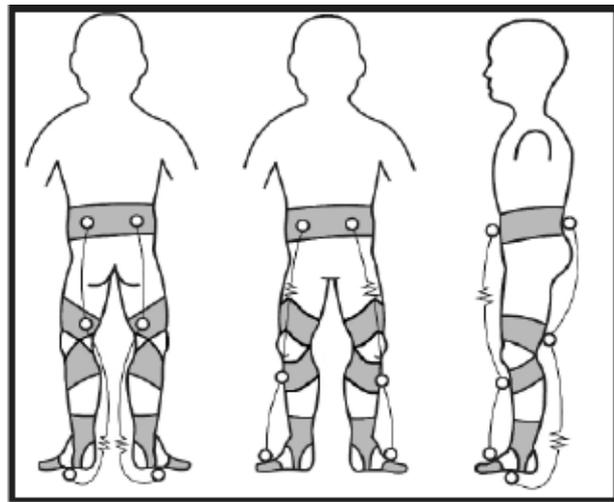
С целью выбора оптимального алгоритма нейромоторного перевоспитания для конкретного больного мы рекомендуем использовать биомеханическую видеосъемку. Высокая чувствительность метода видеоанализа движений позволяет определиться с выбором принципа модуляции проприоцепции в начале курса восстановительного лечения, когда изменения кинематических характеристик ходьбы в процессе первых сеансов тренировки в устройстве «Гравистат»/«Гравитон»® еще клинически не значимы и не столь очевидны [2].

Задача коррекции типичной для многих больных спастической диплегией позы «тройного сгибания» включает устранение наклона таза вперед или коррекцию поясничного гиперлордоза. Наклон таза вперед обеспечивается не только дефицитом функции разгибателей туловища – прежде всего, большой ягодичной мышцы, но и спастичностью подвздошно-поясничной мышцы, а также ее участием в патологической сгибательной синергии туловища. Уменьшению наклона таза вперед или гиперлордоза способствует перераспределение осевой нагрузки с преимущественным натяжением тяг «В» устройства, фиксированных на задней поверхности голени пациента. При этом тяга, расположенная на задней поверхности голени, должна фиксироваться к биндажу бедра и голеностопному биндажу устройства (рис. 6), т.е. должна пересекать ось вращения коленного сустава.

Если наклон таза вперед и, соответственно, дефицит функции большой ягодичной мышцы выражены умеренно, а пациент активным мышечным усилием способен противодействовать усугублению позы



**Рис. 6.** Схема установки осевых тяг РНУ при исходном наклоне таза вперед или гиперлордозе (слева направо: вид сзади, спереди и сбоку). Линии с зигзагом обозначают тяги с усиленным натяжением



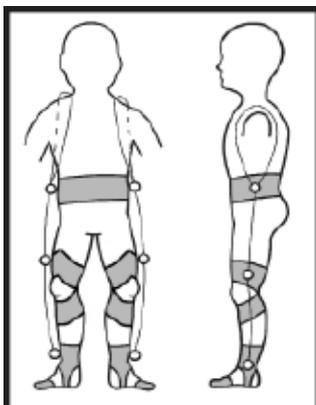
**Рис. 7.** Схема установки осевых тяг РНУ при исходном патологическом наклоне туловища вперед или гиперлордозе (слева направо: вид сзади, спереди и сбоку). Усугубление антефлексии туловища. Линии с зигзагом обозначают тяги с усиленным натяжением

«тройного сгибания», имеет смысл тяги «В» на задней поверхности голени устанавливать между биндом бедра и подошвенной частью стопного элемента (т.н. «двусуставные» тяги, пересекающие оси вращения и коленного, и голеностопного суставов), а также дополнительно увеличивать натяжение тяг «Б», расположенные на передней поверхности бедер. Эти тяги, расположенные между поясом и биндом голени и пересекающие фронтальную ось вращения тазобедренного и ось вращения коленного суставов, увеличивают наклон таза вперед, способствуя развитию «кинематической памяти» разгибателей туловища и коррекции позы «тройного сгибания» после снятия РНУ (рис. 7).

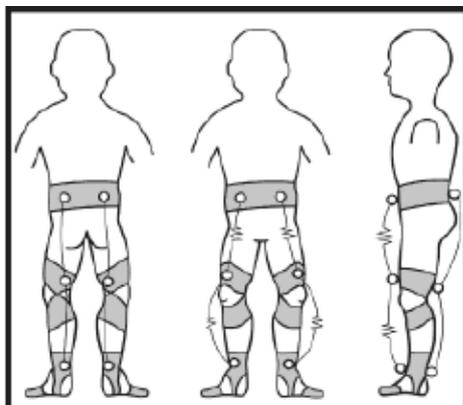
Одной из наиболее трудноразрешимых задач является необходимость устранения фронтальных и сагиттальных раскачиваний туловища при ходьбе. Формирование фронтальных раскачиваний туловища при ходьбе определяется преимущественно дефицитом функции средней ягодичной мышцы, сагиттальных – большой ягодичной мышцы [4]. Дефицит функции мышц спины, в основном, поясничной группы (большой и квадратной поясничных мышц; мышцы, выпрямляющей позвоночник), а также мускулатуры жи-

вота проявляется усилением раскачиваний туловища и во фронтальной, и в сагиттальной плоскостях. Экспериментальное уменьшение раскачиваний туловища (преимущественно во фронтальной плоскости) получено нами при применении дополнительных латеральных осевых нагрузочных цепей, фиксируемых на боковой поверхности туловища, бедра и голени справа и слева (рис. 8). В случае применения дополнительных латеральных нагрузочных цепей мы производили уменьшение натяжения осевых тяг нагрузочных цепей РНУ.

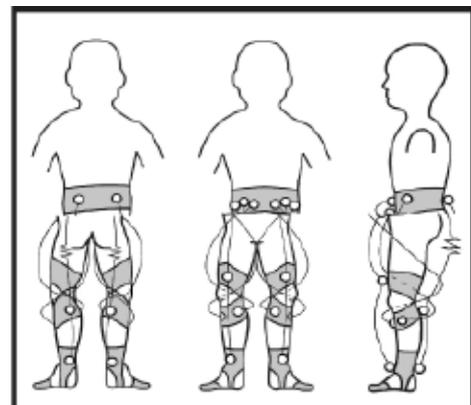
Рекурвация голени в коленном суставе во время опоры на всю стопу отражает преимущественный функциональный дефицит задней группы мышц бедра (сгибателей голени) [4]. Умеренно выраженное переразгибание голени в коленном суставе может быть временно усилено в процессе тренировки РНУ только в том случае, если пациент способен сознательно контролировать позицию коленного сустава в период опоры, сопротивляясь действию утрирующих патологическую позу тяг. В этом случае увеличивают натяжение вентральных осевых тяг «Б» и «В» (рис. 9). Для усиленного воздействия тяги «В» на передней поверхности голени можно устанавливать между биндом



**Рис. 8.** Схема установки дополнительных латеральных цепей при раскачивании туловища во фронтальной плоскости (слева направо: вид спереди и сбоку)



**Рис. 9.** Схема установки осевых тяг РНУ при рекурвации голени в коленном суставе (слева направо: вид сзади, спереди и сбоку). Усугубление патологической позиции голени. Линии с зигзагом обозначают тяги с усиленным натяжением



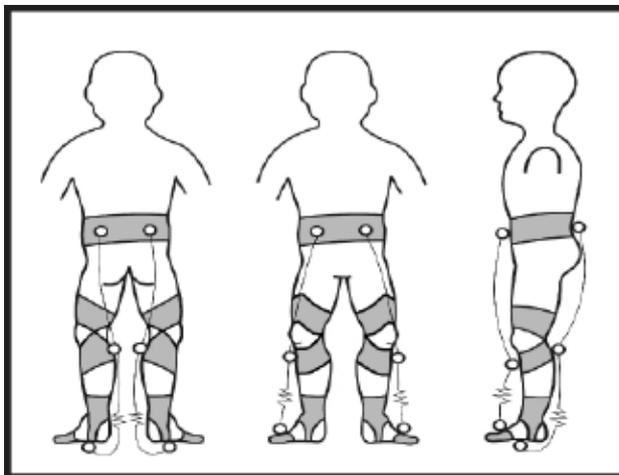
**Рис. 10.** Схема установки осевых тяг РНУ при рекурвации голени в коленном суставе (слева направо: вид сзади, спереди и сбоку). Коррекция позиции голени с помощью дополнительных тяг. Линии с зигзагом обозначают тяги с усиленным натяжением

бедро и тыльной поверхностью стопы таким образом, чтобы они пересекали оси вращения и коленного, и голеностопного суставов.

В случае выраженной недостаточности функции мышц-сгибателей голени, наоборот, усиливают натяжение тяг «Б», установленных на задней поверхности бедер между поясом и бандажом голени, а также применяют дополнительные тяги для пассивной коррекции рекурвации (рис. 10).

Важной составляющей успеха восстановительного лечения с помощью РНУ является оптимальное воздействие сил упругой деформации эластичных тяг на голеностопный сустав и стопу больного ДЦП. В настоящее время нами усовершенствована конструкция установочно-базовых элементов РНУ для стопы и голеностопного сустава с целью обеспечения лучшей фиксации осевых тяг к тыльной поверхности стопы, а дополнительных ротационно-корректирующих тяг – к переднему отделу стопы. Внесенные в конструкцию стопного элемента изменения дают также возможность лучшей стабилизации заднего отдела стопы.

По нашим данным, в отличие от классической установки нагрузочных цепей, наиболее результативной в эксперименте при исходной позе «тройного сгибания» у больных спастической диплегией с негрубым дефицитом произвольной моторики и умеренно выраженной спастичностью была такая установка осевых тяг, при которой двусуставная тяга «Б» на вентральной поверхности тела фиксировалась между поясом и бандажом голени. При этом односуставная тяга «В» спереди располагалась между бандажом голени и тыльной поверхностью стопы. На дорсальной поверхности тела тяги «Б» и «В» устанавливались аналогично, «Б» – между поясом и бандажом голени, «В» – между бандажом голени и подошвенной поверхностью стопного элемента (рис. 11).



**Рис. 11.** Схема установки осевых тяг РНУ при патологической позе «тройного сгибания» (слева направо: вид сзади, спереди и сбоку). Преимущественное влияние на позицию стопы. Линии с зигзагом обозначают тяги с усиленным натяжением

Фиксированные таким образом тяги «Б» обеспечивают улучшение опороспособности нижней конечности в статике и при движении больного в устройстве «Гравистат»/«Гравитон»®. Тяга «В» на передней поверхности голени облегчает тыльное сгибание стопы, а на задней – вызывает сопротивление антагонистов трехглавой мышцы голени, поскольку усиливает подошвенное сгибание стопы.

С целью исследования эффективности предложенных подходов методом видеоанализа движений

[2] изучалась кинематика 68 самостоятельно передвигающихся больных спастической диплегией до и после 1-го курса применения РНУ (20 занятий) с использованием вышеизложенных принципов настройки. Исследовались параметры биомеханической структуры ходьбы, такие как относительная длительность фазы опоры правой и левой нижней конечности, относительная длительность двуопорного периода. Полученные данные представлены в таблице 1.

**Табл. 1.** Параметры биомеханической структуры больных спастической диплегией до и после одного курса применения РНУ (n=68, p<0,05)

Исследуемый параметр, % двойного шагового цикла	До лечения	После 1-го курса лечения
Фаза опоры правой нижней конечности	70,92±8,09	64,43±6,52
Фаза опоры левой нижней конечности	69,79±8,82	62,66±7,68
Двуопорный период	40,54±14,84	31,72±12,01

Как следует из таблицы, после курса лечения с применением РНУ достоверно уменьшается длительность фазы опоры и двуопорного периода, что отражает улучшение статокINETической устойчивости при ходьбе.

Анализировалась амплитуда движений в крупных суставах нижних конечностей (тазобедренных, коленных и голеностопных) в двойном шаговом цикле, данные представлены в таблице 2.

**Табл. 2.** Амплитуда движений в суставах нижних конечностей больных спастической диплегией до и после одного курса применения РНУ (p<0,05)

Амплитуда движений в суставе (градусы)	До лечения	После одного курса лечения
Амплитуда движений в правом тазобедренном суставе (n=68)	39,08±8,11	46,31±8,83
Амплитуда движений в левом тазобедренном суставе (n=68)	38,76±8,63	46,03±8,52
Амплитуда движений в правом коленном суставе (n=55) *	45,10±13,70	53,37±13,86
Амплитуда движений в левом коленном суставе (n=55) *	45,04±12,71	53,26±13,08
Амплитуда движений в правом голеностопном суставе (n=68)	24,63±8,24	32,58±9,89
Амплитуда движений в левом голеностопном суставе (n=68)	25,54±9,17	32,99±8,75

\* Из анализа исключены больные с рекурвацией голени в период опоры (13 человек)

Увеличение амплитуды движений в крупных суставах нижних конечностей больных спастической диплегией после курса лечения отражает уменьшение спастичности и улучшение произвольной мышечной активности.

Остается открытым вопрос выбора оптимальной величины осевой нагрузки. Полагая, что нагрузка должна коррелировать с массой тела и, возможно, возрастом ребенка, мы опытным путем определили величину реальной аксиальной нагрузки, обеспечиваемой РНУ «Гравистат»/«Гравитон»® у 38 больных спастической диплегией детей в возрасте от 4 до 17 лет. Все дети, для

которых была определена величина осевой нагрузки, получали 4-х недельный курс лечения по пятидневной схеме – ежедневные занятия в РНУ длительностью 1 час в течение пятидневной рабочей недели с перерывом в выходные дни. На ребенка надевали РНУ с умеренным мануально контролируемым натяжением 12 осевых тяг нагрузочных цепей, после чего измеряли удлинение эластичной части каждой тяги относительно исходной длины в положении пациента стоя. Измерения производили после первой (адаптационной) недели занятий, в конце которой переносимость нагрузки была оценена как адекватная. С помощью электронного динамометра растяжения определяли силу упругой деформации каждой из 12 осевых тяг при удлинении ее рабочей части на ту же самую величину, что и при фиксации этой тяги к установочно-базовым элементам РНУ, надетым на пациента. Далее величину общей нагрузки рассчитывали суммированием величин нагрузок, обеспечиваемых отдельными тягами.

Экспериментальные данные свидетельствуют о том, что осевая нагрузка варьирует в широком диапазоне значений. Средняя нагрузка составила  $189,10 \pm 76,92$  N. Корреляционная связь оказалась слабой как между массой тела ребенка и нагрузкой (рассчитанный коэффициент корреляции  $R=0,122$ ), так и между нагрузкой и возрастом ребенка ( $R1=0,116$ ). Относительно веса тела (в ньютонах) средняя общая аксиальная нагрузка составила  $58,14 \pm 21,86\%$ . Очевидно, величина адекватно переносимой нагрузки зависит также от множества различных факторов, таких как исходный уровень двигательных возможностей, соотношение «спастичность/слабость произвольной моторики», статокINETическая устойчивость ребенка и т.п. Интересно, что у большинства детей (84,2%,  $n=38$ ) осевая нагрузка была распределена между тягами неравномерно, причем у 76,3% пациентов ( $n=38$ ) наибольшую нагрузку обеспечивали тяги «В», установленные на голених спереди и, особенно, сзади. Эти данные, возможно, соотносятся с известными особенностями иннервационного стереотипа вертикальной позы здоровых людей, характеризующейся преимущественной активностью мышц голени [5]. Компенсируя силой упругой деформации тяг дефицит функции мышц голени, РНУ улучшает статокINETическую устойчивость больных ДЦП.

До настоящего времени абсолютно недопустимым считалось применение РНУ при развитии у больного церебральным параличом ребенка коморбидного спастического подвывиха бедра. Это противопоставление было обосновано возможным негативным влиянием осевой нагрузки на позицию головки бедренной кости в вертлужной впадине. Поскольку частота развития коморбидного подвывиха бедра при ДЦП достаточно высока и составляет, по нашим наблюдениям (273 пациента), до 30–35% у детей 3–10 лет и 45–55% у подростков, подвывих бедра являлся одной из статистически значимых причин ограничения ресурса метода ДПК. Отсутствие возможности применения наиболее эффективных нагрузочных кинезитерапевтических технологий для развития активных двигательных навыков приводит к неполной реализации реабилитационного потенциала больных церебральным параличом.

Высокая частота развития подвывиха бедра при ДЦП обусловлена, прежде всего, дисбалансом сил мышц, обслуживающих тазобедренный сустав. Мышечный дисбаланс развивается на фоне резидуальной активности не подвергшихся своевременной редукции врожденных постуральных рефлексов и характеризуется преимущественным выпадением функции абдукторов, супинаторов и экстензоров бедра. Абдукторы (грушевидная, средняя и малая ягодичные мышцы; мышца, натягивающая широкую фасцию бедра), су-

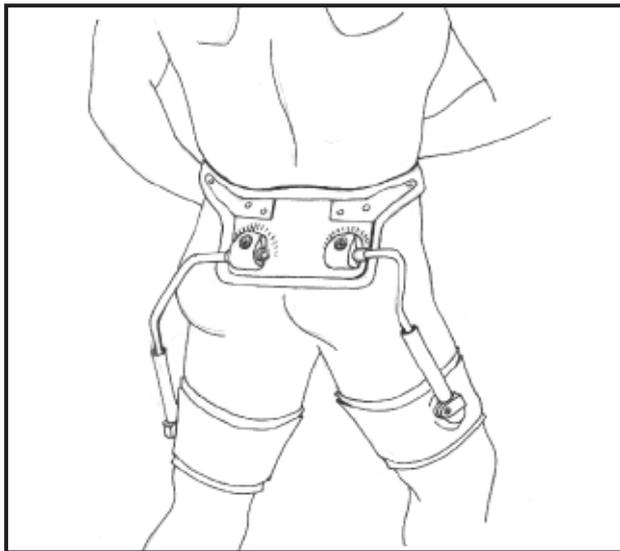
пинаторы (грушевидная, задние пучки средней ягодичной, портняжная, квадратная мышца бедра, запирательные мышцы и др.) и разгибатели (большая ягодичная мышца, мускулатура хамстринг-группы) в условиях патологического напряжения их антагонистов (приводящие мышцы, передние пучки средней ягодичной, подвздошно-поясничная мышца, прямая головка четырехглавой мышцы бедра и др.) практически полностью утрачивают роль рычага. Это сопровождается смещением головки бедра в вертлужной впадине латерально, кверху и кзади, приводя к неполному покрытию головки бедра крышей вертлужной впадины и развитию подвывиха. Диспластичная вертлужная впадина под действием постоянного давления смещающейся вверх, назад и латерально головки бедра еще больше уплощается и деформируется. Вследствие действия несбалансированных мышечных сил прогрессируют нарушения кровообращения головки бедренной кости и вертлужной впадины. Развитию подвывиха способствуют также позднее начало формирования навыков самостоятельного стояния и ходьбы в период активного роста ребенка (утрачивается «трофическая» роль осевой нагрузки при вертикализации) и нарушение амортизационной функции ходьбы при ударной постановке стопы на опору [3, 4].

В настоящее время восстановительное лечение больного ДЦП, имеющего одно- или двусторонний подвывих бедра, с помощью РНУ возможно при одновременном применении абдукционного аппарата для тазобедренных суставов. Абдукционный аппарат (импортозамещающая разработка НПЦ «Огонек», Москва) представляет собой модульную регулирующую конструкцию, типоразмеры элементов которой имеют антропометрическое соответствие, и предназначен для лечения детей в возрасте от 3 до 15–17 лет, страдающих спастическим или паралитическим подвывихом бедра или имеющих аддукторный синдром. Тазовый бандаж аппарата фиксируется вокруг тазового пояса ребенка и содержит сзади опорную пластину-основание, на которой жестко закреплены два шарнира (левый и правый) с возможностью установочного вращения во фронтальной и горизонтальной плоскостях. Шарниры располагаются в области крестцово-подвздошных сочленений пациента (рис. 12). Каждый шарнир соединен со штангой, на дистальной части которой установлена манжета, обхватывающая нижнюю треть бедра ребенка. Шарнирное соединение манжеты со штангой выполнено с возможностью установочного линейного перемещения и вращения манжеты относительно штанги.

С помощью аппарата осуществляется этапное регулируемое отведение каждого бедра (левого/правого) с целью центрации головки бедра в вертлужной впадине, при этом сохраняется возможность активных движений в тазобедренном суставе в трех плоскостях в пределах задаваемых объемов. При выполнении шаговых движений и статических поз (стоя и сидя) достигается различная степень отведения бедра. Аппарат настраивают таким образом, чтобы в позе сидя отведение бедра было максимальным, но растяжение аддукторов и, следовательно, активация миотатического рефлекса не сопровождалась бы возникновением болевых ощущений. При этом степень отведения бедра в процессе выполнения шаговых движений и при стоянии должна обеспечивать оптимальную позицию головки бедра в вертлужной впадине и не должна препятствовать сохранению вертикальной позы, т.е. не должна быть избыточной.

Применение абдукционного аппарата в части случаев может быть альтернативой методу этапного гипсования, при котором негативное влияние на произвольную моторику оказывает продолжительная иммобилизация,

значительно ограничивающая двигательную активность ребенка и исключающая его полноценное участие в процессе восстановительного лечения.



**Рис. 12.** Абдукционный аппарат. Вид сзади

Напротив, в абдукционном аппарате ребенок может полноценно двигаться, сидеть, ползать, стоять, ходить. Длительное применение аппарата (как правило, более одного года) способствует уменьшению патологического мышечного тонуса аддукторов бедра и дисбаланса сил мышц, обслуживающих тазобедренный сустав, и стратегически отвечает задаче развития сбалансированной произвольной моторики мускулатуры бедра.

В отличие от абдукционных шин типа шины Виленского, отведение правого/левого бедра в аппарате осуществляется практически без взаимовлияния, за счет регулирования позиции правого/левого шаровидного шарнира, что позволяет добиваться различной степени отведения бедер при одностороннем подвывихе или при неодинаковой степени децентрации головок бедренных костей с 2 сторон. Большую степень отведения устанавливают на стороне более выраженного патологического процесса.

Коррекцию патологического приведения бедер при спастичности или дистонии аддукторов посредством аппарата осуществляют поэтапно (метод динамического ортезирования). Каждый этап коррекции в среднем длится 3–4 месяца. Установка определенной скорректированной позиции на каждом этапе сопровождается назначением ребенку специального комплекса упражнений, направленного на лучшую адаптацию ребенка к скорректированной позиции бедра на данном этапе и выработку приближенной к физиологически оптимальной произвольной моторики мышц, обслуживающих тазобедренный сустав. Комплекс упражнений составляется с учетом исходных двигательных возможностей пациента и выполняется пассивно, пассивно-активно и активно. На последующих этапах коррекции позиции бедра комплекс упражнений усложняется по мере формирования у ребенка активных двигательных навыков.

Режим применения абдукционного аппарата – постоянное ношение при бодрствовании. В течение ночного сна обязательно применение тугор безнагрузочных на голеностопный сустав и тугор коленных с отведением нижних конечностей с помощью абдукционной шины, устанавливаемой в области голеностопных суставов. Рентгенологический контроль состояния тазобедренных суставов необходимо осуществлять не реже 1 раза в год.

Включение аппарата для отведения бедра в конструкцию РНУ «Гравистат»/«Гравитон»® дает возможность применять нагрузочные кинезитерапевтические технологии для восстановительного лечения больных ДЦП, страдающих одно- или двусторонним коморбидным подвывихом бедра. Наш опыт одновременного применения абдукционного аппарата и РНУ (67 пациентов в возрасте 3–11 лет) свидетельствует об отсутствии негативной рентгенологической динамики состояния тазобедренных суставов при подвывихе под воздействием аксиальной нагрузки. Напротив, при контрольной рентгенографии через 1 год постоянного применения абдукционного аппарата, у 33 из 67 детей, получивших в течение года два курса восстановительного лечения методом ДПК, было выявлено улучшение позиции и покрытия головки бедра. Это позволяет считать, что применяемый одновременно с РНУ аппарат для отведения бедра нивелирует негативное влияние осевой нагрузки на позицию головки бедренной кости в вертлужной впадине. В то же время, необходимость одновременного применения абдукционного аппарата при коморбидном церебральному параличу подвывихе бедра ограничивает и возможное позитивное (корректирующее) влияние сил упругой деформации эластичных тяг РНУ на сегмент «тазобедренный сустав-бедро», прежде всего, при выполнении активных движений.

#### Выводы

Таким образом, из вышеизложенного можно сделать следующие выводы:

1. Выбор различных способов нейромоторного перевоспитания, реализуемых с помощью той или иной настройки РНУ, должен быть ориентирован на клиническую форму церебрального паралича, исходное состояние произвольной моторики, мышечного тонуса и выраженность патологических мышечных взаимодействий у каждого больного ДЦП ребенка.

2. С целью разработки оптимального алгоритма тренировки конкретного больного церебральным параличом в устройстве «Гравистат»/«Гравитон»® целесообразно проводить биомеханическую видеосъемку (метод видеонализа движений) для количественной оценки исходных и изменяющихся под влиянием РНУ кинематических параметров ходьбы, если ребенок передвигается самостоятельно или с минимальной дополнительной опорой. В то же время клиническая видеозапись – простой и надежный способ объективизации изменений состояния произвольной моторики больных ДЦП детей, позволяющий провести ее иллюстративно-качественный анализ при любом уровне исходной двигательной активности.

3. Применение абдукционного аппарата расширяет ресурс метода ДПК, нивелируя негативное влияние осевой компрессионной нагрузки на позицию головки бедра в вертлужной впадине при аддукторном синдроме или уже развившемся подвывихе бедра.

#### Список литературы

1. Семенова К.А., «Восстановительное лечение больных с резидуальной стадией детского церебрального паралича», 384 стр., Москва: «Антидор», 1999.
2. Титаренко Н.Ю., Воронов А.В., Доценко В.И., Титаренко К.Е., Левченкова В.Д., Политова И.Я., Компьютерный видеонализ движений в оценке восстановительного лечения детей с резидуальным нейромоторным дефицитом // Функциональная диагностика, № 3, 2006. – С. 69–75.
3. Воронов А.В., Титаренко Н.Ю., «Исследование биомеханических характеристик ходьбы больных спастической диплегией» // Семенова К.А., Восстановительное лечение детей с перинатальным поражением нервной системы и детским церебральным параличом. – 612 с., Москва, «Закон и порядок», 2007. – С. 531–553.
4. Петрушанская К.А., Витензон А.С., «Восстановительное лечение больных детским церебральным параличом посредством функциональной электростимуляции мышц при ходьбе» // Журнал неврологии и психиатрии. – № 1, 2009, с. 27–34.
5. Перхурова И.С., Лузиневич В.М., Сологубов Е.Г. Регуляция позы и ходьбы при детском церебральном параличе и некоторые способы коррекции. – М.: «Книжная палата». – 1996. – 248 с.



### Резюме

На основании многолетних наблюдений и проведения экспериментальных исследований с использованием биомеханической и клинической видеосъемки произведен анализ различных способов настройки рефлекторно-нагрузочного устройства «Гравистат»/«Гравитон»® с целью нейромоторного перевоспитания патологического двигательного стереотипа детей, больных церебральным параличом в форме спастической диплегии.

**Ключевые слова:** детский церебральный паралич (ДЦП), спастическая диплегия, метод динамической проприоцептивной коррекции (ДПК), рефлекторно-нагрузочное устройство (РНУ) «Гравистат»/«Гравитон»®, видеоанализ движений, подвывих бедра, метод динамического ортезирования, абдукционный аппарат.

### Summary

Based on long-term observations and conduct pilot studies using biomechanical and clinical analysis of different modes of video Wizard reflexly-load devices "Gravistat"/"Graviton" ® to nejomotornogo reformatory pathological locomotor stereotype of children with cerebral palsy in the form of spastičeskoj diplegii.

**Keywords:** cerebral palsy (cerebral palsy), spasmodic diplegia, method of dynamic proprioceptivnoj correction (PDK), reflector-stress device (NPCS) "Gravistat"/"Graviton" ®, videoanaliz movements, subluxation of hip, method of dynamic ortezirovaniv, abdukcionnyj apparatus.

### Контакты:

**Титаренко Наталия Юрьевна.**

Служебный адрес: 119602, г. Москва, Мичуринский пр-т., д. 74;  
тел.: (495) 430-80-40.

## ВЛИЯНИЕ КРИОТЕРАПИИ НА ВЕГЕТАТИВНУЮ РЕГУЛЯЦИЮ У ПАЦИЕНТОВ С СИНДРОМОМ РАЗДРАЖЕННОГО КИШЕЧНИКА С ЗАПОРАМИ

УДК 616.3

**Фаустова Ю.И.:** аспирант;

**Гусакова Е.В.:** заместитель главного врача по медицинской части и клинико-экспертной работе реабилитационного комплекса, д.м.н.

*ФГБУ «Российский научный центр медицинской реабилитации и курортологии» Минздравсоцразвития России, г. Москва*

### Введение

В рамках работы Европейской гастроэнтерологической недели в 1988, 1999 и 2006 годах принимался Консенсус по функциональным расстройствам желудочно-кишечного тракта под названием «Римские критерии I, II и III». Большое внимание в них и последующих работах как отечественных, так и зарубежных ученых уделяется вопросам лечения синдрома раздраженного кишечника (СРК) [1, 2, 3]. Более чем у половины больных с СРК выявляются запоры, поэтому именно к этой категории пациентов привлекается особое внимание. Клинически заболевание протекает с обстипационным синдромом, выраженным метеоризмом, болевым абдоминальным синдромом и вегетативными нарушениями.

Особо следует отметить современный взгляд на СРК как биопсихосоциальное функциональное расстройство кишечника, в основе которого находится два основных фактора, а именно – психосоциальное воздействие и сенсомоторная вегетативная дисфункция толстой кишки [1].

Экспериментальные данные и клинические наблюдения убедительно свидетельствуют о том, что отрицательные эмоции, стрессовые ситуации отражаются на нейрогуморальной и вегетативной регуляции двигательной функции кишечника [1, 2].

Преформированные и природные физические факторы для коррекции функциональных нарушений ки-

шечника применяются ограниченно и недостаточно целенаправленно [4]. Высокая распространенность СРК требует разработки новых, патогенетически обоснованных методов лечения, которые бы воздействовали на ведущие звенья патогенеза, повышали эффективность терапии и способствовали ограничению применения медикаментозных препаратов.

К таким физическим факторам относится криотерапия, оказывающая обезболивающее, противовоспалительное и спазмолитическое действие [5]. Кроме того, достоинством криотерапии является хорошая переносимость больными и улучшение функционального состояния без обострений и отрицательных реакций. Метод криомассажа применим у лиц, имеющих противопоказания к физиотерапии [6]. Одним из возможных патогенетических способов лечения СРК является применение синбиотиков, которые могут изменить соотношение биологически активных веществ в просвете кишки и устранить источник указанных нарушений [7].

В этой связи представляется актуальным научное обоснование применения восстановительных технологий с использованием криотерапии у пациентов с СРК с запорами.

### Материалы и методы исследования

В реабилитационном комплексе ФГУ «Российский научный центр восстановительной медицины и курортологии» проведено исследование, целью которого яви-