

УДК 615.831.42

МЕХАНОТЕРАПИЯ КАК СРЕДСТВО ОБУЧЕНИЯ СЛОЖНОКООРДИНАЦИОННЫМ ДВИГАТЕЛЬНЫМ ДЕЙСТВИЯМ НА ЭТАПЕ ПРОТЕЗИРОВАНИЯ

Попова Г.В.

*Белорусская медицинская академия последипломного образования,
Минск, Беларусь*

В условиях научно-технического прогресса особое значение имеет адаптация к изменившимся условиям внешней и внутренней среды лиц с ограниченными возможностями, в частности, перенесших ампутацию нижних конечностей.

Восстановление функции самостоятельного передвижения лиц с послеампутационными дефектами бедра на этапе протезирования во многом зависит от уровня развития их координационных способностей, в частности, от умения сохранять статическое и динамическое равновесие, при этом дифференцируя мышечные усилия [1, 2]. Чем шире и разнообразнее уже имеющийся двигательный опыт пациента, тем больше возможностей для его успешного обучения новому действию на основе положительного переноса ранее приобретенных умений и навыков [3–6].

Ходьба человека представляет собой аэробную циклическую нагрузку, вовлекающую в работу большие группы мышц, не только нижних конечностей, но и туловища, плечевого пояса и верхних конечностей. Данная локомоция является автоматизированным сложнокоординационным двигательным актом. Пациенту, обучающемуся ходьбе на протезах, необходимо выработать новый стереотип движений, который позволил бы ему автоматизировать управление движениями в соответствии с неожиданно изменяющимися в окружающей обстановке условиями. В структуре процесса обучения ходьбе инвалидов, осваивающих протезы бедра, можно выделить ряд этапов.

На первом этапе выполняется начальное разучивание движения с целью создания общего представления о двигательном действии. При этом в определённых участках коры головного мозга происходит иррадиация возбуждения, обусловленная следовыми явлениями в корковых центрах при повторении попыток практического разучивания движения. Следствием многократного воспроизведения движения является приобретение двигательного умения выполнять его определённым способом.

На данном этапе эффективно применяются методы использования слова, акустической демонстрации и ориентации, собственно-наглядной и опосредованной демонстрации, что объясняется доминирующим положением в системе афферентации слуховых и зрительных восприятий [7, 8].

На втором этапе выполняется углубленное разучивание двигательного действия, целью которого является доведение первоначального владения техникой до возможно более совершенного действия. Это достигается

благодаря формированию доминантных очагов возбуждения вследствие концентрации распространяющегося возбуждения в нервных центрах. На данном этапе уточняется техника двигательного действия в соответствии с индивидуальными особенностями занимающихся; совершенствуется ритм выполнения движений; создаются предпосылки для вариативного выполнения действия. При углубленном разучивании движений ведущая роль зрительных и слуховых сенсорных систем постепенно замещается кинестетической вследствие постепенного перехода умения в навык [9].

При этом ведущим методом формирования двигательного умения на этапе его углубленного разучивания является практическое выполнение действия, в частности, методы целостного упражнения и расчлененного действия, соревновательный метод, методы использования слова и др. [7].

На третьем этапе происходит его дальнейшее закрепление и совершенствование двигательного действия с целью обеспечения совершенного владения двигательным действием в условиях его практического применения. Основой выработки динамического стереотипа ходьбы является образующаяся устойчивая функциональная система связей центров коры головного мозга, возбуждаемых при реализации двигательного акта. При этом умение превращается в навык, занимающиеся обучаются различным вариантам техники действия в изменяющихся условиях.

Выбор методов для закрепления и дальнейшего совершенствования разучиваемого действия обусловлен спектром поставленных задач. На этом этапе широко применяются методы стандартного повторного упражнения, повторно-переменного упражнения, способствующие формированию вариативного движения при изменении условий выполнения действия, что является жизненно необходимым для лиц, перенесших ампутацию бедра [10]. Применение метода узких двигательных задач рекомендуется использовать с целью совершенствования двигательного навыка в определённой его характеристике, что позволяет минимизировать количество возможных ошибок в связи с облегчением условий управления движением и возможностью «прочувствования» выделяемого параметра [11]. Анализировать мышечное чувство, изменение положения конечности, её силу, скорость и направление движения позволяет двигательная (кинестетическая, проприоцептивная) сенсорная система. В норме поддержание баланса тела в основной стойке в условиях изменения положения опорной поверхности осуществляется, в первую очередь, благодаря импульсации от проприорецепторов, расположенных в области бедра и туловища, затем всей нижней конечности, и только потом включается вестибулярный анализатор. При этом, по мнению ряда авторов, ведущая роль в поддержании баланса тела во фронтальной плоскости отводится проприорецепторам, расположенным в области бедра [12, 13]. У инвалидов данной категории управление балансом тела в большей степени зависит от проприорецепторов области бедра сохранённой конечности, туловища и состояния вестибулярного аппарата.

На наш взгляд, наибольшее сходство условий выполнения упражнений с изменяющимися внешними условиями при оптимизации процесса коррекции

параметров ходьбы может быть достигнуто применением специально сконструированных обучающих тренажерных устройств. Нами был разработан и предложен тренажёр для реабилитации инвалидов, перенесших ампутацию нижних конечностей. Задачей полезной модели является развитие статического и динамического равновесия, а также коррекция параметров ходьбы у пациентов данной категории. Тренажёр состоит из статической (рисунок 1 поз. 1) и подвижных платформ (рисунок 1 поз. 2–4), закреплённых на опорах (рисунок 1 поз. 6). Подвижная платформа разделена на три равные части, каждая из которых установлена с возможностью возвратно-поступательного перемещения в плоскости, перпендикулярной статической платформе (рисунок 1 поз. 5, 7).

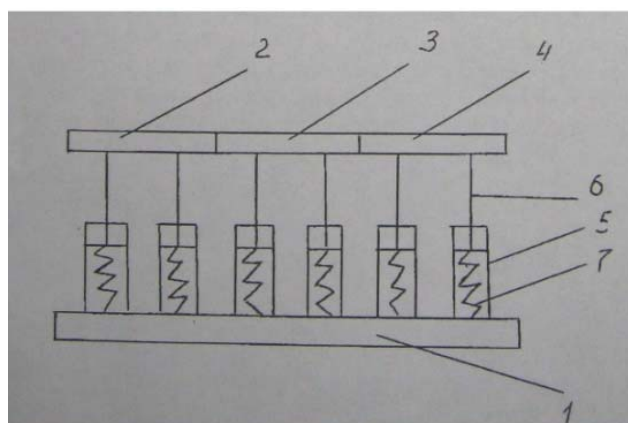


Рисунок 1 –Тренажер для реабилитации инвалидов, перенесших ампутацию нижних конечностей

На каждой из частей подвижной платформы нанесена разметка, указывающая на точки установки ноги либо протеза, при этом расстояние между ними соответствует длине шага. Высота платформы позволяет тренировать сгибатели бедра и разгибатели голени сохранившейся конечности, сгибатели культи бедра. Регулируемая высота подъёма частей подвижной платформы позволяет индивидуально корректировать работу мышц-разгибателей бедра, в частности, оперированной конечности, так как у большинства пациентов данной группы имеет место сгибательно-отводящая контрактура в тазобедренном суставе на стороне поражения [14].

При проведении клинических испытаний тренажёра в Белорусском протезно-ортопедическом восстановительном центре были изучены показатели статического равновесия, а также некоторые параметры ходьбы у 27 пациентов, осваивающих протезы бедра. 16 человек занимались только по программе Центра, которая включала в себя занятия физической культурой, массаж, гидрокинезотерапию (контрольная группа). 11 человек в дополнение к программе Центра ежедневно по 35 минут занимались на тренажёре (экспериментальная группа).

Для оценки статического равновесия лиц, перенесших ампутацию нижних конечностей, мы использовали пробу Ромберга. Тестирование

проводилось на 3 и 10 сутки от момента получения протезных изделий. Тест выполнялся пациентами в исходном положении стоя, с закрытыми глазами, руки вытянуты вперёд, пальцы несколько разведены. Фиксировалось время сохранения пациентом равновесия. При этом обращалось внимание на наличие покачивания туловища, тремора век и пальцев рук. Для исследования динамики параметров ходьбы были изучены показатели: длины шага, скорости и темпа ходьбы.

Проведенное исследование дало возможность получить следующие результаты.

При изучении динамики показателей статического равновесия лиц, перенесших ампутацию бедра, в экспериментальной группе показатели пробы Ромберга при проведении первого тестирования составили $5,2 \pm 0,6$ с, при втором – достоверно увеличились на 34, 2 % и составили $7,9 \pm 0,4$ с ($t_{\text{факт}}=3,75$ при $p<0,01$). Результаты, полученные при проведении первого тестирования в контрольной группе, составили $4,9 \pm 0,7$ с, второго – $5,5 \pm 0,9$ с ($p>0,05$), увеличились на 10,9 %, что свидетельствует лишь о тенденции к улучшению показателей статического равновесия. По данным, полученным при проведении второго тестирования результаты пробы Ромберга в экспериментальной группе достоверно улучшились по сравнению с контрольной ($t_{\text{факт}}=2,75$ при $p<0,05$).

Показатели параметров ходьбы в контрольной группе при проведении первого тестирования были следующими: длина шага – $0,45 \pm 0,06$ м, скорость ходьбы составила $0,54 \pm 0,2$ м/с, темп – $55,9 \pm 0,7$ шаг/мин. Показатели второго тестирования улучшились и составили $0,49 \pm 0,02$ м ($p>0,05$), скорость ходьбы составила $0,60 \pm 0,7$ ($p>0,05$) м/с, темп – $61,3 \pm 0,4$ шаг/мин ($p>0,05$).

Показатели параметров ходьбы в экспериментальной группе при проведении первого тестирования были следующими: длина шага – $0,44 \pm 0,05$ м, скорость ходьбы составила $0,52 \pm 0,08$ м/с, темп – $57,5 \pm 0,9$ шаг/мин. Показатели второго тестирования составили $0,58 \pm 0,03$ м ($t_{\text{факт}}=2,33$ при $p<0,05$), скорость ходьбы составила $0,69 \pm 0,03$ м/с ($t_{\text{факт}}=2,12$ при $p<0,05$), темп ходьбы – $70,5 \pm 0,6$ шаг/мин ($p<0,05$).

Таким образом, в результате проведенного исследования статистически достоверно доказано, что применение предложенного нами тренажёра для реабилитации инвалидов, перенесших ампутацию нижних конечностей, способствует обучению сложнокоординационным двигательным действиям, нормализации параметров ходьбы и развитию статического равновесия у пациентов данной категории. Это позволяет оптимизировать процесс восстановления их функции самостоятельного передвижения, методически более целесообразно планировать реабилитационный процесс на этапе протезирования.

1. Частные методики адаптивной физической культуры: учебник / под общ. ред. Л.В. Шапковой. – М.: Советский спорт, 2007. – 608 с.
2. Теория и методика физической культуры: учебник / под ред. Ю.Ф. Курамшина. – М.: Советский спорт, 2007. – 464 с.
3. Крестовников, А.Н. Очерки по физиологии физических упражнений /

А.Н. Крестовников. – М.: Физкультура и спорт, 1951. – 144 с.

4. Бернштейн, Н.А. О ловкости и ее развитии / Н.А. Бернштейн. – М.: Физкультура и спорт, 1991. – 288 с.

5. Бернштейн, Н.А. Очерки по физиологии движений и физиологии активности / Н.А. Бернштейн. – М.: Медицина, 1966. – 347 с.

6. Бернштейн, Н.А. Физиология движений и активность / Н.А. Бернштейн. – М.: Наука, 1990. – 495 с.

7. Теория и методика физического воспитания: учеб. для ин-тов физ. культуры: в 2 т. / под общ. ред. Л.П. Матвеева, А.Д. Новикова. – 2-е изд., испр. и доп. – М.: Физкультура и спорт, 1976. – 304 с.

8. Анохин, П.К. Биология и нейропсихология условного рефлекса / П.К. Анохин. – М.: Медицина, 1968. – 126 с.

9. Беляев, И.Г. О взаимодействии зрительного, слухового и кинестетического анализаторов в процессе тренировки / И.Г. Беляев // Теория и практика физической культуры. – 1958. – № 12. – С. 15–20.

10. Подольский, В.Г. Исследование эффективности варьирования упражнений в процессе обучения двигательным действиям: автореф. дис. ... канд. пед. наук: 13.00.04 / В.Г. Подольский; ГЦОЛИФК. – М., 1966. – 21 с.

11. Уткевич, Г.К. Применение метода расчленения при обучении сложным гимнастическим упражнениям: автореф. дис. ... канд. пед. наук: 13.00.04 / Г.К. Уткевич; ГЦОЛИФК. – М., 1985. – 23 с.

12. Смирнов, В.М. Физиология сенсорных систем и высшая нервная деятельность: учеб. пособие для студ. высш. учеб. заведений / В.М. Смирнов, С.М. Будынина. – М.: Академия, 2007. – 336 с.

13. Скворцов, Д.В. Клинический анализ движений. Стабилометрия. / Д.В. Скворцов. – М.: АОЗТ «Антидор», 2000. – 192 с.

14. Баумгартнер, Р. Ампутация и протезирование нижних конечностей / Р. Баумгартнер, П. Ботта. – М.: Медицина, 2002. – 486 с.