

УДК 616.71:616.832-001-08

## ИСКУССТВЕННАЯ КОРРЕКЦИЯ ХОДЬБЫ У ПАЦИЕНТОВ С ПОЗВОНОЧНО-СПИННОМОЗГОВОЙ ТРАВМОЙ

И.Н. Морозов, ФГУ «Нижегородский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии»

*Морозов Иван Николаевич – e-mail: ivanmorozov@list.ru*

В статье дан анализ применения функциональной электростимуляции мышц (ФЭС) в ходьбе у пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой. Оценка эффективности лечения проведена с использованием биомеханических методов. Использование ФЭС позволяет нормализовать биомеханическую и иннервационную структуру ходьбы: улучшаются основные и временные характеристики походки; происходит восстановление нормального электромиографического профиля мышц. У пациентов повышается устойчивость при ходьбе, уменьшается необходимость в средствах дополнительной опоры.

**Ключевые слова:** позвоночно-спинномозговая травма, функциональная электростимуляция мышц, биомеханика походки.

Analysis of using functional electrical stimulation of muscles (FES) in patients with spinal cord injury has been presented in the article. Biomechanical methods have been applied for estimation of efficiency. Application of FES promotes to formation of more right biomechanical and innervation structure of gate. Main and temporal characteristics of walking are improved. Electromyographic pattern of muscles is normalizes. Stability during walking is increases; particularity in additional support is decreases.

**Key words:** spinal cord injury, functional electrical stimulation of muscles, biomechanics of walking.

### Введение

Нарушение ходьбы является одной из важнейших медико-социальных проблем у пациентов с повреждением спинного мозга. Невозможность самостоятельного передвижения усугубляет трофические и урологические расстройства, психологическую дезадаптацию. Восстановление даже примитивных навыков передвижения способно значительно повысить социально-бытовую адаптацию, снизить потребность пациентов в постороннем уходе [1, 2]. Длительное время проблема восстановления двигательных функций сводилась к применению методов лечебной физкультуры, физиотерапии и протезирования. Удачное сочетание всех трех методов реализовано в виде искусственной коррекции движений посредством программируемой функциональной стимуляции мышц (ФЭС) при патологической ходьбе [3, 4]. ФЭС включается в определённые фазы двигательного цикла, соответствующие фазам естественного максимального возбуждения и сокращения мышц. В результате усиления функции ослабленных мышц и коррекции нарушенных движений происходит формирование приближающегося к норме двигательного стереотипа. К сожалению, практическое применение ФЭС для коррекции движений пациентов с позвоночно-спинномозговой травмой (ПСМТ) не является

общепринятой методикой для реабилитационных клиник, несмотря на реальную эффективность метода [5].

**Целью исследования** явилась оценка эффективности функциональной электростимуляции мышц в позднем периоде позвоночно-спинномозговой травмы.

### Материалы и методы

Основная причина нарушения структуры ходьбы – дефицит функции мышц-разгибателей: четырехглавой и двуглавой мышц бедра, трехглавой голени, ягодичных мышц.

Для осуществления коррекции ходьбы посредством электростимуляции мышц использовали программно-аппаратный комплекс (ПАК) «МБН-Стимул» и тредбан. Комплект аппаратуры для проведения ФЭС состоит из биомеханостимулирующего блока, располагающегося на поясе пациента, стимулирующих электродов, синхронизирующих биомеханических датчиков, кабеля связи с управляющим компьютером, компьютера с программным обеспечением. Использовали датчики движения в тазобедренном или коленном суставах, опорные (подометрические) датчики временных характеристик шага (для пятки или носка стопы).

Проведению ФЭС пациентам с ПСМТ предшествовало осуществление следующих операций:

1. Выбор корректируемых движений и стимулируемых мышц. Прежде всего, тренировали мышцы–разгибатели конечностей и туловища, обеспечивающие устойчивость тела и основную локомоторную функцию. Стимулировали мышцы: m. gluteus maximus, m. rectus femoris, m. biceps femoris, m. tibialis anterior, m. gastrocnemius, m soleus.

2. Установление вида и параметров ЭС. Применяли электрические импульсы с частотой от до 40 до 75 Гц, длительностью от 20 до 200 мксГц, амплитудой до 250 мА.

3. Определение временной программы стимуляции мышц в течение цикла шага, которая основывалась на соответствии фаз естественного и искусственного возбуждения мышц в течение цикла ходьбы и задавалась с помощью угловых датчиков синхронизации тазобедренного и коленного суставов. Параметры стимуляции подбирали индивидуально.

4. Поиск рационального режима ЭС при ходьбе: интенсивность электрического раздражения мышцы должна вызывать прирост силы на 20–25% по отношению к их произвольному сокращению при ходьбе. Регулирование режима стимуляции в эффективных и безболезненных пределах достигалась возможностью плавно изменять параметры амплитуды, частоты и длительности стимулирующего импульса.

Процедура искусственной коррекции походки посредством функциональной электростимуляции в ходьбе была проведена 24 пациентам (22 мужчинам и 2 женщинам) в возрасте 25,3±5,2 года, находившимся на лечении в отделении реабилитации ННИИТО. Травма шейного отдела спинного мозга выявлена у 12 больных, грудного – у 6, поясничного – у 5, шейного и грудного – у одного пациента. По степени повреждения спинного мозга (классификация ASIA) у трех больных диагностировано нарушение проводимости спинного мозга – по типу В, у 11 – по типу С, у 11 – по типу Д. Оперативное вмешательство, направленное на декомпрессию спинного мозга и стабилизацию позвоночника, было проведено 21 пациенту.

Проведение процедуры было возможным при сохранности функции и силы (не менее 2 баллов) мышц-разгибателей в тазобедренном и коленном суставах. Нами впервые курс ФЭС с использованием данного программно-аппаратного комплекса был проведен при ходьбе по тредбану.

Курс коррекции ходьбы состоял из 10–20 ежедневных тренировок, минимальная длительность занятия составляла 15 мин., максимальная – 40–60 мин. Десяти пациентам провели однократный курс электростимуляции, четырнадцати – два курса с перерывом между курсами в три-четыре месяца.

### Результаты и их обсуждение

Оценку эффективности ФЭС проводили на основании биомеханических данных, способности к передвижению и использованию средств дополнительной опоры. В таблице 1 приведены данные по использованию средств передвижения и дополнительной опоры до и после проведения курса функциональной электростимуляции в ходьбе.

В начале курса ФЭС у 11 пациентов основным средством передвижения являлась кресло-коляска. После завершения курса стимуляции для них стало возможным передвижение с опорой на ходунки и клюшки. Через год 13 больных передвигались без средств дополнительной опоры. В первые дни тренировок больные проходили до трехсот метров, к концу курса лечения – до 1–1,5 км.

**ТАБЛИЦА 1.**

*Распределение пациентов в зависимости от использования средств передвижения и дополнительной опоры (n=24)*

Время исследования	Средства дополнительной опоры					
	Кресло-коляска	Ходунки	Костыли	Клюшки	Трость	Нет
До ФЭС	11	4	2	3	3	1
После ФЭС	-	6	2	8	5	3
Через 1 год	-	1		8	2	13

**ТАБЛИЦА 2.**

*Временные характеристики ходьбы у пациентов с ПСМТ (медиана и интерквартильный размах) до и после курса ФЭС (n=24)*

Характеристика ходьбы	Норма	Показатели			
		До лечения		После лечения	
		Правая конечность	Левая конечность	Правая конечность	Левая конечность
Длительность цикла, с	1,2	2,19 (1,58;2,85)		1,76 (1,55;2,12)	
Длительность периода опоры, %	62,1	55,3 (41,9; 62,1)	62,2 (60,4; 71,9)	54,4 (50,7; 58,5)	63,8 (60,6; 66,7)
Длительность периода переноса, %	37,9	44,9 (42,5; 58,1)	37,8 (28,1; 39,6)	45,7 (41,5; 62,7)	36,3 (33,3; 39,4)
Длительность периода одиночной опоры, %	37,4	37,4 (-19,8; 9,5)	48,6 (37,4; 67,8)	33,5 (30,0; 35,9)	42,6 (34,3; 46,3)
Длительность периода двойной опоры, %	25,8	25,8 (15,6; 41,7)	13,5 (-1; 25,8)	21,4 (17,7; 31,7)	18,9 (16,8; 33,6)
Первый интервал двойной опоры, %	12,9	12,9 (5,8; 38,7)	10,4 (4,7; 20,5)	10,2 (8,0; 17,8)	12,9 (7,6; 14,3)
Второй интервал двойной опоры, %	12,9	5,3 (-2,9; 12,9)	5,6 (-16,9; 12,9)	13,3 (8,9; 14,6)	9,1 (5,8; 14,6)
Интервал опоры на пятку	9,1	29,1 (20,9; 51)	9,1 (0;23)	43,3 (35,2; 55,6)	9,5 (0; 12,7)
Интервал опоры на стопу	20,9	1,8 (0;9,5)	15,4 (11,1; 32,1)	0 (0;1,0)	12 (7,0; 20,0)
Интервал опоры на носок	32,1	11,2 (4,7; 32,1)	34,1 (14,9; 44,1)	18,8 (14,3; 33,7)	37,4 (22,3; 46,6)

В качестве оптимального метода изучения походки, позволяющего контролировать восстановление утраченных функций и проводить адекватное лечение, было выбрано биомеханическое обследование на программно-аппаратном комплексе «МБН-Биомеханика». Исследовали временные (цикл шага, интервал одиночной и двойной опоры, фаза переноса, интервал опоры на пятку, всю стопу, носок), кинематические (угловые перемещения в тазобедренных и коленных суставах) характеристики ходьбы и электромиографический профиль мышц (электрическую активность мышц) при ходьбе по горизонтальной плоскости.

Цикл ходьбы (шага) – время от начала контакта с опорой данной нижней конечности до следующего ее контакта. Цикл ходьбы состоит из периодов (фазы) опоры и переноса.

Период опоры складывается из интервалов одиночной (включающий интервал опоры на пятку, стопу и носок) и двойной опоры. Так как двойная опора имеется за фазу опоры дважды, выделяют первый и второй интервалы двойной опоры. Интервал одиночной опоры равен по длительности фазе переноса другой конечности.

В таблице 2 приведены данные по временным характеристикам походки у пациентов с ПСМТ до курса функциональной электростимуляции в ходьбе.

До лечения временные сдвиги подограммы более выраженные: длительность цикла шага (1,7–1,8), переносной фазы правой ноги (44,9) увеличены, в то же время длительность периода переноса для левой ноги практически в норме (37,8%). Длительность периода одиночной и двойной опоры на правую ногу в норме, на левую ногу период двойной опоры в два раза меньше нормы (13,5%), одиночной опоры – увеличен (48,6%). Если длительность первого интервала двойной опоры соответствует норме или близка к ней, то второй интервал двойной опоры для обеих ног более чем в два раза меньше нормы (5,3%, 5,6%). Резко уменьшена опора на стопу (1,8% и 15,4%), при умеренно измененной или нормальной опоре на пятку (29,1%, 9,1%), значительно уменьшенной опоре на правый носок (11,2%) и увеличенной на левый (34,1%). Таким образом, ходьба пациентов до лечения характеризуется не только более медленным темпом, но и меньшей устойчивостью, о чем свидетельствуют укороченные длительности интервалов опоры на стопу, увеличение длительности периодов переноса и одиночной опоры.

**ТАБЛИЦА 3.**

*Угловые перемещения в суставах (медиана и интерквартильный размах) в зависимости от фазы цикла ходьбы до ФЭС (n=24)*

Сустав	Угловые перемещения	Время цикла шага, %			Амплитуда, градусы		
		Справа	Слева	норма	Справа	Слева	норма
Тазобедренный	Сгибание	0 (0;7)	0 (0;8)	9 (9;10)	16,5 (9,2; 28,1)	24,1 (19,2; 30,4)	26 (25; 27)
	Разгибание	51 (40; 52)	58 (53; 61)	53 (51;56)	-7,1 (-14,6; 5,4)	-1,65 (-8,3; 4,1)	9 (-10,6; -7,6)
Коленный	Сгибание в фазу опоры	7 (3;19)	3,5 (1; 7,0)	16 (14;18)	11,75 (-4,7; 17,9)	14,8 (11,1; 19,3)	14,4 (10,6; 18,2)
	Сгибание в фазу переноса	63 -49,71	75 (74; 78)	75 (73; 78)	32,2 (24,2; 39)	51,9 (24; 59,1)	56 (53,0; 59,2)
	Разгибание	26 (20; 38)	35 (30; 47)	41 (38; 45)	-0,2 (-5,8; 4,9)	1,3 (0,3; 2,7)	4,3 (-0,7; 9,9)

В результате лечения длительность периода опоры уменьшилась с 1,2 (0,9;1,7) до 1,0 (0,9;1,3), ( $p=0,050$ ), то есть походка стала более устойчивой. Длительность цикла ходьбы уменьшилась с 2,19 (1,58;2,85) до 1,76 (1,55;2,12) ( $p=0,027$ ), то есть увеличился темп передвижения. Длительность первого и второго интервалов двойной опоры приблизилась к норме, увеличилась длительность интервала опоры на носок.

Кинематические характеристики ходьбы изучали, оценивая угловые перемещения в течение цикла ходьбы в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. Значения угловых перемещений в коленном и тазобедренном суставах в соответствующую фазу цикла ходьбы приведены в таблице 3.

Оценка кинематических характеристик ходьбы пациентов до ФЭС выявила следующие особенности походки: сгибание в тазобедренных суставах в фазу переноса начинается раньше времени и недостаточно по амплитуде, что свидетельствует о слабости мышц-сгибателей, в первую очередь, подвздошно-поясничной мышцы, вторичным эффектом этого является недостаточное сгибание в коленных суставах, уменьшение длины шага. Сгибание в коленных суставах в фазу опоры и разгибание в фазу переноса происходит раньше времени, приводит к уменьшению длины шага; недостаточное по амплитуде сгибание в правом коленном суставе в фазу переноса свидетельствует о гипертонусе и слабости четырехглавой мышцы бедра.

После курса ФЭС выявлена положительная динамика кинематической составляющей походки: выросла амплитуда движений (сгибания) в тазобедренных суставах; в левом тазобедренном суставе время начала сгибания в фазу переноса сместилось по направлению к норме (таблица 4). Амплитуда сгибания в коленных суставах в фазу опоры умеренно уменьшилась, что сопровождалось недостаточным разгибанием в суставах, являясь адаптивным симптомом при наличии плеггии в стопах [3].

После курса ФЭС выявлена положительная динамика кинематической составляющей походки: выросла амплитуда движений (сгибания) в тазобедренных суставах; в левом тазобедренном суставе время начала сгибания в фазу переноса сместилось по направлению к норме (таблица 4). Амплитуда сгибания в коленных суставах в фазу опоры умеренно уменьшилась, что сопровождалось недостаточным разгибанием в суставах, являясь адаптивным симптомом при наличии плеггии в стопах [3].

**ТАБЛИЦА 4.**

*Угловые перемещения в суставах (медиана и интерквартильный размах) в зависимости от фазы цикла ходьбы после ФЭС (n=24)*

Сустав	Угловые перемещения	Время цикла шага, %			Амплитуда, градусы		
		Справа	Слева	норма	Справа	Слева	норма
Тазобедренный	Сгибание	0 (0;0)	4 (0;6)	9 (9;10)	18,8 (11,6; 27,8)	31,1 (20; 35,3)	26 (25; 27)
	Разгибание	47,5 (43;53)	56,5 (53; 60)	53 (51; 56)	-1,3 (-6,7; 4,2)	-4,5 (-9,8; -0,8)	9 (-10,6; -7,6)
Коленный	Сгибание в фазу опоры	3 (1;11)	7,5 (1;8)	16 (14; 18)	6,7 (1,8; 11,4)	11,9 (7,8; 19,7)	14,4 (10,6; 18,2)
	Сгибание в фазу переноса	69 (57; 75)	74,5 (74; 76)	75 (73; 78)	36,6 (28,9; 45,7)	51,5 (39,6; 69,9)	56 (53; 59,2)
	Разгибание	22 (20; 28)	29 (27; 38)	41 (38; 45)	1,4 (-3; 5,8)	-0,9 (-5; 1,5)	4,3 (-0,7; 9,9)

Изучение ЭМГ-профиля мышц включало оценку средней амплитуды электрической активности мышц при ходьбе. При ходьбе по горизонтальной плоскости все исследуемые мышцы имеют два пика максимальной активности, как правило, разные по амплитуде. Например, электрическая активность четырехглавой мышцы имеет два максимума: первый от 90% предшествующего до 25% последующего цикла шага и второй – в пределах 55–75%, меньшей амплитуды. Действие мышцы заключается в сгибании в коленном суставе в соответствии с первым максимумом активности и сгибании в тазобедренном суставе в конце опорной фазы в момент второго максимума. В таблице 5 приведены данные ЭМГ-профиля мышц до лечения.

**ТАБЛИЦА 5.**

Электромиографический профиль мышц (медиана и интерквартильный размах) до ФЭС (n=24)

Мышца	Конечность	Максимум	Амплитуда активности, мВ		Цикл ходьбы, %	
			Исследуемая группа	Норма	Исследуемая группа	Норма
Большая ягодичная	левая	I	54,1 (9,1;82,3)	46,6 (73,9;20,3)	28,5 (7;46)	5 (5;7)
		II	73,7 (27,7;120,6)	15,1 (35,2;3,3)	84 (68;95)	74 (74;94)
	правая	I	58,6 (27,9;124,7)	46,6 (73,9;20,3)	33 (5;49)	5 (5;7)
		II	81,5 (32,9;94,2)	15,1 (35,2;3,3)	79 (70;98)	74 (74;94)
Четырехглавая	левая	I	64,3 (48,6;154,9)	61,7 (102,7;20,8)	38,5 (30;59)	11 (11;13)
		II	73,5 (44,7;126,1)	29,9 (55,7;4,8)	77 (62;88)	64 (64;62)
	правая	I	72,6 (29,6;148,5)	61,7 (102,7;20,8)	19 (11;34)	11 (11;13)
		II	97,1 (25,6;127,2)	29,9 (55,7;4,8)	91 (82;99)	64 (64;62)
Двуглавая	левая	I	89,1 (8,9;109,8)	164,4 (270,6;69,3)	19 (11;37)	3 (3;1)
		II	81,7 (26,5;91,4)	110,7 (174,5;46,9)	89 (79;96)	94
	правая	I	101,7 (18,8;165,6)	164,4 (270,6;69,3)	51 (27;59)	3 (3;1)
		II	89 (16,8;237,9)	110,7 (174,5;46,9)	71 (62;80)	94

Значения второго максимума биоэлектрической активности ягодичной (73,7, 81,5) и четырехглавой мышцы (73,5, 97,1) до лечения значительно превышали норму для обеих нижних конечностей. Первые максимумы активности большой ягодичной, четырехглавой и двуглавой мышц и второй максимум ягодичной мышцы смещены вперед по оси времени. Запаздывание максимума активности четырехглавой мышцы бедра, контролирующей коленный сустав в положении разгибания, способствует продлению периода опоры. Поздний первый максимум активности двуглавой мышцы приводит к тому, что торможение разгибания голени в конце переносной фазы затрудняется. Амплитуда активности большой ягодичной и четырехглавой мышцы превышает нормальные значения.

После курса ФЭС первый ( $p=0,0069$ ) и второй ( $p=0,027$ ) максимум активности большой ягодичной мышцы слева и четырехглавой мышцы ( $p=0,046$ ) справа наступают вовремя (таблица 6), что способствует адекватному разгибанию в тазобедренном суставе, противодействует подкашиванию ноги в коленном суставе. Снижается величина электрической активности мышц, что свидетельствует об уменьшении энергозатрат в процессе ходьбы.

**ТАБЛИЦА 6.**

Электромиографический профиль мышц (медиана и интерквартильный размах) после ФЭС (n=24)

Мышца	Конечность	Максимум	Амплитуда активности, мВ		Цикл ходьбы, %	
			Исследуемая группа	Норма	Исследуемая группа	Норма
Большая ягодичная	левая	1	54,4 (28,2;97,7)	46,6 (73,9;20,3)	40 (15;51)	5 (5;7)
		2	53,6 (18,9;81,2)	15,1 (35,2;3,3)	71,5 (65;91)	74 (74;94)
	правая	1	55,9 (25,6;65,6)	46,6 (73,9;20,3)	6 (0;18)	5 (5;7)
		2	54,2 (35,8;88,2)	15,1 (35,2;3,3)	82 (76;93)	74 (74;94)
Четырехглавая	левая	1	45,3 (26,8;107,1)	61,7 (102,7;20,8)	38 (14;49)	11 (11;13)
		2	36,8 (22,4;125,1)	29,9 (55,7;4,8)	75 (69;92)	64 (64;62)
	правая	1	72,3 (6,3;192,8)	61,7 (102,7;20,8)	6,5 (1;27)	11 (11;13)
		2	23,2 (4,8;148,4)	29,9 (55,7;4,8)	88 (67;99)	64 (64;62)
Двуглавая	левая	1	77,7 (56,8;112,9)	164,4 (270,6;69,3)	39 (30;50)	3 (3;1)
		2	43,4 (6,7;92)	110,7 (174,5;46,9)	66 (62;71)	94
	правая	1	51,6 (19,3;80,2)	164,4 (270,6;69,3)	37 (1;46)	3 (3;1)
		2	88,6 (25,6;93)	110,7 (174,5;46,9)	79 (74;96)	94

### Заключение

В результате проведения функциональной электростимуляции не только улучшается функция мышцы, но и восстанавливаются естественный автоматизм работы мышц и сложные временные синергии их взаимного действия. После курса ФЭС нормализуется биомеханическая и иннервационная структура ходьбы. Об этом свидетельствуют: возрастание темпа передвижения; улучшение временной структуры шага (большая симметрия длительностей опорной и переносной фаз для обеих ног); приближающийся к норме рисунок движений в основных суставах ноги при ходьбе; повышение опорной и толчковой функций нижних конечностей; восстановление нормального ЭМГ-профиля мышц, уменьшение преувеличенной активности мышц. Наблюдается повышение устойчивости и большая выносливость пациента при ходьбе, уменьшение хромоты, раскачиваний туловища, уменьшение необходимости в средствах дополнительной опоры.



### ЛИТЕРАТУРА

1. Коновалова Н.Г. Восстановление вертикальной позы инвалидов с нижней параплегией. Новокузнецк. 2006. 200 с.
2. Потехин Л.Д. Кинезитерапия больных со спинальной параплегией. Учебное пособие для врачей, методистов и инструкторов лечебной физкультуры; врачей-физиотерапевтов. Новокузнецк. 2002. 67 с.
3. Витензон А.С. Физиологические предпосылки искусственного управления работой мышц при патологической ходьбе. Протезирование и протезостроение. Сб. трудов. М.: ЦНИИПП, 1981. № 59. С. 31-44.
4. Витензон А.С., Петрушанская К.А., Скворцов Д.В. Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц. Под ред. А.С. Витензона. М.: МБН, 2005. 299 с.
5. Петрушанская К.А. Реабилитация больных с гемипарезом церебрального происхождения посредством искусственной коррекции движений. Медико-социальная экспертиза и реабилитация. 2003. № 4. С. 18-21.