



Научная статья

DOI 10.15593/RZhBiomeh/2023.4.08

УДК 531/534: [57+61]

ОСОБЕННОСТИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ АКТИВНОСТИ МЫШЦ ПРИ ХОДЬБЕ ПО ТРЕДМИЛУ

К.А. Петрушанская, С.В. Котов

Московский областной научно-исследовательский клинический институт им. М.Ф. Владимирского, Москва, Россия

О СТАТЬЕ

Получена: 28 мая 2023
Одобрена: 26 октября 2023
Принята к публикации: 01 ноября 2023

Ключевые слова:

ЭМГ-профиль мышц, тредмил, средняя электрическая активность мышц, суммарный интеграл электрической активности мышц за 10 м пути, явления резонанса при ходьбе человека

АННОТАЦИЯ

Рассматриваются в сравнительном аспекте особенности ходьбы по горизонтальной поверхности и по тредмилу. Авторы детально изучили изменение основных параметров и ЭМГ-профиля мышц при ходьбе по горизонтальной поверхности и по тредмилу в разных темпах. Выяснилось, что при увеличении скорости при ходьбе по тредмилу темп меняется в незначительных пределах, в то время как длина шага меняется в большей степени. С точки зрения авторов, такое непропорциональное изменение темпа и длины шага приводит к грубой трансформации резонансных свойств нижних конечностей, т.е. к несовпадению частоты вынужденных колебаний с частотой собственных колебаний нижних конечностей. Изменение явлений резонанса проявляется в незначительном повышении средней электрической активности мышц в течение цикла, в отсутствие параболической зависимости на кривой суммарного интеграла при ходьбе в разном темпе, в очень узкой области оптимального темпа ходьбы, в резком повышении мощности мышц при повышении скорости передвижения. Авторы полагают, что именно поэтому тренировка ходьбы по тредмилу и особенно тренировка с применением функциональной электрической стимуляции мышц (ФЭС) должна осуществляться с повышенной осторожностью, что предполагает определение оптимальной скорости передвижения (т.е. той скорости, при которой у больного отмечается максимальное снижение энерготрат), а также определение средней электрической активности мышц (мощности мышц) и суммарного интеграла за 10 м пути (работы мышц с учетом как темпа, так и длины шага). По мнению авторов, ФЭС при ходьбе по тредмилу можно применять только у больных, которые передвигаются со скоростью 2,5 км/ч и выше.

© ПНИПУ

Введение

В настоящее время тренировка ходьбы по тредмилу широко применяется в медицинской практике. Авторы статей рассматривают ряд вопросов, касающихся реабилитации больных с применением ходьбы по тредмилу. Необходимо отметить, что некоторые исследователи считают целесообразным

сочетать тренировку ходьбы на тредмиле с функциональной электрической стимуляцией мышц (ФЭС). С точки зрения этих авторов, основные и временные параметры ходьбы по тредмилу незначительно отличаются от соответствующих параметров ходьбы по горизонтальной поверхности [6, 12, 15, 26, 29]. С практической точки зрения проведение ФЭС мышц при ходьбе по тредмилу

© Петрушанская Кира Анатольевна – старший научный сотрудник неврологического отделения,
e-mail: moniki@monikiweb.ru ID: 0000-0003-2549-0811

© Котов Сергей Викторович – главный научный сотрудник неврологического отделения, заведующий кафедрой,
e-mail: kotovsv@yandex.ru 0000-0002-8706-7317



целесообразно по целому ряду причин. Во-первых, с экономической точки зрения, так как тренировка проводится в небольшом помещении, в частности, в комнате площадью 35 кв. м. можно установить 4 тредмила и одновременно проводить ФЭС мышц соответственно 4 больным. Во-вторых, во время тренировки можно сделать большое количество шагов. В-третьих, скорость ходьбы по тредмилу можно держать под контролем. В-четвертых, положение испытуемого не меняется и при необходимости испытуемого можно поднимать. Наконец, в-пятых, положение врача-физиотерапевта является более оптимальным для оказания помощи пациенту. При этом ряд авторов полагают, что именно ходьба по тредмилу, а не по горизонтальной поверхности, является более комфортным вариантом начала восстановления навыка передвижения. Более того, эти авторы считают, что если возникло улучшение при ходьбе по тредмилу, то оно обязательно повлияет и на горизонтальную ходьбу [6, 12, 15, 26, 29].

Как отмечает большинство авторов, отличий временных параметров при ходьбе по горизонтальной поверхности и по тредмилу практически нет, однако при ходьбе по тредмилу отмечается более высокий темп, большая длительность опорной фазы, более короткая переносная фаза [13–16, 19–21, 23–25, 28]. Другие авторы отмечают, что при ходьбе по тредмилу возрастает угол сгибания в тазобедренном суставе (ТБС) в опорную фазу [20, 22–24]. С нашей точки зрения, имеет место рассогласование данных по этому вопросу у ряда авторов. Кроме того, как видно из представленных доказательств, единственным преимуществом тренировки ходьбы на тредмиле является экономическая выгода, так как остальные преимущества представляются малоубедительными. Можно и при горизонтальной ходьбе сделать большое количество шагов, держать скорость передвижения под контролем (кстати, эта скорость будет естественной). Нет никакой необходимости менять положение испытуемого, не говоря уже о положении врача-физиотерапевта.

Таким образом, единственным реальным преимуществом является экономическая выгода, т.е. возможность тренировки 4 больных одновременно в небольшом помещении. Между тем в отечественной и иностранной литературе мало работ, посвященных распределению электрической активности мышц при ходьбе по тредмилу в разном темпе, а также изучению энергозатрат при ходьбе по тредмилу [14, 16, 18–25, 27, 28]. Именно поэтому большинство авторов просто экстраполируют данные, полученные при исследовании ходьбы по ровной поверхности, на ходьбу по тредмилу. С нашей точки зрения, сам факт целесообразности ФЭС при ходьбе по тредмилу нуждается в доказательстве. Поэтому цель данной работы – выявить особенности ЭМГ-профиля мышц

при ходьбе по тредмилу в разных темпах и на основании данного исследования определить энергетические параметры ходьбы по тредмилу, а также целесообразность различных тренировок в сочетании с ходьбой по тредмилу.

Материалы и методы

С этой целью у трех здоровых взрослых мужчин были исследованы основные, временные и электромиографические параметры при ходьбе по тредмилу. Все испытуемые ходили по тредмилу со скоростью от 2 до 5 км/ч, а именно – 2, 3, 3.5, 4 и 5 км/ч. Посредством комплекса «МБН-Биомеханика» были исследованы следующие параметры ходьбы: основные (скорость, темп, длина двойного шага, длительность локомоторного цикла), временные (длительность опорной, переносной и двуопорной фаз) и ЭМГ-профиль двуглавой и прямой мышц бедра. Помимо ЭМГ-профиля мышц, были вычислены энергетические параметры ходьбы, а именно, средняя электрическая активность за локомоторный цикл (величина, эквивалентная мощности мышц) и суммарный интеграл за 10 м пути (величина, эквивалентная работе мышц с учетом как темпа, так и длины шага). Все данные ходьбы по тредмилу были сопоставлены с соответствующими данными при ходьбе по горизонтальной поверхности.

Таблица 1

Основные параметры ходьбы по горизонтальной поверхности с разной скоростью

Скорость ходьбы, км/ч	2,1	3,1	4,2	6,3
Скорость ходьбы, м/с	0,58	0,86	1,17	1,75
Длительность цикла, с	1,77	1,42	1,21	0,96
Длина двойн. шага, м	1,02	1,20	1,42	1,68
Темп ходьбы, шаг/мин	68	85	99	125

Таблица 2

Основные параметры ходьбы по тредмилу с разной скоростью

Скорость ходьбы (км/ч)	2,0	3,0	3,5	4,0	5,0
Скорость ходьбы (м/с)	0,56	0,83	0,97	1,11	1,39
Длительность цикла (с)	1,51	1,40	1,35	1,24	1,15
Длина двойн. шага (м)	0,85	1,16	1,31	1,38	1,60
Темп ходьбы (шаг/мин)	79	86	89	97	106

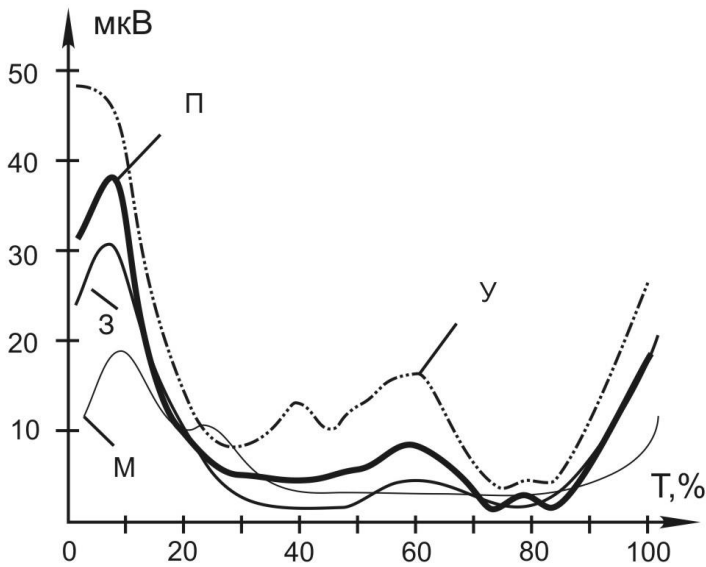


Рис. 1. ЭМГ-профиль прямой мышцы бедра при ходьбе по горизонтальной поверхности в разном темпе: М – медленный темп; 3 – замедленный темп; П – произвольный темп; У – ускоренный темп. По оси абсцисс – длительность локомоторного цикла в процентах, по оси ординат – электрическая активность в мкВ

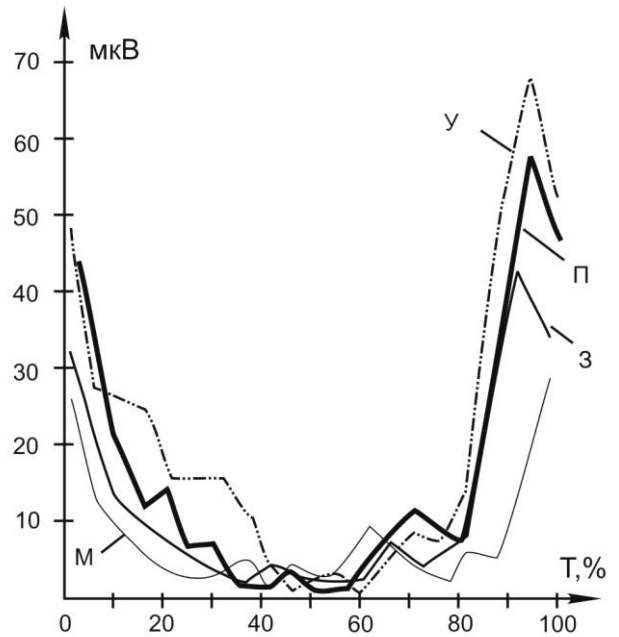


Рис. 2. ЭМГ-профиль двуглавой мышцы бедра при ходьбе по горизонтальной поверхности в разном темпе. Все обозначения – такие же, как на рис. 1

Результаты

Согласно нашим многолетним данным (табл. 1), при ходьбе по горизонтальной поверхности в диапазоне от 2,1 до 6,3 км/ч темп ходьбы повышается от 68 шаг/мин до 125 шаг/мин, в то время как длина двойного шага увеличивается с 1,02 до 1,68 м [1–4, 9–11]. При этом изменения обеих переменных скорости ходьбы происходят по закону, близкому к линейному.

Как видно из табл. 2, при ходьбе по тредмилу в диапазоне от 2 до 5 км/ч темп ходьбы повышается от 79 до 106 шаг/мин, в то время как длина двойного шага возрастает в большей степени – от 0,85 до 1,6 м.

Следовательно, при ходьбе по тредмилу темп возрастает в очень узких пределах, и даже при быстром темпе он ниже произвольного темпа при ходьбе по горизонтальной поверхности.

Однако в наибольшей степени изменяются ЭМГ-профиль мышц и энергетические параметры при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. На рис. 1. представлен ЭМГ-профиль прямой мышцы бедра при ходьбе по горизонтальной поверхности в разном темпе. Как видно из данного рисунка, активность прямой мышцы бедра в конце переносной фазы ($85\% < t < 100\%$) способствует разгибанию в КС. Во время переката стопы через пятку и несколько позднее ($0\% < t < 15\%$) все головки четырехглавой мышцы бедра работают в уступающем режиме, противодействуя

сгибанию в КС и тем самым осуществляя динамическую фиксацию коленного сустава. В следующую фазу шага ($16\% < t < 30\%$) сокращение мышцы содействует разгибанию в КС, которое главным своим источником имеет задний толчок противоположной ноги. В конце опорной фазы и в начале переносной фазы ($40\% < t < 70\%$) прямая мышца бедра дает небольшую, но постоянную волну активности: сокращение мышцы сперва замедляет и ограничивает амплитуду разгибания в ТБС (механизм стабилизации длины шага при быстром темпе), потом способствует сгибанию в ТБС и некоторому повышению устойчивости в двуопорную фазу шага [2–4, 7, 11, 30].

При повышении скорости ходьбы амплитуда основной волны электрической активности мышцы растет, увеличивается промежуточная межпиковая активность, но в меньшей степени, чем максимальная, экстремальные точки ЭМГ-кривой сдвигаются влево по временной оси на 5–10%, при быстром темпе в средней трети опорной фазы появляется дополнительная волна [2–4, 11].

Электрическая активность двуглавой мышцы бедра (рис. 2) преимущественно концентрируется в конце переносной фазы, образуя здесь наибольшую волну: сокращение мышцы в это время притормаживает разгибание в КС. В следующую фазу шага двуглавая мышца бедра удерживает таз от наклона вперед и вызывает разгибание в ТБС. Ряд

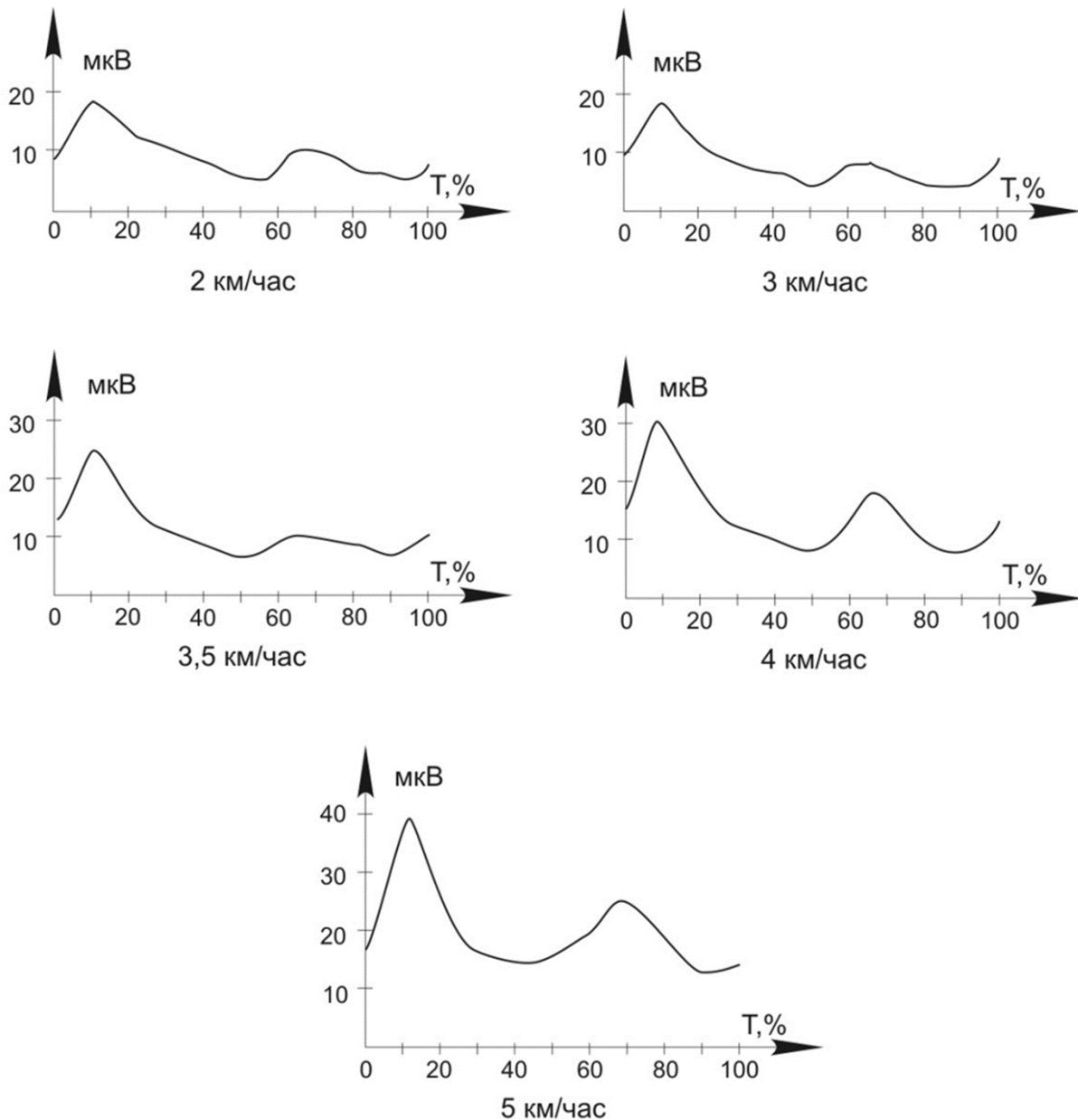


Рис. 3. ЭМГ-профиль прямой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Все обозначения – такие же, как рис. 1

авторов полагает, что двуглавая мышца бедра вместе со своими антагонистами участвует в динамической фиксации КС во время развития переднего толчка. На границе опорной и переносной фаз ($45\% < t < 65\%$) может возникать дополнительная волна, которая, по-видимому, предназначена для сгибания в КС. Действительно, эта волна активности появляется во всех тех случаях, когда мощность заднего толчка недостаточна для эффективного сгибания в КС: при ходьбе в медленном темпе или коротким шагом, при слабости икроножной мышцы [2–4, 7, 11, 30].

При повышении скорости ходьбы возрастает амплитуда максимальной электрической активности, незначительно увеличивается промежуточная межпиковая активность, экстремальные точки ЭМГ-кривой смещаются к началу шага; при быстром темпе

появляется дополнительная волна активности в последней трети опорной фазы. Помимо сгибания в КС, эта волна активности имеет и другое назначение: притормаживающее сгибание в ТБС, двуглавая мышца бедра способствует перераспределению кинетического момента между сегментами ноги, что обеспечивает разгибание в КС с большей скоростью [2–4, 11].

Все это позволяет заключить, что сохранение иннервационной структуры ходьбы является полезным приобретением эволюции. Это обусловлено тем, что без изменения последовательности шагательных движений, т.е. программы локомоторного акта, обеспечивается широкий диапазон скоростей ходьбы путем увеличения мощности, развиваемой двигательной системой.

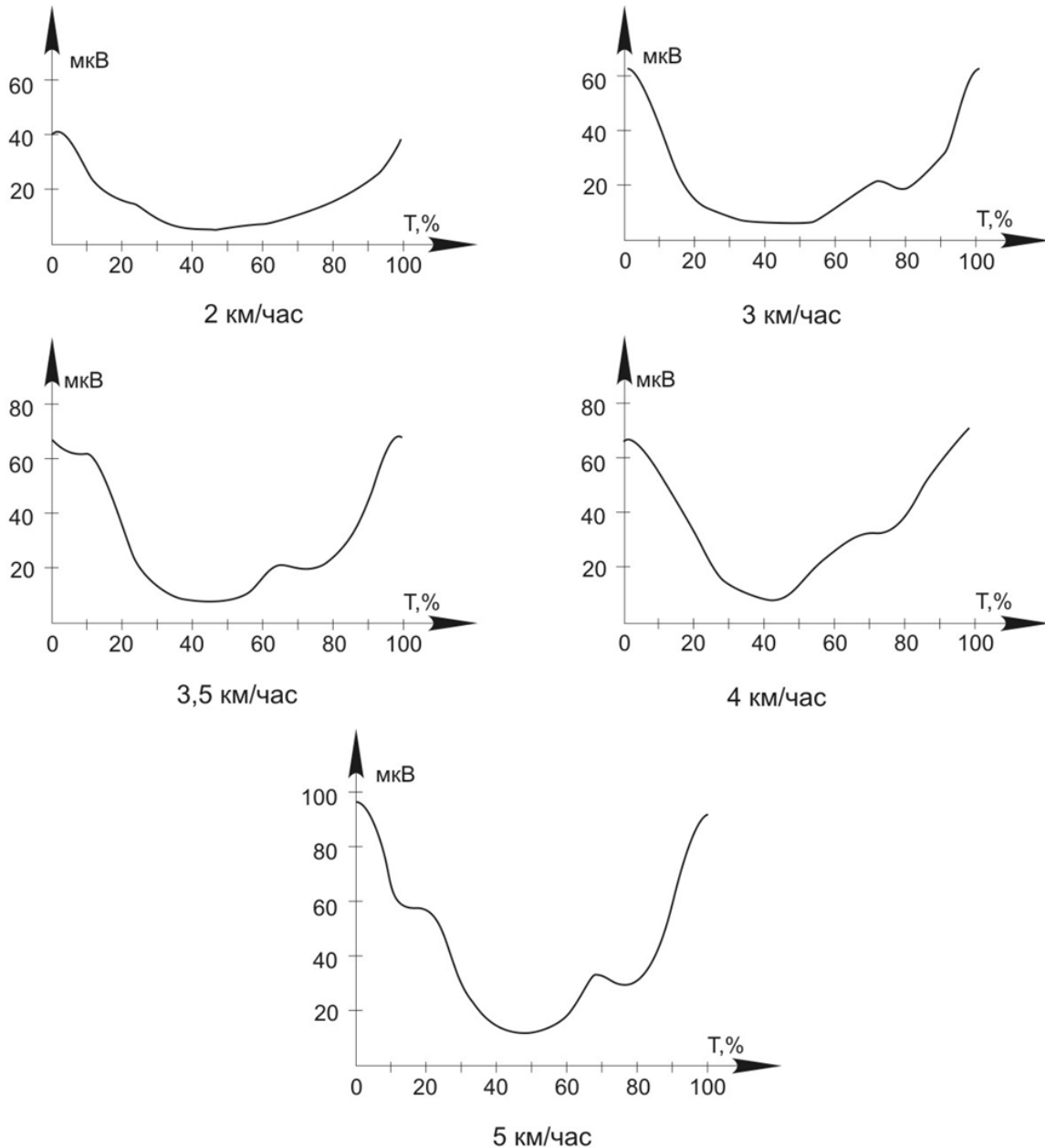


Рис. 4. ЭМГ-профиль двуглавой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Все обозначения – такие же, как на рис. 1

Таким образом, при ходьбе по горизонтальной поверхности при повышении темпа ходьбы трансформируются только детали локомоции:

- появляются или исчезают отдельные волны активности, вызванные необходимостью коррекции некоторых движений;
- происходит сдвиг максимумов активности влево по временной оси в связи с опережающим действием мышц на динамические и кинематические параметры при укорочении опорной фазы;
- обнаруживается преимущественный рост максимумов активности, способствующий более эффективному приложению мышечных сил в течение локомоторного цикла [2–4].

На рис. 3 представлен ЭМГ-профиль прямой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной

скоростью – от 2 до 5 км/ч. Как видно из данного рисунка, ЭМГ-профиль данной мышцы почти не изменяется в диапазоне скоростей от 2 до 3,5 км/ч. Характерно, что в этом диапазоне скоростей практически нет увеличения максимумов активности. Некоторое повышение активности отмечается только при увеличении скорости передвижения до 4 и 5 км/ч. При этом максимумы активности возрастают в значительно меньшей степени по сравнению с горизонтальной ходьбой.

На рис. 4 представлен ЭМГ-профиль двуглавой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Прежде всего, видно, что при всех темпах ходьбы двуглавая мышца бедра функционирует как односуставная, т.е. только как разгибатель ноги в ТБС. Как видно из данного рисунка, при всех темпах

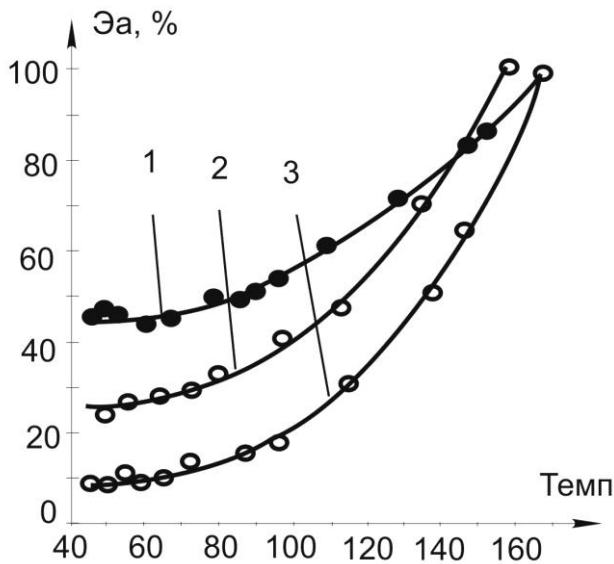


Рис. 5. Зависимость средней электрической активности мышц нижней конечности от темпа ходьбы. 1- камбаловидная мышца, 2 – наружная широкая мышца, 3- прямая мышца бедра. По оси ординат – средняя электрическая активность мышц за цикл в процентах (за 100% принята активность при максимальном темпе), по оси абсцисс – темп (шаг/мин)

ходьбы по тредмилу отсутствует вторая волна активности на границе опорной и переносной фаз, способствующая сгибанию в КС. Так же, как у прямой мышцы бедра, у двуглавой мышцы бедра активность мышцы не увеличивается в диапазоне скоростей от 2 до 3,5 км/ч. Повышение пиков активности происходит только при 4 и 5 км/ч. Необходимо отметить, что максимумы активности прямой и двуглавой мышц бедра возрастают значительно в меньшей степени, чем при ходьбе по горизонтальной поверхности.

Однако в наибольшей степени при ходьбе по тредмилу изменяются энергетические параметры ходьбы. На рис. 5 показана зависимость средней электрической активности трех мышц нижней конечности – камбаловидной, икроножной и наружной широкой от темпа при ходьбе по горизонтальной поверхности. Как видно из данного рисунка, зависимости средней амплитуды, т.е. мощности всех трех мышц от скорости, темпа и длины шага могут быть представлены как ветви параболы с минимумом 0,674 м/с – для скорости, 50 шаг/мин – для темпа и 1.14 м – для длины шага. Данная зависимость может быть аппроксимирована уравнением $F(v)=av^2+b$, которое описывает зависимость средней электрической активности $F(v)$ в течение цикла от темпа или скорости ходьбы [2, 4, 8].

Коэффициент a , характеризующий крутизну возрастания средней электрической активности при повышении темпа ходьбы, отражает увеличение

мощности супраспинальных влияний, коэффициент b определяет исходный уровень активности, зависящий от нагрузки на мышцы, т.е. от интенсивности афферентных влияний. Как видно из рис. 5, при горизонтальной ходьбе значение коэффициента a примерно одинаково для разных мышц, в то время как значение коэффициента b существенно. Этот факт показывает важную нейрофизиологическую закономерность: супраспинальное управление работой мышц по темпу имеет для всех мышц общий неиндивидуализированный характер, тогда как афферентное управление работой мышц является сугубо индивидуальным [2, 4, 8].

На рис. 6 представлена средняя электрическая активность прямой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Прежде всего, заметно, что при ходьбе по тредмилу средняя электрическая активность данной мышцы ниже, чем при горизонтальной ходьбе. Необходимо отметить, что средняя электрическая активность незначительно изменяется при повышении темпа. Так, при ходьбе по горизонтальной поверхности средняя электрическая активность мышцы возрастает в 5–6 раз при повышении темпа, а при ходьбе по тредмилу активность повышается всего в 2 раза. Характерно, что при скорости 3 км/ч отмечается снижение средней электрической активности мышцы.

На рис. 7 представлена средняя электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. При увеличении скорости (темпа ходьбы) активность данной мышцы повышается от 18 до 40 мкВ. Характерно, что крутизна этой кривой значительно меньше крутизны соответствующей кривой при ходьбе по горизонтальной поверхности. Полученные данные свидетельствуют о том, что мощность мышц при ходьбе по тредмилу возрастает значительно меньше, чем при горизонтальной ходьбе.

Однако в наибольшей степени при ходьбе по тредмилу изменяется суммарный интеграл электрической активности за 10 м пути. Как видно из рис. 8, при ходьбе по горизонтальной поверхности суммарный интеграл электрической активности мышц за 10 м пути может быть аппроксимирован параболой с двумя ветвями. Минимальное значение параболы приходится на временную ось в области произвольного темпа. Необходимо отметить, что эта область – достаточно широкая (от 80 до 120 шаг/мин) и представляет собой так называемую область резонанса, т.е. область темпов, при которых частота вынужденных колебаний нижней конечности совпадает с частотой ее собственных колебаний [2, 4, 8]. В данной кривой в диапазоне медленных темпов (60–80 шаг/мин) работа мышц определяется большой

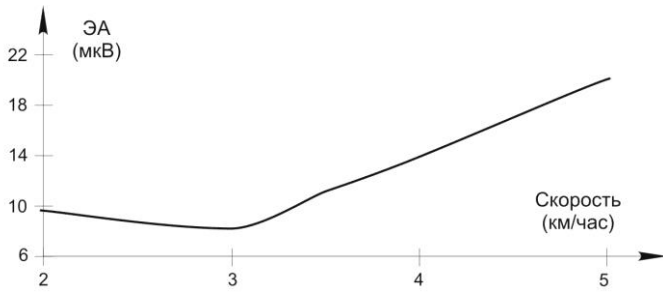


Рис. 6. Средняя электрическая активность прямой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. По оси абсцисс – скорость ходьбы в км/ч, по оси ординат – средняя электрическая активность в мкВ

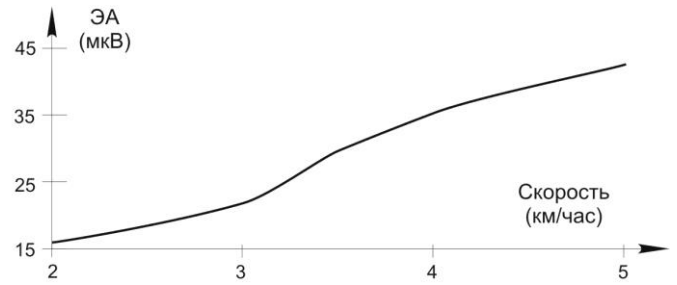


Рис. 7. Средняя электрическая активность двуглавой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Все обозначения – такие же, как на рис. 6

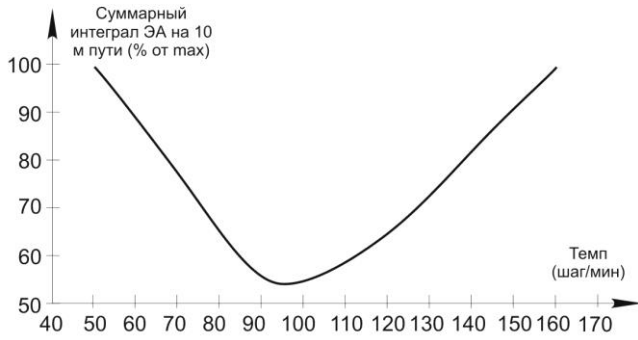


Рис. 8. Зависимость суммарного интеграла электрической активности мышц за 10 м пути от темпа при ходьбе по горизонтальной поверхности. По оси абсцисс – темп ходьбы (шаг/мин), по оси ординат – суммарный интеграл (за 100% принято максимальное значение интеграла в исследованном диапазоне темпов)

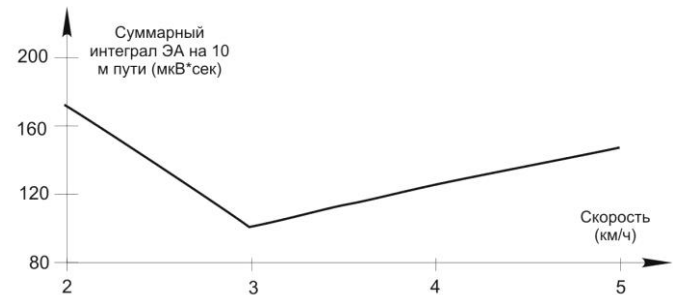


Рис. 9. Суммарный интеграл электрической активности прямой мышцы бедра за 10 м пути при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. По оси абсцисс – скорость ходьбы, по оси ординат – суммарный интеграл в мкВ·с

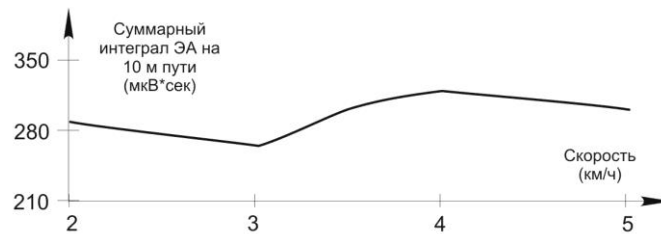


Рис. 10. Суммарный интеграл электрической активности двуглавой мышцы бедра за 10 м пути при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Все обозначения – такие же, как на рис. 9

длительностью активности, но низкой амплитудой, в диапазоне произвольного темпа (80–120 шаг/мин) – ростом амплитуды при сокращении длительности активности, а в диапазоне быстрых темпов – увеличением амплитуды и уменьшением длительности активности мышц. Зависимость суммарной электрической активности мышц от темпа ходьбы может быть описана в виде аналитического выражения $f(v)=a(v-c)^2+b$, где $f(v)$ – интеграл активности при разном темпе ходьбы, v – темп ходьбы, c – произвольный темп, при котором наблюдается минимум кривой, a – крутизна кривой, b – значение кривой в области минимума [2, 4, 8].

На рис. 9 представлен суммарный интеграл электрической активности на примере прямой мышцы

бедра за 10 м пути при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Как видно из данного рисунка, при ходьбе по тредмилу в разном темпе нарушается параболическая зависимость. Во-первых, наибольшее значение суммарного интеграла отмечается только в области медленного темпа. Во-вторых, область комфортной скорости достигается в области 3 км/ч, что указывает на то, что произвольная скорость ходьбы по тредмилу ниже соответствующей скорости при ходьбе по горизонтальной поверхности. В-третьих, область произвольной скорости очень узкая, что свидетельствует о том, что и область резонанса также очень ограниченная. Как видно из данного рисунка, при минимальном повышении скорости происходит увеличение суммарного интеграла.

На рис. 10 представлен суммарный интеграл электрической активности за 10 м пути у двуглавой мышцы бедра при ходьбе по тредмилу с разной скоростью. Как видно из данного рисунка, параболический характер кривой сохраняется лишь в диапазоне скоростей от 2 до 3,5 км/ч. При этом минимальное значение суммарного интеграла, т.е. зона резонанса, очень узкая и располагается она в области 3 км/ч. При скорости 4 км/ч суммарный интеграл незначительно повышается и снижается при 5 км/ч. Характерно, что при всех темпах ходьбы суммарный интеграл за 10 м пути – высокий. Так, если принять максимальный уровень суммарного интеграла за 10 м пути (при 4 км/ч) за 100%, то при 3 км/ч суммарный интеграл составляет 90%, при 2 км/ч – 95%, а при 5 км/ч – 90%. Полученные результаты свидетельствуют о том, что при ходьбе по тредмилу нет резонансной области темпа и скорости, что ходьба совершается при всех темпах в некомфортном режиме и что по сравнению с горизонтальной ходьбой энерготраты высокие при всех темпах ходьбы.

Обсуждение результатов

Как видно из представленных данных, при ходьбе по тредмилу как будто бы сохраняется ЭМГ-профиль мышц, который отмечается при ходьбе по горизонтальной поверхности. Также отмечается повышение максимумов активности и их смещение влево по временной оси.

С нашей точки зрения, наибольший интерес представляют следующие вопросы:

1) в чем причина меньшего увеличения максимумов активности мышц при ходьбе по тредмилу по сравнению с горизонтальной ходьбой;

2) почему повышение активности происходит в основном в области быстрого темпа;

3) почему существенно нарушается крутизна кривой средней электрической активности и суммарного интеграла за 10 м пути от темпа ходьбы.

Прежде чем отвечать на эти вопросы, необходимо отметить характерную особенность ходьбы по тредмилу.

Как видно из табл. 1, при ходьбе по горизонтальной поверхности, при увеличении скорости от 2,1 до 6,3 км/ч одновременно растет темп и длина шага, при этом изменения обеих переменных происходят по закону, близкому к линейному [1–4]. Судя по литературным данным, при большой скорости ходьбы темп продолжает расти до 200–220 шаг/мин, а дальнейший рост длины шага приостанавливается при темпах свыше 140 шаг/мин [17].

Как видно из табл. 2, при ходьбе по тредмилу при увеличении скорости ходьбы от 2 до 5 км/ч отмечается очень незначительное увеличение темпа – с 79 до 106 шаг/мин. Можно полагать, что само устройство

тредмила ограничивает возможность увеличения темпа. Вероятно, при ходьбе по тредмилу определенной скорости ходьбы соответствует определенный темп, вернее определенный, достаточно узкий диапазон темпов, что указывает на то, что при ходьбе по тредмилу человек может регулировать темп ходьбы в очень узких пределах. В такой ситуации у человека единственная возможность повышения скорости ходьбы по тредмилу – увеличить длину шага. Следовательно, при увеличении скорости ходьбы по тредмилу человек вынужден ходить в сравнительно низком темпе, но с большой длиной шага, т.е., по сути, догонять тредмил. Такой режим работы мышц является неантропоморфным, так как длина шага определяется антропометрическими параметрами (ростом человека). Кроме того, такой режим работы мышц является энергетически крайне невыгодным, поскольку грубо нарушаются явления резонанса, что приводит к тому, что частота вынужденных колебаний не совпадает с частотой собственных колебаний нижних конечностей. Об этом также свидетельствует и изменение энергетических параметров ходьбы. Как видно из рис. 7 и 8, форма кривой средней электрической активности у обеих мышц бедра нарушена, изменяется крутизна кривой, т.е. величина коэффициента a , что указывает на нарушение подвижности в суставах нижних конечностей. В еще большей степени изменяется кривая суммарного интеграла. При этом отмечаются высокие энерготраты при всех скоростях, отсутствие параболического характера кривой, очень узкая область резонанса. То, что при быстром темпе происходит очень незначительное повышение суммарного интеграла, связано с тем, что при увеличении скорости ходьбы по тредмилу мощность мышц повышается в значительно меньшей степени, чем темп ходьбы и длина шага. При этом можно полагать, что большая часть мощности, развиваемой мышцами, расходуется на поддержание устойчивости, и лишь небольшая часть мощности расходуется на повышение скорости передвижения. При ходьбе по тредмилу при повышении скорости ходьбы поддержание устойчивости становится первоочередной задачей, поскольку необходимо сохранять равновесие и избегать вполне вероятного падения. Тот факт, что при ходьбе по тредмилу, особенно у двуглавой мышцы бедра, фактически невозможно выделить область резонанса (т.е. ту область темпов, при которых отмечаются минимальные энерготраты), связан с тем, что наименьшие энерготраты достигаются не только при оптимальном темпе ходьбы (что определяется явлениями резонанса), но и при оптимальной длине шага [2, 4, 8].

Полученные результаты являются еще одним доказательством ранее выявленной закономерности: что ходьба в разном темпе и с разной длиной шага

представляют собой две самостоятельные задачи. В биомеханическом плане различие этих двигательных задач заключается в том, что повышение темпа ведет лишь к ускорению движений конечности, тогда как увеличение длины шага способствует перемещению всего тела в пространстве.

Согласно данным А.С. Витензона и Л.Н. Самсоновой, при ходьбе детей раннего возраста (1,5–2 лет) не существует строгой связи между темпом и длиной шага [5], что указывает на то, что ассоциация механизмов, управляющих обеими переменными, складывается в онтогенезе условно-рефлекторным путем. В результате этого более быстрому темпу начинает соответствовать также большая длина шага, что приводит к увеличению линейной скорости ходьбы. Исходя из этого, можно полагать, что даже у здоровых людей при ходьбе по тредмилу происходит разрушение этих механизмов, выработанных в течение долгих лет в процессе онтогенеза.

Именно поэтому вопрос применения функциональной электрической стимуляции при ходьбе по тредмилу является очень актуальным. С нашей точки зрения, применять ФЭС мышц при ходьбе по тредмилу возможно лишь ограниченному контингенту больных. Во-первых, эти больные должны ходить со скоростью 2,5 км/ч и выше, что предполагает сравнительно легкую степень поражения. В данном случае речь идет о больных сколиозом, остеохондрозом, о больных с легкими формами гемипареза после инсульта или черепно-мозговой травмы. Во-вторых, это должны быть больные относительно высокого роста, которые способны ходить со стабильной длиной шага. Однако необходимо иметь в виду, что при ходьбе по тредмилу даже у здоровых людей мощность мышц, т.е. средняя электрическая активность мышц, не повышается в диапазоне от 2 до 3,5 км/ч и что явления резонанса нарушаются даже у здоровых людей. Естественно, что у больных эти явления нарушаются значительно в большей степени.

Также необходимо подчеркнуть, что обязательным условием проведения ФЭС является точное совпадение искусственной и естественной программ возбуждения и сокращения мышц, что предполагает постоянное измерение длительности цикла, внутри которого жестко программируется фаза ФЭС. Необходимо отметить, что при ходьбе по тредмилу даже у здоровых людей происходит постоянное изменение длительности цикла и длины шага, а следовательно, и фазы ФЭС. Это указывает на определенные сложности правильного установления временной программы ФЭС мышц при ходьбе. Наконец, больным с умеренными и выраженными нарушениями опорно-двигательных функций применение ФЭС при ходьбе по тредмилу противопоказано.

Выводы

1. При ходьбе по тредмилу при повышении скорости ходьбы от 2 до 5 км/ч темп ходьбы возрастает в значительно меньшей степени, чем длина шага, соответственно, темп увеличивается с 79 до 106 шаг/мин, а длина двойного шага – от 0,85 до 1,6 м.

2. Вероятной причиной несоответствия темпа и длины шага является само устройство тредмила, которое не допускает резкого увеличения темпа ходьбы при повышении скорости передвижения.

3. Такое несоответствие приводит к единственной возможности повышения скорости передвижения при ходьбе по тредмилу – к увеличению длины шага, так как темп ходьбы изменяется в очень узких пределах.

4. Увеличение длины шага при ходьбе по тредмилу является неантропоморфным, так как при ходьбе по горизонтальной поверхности длина шага зависит от антропометрических параметров (роста человека), в то время как по тредмилу человек вынужден ходить с большой длиной шага, т.е. догонять тредмил.

5. Такое непропорциональное соотношение темпа и длины шага приводит к грубому нарушению явлений резонанса, т.е. к несовпадению вынужденных колебаний нижней конечности с частотой ее собственных колебаний.

6. Следующие факты свидетельствуют о нарушении явлений резонанса при ходьбе по тредмилу:

а) нарушение параболической зависимости кривых суммарного интеграла за 10 м пути у прямой и двуглавой мышц бедра;

б) очень узкая область оптимальной скорости – 3 км/ч;

в) менее значительное повышение средней электрической активности мышц при увеличении темпа ходьбы по сравнению с горизонтальной ходьбой;

г) высокие энергозатраты при всех скоростях ходьбы у двуглавой мышцы бедра;

д) при ходьбе по тредмилу большая часть мощности, развиваемой мышцами, расходуется на поддержание устойчивости, и очень незначительная часть мощности расходуется на увеличение скорости передвижения.

7. Тренировка ходьбы по тредмилу с применением функциональной электрической стимуляции мышц может применяться у весьма ограниченного контингента больных, а именно у больных с легкой и умеренной степенью поражения опорно-двигательного аппарата, с относительно стабильной длиной шага и темпом передвижения, с отсутствием атаксий и неустойчивости при ходьбе.

Список литературы

- Баскакова Н.В., Витензон А.С. Влияние темпа и длины шага на основные параметры ходьбы человека // Труды Рижского НИИ травматологии и ортопедии. Биомеханика. – Рига, 1975. – Вып. 13. – С. 242–247.
- Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – ООО «Зеркало-М»: М. – 1998. – 273 с.
- Витензон А.С. Зависимость биомеханических параметров от скорости ходьбы // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – ЦНИИПП: М. – 1974. – Вып. 33. – С. 53–65.
- Витензон А.С., Петрушанская К.А. От естественного к искусственному управлению локомоцией. – МБН: М. – 2003. – 430 с.
- Витензон А.С. Самсонова Л.Н. Биомеханическая и иннервационная структура ходьбы детей раннего возраста // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – ЦНИИПП: М. – 1973. – Вып. 31. – С. 39–46.
- Епифанов В.А., А.В. Епифанов. Медико-социальная реабилитация больных после инсульта. – М.: ГЭОТАР-Медиа – 2021. – 352 с.
- Петрушанская К.А., Витензон А.С. Трансформация электромиографического профиля мышц при патологической ходьбе. // Российский журнал биомеханики. – 2002 – Т. 6, № 3. – С. 77–91.
- Саранцев А.В. К количественному анализу некоторых показателей энергетической оптимальности ходьбы // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – ЦНИИПП: М. – 1973. – Вып. 30. – С. 84–92.
- Скворцов Д.В. Диагностика двигательной патологии инструментальными методами: анализ походки, стабилметрия. – МБН: М. – 2007. – 638 с.
- Славуцкий Я.Л., Витензон А.С., Гриценко Г.П., Петрушанская К.А., Михеева Н.Н., Сутченков И.А. Исследование биомеханических параметров при нормальной ходьбе в разных темпах // Протезирование и протезостроение: сб. тр. – ЦНИИПП: М. – 1998. – Вып. 95. – С. 95–102.
- Славуцкий Я.Л., Витензон А.С., Гриценко Г.П., Петрушанская К.А., Михеева Н.Е., Сутченков И.А. Исследование электрической активности мышц при нормальной ходьбе в разных темпах Протезирование и протезостроение: сб. тр. – ЦНИИПП: М. – 1998. – Вып. 95. – С. 103–110.
- Chang M.D., Shaikh S., Chau T. Effect of treadmill walking on the stride interval dynamics of human gait // Gait and Posture. – 2009 – Vol. 30. – P. 431–435.
- Cronin N.J., Finni T. Treadmill versus over-ground and barefoot versus shod comparison of triceps surae fascicle behavior in human walking and running // Gait and Posture. – 2013. – P. 528–533.
- Dal U., Erdogan T., Resitoglu B., Beydagi H. Determination of preferred walking speed on treadmill may lead to high oxygen cost on treadmill walking. // Gait and Posture. – 2010. – Vol. 31. – P. 366–369.
- Dean C., Ada L., Bampton J., Morris M., Katrak P. et al. Treadmill walking with body weight support in subacute non-ambulatory stroke improves walking capacity more than overground walking: a randomized trial // Journal of Physiotherapy. – Vol. 56. – P. 97–103.
- Khademi-Kalantari K., Rahimi F., Hosseini S.M., Baghban A.A., Jaberzadeh S. Lower limb muscular activity during walking at different speeds. Over-ground versus treadmill walking. A voluntary response evaluation. // Journal of Body Weight Move Therapy. – 21. – 2017. – P. 605–611.
- Lamoreux L. Kinematic measurements in the study of human walking // Bull. Prosthetics research (BPR). – 1971. – Vol. 10–15. P. 3–84.
- Lee S.J., Hidler J. Biomechanics of over-ground vs treadmill walking in healthy individuals // Journal of Applied Physiology. – 2008, – Vol. 104. – P. 747–755.
- Lim S.Y., Lee W.H. Effects of pelvic range of motion and lower limb muscle activation pattern on over-ground and treadmill walking at the identical speed in healthy adults. // Journal of Physical Therapy Science. – 2018, – Vol. 30, No. 4 – P. 619–624.
- Malatesta D., Canepa M., Menendez Fernandez A. The effect of treadmill and over-ground walking on preferred walking speed and gait kinematics in healthy physically active older adults // European Journal of Applied Physiology. – 2017. – Vol. 117. – P. 1833–1844.
- Martin J-P., Li Q. Over-ground vs treadmill walking on biomechanical clinical energy harvesting. An energetic and EMG study // Gait and Posture. – 2017. – P. 124–128.
- Murray M.P., Spurr G.B., Sepic S.B., Gardner G.M., Mollinger L.A. Treadmill vs floor walking: kinematic, electromyogram and heart rate. // Journal of Applied Physiology. – 1985, – Vol. 59, – No. 1. – P. 87–91.
- Padulo J., Chamari K., Ardigo L.P. Walking and running on treadmill: the standard criteria for kinematic studies. // MLTJ. – 2014. – Vol. 4, No. 2. – P. 159.
- Parvataneni K., Ploeg L., Olney S.J., Brouwer B. Kinematic, kinetic and metabolic parameters of treadmill versus over-ground walking on healthy older adults // Clinical Biomechanics. – 2009. – Vol. 24, No. 1. – P. 95–100.
- Riley P.O., Paolini G., Della Grose U., Paylo K.W., Kerrigan D.C. A kinematic and kinetic comparison of over-ground and treadmill walking in healthy subjects. // Gait and Posture. – 2007. – Vol. 26. – P. 17–24.
- Semaan M., Wallard L., Ruiz V., Gillet C., Lefeneur S., Simoneau-Bessinger E. Is treadmill walking biomechanically comparable to over-ground walking? // Gait and Posture. – 2022. – Vol. 92. – P. 249–256.
- Stolze H., Kutz-Buschbeck J.P., Mondwurt C., Boszek-Funcke A., Jöhnk K., Deuschl G., Illert M. Gait analysis during treadmill and over-ground locomotion in children and adults // Electroencephalogr. Clinical neurophysiol/Electromyogr. Motor Control. – 1997. – Vol. 105, No. 6. – P. 490–497.
- Stoquart G., Detrembleur C., Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electromyographic and energetic reference values during treadmill walking // NCCN. – 2008. – Vol. 38, No. 2, – P. 105–116.
- Teixeira da Cunha Filho I., Lim P., Qureshy H., Henson H., Monga T. A comparison of regular rehabilitation and regular rehabilitation with supported treadmill ambulation training for acute stroke patients // Journal of Rehabilitation and Research Development – 2001. – Vol. 38. – P. 244–255.
- Vitenson A.S., Petrushanskaya K.A. Regularities of a change of electromyographic pattern of muscles in normal and physically modeled human walking // Russian Journal of Biomechanics. – 2002. – Vol. 6, No. 2. – P. 33–50.

Финансирование. Исследование не имело спонсорской поддержки.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

PECULIARITIES OF DISTRIBUTION OF ELECTRICAL ACTIVITY OF MUSCLES DURING WALKING ALONG TREADMILL

K.A. Petrushanskaya, S.V. Kotov

M.F. Vladimirsky Moscow Regional Research Clinical Institute, Moscow, Russian Federation

ARTICLE INFO

Received: 28 May 2023

Approved: 26 October 2023

Accepted for publication: 01 November 2023

Key words:

EMG-pattern of muscles, treadmill, mean electrical activity of muscles, summary integral of electrical activity of muscles for the distance of 10 m, resonance phenomena during human walking

ABSTRACT

Authors of this article give the comparative estimation of peculiarities of walking along the horizontal surface and treadmill. Authors thoroughly investigated change of the main parameters and EMG-pattern of muscles at different cadences during walking along the horizontal surface and treadmill. Authors established, that during walking along treadmill cadence changes quite insufficiently, while the step length changes to a greater extent. From authors' point of view, such disproportionate change of cadence and step length leads to the expressed transformation of the resonance properties of the lower extremities, i.e. to discrepancy of frequency of the forced oscillations with the own oscillations of the lower extremities. From the authors' point of view, change of the resonance phenomena are revealed in inconsiderable increase of the mean electrical activity during the locomotor cycle, in absence of the parabolic dependence in the curve of the summary integral of electrical activity for the locomotor cycle during walking at different cadence, in very limited zone of the optimal walking cadence, in slight growth of muscle capacity with increase of walking velocity. Authors suppose, that training of walking along treadmill and especially training with application of functional electrical stimulation (FES) must be realized with great care, what supposes determination of the optimal walking velocity (i.e. that velocity, which is accompanied by the maximal decrease of the energy expenditures), and also definition of the mean electrical activity (muscle capacity) and the summary integral for the distance of 10 m (work of muscle with an account of both cadence and the step length). Authors consider, that it is possible to apply FES during walking along treadmill only in those patients, who are able to walk with velocity 2.5 km/hour and more.

© PNRPU