

DOI: 10.15593/RZhBiomeh/2016.1.05
УДК 612.76:617.58-089.28



**Российский
Журнал
Биомеханики**
www.biomech.ru

ВЛИЯНИЕ ТЕМПА НА БИОМЕХАНИЧЕСКИЕ ПАРАМЕТРЫ ХОДЬБЫ ЗДОРОВЫХ И ПАЦИЕНТОВ С РАЗНЫМ УРОВНЕМ АМПУТАЦИИ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Н.Н. Рукина, А.Н. Белова, А.Н. Кузнецов, В.В. Борзиков

Приволжский федеральный медицинский исследовательский центр Минздрава России, Россия, 603155, Нижний Новгород, Верхневолжская набережная, 18/1, e-mail: ruginann@mail.ru

Аннотация. Цель исследования – сравнительный анализ биомеханических показателей ходьбы пациентов с различным уровнем ампутации нижней конечности на экзопротезе при фиксированном темпе ходьбы. Объектом исследования являлись 25 пациентов с ампутацией на уровне бедра и 25 пациентов с ампутацией на уровне голени (42 мужчины и 8 женщин), пользующихся серийно выпускаемыми протезами нижней конечности, а также 50 здоровых лиц (17 мужчин и 33 женщины). Оценка ходьбы всех групп проводилась на аппарате «Walkway», представляющем низкопрофильную напольную систему с барорецепторами в виде дорожки, в произвольном темпе и в двух фиксированных темпах – 80 шагов в минуту (0,8 м/с) и 50 шагов в минуту (0,4 м/с). Исследованы наиболее информативные биомеханические показатели ходьбы с учетом требований ГОСТ Р 53871–2010 к методам оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей. Проводился сравнительный анализ изменения пространственно-временных (темп ходьбы, время ходьбы, расстояние, скорость ходьбы, период шага, время шага, длина шага, ширина шага, цикл шага, период опоры, период переноса, период одиночной опоры, период двойной опоры, коэффициент ритмичности ходьбы) и динамических (максимальной силы, импульса силы, максимального пикового давления) показателей ходьбы пациентов с различным уровнем ампутации нижней конечности на экзопротезе при различных темпах ходьбы. Результаты представлены в виде таблиц и графиков, отражающих распределение изучаемых показателей. Полученные данные необходимы для оценки отклонений биомеханических показателей пациентов, пользующихся протезами нижних конечностей, от нормы ходьбы здоровых людей.

Ключевые слова: биомеханика конечности, экзопротез нижней конечности, подография.

ВВЕДЕНИЕ

Анализ методической и специальной литературы [1, 11, 14, 15, 19, 20] показал, что сложившиеся десятилетиями назад традиционные методические подходы в подготовке и обучении ходьбе на протезе бедра не обеспечивают эффективного

© Рукина Н.Н., Белова А.Н., Кузнецов А.Н., Борзиков В.В., 2016

Рукина Наталья Николаевна, к.мед.н., с.н.с. отделения функциональной диагностики, группа биомеханики, Нижний Новгород

Белова Анна Наумовна, д.мед.н., профессор, руководитель отделения функциональной диагностики, Нижний Новгород

Кузнецов Алексей Николаевич, м.н.с. отделения функциональной диагностики, группа биомеханики, Нижний Новгород

Борзиков Владимир Владимирович, м.н.с. отделения функциональной диагностики, группа биомеханики, Нижний Новгород

использования протеза в повседневной деятельности инвалида, в связи с чем только треть протезируемых инвалидов возвращается к трудовой деятельности. Утрата части нижней конечности и замена ее протезом вызывает существенные изменения в структуре ходьбы в виде ухудшения основных показателей ходьбы, временной и пространственной асимметрии, ослабление опорной и толчковой функции, особенно протезированной нижней конечности [16]. Наличие контрактур суставов, порочных культей, атрофии мышц и других причин способствует нарушению схемы построения протеза, что приводит к перекоосу таза и развитию болевого синдрома в поясничном отделе позвоночника. Выявлены изменения нагрузки на стопу, характерные для конкретных нарушений схемы построения протеза [2, 5, 7, 12].

Ампутация части нижней конечности резко меняет распределение энерготрат на работу мышц здоровой и протезированной конечностей. Усечение одной конечности на уровне голени приводит к потере ее мышечных энергоресурсов на 60–66 %, а на уровне бедра – на 70–85 % [8]. В связи с этим оставшиеся мышцы сохранившейся конечности и культя работают в режиме компенсаторных перегрузок в зависимости от уровня ампутации [9].

В то же время темповые исследования временных показателей ходьбы в литературе рассматриваются в основном на примерах здоровых испытуемых с точки зрения поддержания устойчивости тела при ходьбе. Сохранению устойчивости тела при медленных темпах ходьбы способствует большая длительность опорной и двуопорной фаз. При высоких темпах на первый план выступают динамические факторы устойчивости, обеспечивающие сохранение вертикальной позы тела при резко уменьшенной продолжительности опорной и двуопорной фаз шага [13].

Если специальная задача удержания определенного темпа ходьбы не стоит, то вследствие явлений резонанса возникает автоматическая настройка локомоции на произвольный темп. При произвольном темпе ходьбы активность мышц и энергозатраты на перемещение минимальны. Этот феномен объясняется совпадением частоты действия вынуждающих мышечных сил с собственной частотой колебаний нижней конечности [17].

При патологической ходьбе замедление темпа локомоции служит способом как повышения устойчивости, так и частичного покрытия энергетического дефицита [4]. Критерием освоения инвалидом самостоятельной ходьбы на протезе бедра является возможность совершать равномерные шаги по гладкой поверхности в течение 25–30 минут при темпе 50 шагов в 1 минуту [3].

При настройке имеющихся или вновь разрабатываемых протезов нижних конечностей важной задачей является не только удобство их использования, но и обеспечение возможности передвижения в различных темпах с максимальным приближением к ходьбе здорового человека. Однако работ по сравнительному анализу биомеханических параметров передвижения пациентов с различным уровнем ампутации нижней конечности при фиксированных темпах ходьбы нами не было найдено.

Цель исследования – сравнительный анализ пространственно-временных показателей ходьбы в разном темпе у пациентов, пользующихся экзопротезом бедра или голени.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Для изучения темповых характеристик ходьбы мы обследовали здоровых лиц и лиц, пользующихся протезами бедра и протезами голени.

Критериями включения в исследование здоровых лиц явились: отсутствие клинически значимых заболеваний и травм опорно-двигательного аппарата, отсутствие

клинически значимых соматических заболеваний. Критериями включения в исследование лиц с протезом нижней конечности явились: ампутация нижней конечности на уровне бедра или голени, наличие в протезе при ампутации на уровне бедра подвижного коленного модуля, отсутствие соматических заболеваний.

Объем выборки определялся из предположения, что при сравнительном анализе результатов апробации нового протеза с условной нормой должен быть применен непараметрический метод статистики. Оптимальным является центильный метод [10].

Группа здоровых включала 50 человек, средний возраст – 36 ± 9 лет.

Основная группа включала 50 пациентов: с ампутацией на уровне бедра (1-я подгруппа, $n = 25$) и с ампутацией на уровне голени (2-я подгруппа, $n = 25$), из них 42 мужчин и 8 женщин, средний возраст – $49,9 \pm 10,1$ г. Давность ампутации конечности составляла от 1 года до 30 лет, $Me = 13$, длительность использования последнего протеза – от 1 года до 6 лет, $Me = 1,75$. Пациенты пользовались постоянными протезами бедра и голени модульного или немодульного типа с ремненным или вакуумным способом крепления, коленный модуль одноосный или четырехосный механический, стопа имела голеностопный шарнир (табл. 1, 2). Причина ампутации нижней конечности: автотравма – 11, железнодорожная травма – 10, облитерирующий атеросклероз сосудов – 7, производственная травма – 7, бытовая травма – 6, онкологическое заболевание – 4, диабетическая гангрена стопы – 3, остеомиелит – 1, тромбоз сосудов конечности – 1.

Методом исследования являлась подография.

Таблица 1

Типы используемых модулей коленного сустава протеза нижней конечности

Тип модулей протеза коленного сустава	Количество пациентов
Коленный модуль четырехзвенный пневматический 3R106	12
Коленный модуль четырехосный механический 6H01C	7
Коленный модуль одноосный механический с подтормаживанием 6H02T	3
Коленный модуль четырехосный механический 6H01/1C	2
Коленный модуль одноосный гидравлический 3R80	1

Таблица 2

Типы используемых искусственных стоп для протезов нижней конечности

Тип искусственных стоп протеза	Количество пациентов
Стопа с голеностопным шарниром 1H01A	18
Стопа «динамик» 1D10	17
Стопа углепластиковая 1C30	7
Стопа «Динамик Motion» 1D35	6
Стопа углепластиковая с С-образной пружиной 1C40	1
Стопа углепластиковая с ротационным механизмом <i>Re-Flex Rotate with EVO</i>	1

Пространственно-временные и динамические характеристики ходьбы как здоровых, так и протезированных лиц оценивались при помощи программно-аппаратного комплекса *Walkway* (США), представляющего из себя низкопрофильную напольную систему в виде дорожки. Регистрируемые показатели биомеханики походки соответствовали требованиям ГОСТ Р 53871–2010 «Методы оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей».

Исследование показателей ходьбы осуществлялось следующим образом: обследуемый в обуви проходил по подографической дорожке с смонтированными в нее барорецепторами. Пациенту предлагали пройти 8–10 метров обычной походкой, соблюдая заданный темп.

Информация о давлении различных участков стопы на датчики дорожки во время ходьбы передается на персональный компьютер и обрабатывается по специальному алгоритму.

На дисплей транслируется наглядная графическая картина взаимодействия стопы с опорной поверхностью. Оценивается распределение производимого давления по подошвенной поверхности стопы, перемещение горизонтальной проекции общего центра масс за время исследования, показатели ходьбы, цикла шага, проводится сравнение параметров левой и правой ноги.

Методика исследования как здоровых лиц, так и лиц с экзопротезами нижних конечностей предполагала запись трех разных темпов ходьбы: произвольного; 50 шагов в минуту; 80 шагов в минуту.

Первый заданный темп ходьбы, 50 шагов в минуту, был выбран исходя из того, что этот темп соответствует минимальной скорости ходьбы на протезе бедра, при котором самостоятельная ходьба считается освоенной [3].

Второй заданный темп был выбран таким образом, чтобы скорость ходьбы была в два раза больше, чем при ходьбе в первом темпе. Для задания фиксированного темпа ходьбы использовали метроном.

Регистрацию проходов всех обследуемых производили с 10-минутными интервалами для отдыха.

Исследовались следующие показатели ходьбы:

- темп ходьбы;
- время ходьбы;
- расстояние ходьбы;
- скорость ходьбы;
- период шага, время шага;
- длина шага;
- ширина шага;
- максимальная сила;
- импульс;
- максимальное пиковое давление;
- цикл шага;
- период опоры;
- период переноса;
- период одиночной опоры;
- период двойной опоры;
- коэффициент ритмичности ходьбы.

Для каждого показателя рассчитывался коридор «условной нормы», границы которого определялись 25-м (нижний квартиль) и 75-м (верхний квартиль) центилями.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Показатели ходьбы здоровых испытуемых

Проведенное исследование ходьбы 50 здоровых испытуемых установило, что при произвольном темпе ходьбы 104,5 шага в минуту средняя произвольная скорость составила 1,12 м/с, при 80 шагах в минуту – 0,8 м/с, при 50 шагах в минуту – 0,4 м/с. Отмечено, что произвольный темп ходьбы обследуемыми воспринимался как наиболее комфортный, а скорость, соответствующая 50 шагам в минуту, как некомфортная. На рис. 1 представлено распределение значений показателей ходьбы в разном темпе в группе здоровых.

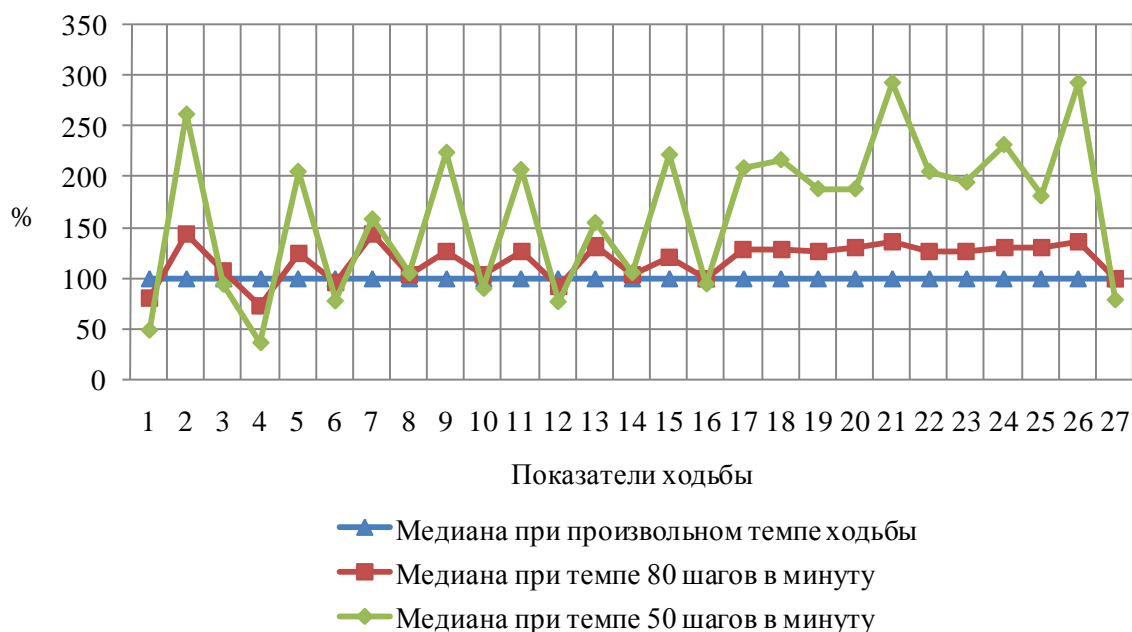


Рис. 1. Распределение значений показателей ходьбы в разном темпе в группе здоровых (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых): 1 – темп ходьбы; 2 – время ходьбы; 3 – расстояние ходьбы; 4 – скорость ходьбы; 5 – период шага правой конечности; 6 – длина шага правой конечности; 7 – ширина шага правой конечности; 8 – максимальная сила правой конечности; 9 – импульс правой конечности; 10 – максимальное пиковое давление правой конечности; 11 – период шага левой конечности; 12 – длина шага левой конечности; 13 – ширина шага левой конечности; 14 – максимальная сила левой конечности; 15 – импульс левой конечности; 16 – максимальное пиковое давление левой конечности; 17 – цикл шага правой конечности; 18 – период опоры правой конечности; 19 – период переноса правой конечности; 20 – период одиночной опоры правой конечности; 21 – период двойной опоры правой конечности; 22 – цикл шага левой конечности; 23 – период опоры левой конечности; 24 – период переноса левой конечности; 25 – период одиночной опоры левой конечности; 26 – период двойной опоры левой конечности; 27 – коэффициент ритмичности. Показатели 5–10, 17–21 – протезированная конечность; 11–16, 22–26 – здоровая конечность

Показатели ходьбы на протезе бедра

Анализ результатов, полученных при исследовании ходьбы группы пациентов с протезами бедра в произвольном и в двух фиксированных темпах, показал, что произвольная скорость составила 0,67 м/с, что существенно ниже аналогичной у здоровых. При темпе ходьбы 80 шагов в минуту была получена средняя скорость 0,65 м/с, при 50 шагах в минуту средняя скорость ходьбы составила 0,39 м/с (рис. 2).

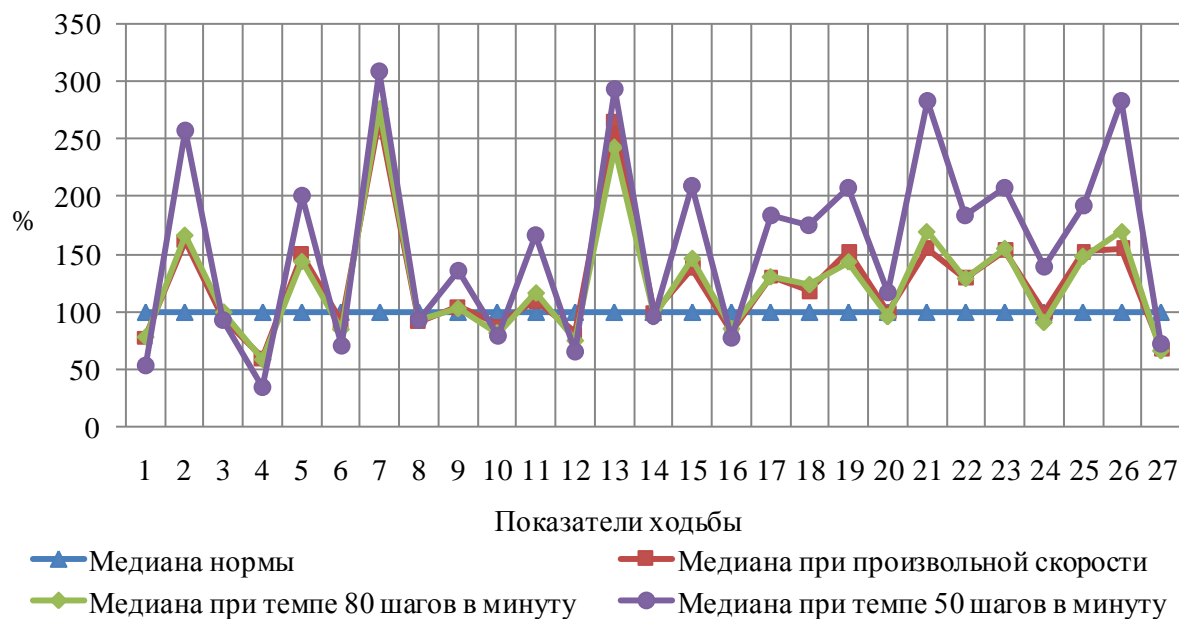


Рис. 2. Распределение значений показателей ходьбы в разном темпе в группе с протезом бедра (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1

Таким образом, воспроизведение заданных темпов ходьбы у данной группы пациентов не приводит к воспроизведению такой же скорости ходьбы, как в группе здоровых, что связано с уменьшением объема мышц на ампутированной конечности и со снижением их силы. Кроме этого, со снижением скорости ходьбы уменьшается длина шага, увеличиваются периоды опоры обеих конечностей и ширина шага (рис. 2, 3). Согласно данным Л.М. Смирновой (1995), критерием оценки настройки схемы построения протеза, позволяющим оценить устойчивость и энергозатраты инвалида при ходьбе, является близость расположения стопы к продольной оси, а также уменьшение длины шага в направлении движения [18]. Полученные авторами данные свидетельствуют о возрастании энергозатрат для поддержания устойчивости при соблюдении медленного темпа ходьбы.

Отмечено, что ходьба в произвольном темпе и при 80 шагах в минуту обследуемыми воспринималась как комфортная, а скорость, соответствующая 50 шагам в минуту, как очень неудобная (рис. 2).

Графическое изображение показателей коридора условной нормы ходьбы на протезе бедра в произвольном темпе и его сравнение с коридором показателей ходьбы в норме в произвольном темпе представлено на рис. 3. Полученные результаты отличаются от нормальных биомеханических показателей ходьбы здоровых людей.

Показатели ходьбы на протезе голени

Анализ результатов, полученных при исследовании ходьбы группы пациентов с протезами голени в произвольном и в двух фиксированных темпах, показал, что произвольная скорость ходьбы составила 0,93 м/с. Это несколько ниже аналогичной у здоровых. При воспроизведении скорости, соответствующей темпу ходьбы 80 шагов в минуту, средняя скорость составила 0,8 м/с. При темпе 50 шагов в минуту средняя скорость ходьбы составила 0,39 м/с. Это свидетельствует о том, что воспроизведение заданного темпа ходьбы 80 шагов в минуту в данной группе пациентов приводит к воспроизведению почти такой же скорости ходьбы, как в группе здоровых.

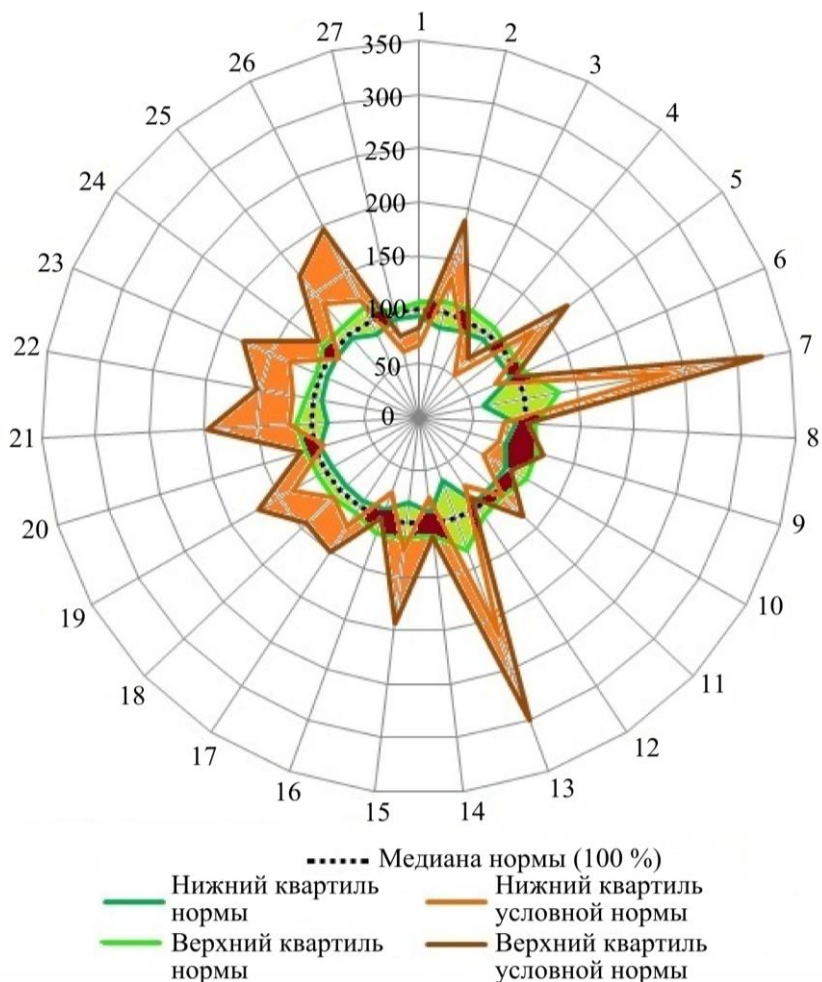


Рис. 3. Сравнение показателей ходьбы в норме с показателями условной нормы ходьбы на протезе бедра в произвольном темпе (процент от медианы произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1

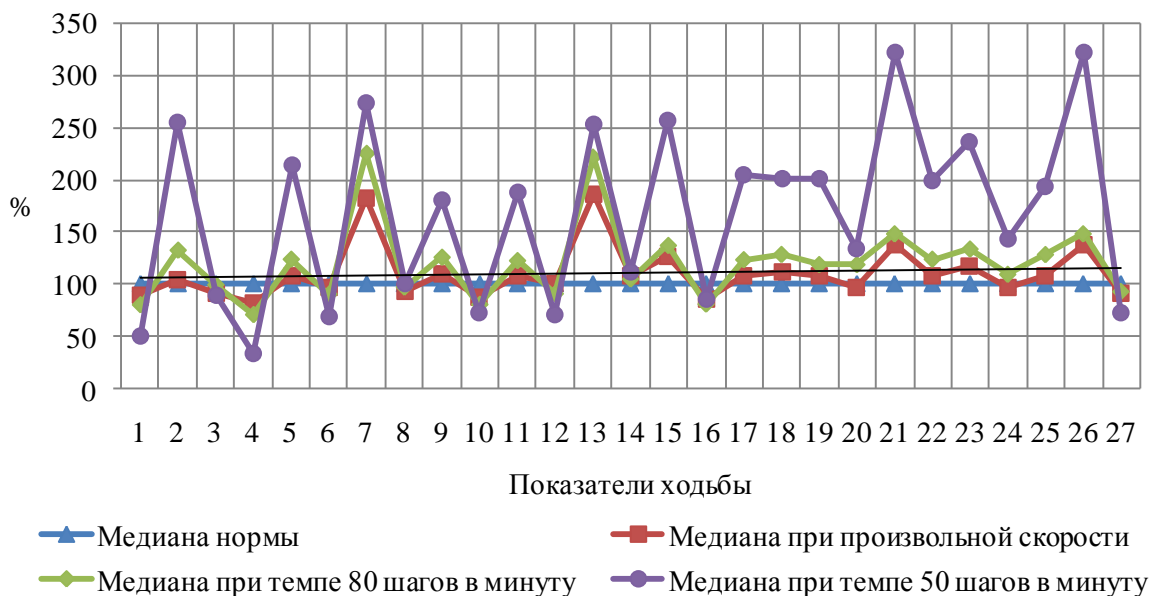


Рис. 4. Распределение значений показателей ходьбы в разном темпе в группе с протезом голени (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1

При этом получаемые параметры ходьбы отличаются незначительно (рис. 4). При темпе 50 шагов в минуту снижается скорость ходьбы, увеличивается ширина шага, периоды опоры обеих конечностей, что можно расценивать как компенсацию снижения устойчивости тела при очень медленном темпе ходьбы.

Все полученные показатели ходьбы на протезе голени также отличаются от коридора нормы биомеханических показателей ходьбы здоровых людей, однако в меньшей степени, чем при ходьбе на протезе бедра.

Графическое изображение коридора показателей условной нормы ходьбы в произвольном темпе на протезе голени и его сравнение с показателями ходьбы в произвольном темпе здоровых представлено на рис. 5.

Сравнение между собой показателей ходьбы в группах здоровых, с протезом голени или бедра при произвольном темпе ходьбы (рис. 6), при темпе ходьбы 80 шагов в минуту (рис. 7) или 50 шагов в минуту (рис. 8) показывает, что при любом темпе ходьбы наибольший разброс значений наблюдается в группе с протезом бедра. Ходьба в темпе 50 шагов в минуту вызывает возрастание разброса параметров во всех группах обследуемых, что можно оценивать как компенсацию снижения устойчивости тела при данном темпе ходьбы.

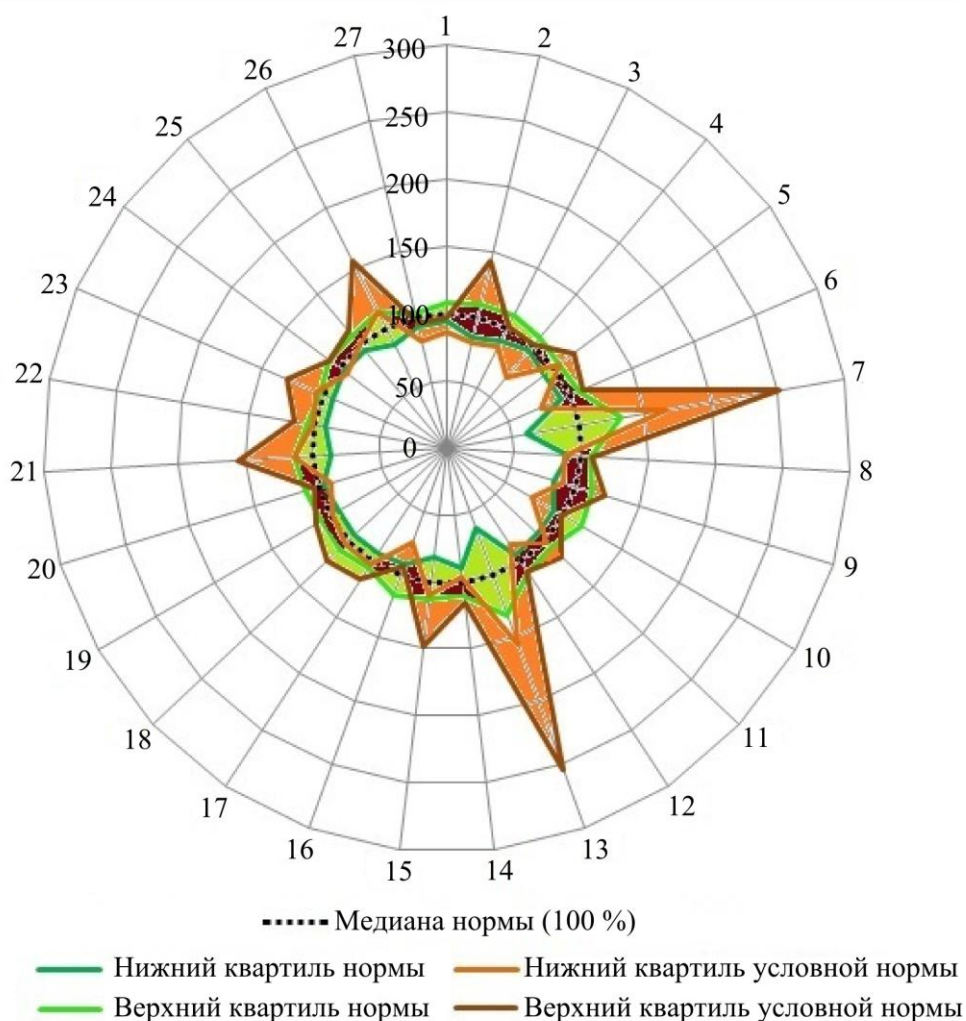


Рис. 5. Сравнение показателей ходьбы в норме с показателями условной нормы ходьбы на протезе голени в произвольном темпе (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1



Рис. 6. Распределение показателей ходьбы в произвольном темпе в группах здоровых, с протезом голени и протезом бедра (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1

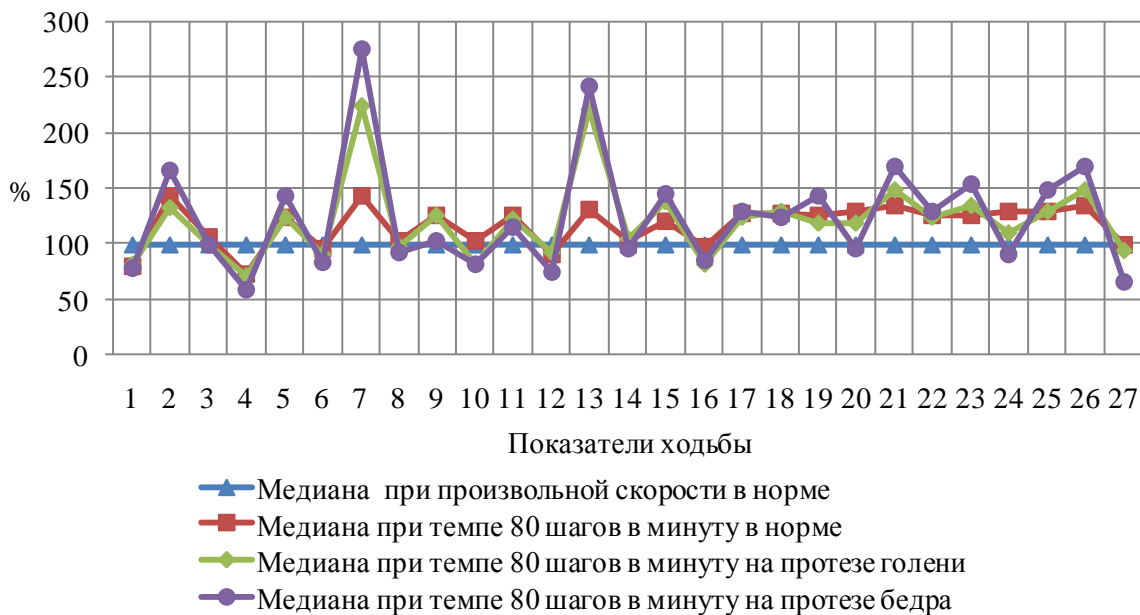


Рис. 7. Распределение показателей ходьбы в темпе 80 шагов в минуту в группах здоровых, с протезом голени и с протезом бедра (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1

В группе с протезом бедра наименьшие отклонения параметров наблюдаются при близких скоростях ходьбы в произвольном темпе (0,67 м/с) и при темпе 80 шагов в минуту (0,65 м/с).

В группе с протезом голени эта закономерность также наблюдается, так как при произвольном темпе (0,93 м/с) и при темпе 80 шагов в минуту (0,80 м/с) скорости ходьбы близки.

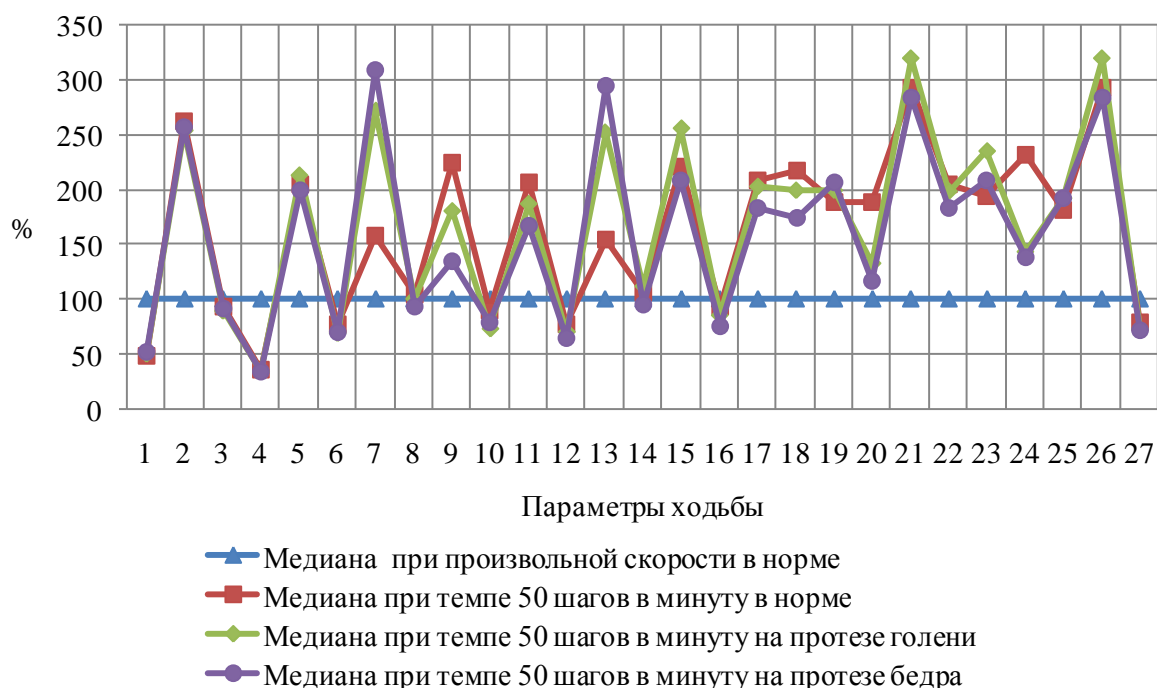


Рис. 8. Распределение показателей ходьбы в темпе 50 шагов в минуту в группах здоровых, с протезом голени и протезом бедра (процент от медианы значений показателей при произвольной скорости ходьбы здоровых). Обозначения – см. рис. 1

Таким образом, для большинства испытуемых с протезами нижних конечностей более комфортной и менее энергозатратной является произвольная скорость ходьбы, которая составила 0,67 м/с у пациентов на протезе бедра и 0,93 м/с у пациентов на протезе голени.

Выводы

1. Скорость передвижения при ходьбе прямо пропорциональна темпу ходьбы не только у здоровых, но и у лиц с протезами бедра и голени.
2. Определенный нами коридор «условной нормы» показателей ходьбы на протезе бедра в большей степени отличается от коридора нормы биомеханических показателей ходьбы для здоровых людей, чем коридор «условной нормы» показателей ходьбы на протезе голени.
3. Для пациентов, пользующихся протезами бедра и голени, оптимальной в отношении энергозатратности поддержания вертикальной позы является ходьба в произвольном темпе и в темпе, приближенном к произвольному.
4. Представленные данные могут быть использованы для оценки функциональных возможностей протезированных групп с разным уровнем ампутации нижней конечности.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Белоусов П.И. Лечебная гимнастика для профилактики и устранения послеампутационных контрактур. – Л.: Медицина, 1965. – 110 с.
2. Белянин О.Л., Смирнова Л.М., Беляев И.М. Биомеханика ходьбы инвалидов при коротких культях бедер на усовершенствованных протезах // Вестник гильдии протезистов-ортопедов. – 2003. – № 2 (12). – С. 18–24.

3. Вехби А. Комплексная методика обучения инвалидов ходьбе на протезе бедра при первичном протезировании средствами физической культуры и искусственной коррекции движений: автореф. дис. ... канд. пед. наук. – М., 1999. – 26 с.
4. Витензон А.С. Закономерности нормальной и патологической ходьбы человека. – М.: Зеркало, 1998. – 272 с.
5. Витензон А.С., Иванов А.М., Гриценко Г.П., Петрушанская К.А. Реабилитация инвалидов с культей бедра посредством программируемой электростимуляции мышц при ходьбе. – М.: Зеркало, 2001. – 176 с.
6. ГОСТ Р 53871-2010. Методы оценки реабилитационной эффективности протезирования нижних конечностей. – М.: Стандартинформ, 2012. – 16 с.
7. Гусев М.Г. Клинико-биомеханическое обоснование совершенствования протезирования после вычленения в тазобедренном суставе и при чрезмерно короткой культе бедра: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – СПб., 2007. – 26 с.
8. Дубровский В.И., Федорова В.Н. Биомеханика: учебник для сред. и высш. учеб. заведений. – М.: ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
9. Евсеева С.П., Курдыбайло С.Ф. Физическая реабилитация инвалидов с поражением опорно-двигательной системы. – М.: Советский спорт, 2010. – 245 с.
10. Игнатъев А.С., Финагин В.Г. Автоматизированная система мониторинга здоровья учащихся [Электронный ресурс]. – URL: www.library.mephi.ru/data/scientific-sessions/2010/fulltext_t5/2-3-1.doc (дата обращения: 05.12.2013).
11. Кондрашин Н.И. Руководство по протезированию. – М.: Медицина, 1988. – 542 с.
12. Крючок В.Г., Тишков В.В., Костюкович О.М. Повышение эффективности реабилитации инвалидов, перенесших ампутации нижних конечностей // Биомеханика стопы человека: материалы 1-й междунар. науч.-практ. конф., 18–19 июня 2008. – Гродно, 2008. – С. 108–109.
13. Лисица И.Б., Саранцев А.В. Исследование вариативности временной структуры шага // Протезирование и протезостроение: сб. тр. / ЦНИИПП. – М., 1986. – Вып. 74. – С. 77–93.
14. Найдина С.И. Лечебная гимнастика при подготовке к протезированию и обучение ходьбе на протезе после ампутации бедра: дис. ... канд. мед. наук. – М., 1969. – 306 с.
15. Найдина С.И., Полотерова М.А. Методика обучения пользования протезами нижних конечностей: метод. рекомендации. – М.: ЦНИИПП, 1983. – 32 с.
16. Рукина Н.Н., Кузнецов А.Н., Белова А.Н., Воробьева О.В. Особенности биомеханических характеристик опороспособности и походки у пациентов с экзопротезом нижней конечности // Российский журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 3. – С. 389–397.
17. Саранцев А.В., Витензон А.С. Явления резонанса при ходьбе человека // Протезирование и протезостроение: сб. тр. / ЦНИИПП. – М., 1973. – Вып. 31. – С. 62–71.
18. Смирнова Л.М. Способ и измерительно-информационная система для настройки схемы построения протеза нижней конечности: автореф. дис. ... канд. техн. наук. – СПб., 1995. – 21 с.
19. Cooke C., Menard M.R., Beach G.N., Locke S.R., Hirsch G.H. Serial lumbar dynamometry in low back pain // Spine. – 1992. – Vol. 17. – P. 653–662.
20. Le Fort S., Hannah E. Return to work following an aquafitness and muscle strengthening program for the low back injured // Arch. Phys. Med. Rehabil. – 1994. – Vol. 75. – P. 1247–1255.

THE INFLUENCE OF WALKING TEMPO ON BIOMECHANICAL PARAMETERS OF HEALTHY INDIVIDUALS AND PATIENTS WITH DIFFERENT LEVELS OF LOWER EXTREMITY AMPUTATION

N.N. Rukina, A.N. Belova, A.N. Kuznetsov, V.V. Borzikov (N. Novgorod, Russia)

The purpose of this study is comparative analysis of biomechanical parameters of gait of patients with different levels of lower extremity amputations with exoprosthesis at fixed walking tempo. For this study, we recruited 25 patients with transfemoral amputation and 25 patients with transtibial amputation (42 males and 8 females) that use lower extremity's serial prostheses and 50 healthy individuals (17 males and 33 females). Measurements of gait were performed on medical device "Walkway" which represents a low-profile system with baroreceptors in the form of a walkway, at comfortable self-chosen walking speed and at two

fixed tempos – 80 steps per min (0.8 m/s) and 50 steps per min (0.4 m/s). Most informative biomechanical parameters were chosen to meet the requirements of GOST P 53871–2010 to methods of assessment of the effectiveness of rehabilitation of prosthetic lower extremities. We performed comparative analysis of spatio-temporal parameters (cadence, time of walk, distance, speed, step period, step time, step width, cycle duration, stance phase duration, swing phase duration, period of single support during stance phase, period of double support during stance phase, coefficient of rhythm of walk) and dynamic (maximal force, force impulse, maximal peak pressure) gait parameters of patients with different levels of lower extremity amputation with exoprostheses at different walking tempos. The results are presented in tables and graphs that show distribution of the studied parameters. These data are required to estimate the deviations of biomechanical characteristics of patients that use prostheses of lower extremities from normal gait of healthy people.

Key words: extremity biomechanics, exoprosthesis of lower extremity, podography.

Получено 24 ноября 2015