



УДК 531/534: [57+61]

ОСОБЕННОСТИ БИОМЕХАНИЧЕСКИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОПОРОСПОСОБНОСТИ И ПОХОДКИ У ПАЦИЕНТОВ С ЭКЗОПРОТЕЗОМ НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

Н.Н. Рукина, А.Н. Кузнецов, А.Н. Белова, О.В. Воробьева

Нижегородский научно-исследовательский институт травматологии и ортопедии Минздрава России, Россия, 603155, Нижний Новгород, Верхневолжская набережная, 18/1, e-mail: ruginann@mail.ru

Аннотация. Цель работы – определение биомеханических показателей норм стояния и ходьбы на экзопротезе нижней конечности. Обследовано 26 пациентов, пользующихся протезами бедра с подвижным коленным модулем. Моноцентрический (одноосный) коленный модуль предназначается для пациентов массой от 100 до 125 кг низкой и средней активности, четырехосный коленный модуль предназначается для пациентов со средней активностью массой до 100 кг. Для сравнения биомеханических показателей статики и ходьбы на экзопротезе с показателями нормы было привлечено 100 здоровых лиц. Протокол биомеханического обследования обеих групп был одинаковым и включал регистрацию ряда параметров ходьбы и стояния. В методы исследования входили подография, стабилметрия и определение опороспособности. На первом этапе выявлялась оптимальная скорость ходьбы на протезе с одноосным и четырехосным модулем коленного сустава. На втором этапе проводилось сравнение ходьбы и стабиллограмм у пациентов с протезами и у здоровых лиц, рассчитывался коридор условной нормы полученных показателей. С целью определения повторяемости показателей (тест ретестовой надежности) каждый протезированный пациент был обследован 10 раз с интервалами 1–2 мин для отдыха. Представленные данные могут быть использованы для оценки и настройки вновь разрабатываемых протезов конечностей или их составных модулей.

Ключевые слова: экзопротез нижней конечности, подвижный коленный модуль протеза, подография, стабилметрия, биомеханика.

ВВЕДЕНИЕ

Реабилитация инвалидов с последствиями травматических ампутаций нижних конечностей остается актуальной задачей в силу постоянно растущего числа автотравм, травм на железных дорогах, высокого уровня тяжелого производственного травматизма в строительной и угледобывающей отраслях, а также травматизма катастроф и стихийных бедствий [6, 9, 14]. Конечной целью реабилитации инвалидов после ампутации нижних конечностей является компенсация утраченной функции самостоятельного передвижения, что решается посредством протезирования конечности.

© Рукина Н.Н., Кузнецов А.Н., Белова А.Н., Воробьева О.В., 2014

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

Кузнецов Алексей Николаевич, лаборант-исследователь отделения функциональной диагностики, группа биомеханики, Нижний Новгород

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

Воробьева Ольга Викторовна, м.н.с. отделения функциональной диагностики, группа биомеханики, Нижний Новгород

Ходьба на протезе отличается от ходьбы здорового человека и с позиций биомеханики характеризуется заметной асимметрией изменения межзвенных углов сохранившейся и протезированной конечностей, аритмией шагов, повышением энергозатрат. В работу включаются новые мышечные группы, происходит более интенсивная нагрузка мышц, участвующих в акте ходьбы, изменяется очередность мышечных сокращений, т.е. все то, что приводит к дополнительным тратам энергии [3, 5]. Протез нижней конечности должен быть в первую очередь антропоморфным. Понятие антропоморфности является принципиальным для протезостроения, определяет степень необходимого и возможного приближения искусственной конечности к ее биологическому прототипу, позволяет повышать удобство пользования протезом и максимально нормализовать биомеханические параметры ходьбы [12, 13]. В последнее десятилетие перспективным научно-практическим направлением в протезировании признана разработка и усовершенствование биомеханических методик регулировки протезов нижних конечностей с использованием программно-аппаратных комплексов и совершенствованием форм приемных гильз на основе тензометрических исследований [16, 18].

Качество ходьбы на протезе нижней конечности можно определить путем биомеханического исследования, которое должно являться абсолютно необходимым звеном в оценке протезов для пациентов с ампутацией нижних конечностей [10, 11, 17, 19]. Все вновь разрабатываемые протезы также требуют биомеханической оценки. Однако в современных литературных источниках встречаются лишь единичные сообщения об исследовании параметров ходьбы у пациентов указанных групп [1, 2, 4, 8]; полностью отсутствуют сведения о «коридоре условной нормы» стояния и ходьбы у пациентов с протезами нижних конечностей, необходимым для оценки качества вновь создаваемых протезов.

Цель исследования – определение биомеханических показателей норм для оценок стояния и ходьбы на экзопротезе нижней конечности.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Обследовано 26 пациентов, пользующихся протезами бедра с модулем коленного сустава, в возрасте от 21 до 67 лет (42 ± 17 лет), среди них 20 мужчин и 6 женщин (группа 1). Критериями включения пациентов в группу 1 являлись: ампутация на уровне средней трети бедра; использование протеза на протяжении не менее 6 месяцев; удовлетворенность пациента имеющимся у него протезом; наличие в протезе пациента подвижного коленного модуля; отсутствие других заболеваний и травм опорно-двигательного аппарата; отсутствие декомпенсированных соматических заболеваний. Давность ампутации нижней конечности составляла от 1 года до 30 лет (12 ± 11 лет). Количество ампутаций левой нижней конечности – 14, правой – 12. Причины ампутации нижней конечности: облитерирующий атеросклероз сосудов нижней конечности – 10, автотравма – 6, железнодорожная травма – 4, производственная травма – 2, онкозаболевание – 2, синдром диабетической стопы – 1, бытовая травма – 1 человек.

Пациенты пользовались экзопротезами бедра с ремненным или вакуумным способом крепления, коленный модуль был одноосным или четырехосным механическим, стопа имела голеностопный шарнир. Моноцентрический (одноосный) коленный модуль показан пациентам массой до 100 и до 125 кг низкой и средней активности для различных модулей коленного сустава, а также при двухсторонней ампутации конечностей или пациентам с нарушением опорной функции сохранившейся конечности. При углах сгибания узла до 25° под нагрузкой блокируется его дальнейшее сгибание, что обеспечивает подкосоустойчивость колена в опорной фазе ходьбы. При разгрузке протеза происходит расфиксирование, при этом шарнир становится подвижным. Узел снабжен голенооткидным устройством.

Таблица 1

**Характеристики модулей коленного сустава,
используемых в экзопротезах нижней конечности**

Тип конструкции модуля	Модуль	Масса пациента, не более, кг	Материал	Максимальный угол сгибания, град	Масса, г
Одноосный	6Н 02Т	100	Титановый сплав	135	400
	6Н 02 С	125	Нержавеющая сталь	135	550
Четырехосный	5А 017	100	Титановый сплав	135	485
	5А 060	90	Алюминиевый и титановый сплавы	135	460

Четырехосный коленный модуль предназначается для пациентов со средней активностью массой до 100 кг и до 90 кг для различных модулей коленного сустава. Используется в протезах бедра при ампутации выше колена, а также после вычленения бедра. Кинематика модуля позволяет достигнуть функционального укорочения протеза в фазе переноса при ходьбе. Имеет регулируемое голенооткидное устройство. Характеристики используемых коленных модулей представлены в табл. 1.

Для сравнения биомеханических показателей статики и ходьбы на экзопротезе с показателями нормы были обследованы 100 здоровых лиц, сопоставимых с пациентами группы 1 по полу и возрасту (группа 2). Критериями включения обследуемых в группу 2 являлись: возраст от 21 до 67 лет, отсутствие заболеваний и травм опорно-двигательного аппарата, отсутствие декомпенсированных соматических заболеваний. Всего было обследовано 100 человек (42 мужчины, 58 женщин), 38 ± 8 лет.

Методы исследования включали подографию, стабилometriю и определение опороспособности.

Для изучения пространственно-временных характеристик походки пациентов (периоды опоры и переноса для каждой конечности, коэффициента ритмичности) использовали подографию, выполняемую на программно-аппаратном комплексе *F-scan* (США). Исследование осуществлялось следующим образом: пациент надевал обувь со специальными стельками, снабженными барорецепторами. Обследуемым из группы нормы предлагали пройти 8–10 м обычной походкой, соблюдая заданный темп. Протезированным пациентам предлагали пройти 8–10 м медленной походкой, соблюдая одинаковый темп, а затем необходимо было пройти со скоростью в два раза выше, чем при первом исследовании. Регистрацию проходов с разной скоростью производили по 10 раз (тест ретестовой надежности) с интервалами 1–2 мин для отдыха исследуемого. Информация о давлении различных участков стопы на стельки во время ходьбы передавалась на персональный компьютер и обрабатывалась по специальному алгоритму.

Исследовались следующие показатели ходьбы:

- время двойного шага, с;
- средняя скорость ходьбы (V), м/с;
- темп ходьбы, шаг/мин;
- период опоры левой и правой ноги, % от цикла шага;
- период переноса левой и правой ноги, % от цикла шага;
- коэффициент ритмичности, отношение длительности меньшей переносной фазы одной ноги к длительности большей переносной фазы другой ноги.

Для исследования опорных функций различных отделов стоп обследуемый без обуви вставал на датчики программно-аппаратного комплекса *F-scan* в стандартной ортоградной позе. На дисплей транслировалась графическая картина взаимодействия стопы с опорной поверхностью, оценивалось распределение производимого давления по подошвенной поверхности стопы и перемещение горизонтальной проекции центра масс каждой стопы за время исследования.

Опороспособность нижних конечностей в исследованиях оценивалась при помощи двух напольных весов марки *Terrailon Professional*. Обследуемый вставал в удобной позе с опорой каждой ногой на отдельные весы: ноги на ширине плеч, ступни параллельны друг другу, руки по швам, голова расположена прямо, взгляд направлен горизонтально (стандартная поза). Нагружение на каждую ногу регистрировалось с помощью весов в килограммах.

Оценка устойчивости вертикальной позы осуществлялась с использованием метода стабиллографии [15]. Применялся компьютерный стабиллометрический комплекс «МБН – Биомеханика» (Россия), позволяющий регистрировать текущие координаты и колебания проекции общего центра массы человека в вертикальной позе на площади опоры с учетом массы и роста пациента. При спокойном стоянии общий центр массы человека проецируется в центральном участке площади опоры, которая называется «центром давления». Исследования проводились при спокойном стоянии в американской позиции (стопы ног параллельны) на стабиллометрической платформе с открытыми глазами. Продолжительность каждого исследования составляла 60 с. С целью определения повторяемости показателей (тест ретестовой надежности) каждый протезированный пациент был обследован 10 раз с интервалами 1–2 мин для отдыха.

Исследовались следующие параметры движения горизонтальной проекции общего центра масс:

- среднее положение центра давления относительно фронтальной (X) и сагиттальной (Y) плоскости, мм;
- длина статокинезиограммы L (характеризует величину пути, пройденного центром давления за время исследования, мм);
- площадь статокинезиограммы S (характеризует площадь колебаний центра давления, мм²);
- средняя скорость колебаний центра давления V (характеризует величину пути, пройденную центром давления за единицу времени, мм/с);
- нагружение левой и правой конечности, % от массы тела;
- среднее направление плоскости колебаний центра давления (угол, град);
- максимальная амплитуда колебаний центра давления относительно фронтальной ($\text{Max } X$) и сагиттальной ($\text{Max } Y$) плоскости, мм;
- «энергия спектра частот» (отражает основную частоту колебаний центра давления относительно фронтальной (60% ЭХ) и сагиттальной (60% ЭУ) плоскости, Гц).

Статистическая обработка результатов исследования проводилась с помощью пакета *Statistica 6.0*. При нормальном распределении результаты представлены в виде $M \pm sd$, где sd – стандартное отклонение. При распределении, отличном от нормального, был использован центильный метод [7]. Данные представлены в виде диапазона от 25-го до 75-го центилей. Результаты обследования группы 2 были положены в основу центильных таблиц нормы ходьбы и стояния здоровых лиц.

Работа проводилась в два этапа. На первом этапе определялась оптимальная скорость ходьбы на протезе и возможность объединения биомеханических показателей ходьбы и стояния на протезах с одноосным и четырехосным модулем коленного

сустава. На втором этапе сравнивались ходьба и стабิโลграммы у пациентов группы 1 и у здоровых лиц (группа 2), вычислялся коридор «условной нормы» полученных показателей ходьбы на протезе.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Анализ результатов, полученных при исследовании группы пациентов с экзопротезами бедра, показывает, что при увеличении скорости ходьбы с $0,4 \pm 0,1$ до $0,8 \pm 0,1$ м/с изменяются время двойного шага и темп ходьбы, а коридоры остальных параметров практически совпадают. Следовательно, увеличение скорости не влияет на основные параметры ходьбы на протезе бедра. С учетом того что для большинства пациентов комфортной и менее энергозатратной являлась средняя скорость ходьбы, то далее будет представлен анализ полученных параметров ходьбы со скоростью $0,8 \pm 0,1$ м/с (рис. 1).

Сравнительная характеристика параметров ходьбы на протезах бедра с одно- и четыреххосным коленным модулем представлена в табл. 2.

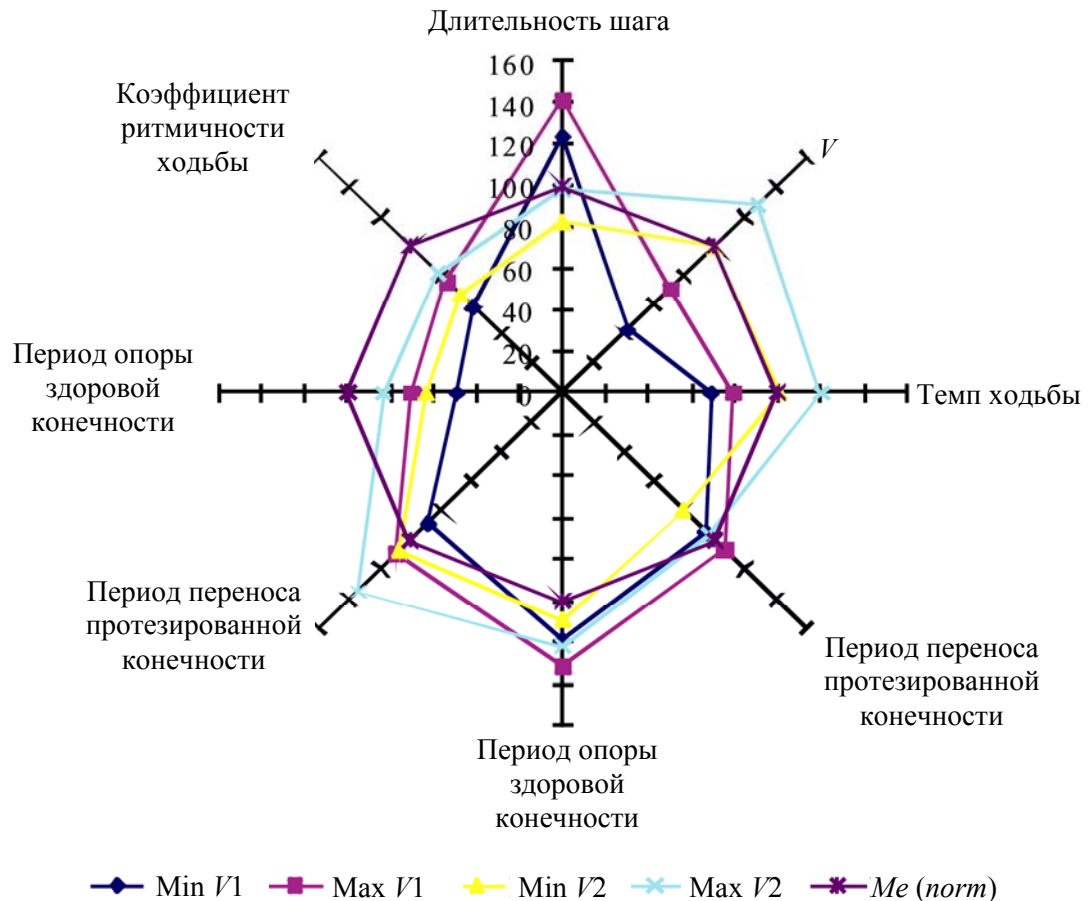


Рис. 1. Сравнение биомеханических параметров протезированных лиц при разных скоростях ходьбы. Данные по каждому параметру представлены в процентах от медианы нормы группы здоровых лиц. Коридор значений ограничен 25-м и 75-м центильными диапазонами. Черный коридор – ходьба со скоростью 0,4 м/с, серый коридор – со скоростью 0,8 м/с; V – скорость ходьбы; Min – 25-й центиль; Max – 75-й центиль; Me (norm) – медиана нормы

Таблица 2

Характеристики параметров ходьбы на протезах бедра с одно- и четырехосным коленным модулем

Протез	Длительность шага, с	Средняя скорость V , м/с	Темп ходьбы, шаг/мин	Период опоры протеза, %	Период опоры ноги, %	Период переноса протеза, %	Период переноса ноги, %	Коэффициент ритмичности ходьбы
Одноосные (25-й центиль)	2,63	0,6	61,15	40,3	24,4	33,1	20,75	0,4
Одноосные (75-й центиль)	3,925	0,9	91,25	66,9	79,25	59,7	75,6	0,814
Четырехосные (25-й центиль)	2,38	0,6	70,48	40,1	21,7	34,5	22	0,59
Четырехосные (75-й центиль)	3,405	0,9	100,84	65,5	78	59,9	78,3	0,872

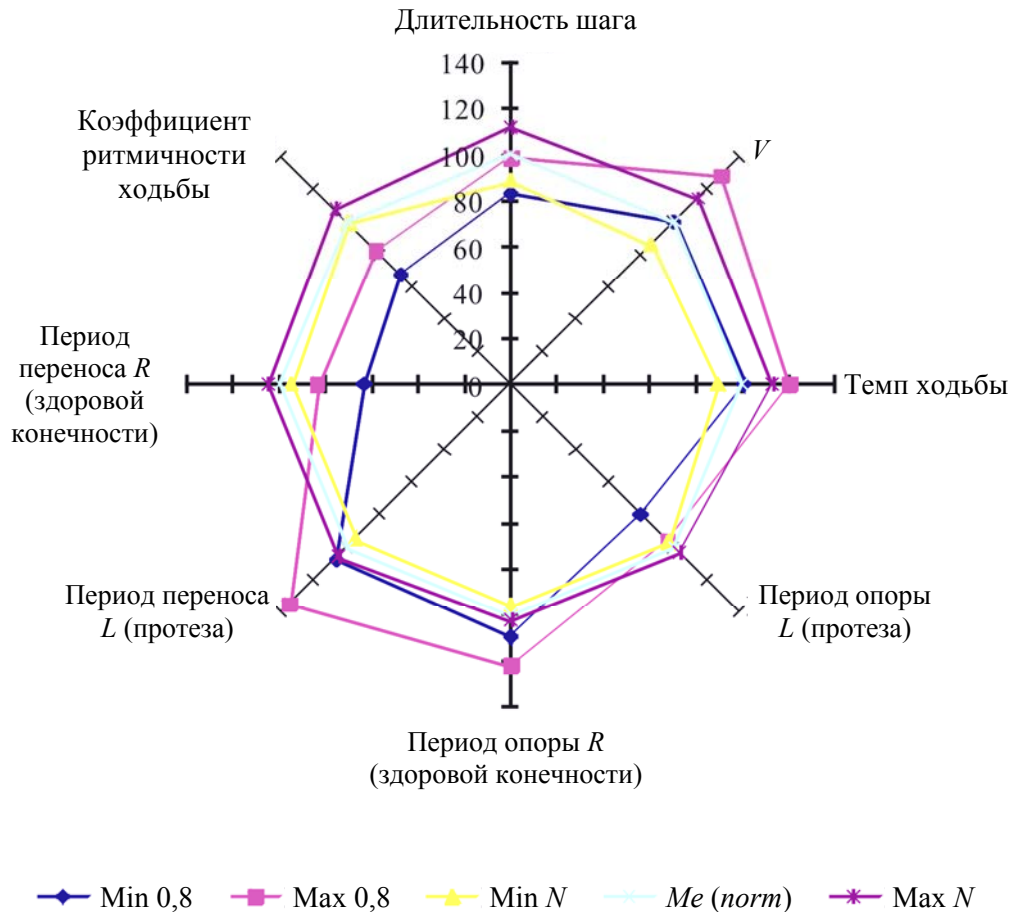


Рис. 2. Сравнение коридора биомеханических показателей ходьбы в норме с коридором «условной нормы» ходьбы на протезе бедра. Данные по каждому параметру представлены в процентах от медианы нормы здоровых лиц. Коридор значений ограничен 25-м и 75-м центильными диапазонами. Черный коридор – ходьба со скоростью 0,8 м/с на протезе; серый коридор – ходьба в норме; Min N – 25-й центиль; Max N – 75-й центиль; Me (norm) – медиана нормы

Значения показателей ходьбы на протезах бедра с одно- и четырехосным коленным модулем по крайним полученным значениям практически полностью совпадают. Соответственно, для получения параметров коридора «условной нормы» ходьбы на протезах бедра можно объединять показатели пациентов на протезах бедра с одно- и с четырехосными коленными модулями.

Сравнение коридоров нормы (данные, полученные в группе 2) и «условной нормы» (данные группы 1) представлены на рис. 2.

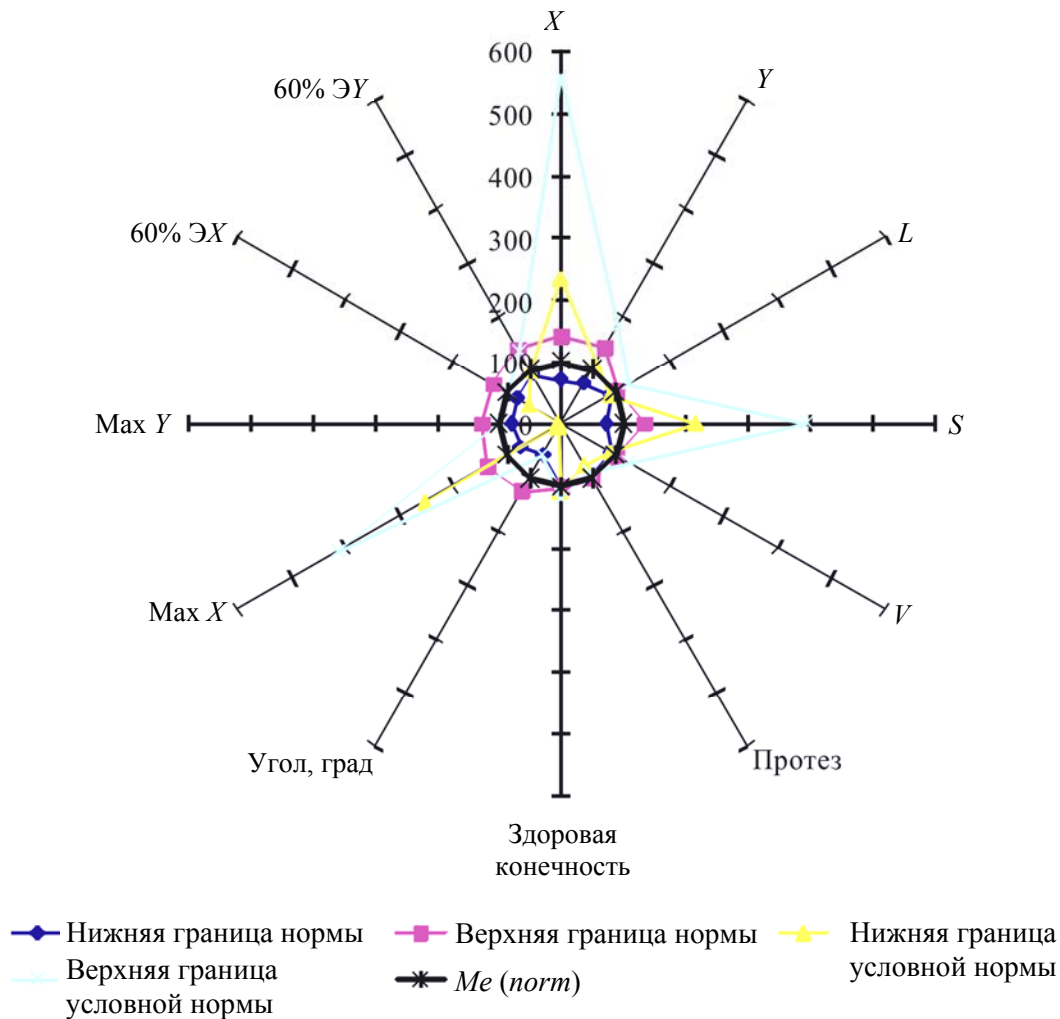


Рис. 3. Стабилометрия. Коридор нормы и коридор «условной нормы» биомеханических параметров стояния на протезе бедра. Данные по каждому параметру представлены в процентах от медианы нормы здоровых лиц. Коридор значений ограничен 25-м и 75-м центильными диапазонами. X – среднее положение центра давления относительно фронтальной плоскости; Y – среднее положение центра давления относительно сагиттальной плоскости; L – длина статокинезиограммы; S – площадь статокинезиограммы; V – средняя скорость колебаний центра давления; угол – среднее направление плоскости колебаний центра давления; $Max X$ – максимальная амплитуда колебаний центра давления относительно фронтальной плоскости; $Max Y$ – максимальная амплитуда колебаний центра давления относительно сагиттальной плоскости; $60\% ЭХ$ – «энергия спектра частот» – основная частота колебаний центра давления относительно фронтальной плоскости; $60\% ЭУ$ – «энергия спектра частот» – основная частота колебаний центра давления относительно сагиттальной плоскости; протез – нагрузка на протез; здоровая конечность – нагрузка на здоровую ногу

Сравнительная характеристика параметров стояния на протезах бедра с одно- и четырехосным коленным модулем показывает, что стабилметрические показатели по типу коленного модуля незначительно различаются по среднему положению центра давления относительно фронтальной плоскости и площади статокинезиограммы, поэтому авторами принято решение об объединении данных пациентов с вышеуказанными модулями.

На рис. 3 представлено графическое изображение стабилметрических показателей коридора «условной нормы» стояния на протезе нижней конечности и его сравнение с коридором показателей стабилметрии здоровых лиц.

Анализ результатов показывает, что в группе протезированных лиц максимальные отличия биомеханических показателей от нормы приходятся на среднее положение центра давления относительно фронтальной плоскости, площадь статокинезиограммы и максимальную амплитуду колебаний центра давления относительно фронтальной плоскости, т.е. во время обследования данные пациенты для удержания вертикальной позы совершают движения во фронтальной плоскости с выраженным диапазоном, что проявляется в увеличении площади статокинезиограммы.

Выводы

Определены как коридоры нормы биомеханических показателей стояния и ходьбы для здоровых людей, так и коридоры «условной нормы» стояния и ходьбы на экзопротезе нижней конечности.

Использование полученных нами данных при биомеханическом обследовании лиц с протезом бедра позволяет определить, в какой степени и по каким конкретным параметрам ходьба и стояние пациента выходят за пределы «условной нормы», а также при необходимости осуществить настройку протеза либо его замену.

Представленные данные могут быть использованы для оценки и настройки вновь разрабатываемых протезов конечностей или их составных модулей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Андриевская А.О., Рожков А.В. Медицинская подготовка и протезирование после ампутации бедра в верхней трети. – СПб., 1999. – 28 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. – С. 18–24.
3. Буйлова Т.В., Полякова А.Г., Смирнов Г.В., Рукина Н.Н., Дорофеева Г.И., Максимова Л.П. Способ оценки неадекватности двигательной нагрузки у больных с дегенеративно-дистрофическими заболеваниями нижних конечностей: пат. 2192783 Рос. Федерация, опубл. 20.11.2002.
4. 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.
5. Евсеева С.П., Курдыбайло С.Ф. Дозированная ходьба на протезах как средство коррекции ожирения. Физическая реабилитация инвалидов с поражением опорно-двигательной системы. – М.: Советский спорт, 2010. – С. 92–93.
6. Иващенко Е.Н. Социально-гигиенические аспекты инвалидности вследствие травм различных локализаций и потребность инвалидов в медико-социальной помощи: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 1994. – 21 с.
7. Игнатьев А.С., Финагин В.Г. Автоматизированная система мониторинга здоровья учащихся [Электронный ресурс]. – URL: www.library.merphi.ru. (дата обращения 05.12.2013).
8. Коновалова Н.Г. Клинико-биомеханическое и физиологическое обоснование коррекции ходьбы инвалидов на протезе голени посредством электростимуляции мышц: автореф. дис. ... канд. мед. наук. – М., 1987. – 19 с.

9. Косичкин М.М., Кузьмишин Л.Е., Полунина Л.В., Светогорова Т.Г. Методические подходы к проведению экспертно-реабилитационной функциональной диагностики // Медико-социальная экспертиза и реабилитация. – 1998. – № 3. – С. 36–38.
10. Лабутин Ю.М., Вологина М.М. Космические технологии для человека // Изобретательство. – 2001. – Т. 1, № 1. – С. 31–34.
11. Морейнис И.Ш. Теоретические обоснования биомеханики построения протезов и ортезов: автореф. дис. ... д-ра техн. наук. – М., 1994. – 48 с.
12. Питкин М.Р. Теория построения и практика синтеза антропоморфных протезов нижней конечности: автореф. дис. ... д-ра техн. наук. – СПб., 2006. – 40 с.
13. Питкин М.Р. Биомеханика построения протезов нижней конечности. – СПб.: Человек и здоровье, 2006. – 131 с.
14. Резников Ю.К. Об использовании в лечебной гимнастике кинестатической чувствительности при ограничениях двигательной активности больного // Научные основы физкультуры и спорта. – Саратов, 1970. – С. 469–471.
15. Рукина Н.Н., Воробьева О.В. Оценка биомеханических показателей различных групп ортопедических больных методом стабилометрии // Функциональная диагностика. – 2011. – № 1. – С. 70.
16. Смирнова Л.М. Биомеханические методы оценки результатов протезирования после ампутации нижних конечностей // Руководство по протезированию и ортезированию / под ред. А.Н. Кейера, А.В. Рожкова. – СПб., 1999. – С. 516–540.
17. Campbell D., Robertson S. The use of snowboard boot bindings in a hip disarticulation prosthesis // Prosthet. Orthot. Int. – 2002. – Vol. 26, No. 1. – P. 76–77.
18. Nietert M., Englisch N., Kreil P., Alba-Lopez G. Loads in hip disarticulation prostheses during normal daily use // Prosthet. Orthot. Int. – 1998. – Vol. 22, No. 3. – P. 199–215.
19. Spence W.D., Fowler N.K., Nicol A.C., Murray S.J. Reciprocating gait prosthesis for the bilateral hip disarticulation amputee // Proc. Inst. Mech. Eng. – 2001. – Vol. 215, No. 3. – P. 309–314.

BIOMECHANICAL SPECIFICS OF SUPPORT ABILITY AND GAIT IN PATIENTS WITH LOW EXTREMITY EXOPROSTHESIS

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

The aim of this research was to determine normal values for walking and standing in patients using a low extremity exoprosthesis. 26 patients used hip exoprosthesis with flexible knee module were examined in comparison with 100 healthy persons. Monocentric (monoaxial) knee module was in use in patients with body weight from 100 to 125 kg and low/moderate physical activity. Four-axial knee module was in use in patients with body weight less than 100 kg and moderate physical activity. The biomechanical examination protocol for both groups was the same and included registration of several gait and standing parameters. Biomechanical methods included podography, stabilometry, and support ability assessment. Firstly, the optimal speed of walking was determined for patients with monoaxial and multiaxial prosthesis. Then, biomechanical parameters of walking and standing in patients with exoprosthesis and healthy subjects were analyzed comparatively and relative normal values were calculated. For the test-retest reliability assessment each patient was examined 10 times with 1–2 min rest intervals. The received data are useful for the quality of new prosthesis or its modules assessment.

Key words: exoprosthesis of low extremity, flexible knee module, podography, stabilometry, biomechanics.

Получено 4 марта 2014