

# МЕДИЦИНСКИЕ И БИОЛОГИЧЕСКИЕ ИЗМЕРЕНИЯ

УДК 681.51:616-77

DOI 10.21685/2307-5538-2018-1-9

*Г. А. Солодимова, А. Н. Спиркин*

## ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА БИОНИЧЕСКОГО ПРОТЕЗА НИЖНЕЙ КОНЕЧНОСТИ

*G. A. Solodimova, A. N. Spirkin*

### THE INFORMATION-MEASURING SYSTEM BIONIC PROSTHESIS OF THE LOWER LIMB

**А н н о т а ц и я. Актуальность и цели.** Объектом исследования являются бионические протезы нижних конечностей, максимально приближенные по конструкции к ампутированной конечности, для управления которыми используются биоэлектрические сигналы, возникающие в мышечных клетках и считываемые с мышц культи. Предметом исследования являются методы и алгоритмы управления протезом нижней конечности. Целью работы является разработка информационно-измерительной системы для управления бионическими протезами нижних конечностей, позволяющей распознавать сигналы мышечной активности и адаптироваться под конкретного пациента. **Материалы и методы.** Для решения поставленных задач в работе использовались методы структурного и функционального анализа, основных положений теории автоматического управления. **Результаты.** Предложена структурная схема системы управления бионическим протезом, отличающаяся простотой настройки, повышенной надежностью, удобством использования. **Выводы.** Использование предложенной системы в отечественных протезах позволит максимально заменить утраченную в результате ампутации конечность при значительно меньших по сравнению с зарубежными образцами затратах.

**A b s t r a c t. Background.** The object of the study are bionic prostheses of the lower limbs, as close to the design as possible to the amputated limb, for the control of which bioelectric signals appearing in muscle cells and read from the stump muscles are used. The subject of the study are methods and algorithms for controlling the prosthesis of the lower limb. The aim of the work is the development of an information and measurement system for the control of bionic prostheses of the lower extremities, which makes it possible to recognize the signals of muscle activity and to adapt to the specific patient. **Materials and methods.** To solve the set tasks, the methods of structural and functional analysis, the main provisions of the theory of automatic control, were used in the work. **Results.** A block diagram of the bionic prosthesis control system is proposed, which is characterized by simplicity of adjustment, increased reliability, convenience of use. **Conclusions.** The use of the proposed system in domestic prostheses with will make it possible to replace the lost extremity lost as a result of amputation with significantly lower costs compared to foreign samples.

**К л ю ч е в ы е с л о в а:** ампутация, бионический протез, электрод, электромиография, акселерометр, датчик угла поворота, беспроводное управление, радиотрансивер.

**К e y w o r d s:** amputation, bionic prosthesis, electrode, electromyography, accelerometer, angle sensor, wireless control, radio transceiver.

Ни одно общество не может избежать такого социального явления, как инвалидность. Ежегодно только в России признаются инвалидами свыше 1 млн человек, причем больше половины из них – это люди с ампутированными конечностями. Согласно статистическим данным, наиболее часто люди теряют ноги. К числу причин, приводящих к ампутации нижних конечностей, следует отнести военные конфликты, дорожный и производственный травматизм, стихийные бедствия и техногенные катастрофы, также такие заболевания, как облитерирующие поражения сосудов, атеросклероз и сахарный диабет.

Практически до конца XX в. все изобретения в области протезирования были механического характера. Основными проблемами механических протезов были отсутствие какой-либо связи с организмом, негибкость и недолговечность. Протезы, заменяющие ампутированную конечность, не могли функционировать как полноценный их прототип – это всего лишь суррогат, заменяющий активные части тела, но неспособный приблизиться по возможностям к естественному аналогу. Это и есть главный минус протезов – их «внешний» характер и низкая функциональность. Все, что остается делать их обладателю, это использовать их как элемент гардероба, который со временем изнашивается и становится непригодным к дальнейшей эксплуатации.

В последние годы в сфере протезирования появилось такое направление, как «биомехатроника», которое представляет собой соединение робототехники и нервных клеток человека. Задачей научных исследований в этом направлении является разработка искусственных конечностей (бионических протезов), которыми можно будет управлять лишь силой мысли, а функциональность будет повторять заменяемую конечность человека с максимальной точностью. Бионические протезы ног – это модели со встроенными микропроцессорами, которые можно программировать для более естественной ходьбы и других движений. Сегодня на Западе существует целая индустрия [1], создающая протезы, которые позволяют человеку, потерявшему конечность, оставаться полноценным членом общества.

Отечественная реабилитационная техника предлагает, как правило, только косметические протезы, представляющие собой анатомические муляжи, которые не обеспечивают должного уровня реабилитационного эффекта. Стоимость зарубежных образцов бионических протезов слишком высока для отечественного потребителя. Таким образом, разработка отечественных протезов нижних конечностей с адаптивными информационно-измерительными системами управления является актуальной задачей, решение которой позволит улучшить качество функционирования протезов и значительно снизить их стоимость.

Протезы нижних конечностей должны обеспечивать выполнение двух базовых функций: функцию опоры (пациента на протез) и функцию крепления (протеза к телу пациента). За выполнение первой функции отвечает вся конструкция протеза, в том числе и культеприемная гильза, а за выполнение второй – система крепления, являющаяся частью культеприемной гильзы. Помимо этих функций, протезы нижних конечностей должны обеспечивать устойчивость во время стояния и во время движения (статическую и динамическую устойчивость соответственно), адекватную динамичность (подвижность его составных частей относительно друг друга), конструктивную (механическую) прочность, надежность и долговечность и косметичность (восполнение эстетических потерь из-за ампутации). По внешнему виду протез должен быть похож на здоровую конечность, а ходьба на нем по кинематическому рисунку должна (по возможности) приближаться к ходьбе здорового человека и не должна быть излишне утомительной [2, 3].

Ходьба является одним из основных и естественных видов перемещения тела человека в пространстве [4]. Она представляет собой сложное, разновременное симметричное, циклическое движение, связанное с отталкиванием тела от опорной поверхности и перемещением его в пространстве. Последовательность положения конечности взрослого человека при ходьбе показана на рис. 1. При ходьбе тело поочередно опирается то на правую, то на левую ногу. Акт ходьбы отличается точной повторяемостью отдельных его компонентов, т.е. каждый из них представляет точную копию в предыдущем шаге. В акте ходьбы деятельное участие принимают также верхние конечности человека: при выносе вперед правой ноги правая рука движется назад, а левая – выносится вперед, т.е. руки и ноги человека при ходьбе совершают движения в противоположных направлениях.

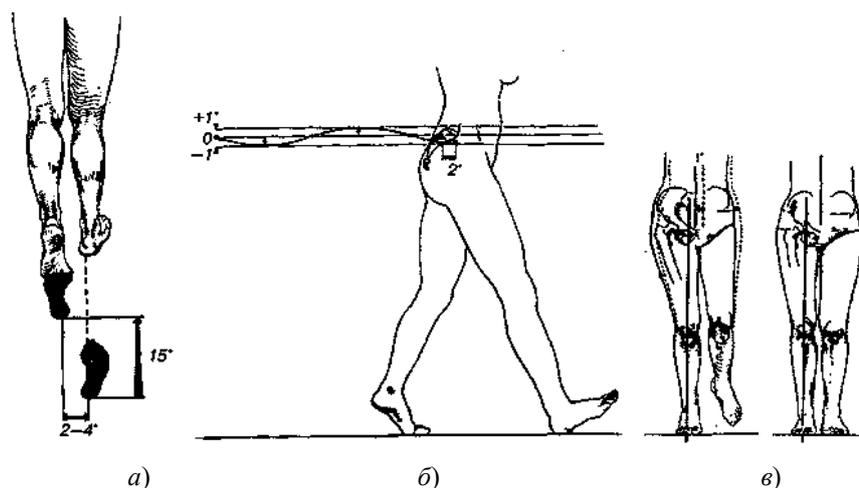


Рис. 1. Ходьба в норме: *a* – ширина и длина шага; *б* – отклонение центра тяжести во время ходьбы по вертикальной оси на 5 см; *в* – отклонение центра тяжести в сторону на 2,5 см

Движение отдельных звеньев свободной ноги (бедро, голени и стопы) определяется не только сокращением мышц, но и инерцией. Чем ближе звено к туловищу, тем меньше его инерция и тем раньше оно может последовать за туловищем. Так, бедро свободной ноги перемещается вперед раньше всего, поскольку оно ближе всего к тазу. Голень, будучи дальше от таза, отстает, что ведет к сгибанию ноги в колене. Точно также отставание стопы от голени вызывает сгибание в голеностопном суставе (рис. 1, *б*).

Основным элементом ходьбы является шаг. Наименьшее время, прошедшее от данного положения до его повторения, является временем цикла. При ходьбе время цикла называют также «временем двойного шага»: каждая нога в своем циклическом движении находится либо на опоре, либо переносится на новое место опоры. Типичный цикл ходьбы схематично приведен на рис. 2. В каждом шаге, совершаемом правой и левой ногой, различают период опоры и период переноса. Наиболее характерной особенностью ходьбы является опорное положение одной ноги (период одиночной опоры) или двух ног (период двойной опоры). Как период опоры, так и период переноса может быть разделен на две основные фазы, а именно: период опоры – на фазы переднего толчка и заднего толчка, разделенные моментом вертикали; переноса – фазы заднего шага и переднего шага, между которыми также находится момент вертикали [4].

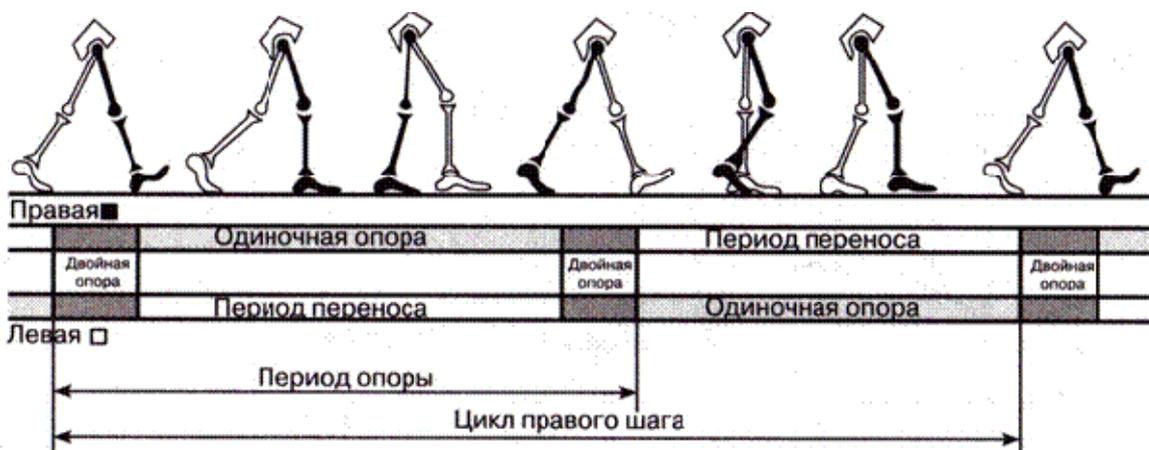
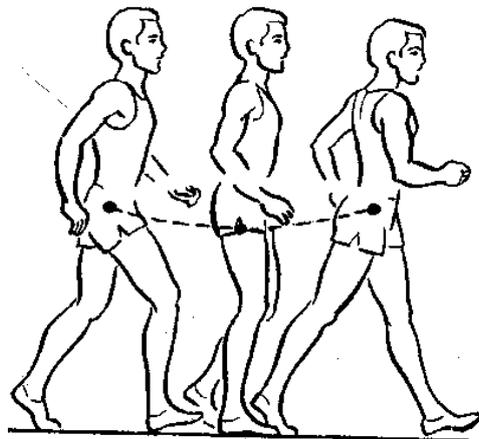


Рис. 2. Типичный цикл ходьбы человека

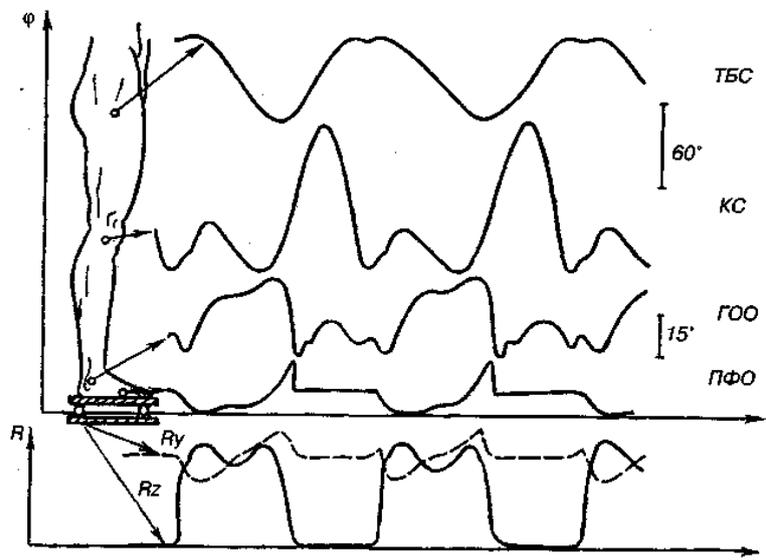
При ходьбе в среднем темпе фаза опоры длится примерно 60 % от цикла двойного шага, фаза переноса – примерно 40 %. Началом цикла ходьбы принято считать момент контакта

пятки правой ноги с опорой. В норме приземление пятки осуществляется на ее наружный отдел. С этого момента правая нога считается опорной. Иначе эту фазу ходьбы называют передний толчок – результат взаимодействия силы тяжести движущегося человека с опорой. Следующая фаза ходьбы – опора на всю стопу. Вес тела распределяется на передний и задний отдел опорной стопы. Другая, в данном случае – левая, нога сохраняет контакт с опорой. Примерно через 65 % времени двойного шага, в конце интервала опоры, происходит отталкивание тела вперед и вверх за счет активного подошвенного сгибания стопы – реализуется задний толчок. Центр масс перемещается вперед в результате активного сокращения мышц. Следующая стадия (фаза переноса) характеризуется отрывом ноги и перемещением центра масс под влиянием силы инерции. Цикл ходьбы завершается моментом контакта пятки с опорой [5].

Размер шага в среднем составляет 66 см, при спокойной ходьбе продолжительность его – около 0,6 с. В биомеханике принято измерять межзвенные углы человека между продольными осями смежных сегментов конечности.



а)



б)

Рис. 3. Перемещение ОЦТ тела при обычной ходьбе (а). Графики межзвенных углов и опорных реакций при ходьбе в норме:  $R_z$ ,  $R_y$  – вертикальная и продольная компоненты опорной реакции (б)

На рис. 3,б приведены графики межзвенных углов в тазобедренном суставе (ТБС), коленном (КС), голеностопном (ГСС) и плюснефаланговом (ПФС) при ходьбе в норме. Характерной особенностью графиков этих углов (ангулограмм) является довольно стабильная периодичность. У разных людей меняются только продолжительность периода и диапазон

изменений угла (амплитуда). В норме эти амплитуды составляют: в ТБС 26–30°; в КС в опорный период шага – 12–15°; в переносный период – 55–62°; в ГСС подошвенное сгибание равно 17–20°; тыльное – 8–10°. В ПФС при опоре сначала идет выпрямление до 0°, а при заднем толчке (от заднего толчка опорной ноги тело устремляется вперед) в ПФС снова происходит сгибание до 10–12°. Помимо мышц нижних конечностей, при ходьбе включаются в динамическую работу почти все мышцы туловища, шеи и верхних конечностей [4, 6].

При ходьбе человек взаимодействует с опорной поверхностью, при этом возникают силовые факторы, называемые главным вектором и главным моментом сил реакции опоры. Типичные графики вертикальной и продольной составляющих главного вектора опорной реакции при ходьбе в произвольном темпе в норме представлены на рис. 3, в. Для графика вертикальной составляющей главного вектора опорной реакции характерно наличие двух вершин, соответствующих переднему (опора на пятку) и заднему (отталкивание передним отделом стопы) толчкам. Амплитуды этих вершин превышают вес человека  $P$  и достигают 1,1–1,25 $P$ . Продольная составляющая главного вектора сил реакции опор имеет тоже две вершины разных знаков: первая, соответствующая переднему толчку, направлена вперед; вторая, соответствующая заднему толчку, направлена назад. Максимумы продольной составляющей главного вектора опорной реакции достигают 0,25 $P$ . Есть еще одна составляющая главного вектора опорной реакции – поперечная. Она возникает при переступании с одной ноги на другую и ее максимум достигает 8–10 % от веса человека [7].

Основной механизм, определяющий эффективность ходьбы, – это перемещение общего центра тяжести тела (ОЦТ). ОЦТ при ходьбе (рис. 3, а) наряду с поступательными движениями (вперед) совершает еще движения боковые и в вертикальном направлении. В последнем случае размах (вверх и вниз) достигает величины 4 см (у взрослого человека), при этом туловище опускается больше всего именно тогда, когда одна нога опирается всей подошвой, а другая вынесена вперед. Боковые движения (качания в стороны) центра тяжести доходят до 2 см. Колебания ОЦТ в стороны связаны с перемещением на опорную ногу всей массы тела, благодаря чему траектория ОЦТ проходит непосредственно над площадью опоры. Чем ходьба быстрее, тем эти колебательные движения меньше, что объясняется влиянием инерции тела. Перемещение ОЦТ представляет собой типичный синусоидальный процесс с частотой, соответствующей двойному шагу в медиолатеральном направлении, и с удвоенной частотой в переднезаднем и вертикальном направлении.

Ходьбу в биомеханике принято рассматривать с позиции модели прямого и обратного маятника, при этом тело и сегменты конечностей представляют как систему физических маятников (рис. 4). Известно, что маятник имеет максимум потенциальной энергии  $E_p$  в высшей точке и превращает ее в кинетическую  $E_k$ , отклоняясь вниз. При этом некоторая часть энергии расходуется на трение. Во время ходьбы, уже в самом начале периода опоры, как только ОЦТ начинает подниматься, кинетическая энергия движения превращается в потенциальную, и наоборот, переходит в кинетическую, когда ОЦТ опускается (рис. 5) [8, 9].

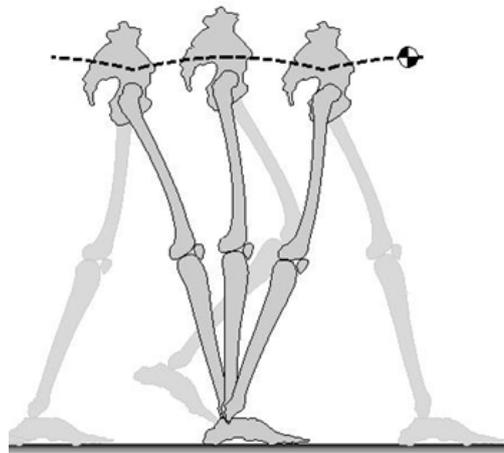


Рис. 4. Анализ процесса ходьбы с позиции теории перевернутого маятника

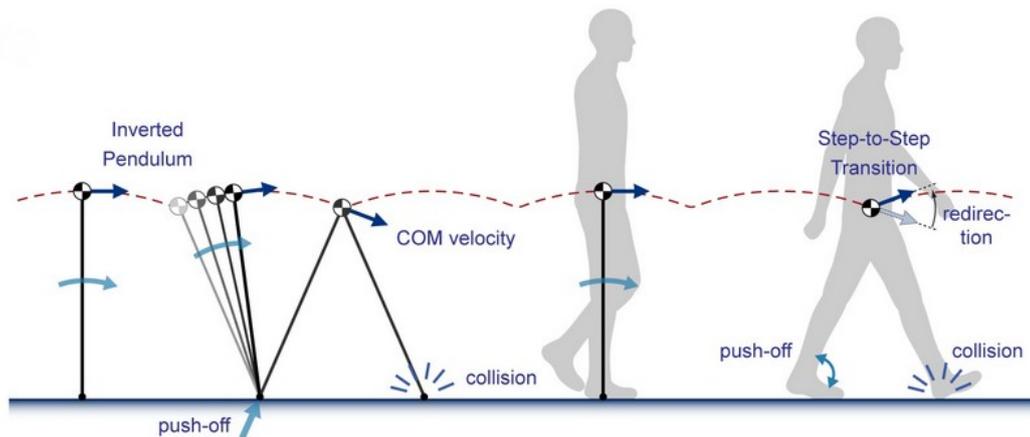


Рис. 5. Траектория движения ОЦМ человека при ходьбе

Мышцы должны постоянно компенсировать потерю энергии, которая составляет около 35 %. Мышцы включаются для перемещения центра масс из нижнего положения в верхнее, восполняя утраченную энергию. Эффективность ходьбы связана с минимизацией вертикального перемещения общего центра масс. Однако увеличение энергетике ходьбы неразрывно связано с увеличением амплитуды вертикальных перемещений, т.е. при увеличении скорости ходьбы и длины шага неизбежно увеличивается вертикальная составляющая перемещения центра масс. На протяжении опорной фазы шага наблюдаются постоянные компенсирующие движения, которые минимизируют вертикальные перемещения и обеспечивают плавность ходьбы (рис. 6).

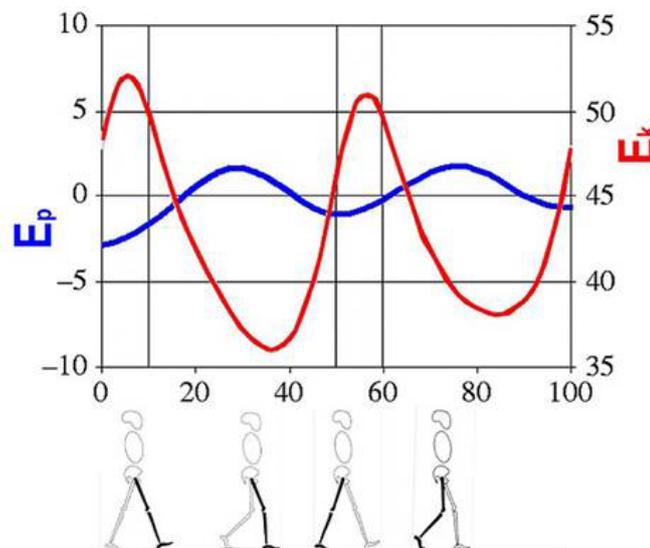


Рис. 6. Изменение энергии в процессе ходьбы

Анализ функций опорно-двигательного аппарата человека и процессов, протекающих при ходьбе [3, 10], позволил определить требования к конструкции и системе управления бионическим протезом:

- конструкция протеза должна быть изготовлена по блочно-модульному принципу с целью унификации протезов, так как уровни ампутации могут быть различны;
- протез должен обеспечивать как поступательное, так и вращательное движение в области лодыжки и колена;
- протез должен обеспечивать процесс преобразования потенциальной энергии в кинетическую, т.е. система управления протезом должна обеспечивать различие фаз переноса и опоры;

– система должна обеспечивать распознавание электромиографических сигналов с целью выделения двигательной активности мотонейронов.

В работе предлагается информационно-измерительная система (ИИС) управления бионическим протезом для трансфеморальной ампутации нижней конечности, т.е. при ампутации ноги выше колена. Структурная схема предлагаемой системы представлена на рис. 7. Система содержит канал распознавания биоэлектрической активности мотонейронов, канал контроля ускорения бедра, каналы контроля состояния колена и лодыжки, каналы выявления фазы опоры и переноса, а также беспроводной блок управления протезом для организации обратной связи системы управления протезом с человеком. В состав канала распознавания биоэлектрической активности входят электроды ЭМГ, нормирующий усилитель НУ, полосовой фильтр ПФ, аналого-цифровой преобразователь АЦП1. В состав канала контроля ускорения бедра входит датчик ускорения (акселерометр) ДУ, интегратор И, АЦП2. В состав каналов контроля угла колена и лодыжки входят соответственно датчик угла колена ДУК, датчик угла лодыжки ДУЛ, преобразователи сопротивления в напряжение для колена ПСНК и для лодыжки ПСНЛ и АЦП3 и АЦП4. В состав каналов контроля касания пятки и носка входят соответственно датчик касания носка ДКН, датчик касания пятки ДКП, преобразователи сопротивления в напряжение для носка ПСНН, для пятки ПСНП, а также АЦП5 и АЦП6.

Для ручного управления или корректировки движения протеза в системе используется беспроводной блок управления, в состав которого входят пульт управления ПУ, микроконтроллер МК, графический дисплей ГД, радиотрансивер РТ1. Сигналы с АЦП поступают на центральное процессорное устройство ЦПУ, которое служит для обработки информации и создания команд для управления исполнительными механизмами. Для управления электродвигателем ЭДК и редуктором РК колена, а также электродвигателем ЭДЛ и редуктором РЛ лодыжки используются соответствующие контроллеры КЭДК и КЭДЛ.

Схема расположения датчиков и конструкция бионического протеза приведены на рис. 8.

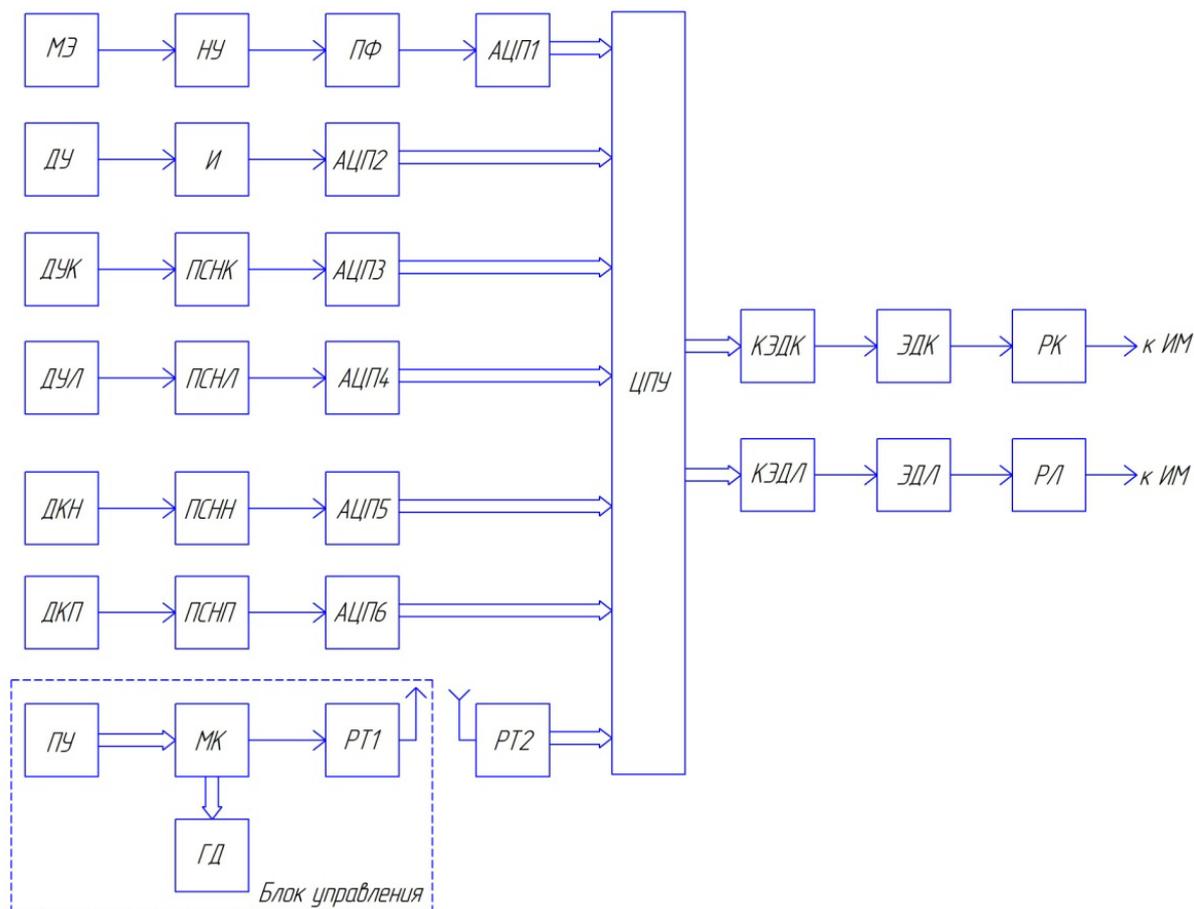


Рис. 7. Структурная схема управления бионическим протезом

Система работает следующим образом. Активный АЭ, пассивный ПЭ и индифферентный ИЭ электроды расположены в местах расположения мотонейронов (двигательных единиц). В момент возникновения намерения движения на электродах регистрируется биоэлектрическая активность, проявляющаяся ростом амплитуды сигнала ЭМГ. Сигнал ЭМГ усиливается усилителем НУ. Усиленный сигнал поступает на ПФ, полоса пропускания которого соответствует диапазону изменения сигнала ЭМГ. Далее сигнал оцифровывается с помощью АЦП и поступает для дальнейшей обработки на ЦПУ.

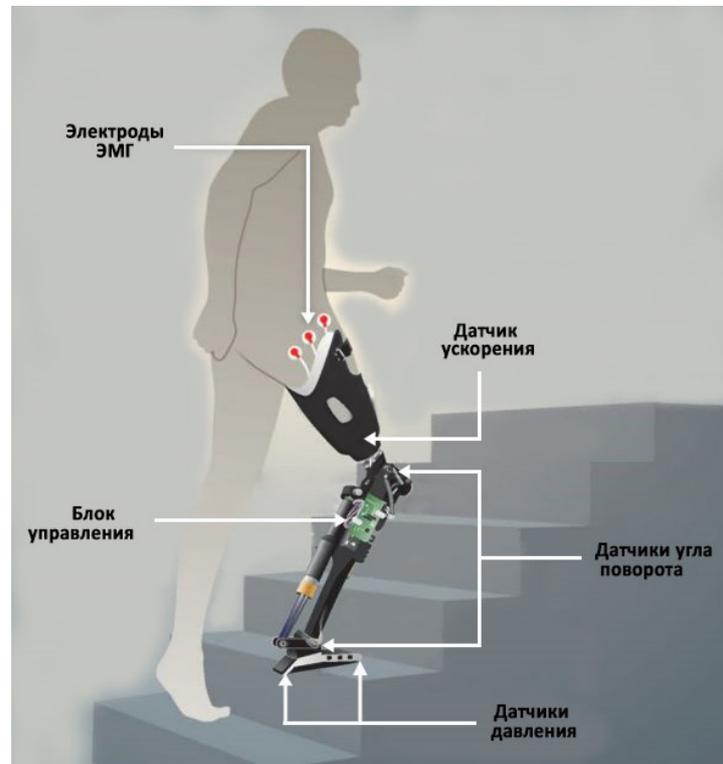


Рис. 8. Схема расположения датчиков

ДУ расположен на оставшейся части мышцы бедра. Сигнал с ДУ (акселерометра) поступает на интегратор, выходной сигнал которого пропорционален углу вращения бедра в сагиттальной плоскости (плоскости, делящей тело человека на левую и правую половину). Выходной сигнал блока интеграторов оцифровывается с помощью АЦП и поступает в ЦПУ.

Датчики угла вращения соответственно колена и лодыжки целесообразно реализовать с помощью потенциометрических датчиков угла, позволяющих преобразовать угол вращения колена (лодыжки) в напряжение. Далее напряжение, пропорциональное углу вращения колена (лодыжки), поступает на АЦП.

Датчики касания носка и пятки предназначены для определения фазы опоры и переноса и выполнены на основе тензометрических датчиков давления, выходной сигнал которых преобразовывается в сопротивление и далее оцифровывается АЦП.

ЦПУ принимает поступившие с АЦП сигналы, обрабатывает их и подает необходимые команды на исполнительные механизмы протеза, в результате чего выполняется определенная последовательность операций – поднятие протеза, его сгибание и выпрямление.

Предложенная система управления сочетает командное и автоматизированное управление, при этом приоритетной задачей является безопасность пользователя. Такое решение дает пользователю возможность не «задумываться» над тем, как выполнить движение, но в то же время дает возможность непосредственно влиять на параметры функционирования своей бионической интеллектуальной конечности. Наличие датчиков в системе управления позволит реагировать на внешние раздражители подобно человеку: противодействовать приложенной нагрузке, уменьшать вибрации, изменять форму и увеличивать плавность и естественность

передвижения. А создание отечественного бионического протеза с управлением на основе предложенной ИИС позволит приблизить ходьбу на протезе к естественному стереотипу движения при оптимальных энергозатратах ампутанта.

### *Библиографический список*

1. Каталог продукции / разработчик и изготовитель Otto Bock Service Russia. – М., 2017. – URL: <http://www.ottobock.ru/> (дата обращения 30.10.2017).
2. Витензон, А. С. От естественного к искусственному управлению локомоцией / А. С. Витензон, К. А. Петрушанская. – М., 2003. – 448 с.
3. Perry, J. Gait Analysis: Normal and Pathological Function / J. Perry. – New Jersey : Slack Incorporated, 1992. – Chapter 4. – P. 55–57.
4. Дубровский, В. И. Биомеханика : учебник / В. И. Дубровский, В. Н. Федорова. – М. : ВЛАДОС-ПРЕСС, 2003. – 672 с.
5. Белецкий, В. В. Двухногая ходьба. Модельные задачи динамики и управления / В. В. Белецкий. – М. : Наука, 1982.
6. Формальский, А. М. Перемещение антропоморфных механизмов / А. М. Формальский. – М. : Наука, 1982. – 366 с.
7. Uustal, H. Essential Physical Medicine and Rehabilitation / H. Uustal, G. Cooper. – New Jersey : Humana Press, 2006.
8. Farry, K. A. Myoelectric teleoperation of a complex robotic hand / K. A. Farry // IEEE Transactions on Robotics and Automation. – 1996. – Vol. 12, № 5. – P. 775–788.
9. Kuo, A. D. Energetic consequences of walking like an inverted pendulum: Step-to-step transitions / A. D. Kuo, J. M. Donelan, A. Ruina // Exerc. Sport Sci. Rev. – 2005. – Vol. 33, № 2. – P. 88–97.
10. Au, S. K. Powered Ankle-Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy / S. K. Au, J. Webber, H. Herr // IEEE Trans. on Robotics. – 2009. – Vol. 25. – P. 55–66.

#### ***Солодимова Галина Анатольевна***

кандидат технических наук, доцент,  
кафедра информационно-измерительной  
техники и метрологии,  
Пензенский государственный университет  
(Россия, г. Пенза, ул. Красная, 40)  
E-mail: [solodimova@mail.ru](mailto:solodimova@mail.ru)

#### ***Solodimova Galina Anatol'evna***

candidate of technical sciences, associate professor,  
sub-department of information-measuring  
technique and metrology,  
Penza State University  
(40 Krasnaya street, Penza, Russia)

#### ***Спиркин Андрей Николаевич***

магистрант,  
Пензенский государственный  
технологический университет  
(Россия, г. Пенза, пр. Байдукова/  
ул. Гагарина, 1а/11)  
E-mail: [Rakahanga10160@yandex.ru](mailto:Rakahanga10160@yandex.ru)

#### ***Spirkin Andrey Nikolaevich***

master degree student,  
Penza State Technological University  
(1a/11 Baydukova avenue / Gagarin street,  
Penza, Russia)

УДК 681.51:616-77

**Солодимова, Г. А.**

**Информационно-измерительная система бионического протеза нижней конечности /**  
Г. А. Солодимова, А. Н. Спиркин // Измерение. Мониторинг. Управление. Контроль. – 2018. – № 1 (23). –  
С. 57–65. DOI 10.21685/2307-5538-2018-1-9.