

ОСОБЕННОСТИ МЕХАНИКИ РАБОЧЕГО ПРОТОТИПА РЕАБИЛИТАЦИОННОГО ЭКЗОСКЕЛЕТА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ

В.К. Давыдов, магистрант

Балтийский государственный технический университет «ВОЕНМЕХ»
им. Д.Ф. Устинова
(Россия, г. Санкт-Петербург)

DOI:10.24412/2500-1000-2023-4-1-77-82

Аннотация. В работе был составлен и описан минимальный набор необходимых режимов реабилитации для нижних конечностей с применением реабилитационного экзоскелета. Применены эти режимы реабилитации к рабочему прототипу экзоскелета нижних конечностей и описаны формулы ПИД регулятора и скорости приводов. Были описаны способы предотвращающие травмы и разрыв мышц пациента, проходящего реабилитацию в экзоскелете с помощью гироскопа и акселерометра, датчиков тока и отслеживания времени выполнения движений экзоскелета. Для гироскопа и акселерометра в работе указываются формулы используемые при традиционном методе вычисления значений, по значениям получаемым с инерциальных датчиков. Описаны фильтр Калмана, позволяющий сглаживать сигналы гироскопа и акселерометра, и комплементарный фильтр корректирующий углы, вычисленные по гироскопу, по значению углов, вычисленных по акселерометру. Все описанные режимы реабилитации и способы предотвращения травм позволяют использовать рабочий прототип экзоскелета нижних конечностей по назначению без возможности причинить вред пациенту.

Ключевые слова: экзоскелет; реабилитация; прототип; пациент; режим.

Экзоскелет (от греч. ἔξω – внешний и σκελετός – скелет) – устройство, предназначенное для увеличения возможностей человека за счёт внешнего каркаса (собственно, экзоскелета или костюма – suit). Такое устройство может использоваться не только для увеличения возможностей здорового человека, но и для помощи больным с нарушениями опорно-двигательного аппарата [1].

В мире сегодня насчитываются десятки миллионов больных с повреждениями опорно-двигательного аппарата. В ряде случаев применение реабилитационных мероприятий с помощью специальных тренажеров позволяет восстановить функцию ходьбы пациента, однако так происходит далеко не всегда. Один из способов, позволяющих вернуть пациента к активной жизни, основан на применении реабилитационных экзоскелетов нижних конечностей, позволяющих пациенту осуществлять сложные виды движения, такие как подъем ноги, вертикализация, приседания,

ходьба и другие [2]. Данный способ реабилитации является самым эффективным. Человек в экзоскелете находится в стоячем состоянии, что улучшает кровоток во всем теле, укрепляются мышцы спины, происходит повышение плотности костей, уменьшение жировой ткани, улучшение функционирования пищеварительной системы, уменьшение спастичности, а также идёт поддержание равновесия. Кроме того, экзоскелет выполняет функцию не только медицинской, но и социальной, эмоциональной реабилитации людей с нарушениями опорно-двигательного аппарата.

В данной работе будет описание режимов реабилитации и способ обеспечения неразрыва мышц на основе разработанного прототипа реабилитационного экзоскелета нижних конечностей.

Описание режимов реабилитации

Прототип реабилитационного экзоскелета нижних конечностей представлен на рисунке 1.



Рис. 1. Прототип реабилитационного экзоскелета нижних конечностей

В данном прототипе реабилитационного экзоскелета нижних конечностей установлено четыре привода, один привод в правом бедре, один привод в левом бедре, один привод в правом колене и один привод в левом колене.

Проанализировав существующие аналоги реабилитационных экзоскелетов нижних конечностей, можно сделать вывод о минимальном наборе необходимых режимов реабилитации. К ним относятся:

- подъем;
- посадка;
- ходьба;
- ходьба на месте.

Так же был составлен минимальный набор настроек для режимов. К ним относятся:

- возможность задавать разную скорость для всех режимов экзоскелета;
- возможность запуска одного из нескольких заранее записанных алгоритмов ходьбы, отличающихся длиной и высотой шага;

- возможность менять задержки между шагами во время ходьбы и ходьбы на месте экзоскелета.

Подъем и посадка прототипа реабилитационного экзоскелета происходят по одинаковым алгоритмам, только меняя направление вращения приводов. Подъем экзоскелета происходит из положения сидя. В этом положении туловище и голень находятся под углом 90° относительно бедра. При подъеме, бедра экзоскелета вращаются в противоположные стороны относительно вращений голени. Подъем продолжается до тех пор, пока бедра и голени экзоскелета не достигнут необходимых значений. Бедра и голени экзоскелета сгибаются на 90° . Посадка происходит аналогичным способом. Синхронизация происходит сразу между всеми четырьмя приводами под управлением ПИД регуляторов. Для поддержания заданной скорости так же используются ПИД регуляторы. Все это позволяет реализовать плавный подъем и посадку без перекосов между ногами экзоскелета.

Обобщенный вид ПИД регулятора:

$$u(t) = P + I + D = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t) dt + K_d \frac{de(t)}{dt}, \quad (1)$$

где: $u(t)$ – управляющее воздействие;
 P – пропорциональная составляющая;
 I – интегральная составляющая;
 D – дифференциальная составляющая;
 $e(t)$ – текущая ошибка;
 K_p – пропорциональный коэффициент;
 K_i – интегральный коэффициент;
 K_d – дифференциальный коэффициент.
 Обобщенный вид формулы скорости привода:

$$v_m = (v + ut \pm u) * j + (v_{save} \mp u_{leg}) * i, \quad (2)$$

где: v_m – скорость привода;
 v – заданная скорость;
 ut – управляющее воздействие, зависящее от времени;
 u – управляющее воздействие, зависящее от разности между коленными или бедренными суставами;
 $v_{save} = v_m$;
 u_{leg} – управляющее воздействие, зависящее от разности между правым коленным суставом и правым бедренным суставом или левым коленным суставом и левым бедренным суставом;
 j и i – множители принимающие значения 0 или 1, в зависимости от того, что требуется синхронизировать.

Режим ходьбы является самым сложным режимом в реализации в связи с тем, что характеристики и параметры кинематики в общем случае субъективны для каждого человека в отдельности, но качественный характер все же сохраняется, и примерно имеют следующие значения:

- размер шага взрослого человека в среднем принимается за 60-66 см, при спокойной ходьбе, продолжительность его 0.6 секунд;
- угол тазобедренного сустава: 26° - 30° ;
- угол коленного сустава в опорный период шага: 12° - 15° ;

- угол коленного сустава в переносный период: 55° - 62° ;

- отклонение центра тяжести во время ходьбы от вертикальной оси до 5 см;

- максимальное отклонение туловища во время ходьбы: 12° - 18° .

На рисунке 2 продемонстрирована упрощенная схема человеческой походки по прямой поверхности. На нем отмечены основные положения фаз положений конечностей. Рассматриваемая схема берет свое начало и заканчивается на моменте соприкосновения поверхности пятки одной и той же ноги.

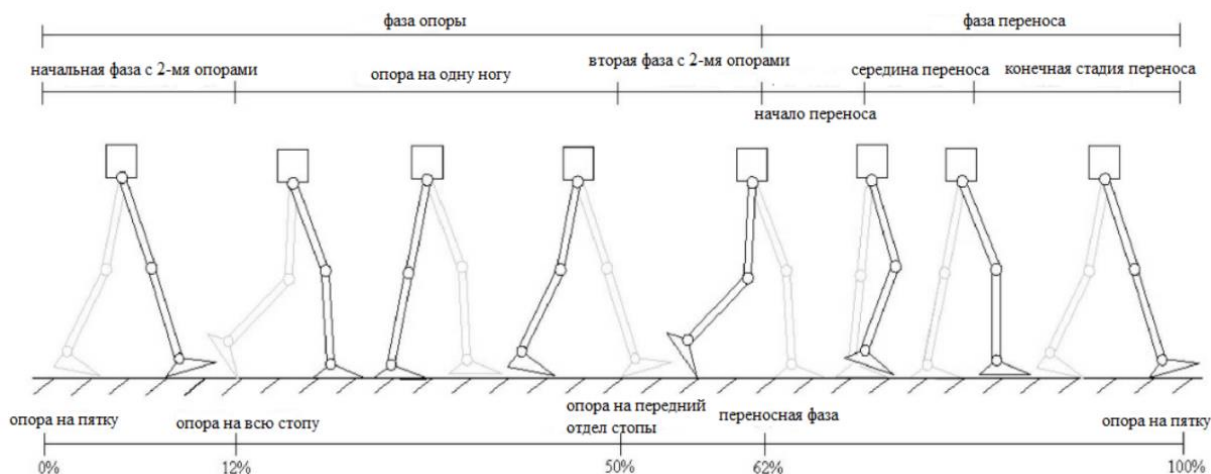


Рис. 2. Упрощенная схема человеческой походки по прямой поверхности

Так как походка каждого человека индивидуальна, а также пациенты, проходящие курс реабилитации имеют разную степень тяжести нарушения опорно-двигательного аппарата, то оптимальным решением является разработка нескольких алгоритмов ходьбы с разной длиной и высотой шага. Осуществляется это с помощью заранее прописанных углов сгибания

и разгибания коленных и бедренных суставов в экзоскелете. Синхронизация приводов и поддержание заданной скорости происходит с помощью ПИД регуляторов. Скорости приводов описываются упрощенными формулами получаемых из формулы (2).

Система уравнений, описывающая кинематическую модель ноги, выглядит так:

$$\begin{cases} x_A = x_0 + l_2 \sin(q_1 + q_2) + l_1 \sin q_1 \\ y_A = y_0 - l_1 \cos(q_1) - l_2 \cos(q_1 + q_2) \end{cases} \quad (3)$$

На рисунке 3 представлена кинематическая модель ноги.

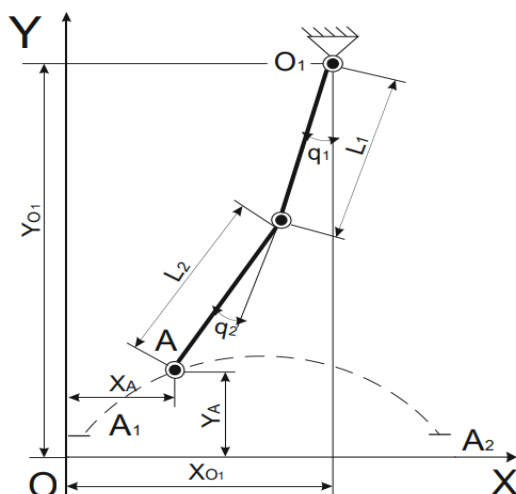


Рис. 3. Кинематическая модель ноги

Ходьба на месте представляет собой поочередное сгибание и разгибание ног в вертикальном положении без переноса экзоскелета в пространстве. Осуществляется это с помощью заранее прописанных углов

сгибания и разгибания коленных и бедренных суставов в экзоскелете. Синхронизация приводов и поддержание заданной скорости происходит с помощью ПИД регуляторов. Скорости приводов описыва-

ются упрощенными формулами получаемых из формулы (2).

Обеспечение не разрыва мышц

Важной задачей экзоскелета является обеспечение не разрыва мышц во время прохождения пациентом реабилитации. Представленный прототип реабилитационного экзоскелета нижних конечностей имеет возможность аварийного отключения и защиту от спастики.

Аварийным случаем является, если по каким-либо причинам экзоскелет потерял

равновесие и начал падение. В этом случае все приводы останавливаются, чтобы не нанести травмы пациенту. Отслеживание экзоскелета в пространстве происходит с помощью гироскопа и акселерометра. Для сглаживания их сигналов был применен простой фильтр Калмана, а также комбинированный фильтр, так как работа каждого из сенсоров по отдельности не может решить задачу.

Упрощенный фильтр Калмана представлен формулой:

$$M_n = k * A_n + (1 - k) * M_{n-1}, \quad (4)$$

где: M_n – результирующее значение текущего вычисления;

k – коэффициент стабилизации;

A_n – исходное значение текущего измерения;

M_{n-1} – результирующее значение предыдущего вычисления.

Вычисление углов тангажа и крена по акселерометру происходит по формулам:

$$a_{\text{танг_акс}} = \arctg\left(\frac{F_x}{\sqrt{F_y^2 + F_z^2}}\right), \quad (5)$$

$$a_{\text{крен_акс}} = \arctg\left(\frac{F_y}{\sqrt{F_x^2 + F_z^2}}\right), \quad (6)$$

где: F_x – показание акселерометра по оси x;

F_y – показание акселерометра по оси y;

F_z – показание акселерометра по оси z.

Вычисление углов тангажа и крена по гироскопу происходит по формулам:

$$a_{\text{танг_гироскоп}} = ((a_{\text{танг_гироскоп_пред}} + (a_{\text{танг_датч}} - G_x)), \quad (7)$$

$$a_{\text{крен_гироскоп}} = (a_{\text{крен_гироскоп_пред}} + (a_{\text{крен_датч}} - G_y)), \quad (9)$$

где: G_x – показание гироскопа по оси x;

G_y – показание гироскопа по оси y;

$a_{\text{танг_гироскоп_пред}}$ – значение предыдущего измерения угла тангажа по гироскопу;

$a_{\text{крен_гироскоп_пред}}$ – значение предыдущего измерения угла крена по гироскопу.

Используя формулы комбинированного фильтра, углы, вычисленные по гироскопу, корректируем по значению углов, вычисленных по акселерометру [3]:

$$a_{\text{танг_датч}} = 0.01 * (a_{\text{танг_датч_пред}} + a_{\text{танг_гироскоп}} * \Delta t) + a_{\text{танг_акс}} * 0.99, \quad (9)$$

$$a_{\text{крен_датч}} = 0.01 * (a_{\text{крен_датч_пред}} + a_{\text{крен_гироскоп}} * \Delta t) + a_{\text{крен_акс}} * 0.99, \quad (10)$$

Фиксирование спастики происходит с помощью датчиков тока. При достижении

тока выше заданного значения во время использования экзоскелета, приводы оста-

навливаются. Это позволяет исключить возникновение травмы у пациента.

Так же присутствует дополнительная защита от неисправности датчиков определяющих углы сгибания голени и бедер экзоскелета. Каждое движение экзоскелета выполняется за определенное количество времени. Если какое-либо движение выполняется дольше определенного интервала времени, а суставы экзоскелета не достигают нужных положений, то приводы отключаются. Это позволяет предотвратить возможные травмы пациента и дальнейшую поломку экзоскелета.

Заключение. В работе были описаны режимы реабилитации рабочего прототипа экзоскелета нижних конечностей и способы предотвращающие травмы и разрыв мышц пациента, проходящего реабилитацию в экзоскелете.

В последнее время на российском рынке преимущественно присутствует фирма EchoAtlet, представляющая реабилитационные экзоскелеты нижних конечностей. Прототип экзоскелета нижних конечностей представленный в этой статье не имеет ничего общего с экзоскелетами фирмы EchoAtlet и является индивидуальной разработкой.

Библиографический список

1. Лоскутов Ю.В., Капустин А.В., Ключев К.С., Кудрявцев А.И., Лоскутов М.Ю., Фадеев А.М. Компьютерное моделирование регулярной ходьбы на основе кинематического анализа движений и синтеза алгоритмов управления экзоскелета // Вестник Поволжского государственного технологического университета. Сер.: Радиотехнические и инфокоммуникационные системы. – 2017. – № 3 (35).
2. Яцун С.Ф., Аль Манджи Х.Х.М., Постольный А.А., Яцун А.С. Моделирование паттернов походки пациента с повреждением опорно-двигательного аппарата с помощью экзоскелета // Известия Юго-Западного государственного университета. – 2019. – №23 (6). – С. 176-188.
3. Смирнов В.А., Правидло М.Н., Снедков А.Б. Метод совместной калибровки инерциальных датчиков беспилотного летательного аппарата с применением нейронных сетей // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2020. – №8 (3).

FEATURES OF THE MECHANICS OF THE WORKING PROTOTYPE OF THE REHABILITATION EXOSKELETON OF THE LOWER EXTREMITIES

V.K. Davydov, Graduate Student

D.F. Ustinov Baltic State Technical University "VOENMEH"
(Russia, St. Petersburg)

Abstract. The minimum set of necessary rehabilitation regimes for the lower extremities with the use of a rehabilitation exoskeleton was compiled and described in the work. These rehabilitation modes are applied to the working prototype of the exoskeleton of the lower extremities and the formulas of the PID controller and the speed of the drives are described. Methods were described to prevent injuries and muscle rupture of a patient undergoing rehabilitation in an exoskeleton using a gyroscope and accelerometer, current sensors and tracking the timing of exoskeleton movements. For the gyroscope and accelerometer, the formulas used in the traditional method of calculating values from the values obtained from inertial sensors are indicated in the work. The Kalman filter is described, which allows smoothing the signals of the gyroscope and accelerometer, and a complementary filter that corrects the angles calculated from the gyroscope by the value of the angles calculated from the accelerometer. All the described rehabilitation regimes and methods of injury prevention allow using a working prototype of the exoskeleton of the lower extremities for its intended purpose without the possibility of harming the patient.

Keywords: exoskeleton; rehabilitation; prototype; patient; regime.