

УДК 615.471

РАЗРАБОТКА БИОИНЖЕНЕРНОГО МЕХАТРОННОГО МОДУЛЯ ДЛЯ ЭКЗОСКЕЛЕТА НИЖНИХ КОНЕЧНОСТЕЙ ЧЕЛОВЕКА

© 2012 С.Ф. Яцун, А.Н. Рукавицын

Юго-Западный государственный университет, г. Курск

Поступила в редакцию 26.11.2012

В статье рассмотрены некоторые вопросы создания реабилитационных механотерапевтических устройств, проектируемых на основе современных мехатронных биоинженерных технологий.

Ключевые слова: экзоскелет, мехатронный модуль, биоинженерия, реабилитация, исполнительное звено, механотерапия

Современные инновационные технологии активно используются в разных областях человеческой жизни. В последние годы возникло и бурно развивается во всем мире новая отрасль науки и техники – биоинженерия. Современная биоинженерия базируется на знаниях в области медицины, биологии, механики, электроники, современных методах компьютерного управления и обработки информации [1]. Экзоскелеты – одна из инновационных биоинженерных технологий, которая заключается в разработке специальных мехатронных устройств в виде внешнего каркаса человека, благодаря которым увеличивается его мускульная сила. Данная технология позволяет сочетать интеллект человека и силу машины, так как оператор становится частью машины. Такой каркас может встраиваться в специальный костюм, и он способен повторять биомеханику человека, значительно увеличивая его физическую силу. Принцип работы устройства такой же, как и у мехатронных устройств: сенсоры подают двигателям сигналы, действие каких мышц нужно симитировать. Производительность человека-оператора экзоскелета таким образом усиливается в несколько десятков раз. Экзоскелеты могут использоваться как в вооруженных силах, так и в терапевтических целях – для помощи людям с физическими недостатками, после травм и с проблемами с опорно-двигательным аппаратом. С помощью подобных систем человек сможет переносить громоздкие грузы с большой скоростью и ориентироваться на незнакомой местности.

Экзоскелеты востребованы людьми с нарушениями опорно-двигательного аппарата, так как двигательные нарушения являются основными факторами, снижающими качество жизни, способность к самообслуживанию, обуславливающие стойкую инвалидизацию данного контингента больных. Экзоскелеты в данном случае становятся настоящим прорывом в улучшении качества их жизни. Кроме того, мехатронный экзоскелет

позволит медсёстрам и врачам поднимать пациентов с кровати, не прилагая к этому каких-нибудь значимых усилий. Экзоскелет может стать более дешевой альтернативой хирургическому эндопротезированию крупных суставов, которое является довольно сложной и дорогостоящей операцией и не рекомендуемая пациентам с ослабленным здоровьем [2]. Примером подобной реабилитационной системы является японский экзоскелет для нижних конечностей Hybrid Assistive Limb (HAL), представленный на рис. 1.



Рис. 1. Люди с повреждениями опорно-двигательного аппарата со специальным экзоскелетом (HAL)

Современное реабилитационное механотерапевтическое устройство (экзоскелет) представляет собой систему со сложной конфигурацией (см. рис. 2), объединяя в себе различные механические и электронные компоненты, призванные в совокупности обеспечивать максимально эффективный и безопасный процесс реабилитации пациентов. При этом большое значение приобретают функциональные возможности каждого узла, из которых и складываются характеристики устройства [3, 4]. Необходимо отметить, что при существующем множестве подобных устройств, предназначенных для людей с болезнями опорно-двигательного аппарата, математическому моделированию их функционирования в составе сложной биоинженерной мехатронной системы уделяется недостаточно внимания.

Яцун Сергей Федорович, доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой теоретической механики и мехатроники. E-mail: teormeh@inbox.ru
Рукавицын Александр Николаевич, кандидат технических наук, доцент кафедры теоретической механики и мехатроники. E-mail: alruk75@mail.ru

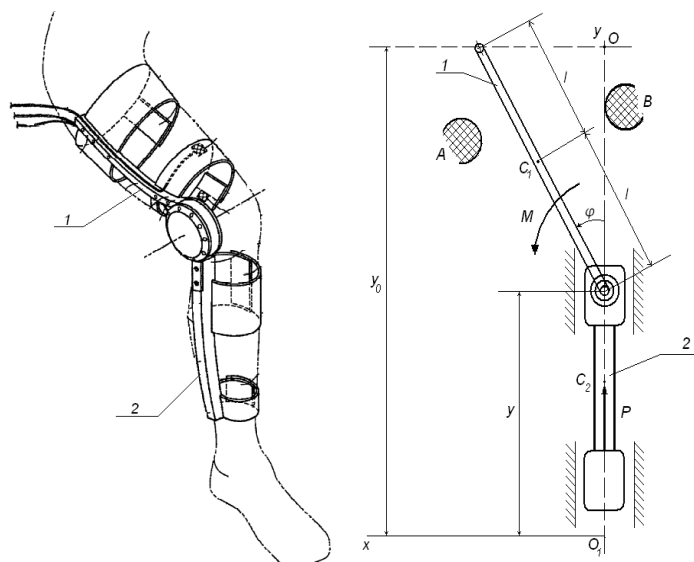


Рис. 2. Экзоскелет для нижних конечностей человека и его расчетная схема

Разрабатываемое биоинженерное реабилитационное устройство для нижних конечностей состоит из двух отдельных модулей с индивидуальными приводами. Со стороны привода коленного модуля к исполнительному звену 1 прикладывается управляющий момент M . Привод поступательного движения модуля мышц голени воздействует на исполнительное звено 2 управляющим усилием P . С учетом антропометрических данных человека, а также для того, чтобы не нанести вред пациенту, перемещение исполнительного звена 1 коленного модуля дополнительно ограничено препятствиями А и В, поэтому плавное изменение угла поворота $\varphi = \varphi(t)$ данного звена возможно лишь в некотором интервале $[\varphi(0), \varphi(\tau)]$, где τ – время движения исполнительного звена.

Специфика работы механотерапевтического устройства в составе сложной человеко-машинной системы требуют, чтобы исполнительное звено 1 сошло со связи (ограничителя) В в момент времени $t=0$ и «мягко» коснулось ограничителя А при $t=\tau$, т.е. так, чтобы были удовлетворены условия

$$\begin{aligned} \frac{d}{dt}\varphi(t) \Big|_{t=0, t=\tau} &= 0; \\ \frac{d^2}{dt^2}\varphi(t) \Big|_{t=0, t=\tau} &= 0 \end{aligned}$$

Программное движение звена 1, удовлетворяющее требованиям «мягкого» касания, принимаем в следующем виде:

$$\varphi(t) = \varphi(0) + [\varphi(\tau) - \varphi(0)] \left[\frac{t}{\tau} - \frac{1}{2\pi} \sin\left(\frac{2\pi}{\tau} t\right) \right].$$

Центр тяжести звена 1 находится в точке C_1 , а звена 2 – C_2 . Будем считать, что торможение звена 1 начинается в тот момент, когда его угловое ускорение обращается в ноль. Пренебрегая силами сопротивления движению, определим значения управляющих сил и моментов в начале торможения исполнительного звена коленного модуля. Для

решения задачи применим уравнения Лагранжа II рода [5]. Будем рассматривать данную биоинженерную систему как механическую систему как систему с двумя степенями свободы, приняв за обобщенные координаты угол φ поворота звена 1 и смещение y звена 2. Для рассматриваемой системы можно записать уравнения связей:

$$\begin{cases} x_{C2} = const; \\ y_{C1} = y + l \cos \varphi; \\ x_{C1} = l \sin \varphi \end{cases}; \quad (1)$$

В соответствии с выбранными обобщенными координатами имеем

$$\begin{cases} \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}} \right) - \frac{\partial T}{\partial \varphi} = Q_{\varphi}; \\ \frac{d}{dt} \left(\frac{\partial T}{\partial \dot{y}} \right) - \frac{\partial T}{\partial y} = Q_y. \end{cases} \quad (2)$$

Совокупность уравнений (1) и (2) позволяет составить дифференциальные уравнения движения рассматриваемой механической системы. Составим выражение для кинетической энергии системы T , как функцию обобщенных скоростей $\dot{\varphi}$ и $\dot{y}$ и обобщенных координат φ и y . Кинетическая энергия системы равна сумме кинетической энергии T_1 звена 1 и кинетической энергии T_2 звена 2:

$$\begin{aligned} T &= \frac{m_1 \dot{y}^2}{2} + \frac{m_1 l^2 \dot{\varphi}^2}{2} - \frac{2m_1 l y \dot{\varphi} \sin \varphi}{2} + \frac{J_1 \dot{\varphi}^2}{2} + \frac{m_2 \dot{x}^2}{2} = \\ &= \frac{(m_1 + m_2) \dot{y}^2}{2} + \frac{(m_1 l^2 + J_1) \dot{\varphi}^2}{2} - m_1 l y \dot{\varphi} \sin \varphi \end{aligned}$$

Найдем значения слагаемых уравнений Лагранжа:

$$\begin{cases} \frac{\partial T}{\partial y} = (m_1 + m_2)\dot{y} - m_1 l \dot{\varphi} \sin \varphi; \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial y} = (m_1 + m_2)y - m_1 l \dot{\varphi} \sin \varphi - m_1 l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi; \\ \frac{\partial T}{\partial x} = 0; \\ \frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}} = (m_1 l^2 + J_1)\dot{\varphi} - m_1 l y \sin \varphi; \\ \frac{d}{dt} \frac{\partial T}{\partial \dot{\varphi}} = (m_1 l^2 + J_1)\ddot{\varphi} - m_1 l \dot{y} \sin \varphi - m_1 l y \dot{\varphi} \cos \varphi; \\ \frac{\partial T}{\partial \varphi} = -m_1 l y \dot{\varphi} \cos \varphi. \end{cases} \quad (3)$$

Определим обобщенные силы Q_y и Q_φ . Для определения Q_y мысленно наложим на систему связь $\varphi = \text{const}$ и, сообщив системе возможную скорость $\dot{y}$, вычислим возможную мощность сил, действующих на нее: $N_y = Q_y \dot{y} = P \dot{y}$, отсюда

$$Q_y = P. \quad (4)$$

Аналогично, мысленно наложив на механическую систему связь $y = \text{const}$ и сообщив ей возможную скорость $\dot{\varphi}$, получим выражение возможной мощности N_φ : $N_\varphi = Q_\varphi \dot{\varphi} = M \dot{\varphi}$, отсюда

$$Q_\varphi = M. \quad (5)$$

Обобщенные силы Q_y и Q_φ можно определить и из выражения работы сил на элементарных перемещениях системы, соответствующих вариации каждой обобщенной координаты:

$$\begin{aligned} \delta A_y &= Q_y \delta y = P \delta y; \\ \delta A_\varphi &= Q_\varphi \delta \varphi = M \delta \varphi. \end{aligned}$$

Подставляя (3), (4) и (5) в (2), получим:

$$\begin{cases} (m_1 + m_2)y - m_1 l \dot{\varphi} \sin \varphi - m_1 l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi = P; \\ (m_1 l^2 + J_1)\dot{\varphi} - m_1 l y \sin \varphi = M. \end{cases} \quad (6)$$

Для обеспечения вертикального положения тела человека при ходьбе необходимо обеспечить перемещение крайней точки исполнительного звена 1 вдоль прямой, перпендикулярной оси y , поэтому на механизм дополнительно оказывается наложенная связь $y + 2l \cos \varphi = y_0$, или $y = y_0 - 2l \cos \varphi$... $y_0 = \text{const}$, следовательно, $\dot{y} = 2l \dot{\varphi} \sin \varphi$. Отсюда

$$y = 2l \dot{\varphi} \sin \varphi + 2l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi. \quad (7)$$

$$y = 2l \dot{\varphi} \sin \varphi + 2l \dot{\varphi}^2 \cos \varphi. \quad (8)$$

Равенства (8) представляют собой зависимость управляющего момента M и управляющего усилия P от известных функций φ , $\dot{\varphi}$ и $\ddot{\varphi}$. Так как φ является заданной функцией времени, то вычисление производных $\dot{\varphi}$ и $\ddot{\varphi}$, а следовательно, и управляющего момента M и усилия P не представляет труда. Вычислим M и P в момент начала торможения звена 1. В этот момент угловое ускорение $\ddot{\varphi}$ обращается в нуль. Производные $\dot{\varphi}$ и $\ddot{\varphi}$ соответственно равны:

$$\begin{aligned} \dot{\varphi} &= [\varphi(\tau) - \varphi(0)](1 - \cos 2\pi/\tau)/\tau \\ \ddot{\varphi} &= 2\pi[\varphi(\tau) - \varphi(0)](\sin 2\pi/\tau)/\tau^2. \end{aligned}$$

Отсюда $\frac{2\pi[\varphi(\tau) - \varphi(0)]}{\tau^2} \sin \frac{2\pi}{\tau} t = 0$, или $\frac{2\pi}{\tau} t = \pi$ и $t = \frac{\tau}{2}$.

Таким образом, торможение звена 1 начинается в момент времени $t = \frac{\tau}{2}$. В этот момент времени

$$\begin{cases} \varphi\left(\frac{\tau}{2}\right) = \frac{[\varphi(0) + \varphi(\tau)]}{2}, & \dot{\varphi}\left(\frac{\tau}{2}\right) = 0. \\ \ddot{\varphi}\left(\frac{\tau}{2}\right) = \frac{2[\varphi(\tau) - \varphi(0)]}{\tau}, & \end{cases} \quad (9)$$

Подставляя (9) в (8), получаем интересные нас выражения

$$\begin{aligned} M\left(\frac{\tau}{2}\right) &= -4m_1 l^2 [\varphi(\tau) - \varphi(0)]^2 \frac{1}{\tau^2} \sin[\varphi(0) + \varphi(\tau)]; \\ P\left(\frac{\tau}{2}\right) &= 4l(m_1 + 2m_2) [\varphi(\tau) - \varphi(0)]^2 \frac{1}{\tau^2} \cos\left[\frac{\varphi(0) + \varphi(\tau)}{2}\right]. \end{aligned}$$

На основе представленных выражений с помощью пакета блочного моделирования Matlab/Simulink получены графики зависимостей управляющих моментов и сил от времени. Вычисления производились в интервале $[0; \tau]$ с шагом $0,001\tau$ при следующих исходных данных: $m_1 = 12$ кг; $m_2 = 6$ кг; $J_1 = 1,8$ кг·м²; $l = 0,5$ м; $\varphi(0) = 0$; $\varphi(\tau) = \pi/6$. Графики зависимостей M и P от времени показаны на рис. 3, 4.

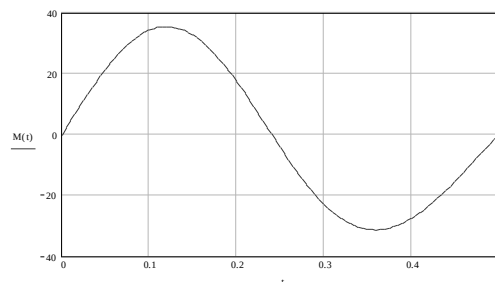


Рис. 3. График зависимости управляющего момента M от времени

Выводы: разрабатываемые биоинженерные мехатронные модули должны учитывать естественные движения в коленном суставе человека и движения совместно с механотерапевтическим устройством. Движение каждого звена влияет на движение остальных звеньев. Указанное взаимовлияние может происходить через механические устройства, общую нагрузку, через общий источник энергии, а также вследствие естественных и искусственных динамических связей между каналами в блоке управления [6]. При этом необходимо формировать управление мехатронной системой (особенно на высоких скоростях, где влияние динамических факторов существенно) с учетом перекрестных связей.

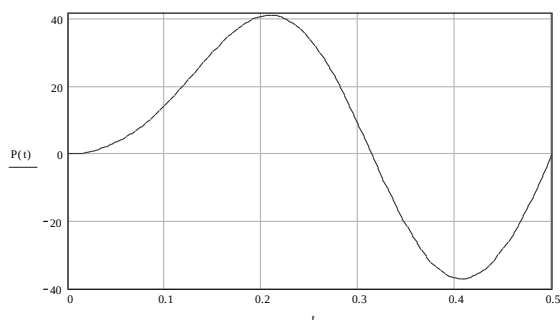


Рис. 4. График зависимости управляющего усилия P от времени

Для анализа поведения исполнительного звена биоинженерного модуля и проведения численного эксперимента в дальнейшем необходимо разработать уточненную математическую модель проектируемого мехатронного устройства с целью получения необходимых данных, определяющих

рабочую область движения исполнительного органа, а также форму траекторий, которую должна обеспечивать система реабилитации для реализации естественных движений нижних конечностей человека, что позволит оптимизировать ее параметры и синтезировать алгоритмы работы и законов управления движением исполнительных звеньев.

Работа выполнена в рамках реализации Федеральной целевой программы «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009-2013 годы.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Яцун, С.М. Неинвазивные методы контроля в диагностике вязко-эластичных свойств кожного покрова / С.М. Яцун, А.Н. Рукавицын, А.Ф. Вальков // Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2010. Т. 12(36), №4(3). С. 732-734.
2. Уварова, Н.П. Экзоскелеты: настоящее и будущее / Н.П. Уварова, И.А. Яковлев, А.Н. Рукавицын // Наука и инновации – 2012: Материалы VIII Международной научно-практической конференции. 2012. Т. 16 Биологические науки, «Nauka i studia», Прzemysl. С. 65-72.
3. Яцун, С.Ф. Кинематический анализ движения руки в локтевом суставе при реабилитации методами механотерапии / С.Ф. Яцун, Е.С. Тарасова // Известия Самарского научного центра Российской академии наук. 2011. Т. 13, №4(4). С. 1215-1220.
4. Яцун, С.Ф. Исследование динамики движения манжеты реабилитационного устройства совместно с рукой человека / С.Ф. Яцун, Е.С. Тарасова, А.И. Жакин // Известия ЮЗГУ. 2012. №1 (40). С. 35-41.
5. Яблонский, А.А. Курс теоретической механики: учебник для ВУЗов / А.А. Яблонский, В.М. Никифорова. – М.: Интеграл-Пресс, 2007. 608 с.
6. Подураев, Ю.В. Основы мехатроники: учебное пособие / Ю.В. Подураев. – М., Из-во МГТУ «Станкин», 1999. 80 с.

DEVELOPMENT OF BIOENGINEERING MECHATRONIC MODULE FOR THE EXOSKELETON OF HUMAN INFERIOR EXTREMITIES

© 2012 S.F. Yatsun, A.N. Rukavitsyn

South-West State University, Kursk

In article some questions of creation the rehabilitation mechanical-therapy devices designed on the basis of modern mechatronic bioengineering technologies are considered.

Key words: *exoskeleton, mechatronic module, bioengineering, rehabilitation, executive link, mechanic therapy*

Sergey Yatsun, Doctor of Technical Sciences, Professor, Head of the Department of Theoretical Mechanics and Mechatronics. E-mail: teormeh@inbox.ru

Alexander Rukavitsyn, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor at the Department of Theoretical Mechanics and Mechatronics. E-mail: alruk75@mail.ru