

Э. К. Лавровский, канд. физ.-мат. наук, вед. науч. сотр., lavrov@imec.msu.ru,
Е. В. Письменная, канд. техн. наук, ст. науч. сотр., epismen@yandex.ru,
НИИ механики МГУ, Москва

О походках оператора в пассивном экзоскелете нижних конечностей при использовании режима закрепленного колена

Рассмотрена динамическая модель движения в сагиттальной плоскости пассивного экзоскелета нижних конечностей, интегрированной с аналогичной моделью человека-оператора, определяющего движение всей конструкции. Экзоскелет призван помочь оператору в перемещении дополнительного точечного груза, размещенного в "рюкзаке" на спине. Конструкция экзоскелета не имеет активных движительных элементов в шарнирах, он наделен только полуавтоматической системой запирания или освобождения коленных суставов на отдельных этапах движения, которые, однако, влияют на общий рисунок походки. Изучаются энергетические затраты и пиковые значения управляющих моментов, которые человек-оператор прилагает в процессе перемещения экзоскелета на некоторых типах регулярных, плоских, одноопорных походок. Полученные результаты позволяют оценить эффективность режима запирания-освобождения коленного сустава, используемого такими аппаратами. Были исследованы как случаи безударных переходов в режим запертого колена, так и переходы, сопровождающиеся возникновением ударных воздействий в динамической системе. При математическом моделировании масс-инерционные характеристики тела человека учитывались в соответствии с данными, принятыми в антропологии.

Ключевые слова: пассивный экзоскелет, регулярные режимы движения, энергетические затраты, максимумы управляющих моментов

Введение

Результаты фундаментальных исследований, полученные в последнее время в области биомехатроники, позволяют разработать новые классы технических устройств, интегрированных с биологическими организмами. Одним из таких устройств является экзоскелет, дублирующий опорно-двигательный аппарат человека и существенно расширяющий его физические возможности. Известные разработки экзоскелетов [1–5] в своем большинстве сосредоточены на экзоскелетах нижних конечностей.

В данной работе рассматривается модельная задача о движении "пассивной" модификации экзоскелета вместе с человеком-оператором. Ее активный элемент способен только запиравать или освобождать в некоторые моменты времени коленный сустав человека; в остальном процесс перемещения реализуется за счет мускульных усилий оператора. Исследуется вопрос о том, в какой степени такая система способна снизить нагрузку на опорно-двигательный аппарат человека при регулярной ходьбе, при переноске тяжелых грузов по ровной, горизонтальной поверхности. Основные рассматриваемые критерии это — энергозатраты на один шаг и максимальные значения управляющих моментов, прикладываемые человеком-оператором. Основным аппаратом исследова-

ния — численный метод. В случае упрощающего предположения о невесомости ног та же задача рассматривалась ранее в работе [5], данная работа эти результаты дополняет.

Постановка задачи

Работа посвящена описанию и оценке результатов математического моделирования плоской, одноопорной, регулярной ходьбы человека-оператора, на которого надет пассивный экзоскелет, при наличии в его "рюкзаке" дополнительного тяжелого груза. Все численные исследования проводили при следующих средних антропоморфных параметрах тела человека: общая масса 73,4 кг, рост около 1,75 м при длине ног 0,916 м. Масс-инерционные параметры нижней половины тела соответствуют приведенным в работе [6]. Корпус рассматривался как однородный стержень длиной 0,74 м и массой 47,6 кг. В случае, когда оператор несет груз, считалось, что его масса равна 50 или 100 кг, и он располагается в легком "рюкзаке" на высоте 0,45 м выше таза. Экзоскелет имеет "каркас" массой 5 кг, соединяющий рюкзак с "поясом", закрепленным на талии оператора. К поясу прикреплены две металлические ноги общей массой 10 кг, конструкция аппарата повторяет форму тела человека-оператора.

Энергетика и динамические эффекты безударных походок

При запирации коленного сустава в некоторый момент времени τ в механической системе, описываемой системой (1), происходит наложение связи, которое сопровождается, вообще говоря, нежелательными скачками угловых и линейных скоростей аппарата, а также импульсными воздействиями на систему за счет реакций опоры и моментов в сочленениях. Так как после наложения связи в момент времени $t = \tau + 0$ тазобедренный сустав движется по окружности с центром в точке пятки $P(x_p, y_p)$, то

$$\dot{x}^+(x - x_p) + \dot{y}^+(y - y_p) = 0.$$

Используя уравнения (1), нетрудно показать, что аналогичное условие при $t = \tau - 0$

$$\dot{x}^-(x - x_p) + \dot{y}^-(y - y_p) = 0 \quad (3)$$

гарантирует построение безударной траектории движения. Иными словами, если в момент $t = \tau - 0$, предшествующий запираению коленного сустава опорной ноги, межзвенная угловая скорость в этом суставе $\beta_1 - \alpha_1 = 0$, то при запираении коленного сустава не происходит скачков скоростей, и нежелательное явление удара отсутствует. Освобождение колена ударными явлениями не сопровождается.

Несимметричные безударные походки

Рассмотрим один из приемов построения безударной походки. На рис. 2 показана в пло-

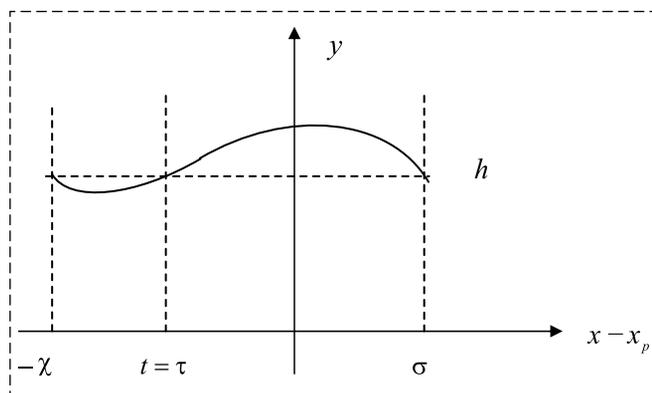


Рис. 2. Схема траектории таза при безударной несимметричной походке
Fig. 2. The diagram of the trajectory of the pelvis with an unstressed asymmetric gait

скости (x, y) траектория тазобедренного сустава на шаговом цикле, начинающаяся при $t = 0$ в точке $x = x_p - \chi$, $y = h$ и заканчивающаяся при $t = T$ в точке $x = x_p + \sigma$, $y = h$. Таким образом, $[-\chi, \sigma]$ является опорным отрезком ноги. В дальнейшем будут рассматриваться только симметричные в смысле выноса ноги вперед-назад походки, при которых $\chi = \sigma$. При $t \in [0, \tau)$ коленный сустав свободен, при $t = \tau$ он запирается и остается запертым на промежутке $t \in (\tau, T]$, при этом тазобедренный сустав движется по окружности. Будем считать, что это движение происходит с некоторой (например, постоянной) угловой скоростью $\dot{\varphi} = \omega$, тогда

$$\begin{aligned} x - x_p &= \rho \cos \varphi(t), \quad y - y_p = \rho \sin \varphi(t), \\ \varphi(t) &= \omega t + \delta \equiv \left(2 \arccos \frac{\sigma}{\rho} - \pi \right) t / T + \left(\pi - \arccos \frac{\sigma}{\rho} \right), \\ \rho &= \sqrt{\sigma^2 + h^2}, \quad \cos \delta = -\frac{\sigma}{\rho}, \quad \sin \delta = \frac{h}{\rho}. \end{aligned}$$

Поскольку ходьба — процесс периодический, то на участке движения при незапертом коленном шарнире экзоскелета должны выполняться соотношения

$$\begin{aligned} x(0) &= -\sigma, \quad \dot{x}(0) = -h\omega = \dot{x}(T), \\ y(0) &= h, \quad \dot{y}(0) = \sigma\omega = \dot{y}(T). \end{aligned} \quad (4)$$

В момент $t = \tau$ ввиду условия (3) должны выполняться условия согласования по положению и скоростям тазобедренного сустава:

$$\begin{aligned} x(\tau - 0) &= x(\tau + 0) = \rho \cos \varphi(\tau); \\ \dot{x}(\tau - 0) &= \dot{x}(\tau + 0) = -\rho\omega \sin \varphi(\tau); \\ y(\tau - 0) &= y(\tau + 0) = \rho \sin \varphi(\tau); \\ \dot{y}(\tau - 0) &= \dot{y}(\tau + 0) = \rho\omega \cos \varphi(\tau). \end{aligned} \quad (5)$$

Таким образом, согласно соотношениям (4), (5) каждая из функций $x(t)$, $y(t)$ на интервале $t \in [0, \tau)$ должна дополнительно удовлетворять четырем условиям. Удобнее рассматривать их, например, в виде полиномов третьего порядка — каждый с четырьмя неизвестными постоянными коэффициентами, подлежащими выбору:

$$\begin{aligned} x &= A_x t^3 + B_x t^2 + C_x t + D_x; \\ y &= A_y t^3 + B_y t^2 + C_y t + D_y. \end{aligned}$$

В результате возникают две системы линейных алгебраических уравнений четвертого порядка (относительно коэффициентов $A_x, B_x,$

$C_x, D_x, A_y, B_y, C_y, D_y$). Момент времени τ является величиной свободной и может подбираться из условия оптимизации того или иного функционала.

Возможны различные постановки задач в целях исследования движения человека в экзоскелете. Выберем в качестве закона изменения углового положения корпуса решение, возникающее в линеаризованной задаче так называемой "комфортабельной" ходьбы человека [8], характеризующееся движением таза на постоянной высоте с равномерной скоростью:

$$\psi(t) = \frac{ML}{2k_r} \left(\operatorname{ch}(\Omega t) - \frac{1 + \operatorname{ch}(\Omega T)}{\operatorname{sh}(\Omega T)} \cdot \operatorname{sh}(\Omega t) \right) + \frac{M(Vt - L/2)}{k_r}; \quad (6)$$

$$L = \sigma + \chi, V = L/T, \Omega^2 = gk_r / (J + hk_r).$$

Здесь J, k_r, L, V — соответственно моменты инерции и статический момент его корпуса, длина шага, скорость движения. Это соотношение замыкает задачу — требуется найти оптимальное по энергетике (2) значение τ , когда все прочие параметры ходьбы заданы, учтена масса переносимого груза и конструкция экзоскелета.

Ниже приведены результаты некоторых расчетов, которые были выполнены при $L = 0,5$ м, $T = 0,7$ м, $h = 0,85$ м. В табл. 1 представлены результаты расчета "комфортабельного" режима ходьбы [9] человека без дополнительного веса

на номинальном режиме; его данные содержатся в первой строке. Отметим, что данный "комфортабельный" режим реализуется, в отличие от работы [9], при ненулевых значениях голеностопного момента m . Далее в табл. 1 указаны значения энергии W , модули максимальных значений необходимых моментов сил в опорной ноге и энергетические затраты в соответствующих суставах при положительных и отрицательных значениях этих моментов; из них складывается общее значение W . Вторая строка относится к случаю дополнительного груза массой 100 кг в "легком" рюкзаке (масса экзоскелета при этом не учитывается).

Обращает на себя внимание тот факт, что при ходьбе человека около половины энергетических затрат приходится на коленный сустав, причем последний работает исключительно на расправление сустава. Именно эту часть затрат по замыслу должен принять на себя пассивный экзоскелет. Если человек не нагружен, то передвигается легко, и пиковые значения моментов порядка 100...150 нм, по-видимому [9], для него не вызывают слишком больших трудностей. При дополнительной нагрузке пиковые нагрузки моментов достигают значения уже порядка 300 Н·м. Поэтому при анализе различных походок человека с экзоскелетом следует отмечать те из них, для которых пиковые нагрузки не превышают значения порядка 150...200 нм.

В табл. 2 представлены данные некоторых безударных походок для человека с надетым

Таблица 1

$V, \text{ м/с}$	$L, \text{ м}$	$h, \text{ м}$	$W, \text{ Дж}$	$ q_1 _{\max}, \text{ Н}\cdot\text{м}$	$ u_1 _{\max}, \text{ Н}\cdot\text{м}$	$ m_1 _{\max}, \text{ Н}\cdot\text{м}$	$Wq_1^+, \text{ Дж}$ $Wq_1^-, \text{ Дж}$	$Wu_1^+, \text{ Дж}$ $Wu_1^-, \text{ Дж}$	$Wm_1^+, \text{ Дж}$ $Wm_1^-, \text{ Дж}$
0,5/0,7 = 0,7143	0,5	0,85	86,6	99,6	105,9	41,0	9,94 12,03	43,7 0	12,43 0
0,5/0,7	0,5	0,85	184,5	183,5	281,4	40,9	15,9 31,7	116,7 0	12,5 1,5

Таблица 2

$V, \text{ м/с}$	$L, \text{ м}$	$h, \text{ м}$	$\tau, \text{ с}$	$W, \text{ Дж}$	$ q_1 _{\max}, \text{ Н}\cdot\text{м}$	$ u_1 _{\max}, \text{ Н}\cdot\text{м}$	$ m_1 _{\max}, \text{ Н}\cdot\text{м}$
0,5/0,7	0,5	0,85	0,09	83,5	238,9	350,0	111,3
...	0,12	84,0	190,7	269,8	85,0
...	0,14	84,8	155,4	235,4	74,1
...	0,09	*118,2	265,5	617,7	341,6
...	0,18	*123,7	140,9	342,7	175,9
...	0,2	*125,7	132,6	315,2	159,3
...	0,09	**154,2	292,5	884,7	571,5
...	0,24	**169,4	172,3	397,3	222,5
...	0,28	**174,6	166,0	356,2	192,6

экзоскелетом. Рисунок этих походок отвечает рис. 2, назовем их несимметричными. Первые три строки отвечают ходьбе без груза, последующие — с грузом (для одной звездочки в столбце энергетики W масса груза составляла 50 кг, для двух звездочек — 100 кг). В отличие от табл. 1 данная таблица содержит информацию о моменте времени τ , при котором гладко сочетаются две фазы — свободной ходьбы, задаваемой с помощью полиномов, и движения с закрепленным коленом. Представленные результаты относятся к случаю движения с постоянной угловой скоростью по углу ϕ в фазе закрепленного колена.

Минимуму энергии всюду отвечает значение $\tau = 0,09$ с. Из табл. 2 вытекает, что при использовании экзоскелета формально экономится до 17...20 % энергозатрат, невзирая на то, что масса конструкции увеличивает общую массу. Однако особенно при наличии груза пиковые нагрузки на управляющие моменты здесь недопустимо велики: до 400...500 Н·м и выше. По пиковым нагрузкам данный режим движения превышает даже заведомо неоптимальный "комфортабельный" режим ходьбы. Это обстоятельство заставляет рассматривать также и неоптимальные значения τ . Экономия по энергетике здесь заметно меньше, но пиковые значения моментов уже примерно те же, что и в отмеченном выше "комфортабельном" режиме. Попытки использования дополнительных возможностей модели в виде отказа от постоянства угловой скорости $\dot{\phi}$ или рассмотрения в более общем виде характера изменения угла $\psi(t)$ к существенному улучшению характеристик не привели.

походки, назовем их симметричными, показаны на рис. 3. Здесь имеются два значения гладкого сочленения этапов τ . На интервале $t \in (\tau_1, T - \tau_2)$ экзоскелет движется в режиме закрепленного колена; на интервалах $t \leq \tau_1$ и $t \geq T - \tau_2$ коленный сустав свободен. Использовались те же модели полиномов на свободных участках и та же модель участка с закрепленным коленом опорной ноги. Результаты расчетов отражены в табл. 3, данные по пиковым нагрузкам в переносной ноге не приводятся — как и ранее, они незначительны.

Представленные в табл. 3 данные по наиболее важным характеристикам походок, включая пиковые нагрузки по голеностопному суставу опорной ноги, заметно лучше, чем соответствующие им в табл. 2. Даже на уровне пиковых нагрузок "комфортабельного" режима ходьбы они дают экономию по энергетике в сравнении с ним до 30 %. Что же касается пиковых нагрузок голеностопа, то здесь они реально приходятся на очень короткий миг в самом конце опорной фазы, когда у человека-оператора на поверхности опоры находятся обе ноги. По этой причине принимать всерьез обнаруженные большие пиковые нагрузки голеностопа в этом режиме, видимо, не стоит.

Расчеты в целом подтвердили обнаруженную ранее тенденцию [5]: с ростом длительности этапов с закрепленным коленом энергозатраты падают, а пиковые нагрузки по управляющим моментам растут. Эти расчеты выявили также еще одну тенденцию при оптимизации энергозатрат — стремление к активным импульсным воздействиям в начале и конце шага с целью обеспечить периодичность режима

Симметричные безударные походки

В схеме походки, изображенной на рис. 2, этап со свободным коленом предшествует этапу с коленом закрепленным. Интуитивно очевидно, что этап с закреплением колена следует размещать в центральной части временного отрезка $t \in (0, T)$, где нагрузки на опорную ногу наибольшие, а края этого интервала, примыкающие как к началу, так и к концу опорной фазы, в равной степени могут быть этапами движения со свободным коленом. Такие

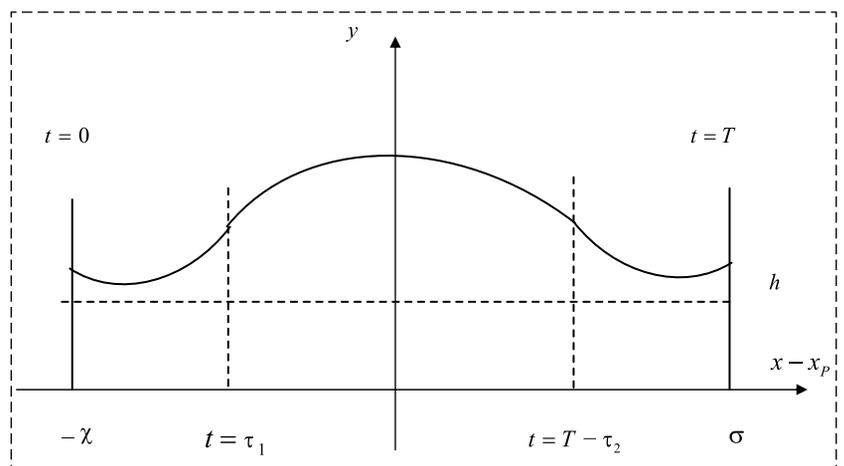


Рис. 3. Схема траектории таза при безударной симметричной походке
Fig. 3. The diagram of the trajectory of the pelvis with an unstressed symmetrical gait

V , м/с	L , м	h , м	τ_1 , с	τ_2 , с	W , Дж	$ q_1 _{\max}$, Н·м	$ u_1 _{\max}$, Н·м	$ m_1 _{\max}$, Н·м
0,5/0,7	0,5	0,85	0,1	0,65	68,1	288,4	188,5	230,2
"_"	"_"	"_"	0,12	0,65	73,8	119,9	143,2	214,2
"_"	"_"	"_"	0,12	0,65	*87,4	186,6	328,3	420,0
"_"	"_"	"_"	0,12	0,61	*91,6	157,8	221,0	378,2
"_"	"_"	"_"	0,12	0,60	*92,3	157,8	208,5	355,6
"_"	"_"	"_"	0,1	0,65	**106,1	257,8	470,3	513,5
"_"	"_"	"_"	0,15	0,55	**121,3	209,9	276,3	323,2
"_"	"_"	"_"	0,2	0,5	**129,6	207,0	278,8	276,5

ходьбы. Энергозатраты на активных импульсных участках при этом можно учитывать по приближенной формуле, предложенной в работе [10]. В ранее упомянутой работе [5] приведены результаты исследования некоторых подобных режимов, которые формально заметно более экономны по энергетике, но требуют нереальных резких пиковых силовых воздействий со стороны человека.

Некоторые симметричные ударные походки

Исследуем теперь возможности нежелательных, в принципе, для человека-оператора походок, которые сопровождаются возникновением разного рода ударных явлений, но таких, что они не требуют при этом от человека-оператора запредельных нагрузок — их ударное воздействие приходится скорее на конструкцию экзоскелета. От рассмотренных в предыдущем разделе симметричных безударных походок данные походки, тоже симметричные, отличаются только одним обстоятельством — в момент τ_1 здесь не происходит безударного перехода в режим с закрепленным коленом. В результате неупругого удара в динамической системе происходит перераспределение угловых и линейных скоростей; их скачки описываются видоизмененной системой уравнений, вытекающей из расширенной системы (1):

$$B(z) \|\dot{z}\| = EQ_z, EQ_z = \|EQ_x, EQ_y, EQ_\psi, EQ_{\alpha_1}, EQ_{\beta_1}, EQ_{\alpha_2}, EQ_{\beta_2}, 0, 0\|, \quad (7)$$

где

$$\begin{aligned} EQ_x &= ER_{1x}, ER_{2x} = 0, EQ_y = ER_{1y}, ER_{2y} = 0, \\ Eu_2 &= 0, Em_2 = 0, EQ_\psi = 0, \\ EQ_{\alpha_i} &= -Eu_i + 2a(ER_{ix} \cos \alpha_i + ER_{iy} \sin \alpha_i), \\ EQ_{\beta_i} &= Eu_i + 2b(ER_{ix} \cos \beta_i + ER_{iy} \sin \beta_i), i = 1, 2. \end{aligned}$$

Значком в квадратных скобках здесь обозначены скачки соответствующих скоростей, а значком E — импульсы моментов сил и реакций, в частности, Eu_1 — это импульсное воздействие конструкции экзоскелета на процесс ходьбы, связанное с переходом в режим закрепленного колена. Чтобы получить замкнутую алгебраическую систему условий относительно семи неизвестных скачков и трех импульсов, к системе (7) в момент наложения связи τ_1 необходимо добавить еще соотношение

$$\begin{aligned} [\dot{x}](x - x_p) + [\dot{y}](y - y_p) &= \\ = -\{\dot{x}^-(x - x_p) + \dot{y}^-(y - y_p)\} \end{aligned}$$

с известной ненулевой правой частью, которое позволяет в следующий момент времени перейти в режим движения с закрепленным коленом

$$\begin{aligned} x - x_p &= \rho \cos \varphi(t), y - y_p = \rho \sin \varphi(t), \\ \varphi(t) &= \omega t + \delta \end{aligned}$$

со специально подобранными параметрами ρ , ω , δ .

При численных исследованиях использовалась та же параметрическая модель процесса ходьбы, что и в предыдущем разделе, но с одним существенным дополнением — она содержала одну дополнительную степень свободы, описывающую переход с ударом в режим движения с закрепленным коленом. Данные расчетов здесь не приводятся, поскольку они несущественно улучшают картину, представленную в табл. 3. Причина этого, видимо, связана с тем, что в результате удара в динамической системе теряется энергия, и без добавления ее со стороны человека-оператора эффективно использовать дополнительную степень свободы модели не удастся. Ниже рассматривается еще один тип ударных походок, где данная идея была успешно реализована.

Специальный тип ударных походок человека-оператора в пассивном экзоскелете

Как отмечалось выше, интерес представляют, прежде всего, те из походок, которые не требуют от человека-оператора запредельных нагрузок и где ударные явления возникают лишь на границе между окончанием предыдущего и началом нового шага, поскольку такие походки реально протекают в условиях двухопорной фазы ходьбы, а потому менее сложны для (приближенной) реализации человеком-оператором. Рассмотрим один из типов таких походок с ударным импульсом за счет конструкции аппарата в конце шага. В принципе на интервале $t \in [0, T)$ мы имеем здесь также некоторое движение безударного типа с тем или иным значением τ . Однако пусть для простоты $\tau = 0$, т. е. весь временной интервал $(0, T)$ отвечает движению с закрепленным коленом. Общая схема движения показана на рис. 4.

Начальное положение аппарата на текущем шаге изображено слева. Пунктиром показано начальное положение опорной ноги и расположение прямой, связывающей пятку опорной ноги и точку таза; стрелочкой условно показана скорость таза в начальный момент, которая перпендикулярна этой прямой. Движение на интервале $t \in [0, T)$ совершается с некоторой переменной угловой скоростью $\dot{\varphi}(t)$, в результате чего аппарат переходит в правое положение; изображена скорость таза \vec{v}_f в этот момент; она перпендикулярна к возникшему финаль-

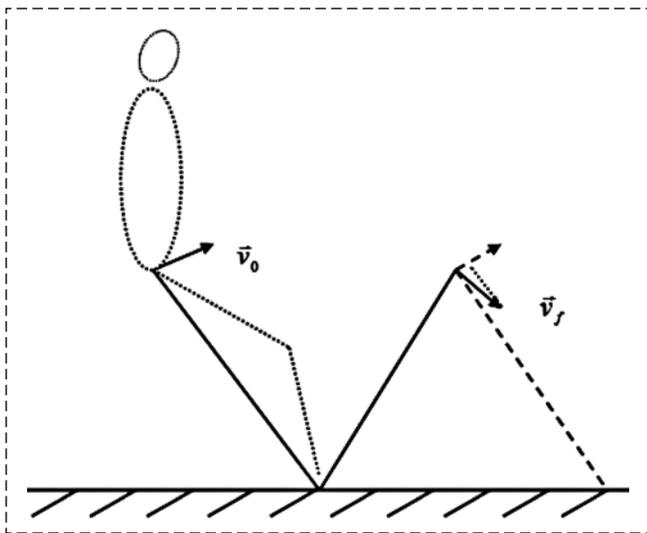


Рис. 4. Схема движения аппарата в режиме с ударным импульсом, обеспечиваемый конструкцией

Fig. 4. The movement pattern of the apparatus in the shock pulse mode provided by the design

ному положению той же прямой пятка-таз, оба ее положения показаны сплошными прямыми. В момент $t = T$ "старая" опорная нога мгновенно освобождается, а "новая" опорная нога мгновенно закрепляется, штриховой линией показано "новое" положение прямой пятка-таз.

Однако точка таза на "новом" шаге не может двигаться с тем же вектором скорости, которая возникла в конце "старого" шага, поскольку любое ее дальнейшее движение возможно только со скоростью, которая перпендикулярна новому направлению опорной ноги. Это означает, что в механической системе произойдет удар (пусть неупругий), погасится составляющая скорости, направленная по новому направлению опорной ноги, и на "новом" шаге начнется движение со скоростью, представляющей собой проекцию "старой" скорости на перпендикуляр к новому направлению опорной ноги. Все это показано на рис. 4.

Модуль "новой" начальной скорости в случае постоянной $\dot{\varphi}$ не может равняться "старой" начальной скорости. Изменение угла φ за шаг определяется формулой $|\Delta\varphi| = \pi - 2\arctg(h/\sigma)$. Таким же будет и угол между единичными направлениями скоростей в начале и в конце на "старом" шаге. Но прямые пятка-таз в начале шага на "старом" и "новом" шагах параллельны. Значит, и между единичными направлениями скоростей в конце "старого" и начальной скоростью "нового" шага возникнет тот же угол. Отсюда вытекает, что модуль начальной скорости на "новом" шаге равен

$$v|\cos[\pi - 2\arctg(h/\sigma)]| = v\{\cos^2(\arctg(h/\sigma)) - \sin^2(\arctg(h/\sigma))\} = v\frac{h^2 - \sigma^2}{h^2 + \sigma^2},$$

если он равнялся v в конце "старого" шага.

При подстановке сюда параметров вблизи принятого номинального режима ходьбы получаем, что модуль начальной скорости на "новом" шаге составляет на номинале около 0,8...0,9 от скорости в конце "старого" шага. Во столько же раз должна уменьшиться и "новая" угловая скорость $\dot{\varphi}$. Однако периодические решения возможны и здесь, если в течение интервала $t \in (0, T)$ человек-оператор за счет активной работы моментов q_1, m_1 будет осуществлять процедуру разгона аппарата по углу φ : тогда в конце "старого" шага будет достигнута более высокая угловая скорость $\dot{\varphi}$, чем в на-

V , м/с	L , м	h , м	W_{\min} , Дж	$ q_1 _{\max}$, Н·м	$ u_1 _{\max}$, Н·м	$ m_1 _{\max}$, Н·м	W/L , Дж/м
0,5/0,7 = 0,7143	0,5	0,85	55,2	137,7	0,	54,1	110,4
0,7143	0,4	"_"	"_"	"_"	"_"	"_"	118,0
"_"	0,5	"_"	*69,8	165,7	"_"	75,9	139,1
"_"	0,4	"_"	"_"	"_"	"_"	"_"	140,1
"_"	0,5	"_"	**87,0	190,5	"_"	111,5	174,1
"_"	0,4	"_"	"_"	"_"	"_"	"_"	162,7
"_"	0,3	"_"	"_"	"_"	"_"	"_"	180,2

чале, что способно компенсировать ее падение в результате удара и перехода на "новый" шаг.

Далее использовалась модель кубической зависимости угла φ по времени на этапе разгона; условиям

$$\varphi(0) = \varphi_0, \quad \omega = [\varphi(T) - \varphi_0]/T,$$

$$\dot{\varphi}(0)/\dot{\varphi}(T) = (h^2 - \sigma^2)/(h^2 + \sigma^2) \equiv \mu$$

удовлетворяет решение

$$\varphi(t) = \varphi_0 + \lambda\omega t + (t^2/T)[-2\omega\lambda + 3\omega - \lambda\omega/\mu] + (t^3/T^2)[\lambda\omega/\mu - 2\omega + \lambda\omega],$$

где $\lambda > 0$ — свободный параметр. Незначительным колебаниям угловой скорости $\dot{\varphi}$, а значит, и меньшим энергозатратам отвечают величины $\lambda \approx 1$. Некоторые результаты расчетов такой походки представлены в табл. 4.

В табл. 4 представлен тот же диапазон дополнительных нагрузок — с массой до 100 кг. Режимы рассматриваемого типа заметно выгоднее в смысле энергозатрат и обладают еще тем преимуществом, что не требуют от человека-оператора запредельных усилий по управляющим моментам на этапе движения с закрепленным коленным суставом с переменной угловой скоростью $\dot{\varphi}$. Крайний правый столбец таблицы содержит информацию, которую можно использовать для выбора оптимальной длины шага при постоянной средней скорости передвижения. Видно, что с ростом массы дополнительной нагрузки в этом режиме ходьбы выгоднее переходить на несколько укороченный шаг.

Заключение

На основе представленной выше информации, можно сделать следующие выводы:

1) переход к этапу с закрепленным коленным следует выполнять в самом начале фазы

опоры, возможно, даже сразу в начале опоры; аналогичным образом следует проводить в самом конце шага освобождение закрепленного колена;

2) энергетически и в смысле пиковых нагрузок по управляющим моментам безударные походки примерно эквивалентны походкам ударного типа, если последние совершаются без увеличения кинетической энергии динамической системы за счет действий человека-оператора; следует различать походки ударного типа, связанные с активным импульсным воздействием человека, и походки за счет возникновения ударов в силу конструкции экзоскелета. Последние не требуют от человека-оператора резких, запредельных нагрузок;

3) сравнение результатов, полученных на математической модели со всеми весомыми элементами тела человека и (нереальной, но более простой) модели с весомым тазом и невесомыми ногами [5], показывает, что за счет применения режимов ходьбы с закреплением коленного сустава в этом последнем случае удастся добиться заметно лучших результатов;

4) в случае увеличении массы дополнительного груза при ходьбе с некоторой заданной скоростью движения выгоднее, как в смысле энергетики, так и пиковых нагрузок на управляющие моменты делать более частые шажки;

5) реализация "выгодных" походок требует высокой координации как со стороны человека-оператора, обеспечивающего движение, так и со стороны алгоритма запираания-освобождения колена в экзоскелете.

Список литературы

1. Vukobratovic M., Stepanenco J. On the stability of anthropomorphic systems // *Mathematical Biosciences*. Oct. 1972. Vol. 15, Iss. 1–2. P. 1–37.
2. Zoss A., Kazerooni H. On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX) // *Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*. 2005. P. 3132–3139.

3. **Dollar A. M., Herr H.** Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art // *IEEE Trans. On Robotics*. 2008. Vol. 24, N. 1. P. 1–15.

4. **Aguirre-Ollinger G., Colgate J. E., Peshkin M. A., Goo-swani A.** Inertia Compensation Control of a One-Degree-of Freedom Exoskeleton for Lower-Limb Assistance: Initial Experiments // *IEEE Trans. of Neural Systems and rehabilitation Engineer*. 2012. N.1. P. 68–77.

5. **Lavrovskii E. K.** On the Energetics of the Walking Gait of Human Operator Using a Passive Exoskeleton // *Mechanics of Solids*. 2015. Vol. 50, N. 1. P. 6–18.

6. **Воронов А. В., Лавровский Э. К.** Определение масс-инерциальных характеристик ноги человека // *Физиология человека*. 1998. № 2. С. 91–101.

7. **Белецкий В. В.** Двухногая ходьба. М.: Наука, 1984, 286 с.

8. **Белецкий В. В.** Плоские линейные модели двухногого шагания // Препринт Института прикладной математики им. М. В. Келдыша АН СССР. 1973. № 95.

9. **Белецкий В. В., Лавровский Э. К.** Модельные задачи двухногой ходьбы // *Известия РАН. Механика твердого тела*. 1981. № 2. С. 156–165.

10. **Формальский А. М.** Перемещение антропоморфных механизмов. М.: Наука, 1982. 368 с.

About the Operator's Gaits in the Passive Exoskeleton of the Lower Extremities when Using the Fixed Knee Mode

E. K. Lavrovsky, lavrov@imec.msu.ru, **E. V. Pismennaya**, epismen@yandex.ru,
Moscow State University, Moscow, 119991, Russian Federation

Corresponding authors: Lavrovsky Edward K., Leading Researcher,
Institute of Mechanics of Moscow State University, Moscow, 119991, Russian Federation,
e-mail: lavrov@imec.msu.ru

Accepted on September 02, 2019

Abstract

A dynamic model of motion in the sagittal plane of the passive exoskeleton of the lower extremities, integrated with a similar model of a human operator that determines the movement of the whole structure, is considered. The exoskeleton is designed to help the operator to move additional point load, placed in the "backpack" on the back. The design of the exoskeleton does not have active propulsive elements in the joints; it is endowed with only a semi-automatic system for locking or releasing the knee joints at certain stages of movement, which, however, affect the overall gait pattern. The energy costs and peak values of the control torques that the human operator applies in the process of moving the exoskeleton on certain types of regular, flat, single-support walkings are studied. The results obtained allow us to estimate the effectiveness of the mode of locking-releasing the knee joint used by such devices. Both cases of impact-free transitions to the locked knee mode and transitions accompanied by the occurrence of shock effects in a dynamic system were investigated. In mathematical modeling, the mass inertial characteristics of the human body were taken into account in accordance with the data adopted in anthropology.

Keywords: passive exoskeleton, regular modes of movement, energy costs, maximums of control points

For citation:

Lavrovsky E. K., Pismennaya E. V. About the Operator's Gaits in the Passive Exoskeleton of the Lower Extremities when Using the Fixed Knee Mode. *Mekhatronika, Avtomatizatsiya, Upravlenie*, 2020, vol. 21, no. 1, pp. 34–42.

DOI: 10.17587/mau.21.34-42

References

1. **Vukobratovic M., Stepanenco J.** On the stability of anthropomorphic systems, *Mathematical Biosciences*, Oct. 1972, vol. 15, iss. 1–2, pp. 1–37.

2. **Zoss A., Kazerooni H.** On the Mechanical Design of the Berkeley Lower Extremity Exoskeleton (BLEEX), *Proc. IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 2005, pp. 3132–3139.

3. **Dollar A. M., Herr H.** Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses: Challenges and State-of-the-Art, *IEEE Trans. On Robotics*, 2008, vol. 24, no. 1, pp. 1–15.

4. **Aguirre-Ollinger G., Colgate J. E., Peshkin M. A., Goo-swani A.** Inertia Compensation Control of a One-Degree-of Freedom Exoskeleton for Lower-Limb Assistance: Initial Experiments, *IEEE Trans. of Neural Systems and rehabilitation Engineer*. 2012, vol. 20, no. 1, pp. 68–77.

5. **Lavrovskii E. K.** On the Energetics of the Walking Gait of Human Operator Using a Passive Exoskeleton, *Mechanics of Solids*. 2015, vol. 50, no. 1, pp. 6–18.

6. **Voronov A. V., Lavrovskii E.** Finding of mass-inertia parameters for human legs, *Physiology of Human*. 1998, no. 2, pp. 91–101 (in Russian).

7. **Beletsky V. V.** Biped walking, Moscow, Nauka, 1984, 286 p. (in Russian).

8. **Beletsky V. V.** Flat linear models of bipedal deviation, Preprint Instituta prikladnoy matematiki im. M. V. Keldisha AN SSSR, 1973, no. 95 (in Russian).

9. **Beletsky V. V., Lavrovskii E. K.** Model problems of bipedal walking, *Mechanics of Solids*. 1981, no. 2, pp. 156–165 (in Russian).

10. **Formalsky A. M.** About displacement of antropomorphic mechanisms, Moscow, Nauka, 1984, 368 p. (in Russian).