

С.Д. КАЗАРЯН, С.А. САРГСЯН, М.Г. АРУТЮНЯН, В.А. АРАКЕЛЯН

**ПРОЕКТИРОВАНИЕ ЭКЗОСКЕЛЕТОНА-АССИСТЕНТА  
ПРИСЕДАНИЯ И ВСТАВАНИЯ ЧЕЛОВЕКА**

Выполнено приближенное и точное уравнивание экзоскелетона-ассистента приседания и вставания человека, применимого как для физиотерапии, так и для перманентного использования.

**Ключевые слова:** экзоскелетон, уравнивание, пружина, физиотерапия.

**Введение.** Целью настоящей работы является проектирование экзоскелетон-ассистентов приседания и вставания для пациентов с опорно-двигательными нарушениями без особых усилий с их стороны (рис. 1). Обеспечение снижения двигательных усилий пациента достигается пружинным статическим уравниванием [1-6]. В рамках статьи не рассматриваются вопросы общего равновесия тела человека.

Используются линейные цилиндрические пружины растяжения и сжатия, развивающие большие усилия при их малых размерах и массах [1-6], что делает экзоскелетоны портативными и применимыми как для физиотерапии, так и для перманентного использования.

**Описание задачи.** Биомеханическая система тела человека и экзоскелетона имеет следующую структуру: с каждой стороны механический четырехзвенный ортез (рис. 1а) связан со спиной и соответствующей ногой (бедро и голень) человека и копирует движение тела в сагиттальной плоскости (тазобедренный сустав, имеющий три степени свободы, ограничен вращательной кинематической парой ортеза).

Обозначения на рисунках даны только для элементов экзоскелетона с одной стороны, другая сторона вследствие симметричности может быть представлена зеркально.

С добавлением передачи 5 с гибкой связью (рис. 1б), например цепной (зубчатых колес и цепи), обеспечивается связь между углами вращения звеньев 3 (голень) и 2 (бедро). А для обеспечения стабильности в процессе приседания звенья 3 (голень) и 4 (ступня) фиксируются друг относительно друга. С учетом связи между углами вращения звеньев 2 и 3 биомеханическую систему можно считать системой с одной степенью свободы  $\varphi_1 = \varphi_2 = \varphi$ , выполняющей движение в сагиттальной плоскости. Массы звеньев механизма передачи могут быть учтены введением коррекции в массы звеньев устройства.

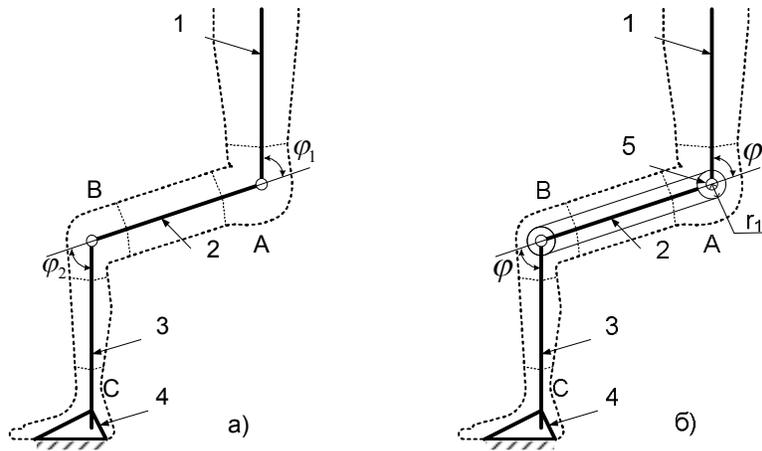


Рис.1. Принципиальная схема биомеханической системы человек-экзоскелетон:  
а - двухподвижная, б- одноподвижная

Момент гравитационных сил звеньев  $M_{gs0}$  относительно оси коленного сустава экзоскелетона (точки В, рис. 1) определяется в виде

$$M_{gs0} = M_{g2} + M_{g1}, \quad (1)$$

где  $M_{g1}$  - момент гравитационной силы звена 1, равный

$$M_{g1} = 0,5m_1l_2g \sin \varphi; \quad (2)$$

$M_{g2}$  - момент гравитационной силы звена 2, равный

$$M_{g2} = 0,5m_2l_2g \sin \varphi; \quad (3)$$

$m_1$  - масса торса (также головы и рук) со звеном 1;  $m_2$  - масса бедра со звеном 2;  $l_2$  - длина звена 2;  $\varphi$  - угол позиционирования звена 2 (обобщенная координата экзоскелетона).

После подстановки (2) и (3) в уравнение (1) получим

$$M_{gs0} = 0,5(m_2 + m_1)l_2g \sin \varphi. \quad (4)$$

**Статическое уравновешивание системы.** Для уравновешивания биомеханической системы (рис. 2) к звену 1 экзоскелетона на расстоянии  $l_F$  при помощи троса длиной  $l_T$  и ролика б радиусом  $r_2$  намотки троса присоединяется линейная цилиндрическая пружина 7 начальной длины  $l_{sp}$ .

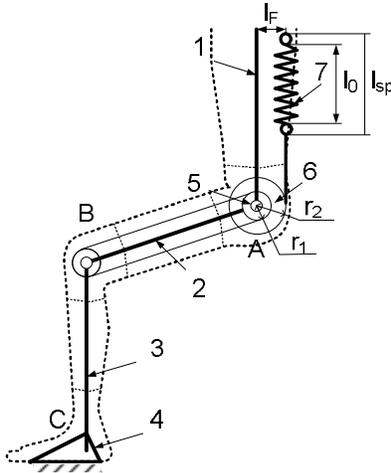


Рис.2. Принципиальная схема экзоскелетона

Жесткость пружины вычисляется из условия статического равновесия системы [1-6] - равенства нулю суммы моментов гравитационных сил и момента силы уравнивающей пружины относительно точки В.

Момент  $M_{gs}$  гравитационных сил звеньев относительно точки В определяется в виде (рис. 2)

$$M_{gs} = M_{g0} + M_{g6,7}, \quad (5)$$

где  $M_{g6,7}$  - момент гравитационных сил звеньев 6 и 7, равный

$$M_{g6,7} = (m_6 + m_7)l_2 g \sin \varphi; \quad (6)$$

$m_6$  - масса элемента 6;  $m_7$  - масса пружины 7.

После подстановки уравнений (4) и (6) в (5) получим

$$M_{gs} = (0,5(m_2 + m_1) + m_6 + m_7)l_2 g \sin \varphi. \quad (7)$$

Момент  $M_b$  силы уравнивающей пружины 7 будет

$$M_b = F_s r_2, \quad (8)$$

где  $F_s$  - сила упругости уравнивающей пружины, определяемая в виде

$$F_s = F_0 + k(l_s - l_0) = F_0 + k\Delta l_s; \quad (9)$$

$k$  - коэффициент жесткости;  $l_0$  и  $l_s$  - начальное и текущее значения рабочей длины;  $\Delta l_s$  - удлинение;  $F_0$  - начальная сила пружины. Очевидно (рис. 2), что  $\Delta l_s$  определяется как

$$\Delta l_s = r_2 \varphi, \quad (10)$$

а его максимальное значение из соображений усталостной прочности ограничивается условием

$$\Delta l_{s\max} = r_2 \varphi_{\max} \leq 0,4l_0.$$

Если использовать пружину ненулевой начальной длины вида  $F_0 = 0$  (рис.3а), либо привести пружину к характеристике  $F_0 = m_7g$  (рис.3б) при учете собственного веса пружины, принимая во внимание (9) и (10), уравнение (8) можно преобразовать в вид

$$M_b = k\Delta l_s r_2 = k r_2^2 \varphi. \quad (11)$$

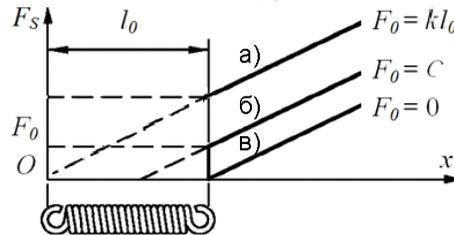


Рис.3. Характеристики цилиндрических пружин [6]:  
а - нулевой, б, в - ненулевой начальных длин

Неуравновешенность системы оценивается разностью моментов от гравитационных сил звеньев и уравновешивающей силы пружины:

$$M_{us} = M_{gs} - M_b. \quad (12)$$

Или же, после подстановки (7) и (11) в уравнение (12), получим

$$M_{us} = (0,5(m_2 + m_1) + m_6 + m_7)l_2 g \sin \varphi - k r_2^2 \varphi.$$

Приравниванием нулю  $M_{us}$  с учетом зависимости массы цилиндрической пружины от ее жесткости [1-3] определяется значение коэффициента жесткости  $k$  уравновешивающей пружины из нелинейного уравнения

$$k r_2^2 \varphi_2 - \rho \pi L_w \sqrt{D^3 n k / 2G} l_2 g \sin \varphi - ((m_2 + m_1) / 2 + m_6) l_2 g \sin \varphi = 0,$$

где  $D$  - средний диаметр;  $n$  - число витков,  $\rho$  - плотность материала;  $G$  - модуль сдвига;  $l_w$  - длина проволоки пружины.

**Численный пример 1.** Уравновешивание биомеханической системы человек-экзоскелет выполнено при следующих значениях ее параметров: масса пациента 60 кг,  $m_1 = 39$  кг;  $m_2 = 10$  кг;  $m_3 = 4$  кг;  $m_6 = 0,55$  кг;  $\rho_{st} = 7800$  кг/м<sup>3</sup>;  $G = 81 \times 10^9$  Н/м<sup>2</sup>;  $l_2 = 0,4$  м;  $r_1 = 0,03$  м;  $r_2 = 0,08$  м;  $\varphi_{\max} = 120^\circ$ ;  $l_F = 0,08$  м;

$\Delta l_{S_{\max}} = l_T = 0,168 \text{ м}$ ;  $l_0 = 0,42 \text{ м}$ ;  $D = 0,05 \text{ м}$ ;  $p = D \tan 25^\circ = 0,019 \text{ м}$  - шаг витков пружины,  $n = \text{round}[(l_0) / p] = 23$ ;  $l_w = \pi(l_{sp} - l_0) / 2 + D \pi n / \cos \gamma = 2,96 \text{ м}$ , где  $\gamma = \arctg(p / (\pi D)) = 8,45^\circ$ ;  $l_{sp} = 0,48 \text{ м}$ . Строятся графики  $M_{gs}$  и  $M_b$  при различных значениях  $k$  (рис.4), определяются (см. табл.) соответствующие значения  $F_0$ ,  $m_7$  и диаметра  $d$  проволоки пружины из формулы:  $d = \sqrt[4]{8D^3nk / G}$ .

После проверяется удовлетворение условия [1]:  $4 \leq D/d \leq 15$ .

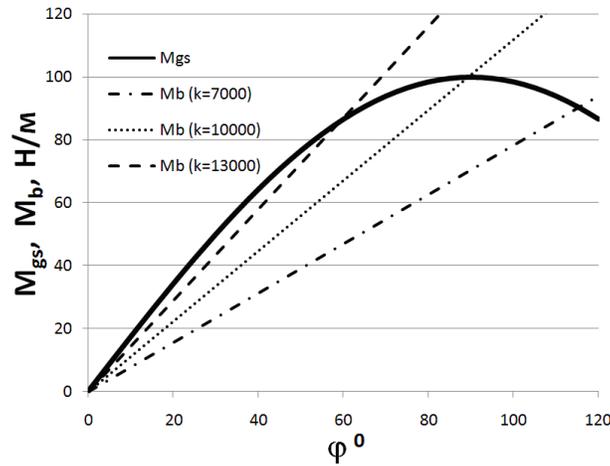


Рис.4. Графики зависимости  $M_{gs}$  и  $M_b$  от обобщенной координаты экзоскелетона при различных значениях  $k$

Таблица

Параметры пружины для различных значений  $k$

$k_2$ , $H/м$	7000	10000	13000
$m_7$ , $кг$	0,789	0,692	0,579
$F_0$ , $H$	7,733	6,782	5,675
$d$ , $м$	0,0066	0,0062	0,0057
$D/d$	6,07	6,48	7,08

Неуравновешенность системы для выбранного значения жесткости  $k$  пружины оценивается в рабочем интервале изменения обобщенной координаты  $\varphi$  экзоскелетона.

**Точное статическое уравновешивание.** Если спроектировать профиль ролика намотки таким образом (рис. 5), чтобы выполнялось условие

$$\Delta l_s r_{2s} = r_0^2 \sin \varphi,$$

где  $r_0$  - начальное значение;  $r_{2s}$  - текущее значение радиуса ролика намотки, то можно получить точное статическое уравновешивание и определить значение  $k$  из следующего квадратного уравнения:

$$kr_0^2 - \rho\pi L_w \sqrt{D^3 nk / 2G} l_2 g - (0,5(m_2 + m_1) + m_6) l_2 g = 0.$$

Функция вида  $r_{2s} = r_0 \cos 0,5\varphi_2$  удовлетворяет заданному условию:

$$\Delta l_s = \int r_{2s} d\varphi = \int r_0 \cos 0,5\varphi d\varphi = 2r_0 \sin 0,5\varphi,$$

$$\Delta l_s r_{2s} = 2r_0^2 \sin 0,5\varphi \cos 0,5\varphi = r_0^2 \sin \varphi.$$

При изменении угла  $\varphi \in [0^\circ; 120^\circ]$  радиус  $r_{2s}$  изменяется от  $r_0$  до  $0,5r_0$  (рис. 5). Следовательно, если присоединить неподвижный конец пружины на расстоянии  $l_F = 0,75r_0$  от звена 1 экзоскелетона и на высоте  $(l_{sp} + l_T)$  (см. рис. 2), то угол  $\alpha$ , образованный отклонением пружины с тросом от вертикали, изменяется в интервале

$$\alpha \in [\pm \arctg(r_0 / 4(l_{sp} + l_T)); 0].$$

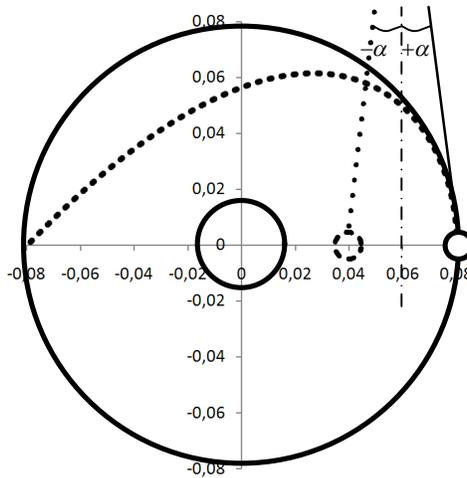


Рис.5. Схема кулачкового ролика

**Численный пример 2.** Уравновешивание биомеханической системы выполнено при использовании кулачкового ролика с  $r_0 = 0,08$  м и исходных данных примера 1.

Получено:  $k = 15777 \text{ Н/м}$ ;  $m_7 = 0,89 \text{ кг}$ ;  $F_0 = 8,66 \text{ Н}$ ,  $\alpha \in [\pm 0,885^\circ; 0^\circ]$ ,  $\alpha_{\max} = \pm 0,885^\circ$ .  
Пренебрегая изменением угла  $\alpha$ , принимаем направление пружины вертикальным.

**Обеспечение приседания и вставания без значительных усилий.** Если в проектируемом устройстве позволить торсу человека небольшую свободу движения относительно экзоскелетона, либо движениями рук или головы изменять положение центра тяжести тела в сагиттальной плоскости, то будет нарушена статическая уравновешенность системы и обеспечено приседание/ вставание человека без особых усилий за счет увеличения/уменьшения момента от гравитационных сил относительно коленных суставов.

**Выводы.** Статическое уравновешивание системы человек-экзоскелетон с любой степенью точности возможно выполнить с использованием рычажной системы, пружин, присоединенных к рычагам, и гибкой связью к кулачковым роликам, что показано на примере умышленно упрощенной системы с одной степенью подвижности. Экзоскелетон позволяет человеку с ограниченными двигательными способностями в повседневной жизни с легкостью совершать движения приседания и вставания.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. **Казарян С., Арутюнян М., Аракелян В.** Оптимизация параметров биомеханической системы посредством компоновки пружины при статическом уравновешивании // Сборник материалов годичной научной конференции ГИУА, 19-23.11.2007г. - Ереван, 2008. -Том 1.- С.410-414.
2. **Arakelian V., Ghazaryan S.** Gravity balancing of the human leg taking into account the spring mass // Proceedings of the 9th International Conference on Climbing and Walking Robots (CLAWAR).- Brussels, Belgium, 12-14 September, 2006.- P. 630-635.
3. **Arakelian V., Ghazaryan S.** Improvement of balancing accuracy of robotic systems: Application to leg orthosis for rehabilitation devices // International Journal of Mechanism and Machine Theory.- Elsevier, 2008.- 43(5).- P. 565-575.
4. **Agrawal S., Fattah A.** Theory and design of an orthotic device for full or partial gravity-balancing of a human leg during motion // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. - 2004.- Vol.12, No 2.-P.157-165.
5. **Agrawal A., Agrawal S. K.** Design of Gravity Balancing Leg Orthosis Using Non-Zero Free Length Springs [Text] // Mechanisms and Machine Theory.- 2005.- Vol. 40, issue 6.- P. 693-709.
6. **Fattah A., Agrawal S. K.** Prototype of a Gravity-Balanced Assist Device for Sit-to-stand Tasks [Text]// ASME Journal of Mechanical Design.- Sept. 2006.-Vol. 128.-P. 1122-1129.

ГИУА (П).       Материал поступил в редакцию 17.12.2010.

Ս.Դ. ՂԱԶԱՐՅԱՆ, Ս.Ա. ՄԱՐԳՍՅԱՆ, Մ.Գ. ՀԱՐՈՒԹՅՈՒՆՅԱՆ,  
Վ.Հ. ԱՌԱՔԵԼՅԱՆ

ՄԱՐԴՈՒ ՆՍՏԵԼ-ԵԼՆԵԼՈՒ  
ԱՍԻՍՏԵՆՏ-ԷԿՉՈՄԿԵԼԵՏՈՆԻ ՆԱԽԱԳԾՈՒՄ

Կատարված է ինչպես ֆիզիոթերապիայում, այնպես էլ մշտական օգտագործման համար կիրառվող մարդու նստել-ելնելու ասիստենտ- էկզոսկելետոնի մոտավոր ու ճշգրիտ հավասարակշռում:

**Առանցքային բառեր.** էկզոսկելետոն, զսպանակ, հավասարակշռում, ֆիզիոթերապիա:

S.D. GHAZARYAN, S.A. SARGSYAN, M.G. HARUTYUNYAN,  
V.H. ARAKELYAN

THE DESIGN OF EXOSKELETON-ASSISTANT  
OF HUMAN SIT-TO-STAND

The approximate and exact static balancing of human sit-to-stand exoskeleton-assistant applicable for both physiotherapy and permanent use is performed.

**Keywords:** exoskeleton, balancing, spring, physiotherapy.