

УДК 62-236.58:606:61

## РАЗРАБОТКА КОНСТРУКЦИЙ ПОРТАТИВНОГО ОРТЕЗА ДЛЯ ХОДЬБЫ И ПРИСЕДАНИЯ

**С.Д. Казарян, М.Г. Арутюнян**

*Национальный политехнический университет Армении*

Предложены конструктивные решения для статического уравнивания портативного ортеза–ассистента ходьбы и приседания. Ортезы – дублирующие механические и/или электромеханические устройства, предназначенные для реабилитации/поддержки функций опорно-двигательного аппарата человека. Схемы экзоскелетов и ортезов, а также их разные конструктивные компоновки предполагали использование металлических пружин и/или противовесов для точного уравнивания биомеханической системы; в них акцентировались задачи математического характера и рассматривались аспекты теории уравнивания в целом.

В работе предлагается минимизировать размеры ортезов путем выбора типов используемых эластичных элементов: пружин, резин, актуаторов, имеющих максимальную эффективность при минимальных размерах и массах, и уменьшения их количества при помощи их компоновок с переключателями и регуляторами направления и дозировки, что достигается применением фиксаторов и специальных роликов, либо кулачков для более точного уравнивания.

Произведен сравнительный численный анализ решений, выявлены их преимущества и недостатки. Несмотря на простоту конструкции предложенной схемы ортеза, из полученных результатов видно, что он может быть применен в случаях, когда пациенту обеспечивается частичная уравнишенность как при ходьбе, так и при приседании. Если акцентировать на полной уравнишенности при ходьбе, во всех случаях имеет место частичная уравнишенность при приседании, и наоборот, при ходьбе создается несопоставимо большая уравнишивающая сила. При этом в первом случае при приседании неуравнишенность можно частично уменьшить отводом рук вперед и/или изменением положения центра масс торса.

Предложенная конструктивная схема ортеза для ходьбы и приседания человека, с его возможностью фиксации в положение стоя, отличается рядом преимуществ: портативностью, регулируемостью, легкой дозируемостью и малогабаритностью по сравнению со своими предшественниками, высокой эффективностью, универсальностью, эргономичностью и пониженной себестоимостью.

**Ключевые слова:** ортез, реабилитационное устройство, статическое уравнивание, эластичный элемент.

**Введение.** Ортезы – дублирующие механические и/или электромеханические (мехатронные) устройства, предназначенные для реабилитации/поддержки функций опорно-двигательного аппарата человека [1-7]. При их накладке на

тело человека они образуют биомеханические (биомехатронные) системы, а требования, выдвигаемые к их проектированию, сводятся к портативности, эффективности, эргономичности и низкой себестоимости.

Схемы экзоскелетов и ортезов, а также их разные конструктивные компоновки, ранее предложенные авторами [1-7], предполагали использование металлических пружин и/или противовесов для точного уравнивания биомеханической системы; в них акцентировались задачи математического характера, рассматривались аспекты теории уравнивания в целом. В предлагаемых схемах ортезов для уравнивания системы при ходьбе [4-7] и/или приседании [1-3] поочередно использовались две разные пружины из-за разнонаправленности усилий пружин при двух этих действиях.

В данной работе предлагается минимизировать размеры ортезов путем выбора типов используемых эластичных элементов: пружин, резин, актуаторов, имеющих максимальную эффективность при минимальных размерах и массах, и уменьшения их количества при помощи их компонок с переключателями и регуляторами направления и дозировки. Сказанное достигается применением фиксаторов и специальных роликов, либо кулачков для более точного уравнивания.

**Частичное уравнивание портативного ортеза для ходьбы и приседания.** Двухзвенный регулируемый ортез (рис.1) с телескопическими звеньями 1 и 2, соединенными кинематической парой, фиксируется на бедре и поясице человека при помощи поясов, либо может вставляться в предусмотренные карманчики специальных ортопедических шорт.

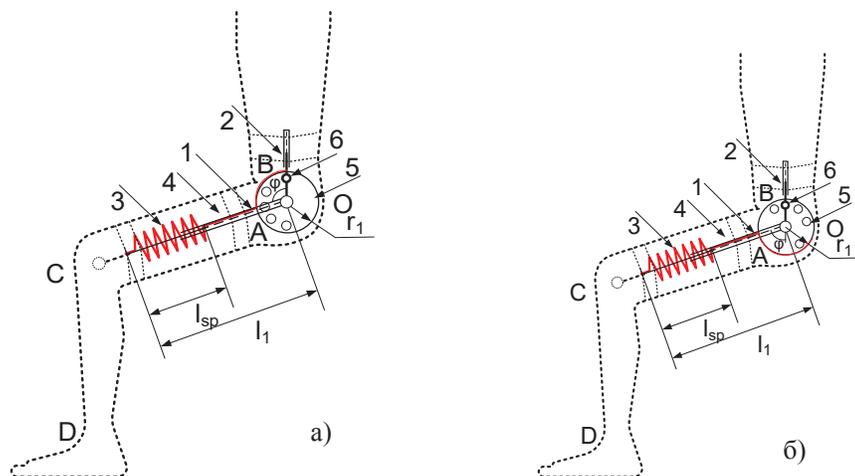


Рис. 1. Схема портативного ортеза с регулирующим роликом:  
а - при ходьбе, б - при приседании

Эластичный элемент 3 устанавливается вдоль звена 1 и свободным концом с помощью троса 4 отводится к ролику 5, создавая уравнивающую систему. Ролик 5 имеет позиционные отверстия для фиксации со звеном 2 при помощи фиксатора 6. Поворотом ролика 5 по часовой или против часовой стрелки изменяется назначение эластичного элемента 3, и система работает в качестве ассистента для ходьбы либо приседания человека.

Позиционные отверстия на ролике 5 выполняются индивидуально, в зависимости от диаметра самого ролика, массы пациента, углов ходьбы и приседания, типа и допустимого хода эластичного элемента, дозировки реабилитационных нагрузок. Следует отметить, что в этой схеме не рассмотрены добавочные механизмы для обеспечения удобного контроля и позиционирования уравнивающей системы. Эти решения могут быть механическими: суперпозиционные ролики, редукционные зубчатые передачи, и мехатронными: контроллеры, датчики, малогабаритные электромоторы, актуаторы. Они будут представлены в последующих схемах.

Ниже произведен расчет характеристик эластичного элемента 3 с учетом условия уравниваемости системы. Гравитационный момент при ходьбе определяется в виде

$$M_{gw} = (0,5m_1 + m_{CD})l_1g \sin \varphi, \quad (1)$$

где  $m_1$  - масса сегмента бедра с ортезом, массой элемента 3 пренебрегаем;  $m_{CD}$  - масса сегментов голени и стопы;  $l_1$  - длина звена 1;  $g$  - гравитационная постоянная;  $\varphi$  - угол позиционирования звена 1.

Гравитационный момент при приседании определяется в виде

$$M_{gs} = (0,5m_H - m_{CD} - 0,5m_1)l_1g \sin \varphi, \quad (2)$$

где  $m_H$  - общая масса человека. Опираясь на известные эмпирические формулы биомеханики, можно сказать, что  $M_{gs} = 3M_{gw}$  [8].

Уравнивающий момент при ходьбе определяется в виде

$$M_{bw} = F_{sw}r_1 = (F_{0w} + k\Delta l_{sw})r_1 = (\varphi_{0w} + \varphi)k\pi r_1^2 / 180, \quad (3)$$

где  $r_1$  - радиус ролика 5;  $k$  - коэффициент жесткости,  $\Delta l_{sw}$  - рабочее удлинение,  $F_{sw}$  - развиваемая сила эластичного элемента 3 при ходьбе, а  $F_{0w}$  - сила его предварительного натяжения, обеспечиваемая намоткой троса 4 на ролик 5 на угол  $\varphi_{0w}$ :  $F_{0w} = \varphi_{0w}k\pi r_1^2 / 180$ . Причем момент от  $F_{0w}$  будет равен

$$M_{0w} = \varphi_{0w}k\pi r_1^2 / 180. \quad (4)$$

Как видим, этот момент постоянен и зависит только от величины  $\varphi_{0w}$ .

После подстановок получим неуравновешенность системы при ходьбе:

$$M_{uw} = M_{gw} - M_{bw} = (0,5m_1 + m_{CD})l_1g \sin \varphi - (\varphi_{0w} + \varphi)k\pi r_1^2 / 180 \rightarrow 0. \quad (5)$$

Предварительно задав угол начального позиционирования звена 1  $\varphi_{pw}$ , путем вариации комбинаций  $k$  и  $\varphi_{0w}$  можем выбрать подходящий эластичный элемент для заданного  $\varphi \in [\varphi_{pw}; 180]$ .

Как уже было сказано, для приседания человека из позиции стоя уравнивающая система высвобождается при помощи фиксатора 6. Ролик 5 поворачивается против часовой стрелки вполборота, но в системе может оставаться предварительное натяжение  $F_{0w}$  элемента 3 в случае намотки троса 4 на ролик 5 на угол  $\varphi_{0w}$ . Далее, усилиями руки человека ролик 5 опять поворачивается против часовой стрелки на необходимый угол  $\varphi_{0s}$  и фиксируется со звеном 2 при помощи фиксатора 6 (см. рис. 1 б). В этом случае система работает в качестве ассистента для приседания человека.

Уравнивающий момент при приседании определяется в виде

$$M_{bs} = F_{ss}r_1 = (F_{0s} + k\Delta l_{ss})r_1 = (\varphi_{0s} + \varphi_{0w} + \varphi)k\pi r_1^2 / 180, \quad (6)$$

где  $\Delta l_{ss}$  - рабочее удлинение,  $F_{ss}$  - развиваемая сила эластичного элемента 3 при приседании, а  $F_{0s}$  - сила его предварительного натяжения, обеспечиваемая предварительной намоткой троса 4 на ролик 5 на угол  $\varphi_{0s}$ :

$F_{0s} = (\varphi_{0s} + \varphi_{0w})k\pi r_1 / 180$ . Причем момент от  $F_{0s}$  равен

$$M_{0s} = (\varphi_{0s} + \varphi_{0w})k\pi r_1^2 / 180. \quad (7)$$

Здесь момент также постоянен и зависит только от  $\varphi_{0w}$  и  $\varphi_{0s}$ .

После подстановок получим неуравновешенность системы при приседании:

$$M_{us} = M_{gw} - M_{bw} = (0,5m_1 + m_{CD})l_1g \sin \varphi - (\varphi_{0w} + \varphi)k\pi r_1^2 / 180 \rightarrow 0. \quad (8)$$

*Численный пример 1.* В качестве иллюстрации уравнивание при ходьбе биомеханической системы человек-ортез (см. рис.2) выполнено при следующих значениях ее параметров: масса пациента 60 кг,  $m_1 = 8,5$  кг,  $m_{CD} = 3,5$  кг,  $l_1 = 0,4$  м,  $\varphi_{pw} = 60^\circ$ ,  $r_1 = 0,05$  м. При этом получаем:  $M_{gw} \max = 30,7$  Нм, а при  $\varphi_{0w} = 0^\circ$  -  $k \max = 7822$  Н/м.

Строятся графики  $M_{gw}(\varphi)$ ,  $M_{bw}(\varphi)$  и  $M_{gs}(\varphi)$ ,  $M_{bs}(\varphi)$ . Здесь можем представить бесчисленное множество комбинаций  $k$  и  $\varphi_{0w}$ ,  $\varphi_{0s}$ , которые могут частично удовлетворять задаче (рис.2), но во всех этих решениях не имеет места точное уравнивание во всем заданном диапазоне  $\varphi \in [\varphi_{pw}; 180]$  при ходьбе и  $\varphi \in [0; 120]$  при приседании.

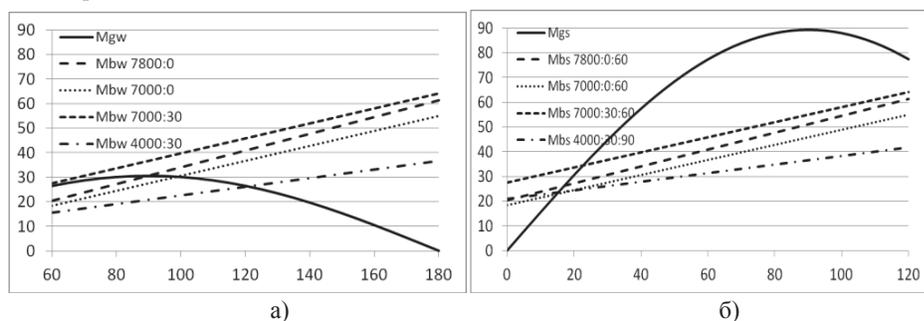


Рис. 2. Вариант уравнивания: а - при ходьбе и б – при приседании с разными параметрами  $k$ ,  $\varphi_{0w}$  и  $k$ ,  $\varphi_{0w}$ ,  $\varphi_{0s}$  соответственно

Несмотря на простоту конструкции данной схемы ортеза, из полученных результатов видно, что такая схема может быть применена в случаях, когда пациенту обеспечивается частичная уравнишенность как при ходьбе, так и при приседании. К тому же, если акцентировать на полной уравнишенности при ходьбе, во всех случаях будем иметь частичную уравнишенность при приседании, и наоборот, при ходьбе будем иметь несопоставимо большую уравнишивающую силу. В первом случае неуравнишенность при приседании можно частично уменьшить отводом рук вперед и/или изменением положения центра масс торса.

Результаты также показали, что после отведения ролика 5 в положение для приседания (рис. 2 б) в начале приседания уравнишивающий момент превышает гравитационный, что может быть нежелательно для приседания, однако этот эффект может быть усилен увеличением значения  $\varphi_{0s}$  и применен для фиксации пациента в положение стоя. В таком случае будем иметь новый тип портативного ортеза–ассистента для ходьбы, стояния и приседания человека.

**Точное уравнивание при ходьбе портативного ортеза для ходьбы и приседания.** Для достижения поставленной цели можно заменить ролик 5 на ролик-кулачок 5' со спиральной осью (рис. 3) и заданным профилем

$r_s = r_0 \cos 0,5\varphi$ , где  $r_0$  - начальное значение (для простоты принимаем  $r_0 = r_1$ );  
 $r_s$  - текущее значение радиуса ролика намотки [2,3].

Определим уравновешивающий момент при ходьбе:

$$M_{bw} = F_{sw}r_s = F_{0w}r_s + k\Delta l_{sw}r_s = (\varphi_{0w}\pi k r_1 / 180 + \Delta l_{sw})kr_s. \quad (9)$$

Здесь функция  $F_{0w}$  эквивалентна предыдущему случаю, но создаваемый им момент будет равен

$$M_{0w} = \varphi_{0w}\pi k r_1 r_s / 180 = \varphi_{0w}\pi k r_1 r_0 \cos 0,5\varphi / 180. \quad (10)$$

При условии, что  $F_{0w} = 0$ , т.е.  $\varphi_{0w} = 0$ , уравновешивающий момент при ходьбе запишем в виде

$$M_{bw} = F_{sw}r_s = k\Delta l_{sw}r_s, \quad (11)$$

где  $\Delta l_{sw}$  определяется в виде  $\Delta l_{sw} = \int r_s d\varphi = \int r_0 \cos 0,5\varphi d\varphi = 2r_0 \sin 0,5\varphi$ , следовательно,  $\Delta l_{sw}r_s = 2r_0^2 \sin 0,5\varphi \cos 0,5\varphi = r_0^2 \sin \varphi$ , и можно получить точное статическое уравновешивание и определить значение  $k$  из уравнения уравновешенности системы:

$$M_{uw} = (0,5m_1 + m_{CD})l_1 g \sin \varphi - kr_0^2 \sin \varphi = 0. \quad (12)$$

Следовательно,

$$k = (0,5m_1 + m_{CD})l_1 g / r_0^2. \quad (13)$$

Уравновешивающий момент при приседании определяется, как и в предыдущем случае.

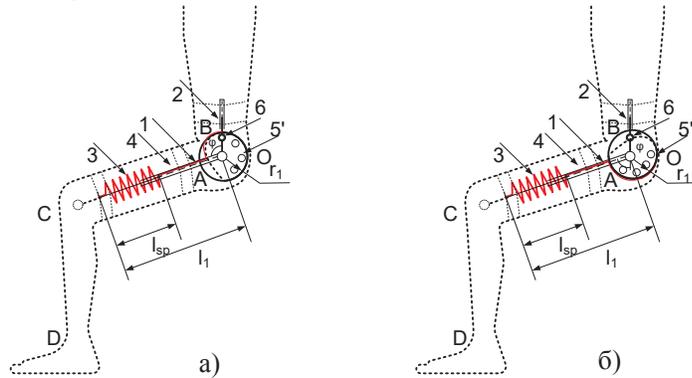


Рис. 3. Схема портативного ортеза с регулирующим кулачком:  
 а - при ходьбе, б - при приседании

*Численный пример 2.* Расчет коэффициента жесткости  $k$  элемента 3 производится при тех же значениях, что и в предыдущем численном примере. Получаем значение порядка  $k = 12300 \text{ Н/м}$ .

Строятся графики  $M_{gw}(\varphi)$ ,  $M_{bw}(\varphi)$  и  $M_{gs}(\varphi)$ ,  $M_{bs}(\varphi)$ . Здесь, очевидно, имеет место точное уравнивание во всем заданном диапазоне  $\varphi \in [\varphi_{pw}; 180]$  при ходьбе (рис.4), однако необходимый коэффициент жесткости максимален. Если обеспечить предварительное натяжение  $\varphi_{0w} \neq 0$ , то можно снизить его значение, но мы не будем иметь точного уравнивания.

При приседании можем представить множество комбинаций с данным значением  $k$  и переменным углом  $\varphi_{0s}$  поворота ролика 5. Причем и здесь при приседании мы имеем частичное уравнивание в заданном диапазоне  $\varphi \in [0; 120]$ , но система всегда может служить ассистентом приседания.

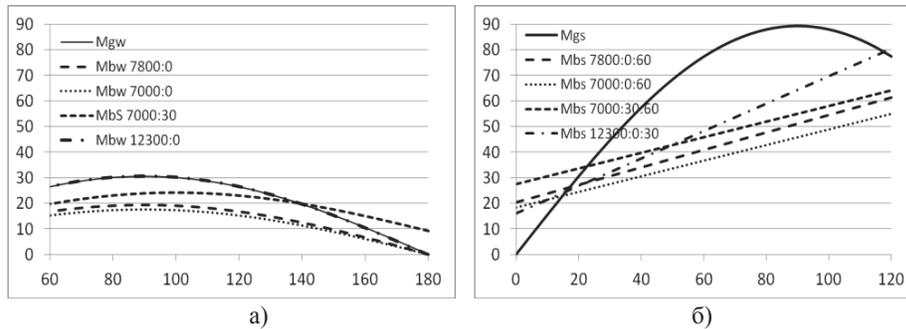


Рис. 4. Точное уравнивание при ходьбе с применением кулачка:  
с разными параметрами: а -  $k$ ,  $\varphi_{0w}$  и б -  $k$ ,  $\varphi_{0w}$ ,  $\varphi_{0s}$  соответственно

Очевиден промежуточный эффект данной конструкции: изменением значения  $\varphi_{0s}$  перед приседанием всегда можно фиксировать пациента в положение стоя в соответствующем диапазоне.

Что касается минимальной длины троса 4, то она должна быть равна  $l_t = (\varphi_{0s} + 180 - \varphi_{pw})\pi r_1 / 180$ . При уже заданных значениях  $\varphi_{0w}$  и  $\varphi_{pw}$   $l_t = 7\pi r_1 / 6 = 0,19 \text{ м}$ , а максимальная длина эластичного элемента 3:  $l_e = l_1 - l_t - r_1 = 0,16 \text{ м}$ , т.е. относительное удлинение  $(l_e + l_t) / l_e = 2,19$  раза.

В случае, если величина  $l_e$  окажется малой для развивания нужного усилия, можно предложить конструктивное решение путем компоновки уравнивающей системы. Например, можно закрепить эластичный элемент

не с коленного, а с другого - тазобедренного конца звена 1, а трос провести в обратном направлении к коленному концу и вернуться через малый добавочный ролик к ролику 5, тем самым снизив относительное удлинение эластичного элемента с 2,19 до 1,5 раза.

**Заключение.** Предложенная конструктивная схема ортеза для ходьбы и приседания человека, а также для возможности фиксации в положение стоя отличается рядом преимуществ: портативностью, регулируемостью, легкой дозируемостью и малогабаритностью по сравнению со своими предшественниками [1-7], высокой эффективностью, универсальностью, эргономичностью и пониженной себестоимостью.

### Литература

1. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г., Аракелян В.А.** Концепция проектирования квазистатически уравновешенных многоцелевых экзоскелетов // Вестник ГИУА.– Ереван, 2013.- Выпуск 16, N 2. – С. 46-50.
2. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г., Аракелян В.А., Саргсян С.А.** Уравновешивание экзоскелетона-ассистента ходьбы и приседания // Машиностроение и техносфера XXI века: Сборник трудов XVIII Международной научно-технической конференции, г. Севастополь, 12-17 сентября 2011 г. В 4-х томах.- Донецк: ДонНТУ, 2011. -Т. 4. - С. 37-40.
3. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г., Аракелян В.А., Саргсян С.А.** Проектирование экзоскелетона-ассистента приседания и вставания человека // Изв. НАН РА и ГИУА. Сер. ТН. - 2011. -Т. VIX, № 2.-С. 121-128.
4. **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.
5. **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.
6. **Ghazaryan S.D.** The drive composition as a counterweight for biomechanical system with a spring// Collection of Materials of Anniversary Student's Scientific Conference of SEUA (Polytechnic), October 16-17, 2008. – Yerevan, 2009. - P. 62-66.
7. **Ghazaryan S.D., Harutyunyan M.G., Arakelyan V.H., Sargsyan S.A.** The Counterweight correction and regulation of spring balance of rehabilitation devices // Proceedings of Engineering Academy of Armenia (PEAA). - Yerevan, Armenia, 2010.-V.7, No.2.- P. 125-128.
8. **Бегун П.И., Шукейло Ю.А.** Биомеханика: Учебник для вузов. – СПб.: Политехник, 2000. – 463с.

*Поступила в редакцию 01.12.2017.  
Принята к опубликованию 18.12.2017.*

**ՔԱՅԼԵԼՈՒ ԵՎ ՆՍՏԵԼՈՒ ԴՅՈՒՐԱԿԻՐ ՕՐԹԵԶԻ ԿՈՆՍՏՐՈՒԿՑԻԱՆԵՐԻ ՄՇԱԿՈՒՄԸ**

**Ս.Գ. Ղազարյան, Մ.Գ. Հարությունյան**

Առաջարկված են կոնստրուկտիվ լուծումներ՝ քայլելու և նստելու դյուրակիր օրթեզ-օգնականի ստատիկ հավասարակշռման նպատակով: Օրթեզները կրկնօրինակող մեխանիկական և/կամ էլեկտրամեխանիկական սարքեր են՝ մարդու հենաշարժողական ապարատի գործառույթների վերականգման/աջակցման նպատակով: Էկզոսկելետոնների և օրթեզների սխեմաները, ինչպես նաև դրանց տարբեր կառուցվածքային հարմարադասումները ենթադրում են մետաղական զսպանակների և/կամ հակակշիռների օգտագործումը՝ կենսամեխանիկական համակարգի հավասարակշռման համար: Հայտնի աշխատանքներում շեշտադրված են մաթեմատիկական բնույթի խնդիրները, և առհասարակ դիտարկվել են հավասարակշռման տեսության հայեցակետերը:

Աշխատանքում առաջարկվում է նվազեցնել օրթեզների չափերը՝ նվազագույն չափերով ու զանգվածներով առավելագույն արդյունավետություն ունեցող էլաստիկ տարրերի տեսակների՝ զսպանակների, ռետինե տարրերի, ակտուատորների ընտրության ճանապարհով, նաև փոխանցատիչների և կարգավորիչների հետ դրանց հարմարադասմամբ՝ դրանց քանակի նվազեցման միջոցով, ինչն իրագործվում է սևեռիչների հատուկ հղվակների կամ, առավել ճշգրիտ, հավասարակշռման համար՝ բռունցքների կիրառմամբ:

Կատարվել է լուծումների համեմատական թվային վերլուծություն, ներկայացված են դրանց առավելություններն ու թերությունները: Չնայած օրթեզի առաջարկվող սխեմայի կառուցվածքի պարզությանը՝ ստացված արդյունքներից երևում է, որ այն կարող է կիրառվել այն դեպքերում, երբ հիվանդն ապահովվում է մասնակի հավասարակշռությամբ ինչպես քայլելու, այնպես էլ նստել-ելնելու դեպքում: Եթե քայլելու ժամանակ ապահովվի լրիվ հավասարակշռումը, ապա, ցանկացած դեպքում, նստելու ժամանակ տեղի կունենա մասնակի հավասարակշռում, և հակառակը, քայլելու ժամանակ տեղի ունի անհամեմատելի մեծ հավասարակշռող ուժ: Ընդ որում, առաջին դեպքում անհավասարակշռումը նստել-ելնելու ժամանակ կարելի է մասնակի նվազեցնել ձեռքերի առաջբերմամբ և/կամ իրանի զանգվածի կենտրոնի փոփոխմամբ:

Մարդու քայլելու և նստելու օրթեզի առաջարկված կառուցվածքային սխեման՝ կանգնած դիրքում պահելու իր հնարավորությամբ, ունի մի շարք առավելություններ. այն

դյուրակիր է, կարգավորվող, հեշտ չափավորվող և փոքրածավալ՝ նախորդների համեմատ, բարձր են դրա արդյունավետությունը, էրգոնոմիկան, և ցածր է ինքնաարժեքը:

**Առանցքային բաղեր.** օրթեզ, վերականգնողական սարք, ստատիկ հավասարակշռում, էլաստիկ տարր:

## DEVELOPMENT OF CONSTRUCTIONS FOR A PORTABLE ORTHOSIS FOR WALKING AND SITTING

S.D. Ghazaryan, M.G. Harutyunyan

Constructive solutions for static balancing of a human walking and sitting portable orthosis-assistant are proposed. The orthoses, duplicating the mechanical and/or electro-mechanical devices are intended for rehabilitation/support of the human musculoskeletal functions. Schemes of exoskeletons and orthoses, as well as their various structural arrangements, presupposed the use of metal springs and/or counterweights for precise balancing of the biomechanical system, the mathematical problems were emphasized in them, and the aspects of the balancing theory as a whole were considered.

It is proposed to minimize the sizes of orthoses by choosing the types of the used elastic elements: springs, elastic, actuators having maximum efficiency with minimum dimensions and masses, and reducing their number by means of their arrangements with switches and regulators of direction and dosage, which is achieved by the use of clamps and special rollers, or cams for more precise balancing.

A comparative numerical analysis of solutions is carried out, the advantages and disadvantages are revealed. Despite the simplicity of the design of the proposed orthosis scheme, from the results, it can be seen that it can be used in cases when the patient is provided with partial balance both at walking and sitting. If we accent on the full balance at walking, in all cases, there is a partial balance at sitting, and vice versa, when walking, there is an incomparably large counterbalancing force. At that, in the first case, the imbalance at sitting can be partially reduced by moving the hands forward and/or by changing the position of the mass centre of the torse.

The proposed block diagram scheme for the human walking and sitting orthosis, with his possibility of fixation in a standing position, has several advantages: it is portable, adjustable, easy to dose and small in comparison with its predecessors, increased efficiency, universality, ergonomics and reduced cost.

**Keywords:** orthosis, rehabilitation device, static balancing, elastic element.