

УДК 62-236.58:606:61

**К ПРОЕКТИРОВАНИЮ МНОГОЦЕЛЕВЫХ УРАВНОВЕШЕННЫХ
УСТРОЙСТВ АССИСТИРОВАНИЯ ОПОРНО-ДВИГАТЕЛЬНОЙ
СИСТЕМЫ ЧЕЛОВЕКА**

С.Д. Казарян, Н.Б. Закарян, М.Г. Арутюнян, Ю.Л. Саркисян

Национальный политехнический университет Армении

Предложен новый методологический подход к разработке многоцелевых ассистирующих устройств, основанный на принципе их параллельного проектирования. Традиционно подобные устройства создаются последовательным решением задач ассистирования функций опорно-двигательной системы человека, таких как уравнивание ноги при ходьбе, уравнивание тела при приседании, а их функциональные возможности расширяются наложением разработанных технических решений. Новый подход обеспечивает многофункциональность устройства на этапе его концептуального проектирования за счет увеличения степеней подвижности и предполагает использование одних и тех же элементов для реализации различных функций. При этом достигается сокращение количества элементов и, как следствие, получение новых преимуществ, таких как мобильность, возможность уравнивания большего числа сегментов человеческого тела, содействие уравниванию биомеханической системы человека и ассистирующего устройства в целом. Предложенный подход, проиллюстрированный на примере разработки нового ассистирующего устройства, обеспечивает статическое уравнивание биомеханической системы устройства и человека при его ходьбе и приседании. Достигнутыми основными преимуществами устройства являются его универсальность, компактность, регулируемость и комфортность по сравнению с известными аналогами. Спроектированное устройство может быть применено как для ассистирования опорно-двигательной системы человека, так и для его физиотерапии. При этом устройство обеспечивает также дозируемость нагрузок и диапазонов угловых перемещений, а следовательно, и большую эффективность при физиотерапии человека. Предложенный подход к проектированию многоцелевых уравновешенных устройств ассистирования опорно-двигательной системы человека достаточно универсален и может быть использован при проектировании не только ассистирующих, но и прочих портативных реабилитационных устройств подобного назначения.

Ключевые слова: ассистирующее устройство, реабилитационное устройство, биомеханическая система, статическое уравнивание, эластичный элемент.

Введение. Ассистирующие и реабилитационные устройства: ортезы, экзоскелеты, инвалидные коляски и пр., представляют собой механические, электромеханические или мехатронные устройства, предназначенные для реабилитации и поддержки функций опорно-двигательной системы человека [1-11]. При их использовании формируется биомеханическая либо биомехатронная система устройства с телом человека, которая и является объектом исследования при проектировании устройства.

Авторами предложен ряд ассистирующих устройств: ассистентов ходьбы [1,2] или приседания [3,6] человека, а также универсальных устройств-ассистентов ходьбы и приседания (рис.1) [4,5], в которых в основном использованы цилиндрические пружины (рис.1а), поочередно присоединяющиеся и отсоединяющиеся от биомеханической системы, с учётом разнонаправленности их действия. Предложены также схемы ассистирующих устройств с использованием эффективного упругого элемента с малой массой и возможностью дозированной перенаправленной уравнивающей силы посредством дополнительных конструктивных элементов: ролика, полуролика либо кулачка (рис.1б) [7- 9].

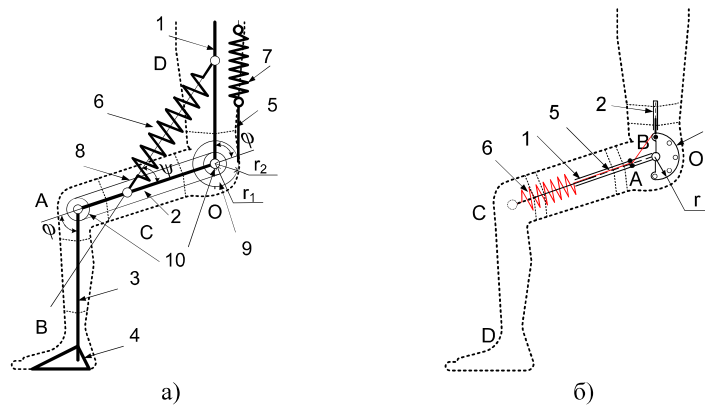


Рис.1. Ассистирующие устройства для ходьбы и приседания: а - с двумя цилиндрическими пружинами; б - с одним упругим элементом и регулятором направления уравнивающей силы; 1-4 - звенья, 5 - трос, 6, 7 - пружины, 8- передача, 9,10 – ролики

Анализ предложенных устройств выявил как их преимущества, так и недостатки. В частности, несмотря на простоту дизайна и возможность достижения точного статического уравнивания ноги человека при ходьбе, они обеспечивают только частичную уравнишенность тела человека при приседании.

Целью настоящей статьи является представление нового методологического подхода к разработке ассистирующих устройств, основанного на

принципе их параллельного проектирования. Дело в том, что названные выше устройства создавались последовательным решением задач ассистирования функций опорно-двигательной системы человека с уравниванием ноги человека при ходьбе и его тела при приседании и дальнейшим расширением их функциональных возможностей путем последовательного наложения разработанных технических решений. При этом имели место усложнение конструкции, нежелательное дублирование отдельных элементов и вытекающие из этого иные недостатки.

Новый подход обеспечивает многофункциональность устройства на этапе его концептуального проектирования за счет увеличения степеней подвижности и предполагает использование одних и тех же элементов для реализации различных функций. При этом достигается сокращение их количества и, как следствие, получение новых преимуществ, таких как мобильность, возможность уравнивания большего числа сегментов человеческого тела, содействие уравниванию биомеханической системы человека и ассистирующего устройства в целом.

Предложенный подход иллюстрируется на примере разработки конструкции нового многофункционального двухподвижного ассистирующего устройства с полным статическим уравниванием биомеханической системы.

Концептуальное проектирование многоцелевого мобильного двухподвижного ассистирующего устройства

Описание структуры и принципа функционирования предлагаемого устройства. На основе разработанной ранее схемы ассистирующего устройства [7-9] с одной степенью подвижности (1-СП), представленного на рис.1б, предложена схема многоцелевого ассистирующего устройства с двумя степенями подвижности (2-СП) для ходьбы, приседания и фиксации тела человека в положении стоя (рис. 2).

Предлагаемый двухподвижный ортез содержит регулируемые телескопические звенья 1, 2, соединенные друг с другом кинематической парой О, и звено 3, соединенное со звеном 2 кинематической парой С, повторяющей кинематику коленного сустава. Ортез фиксируется на талии, бедре и голени человека посредством ремней, либо его вставляют в карманы специальных ортопедических шортов.

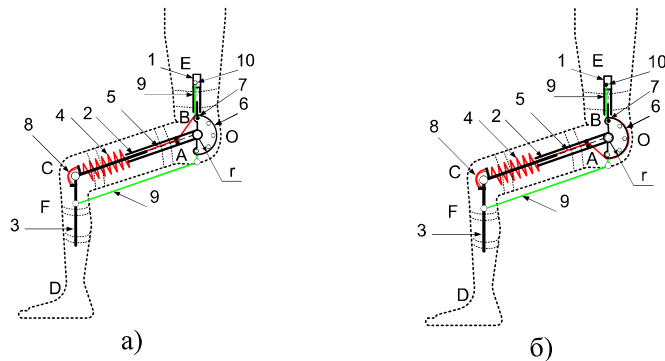


Рис.2. Новая схема ассистирующего устройства с 2-СП с полурезиновым регулирующим механизмом в режимах: а - ходьбы, б- приседания; 1, 2 и 3 - телескопические звенья, 4 - эластичный элемент, 5 - трос, 6 - регулирующий механизм, 7 - фиксатор, 8 - гибкий элемент, 9 - параллельное звено, 10 - фиксатор

Эластичный элемент 4 устанавливается вдоль звена 2 и свободным концом, проходя через точку А, с помощью троса 5 отводится к регулирующему механизму 6, центр которого коаксиален с тазобедренным суставом О. Для фиксации в точке В со звеном 1 посредством фиксатора 7 регулирующий механизм имеет позиционные отверстия, которые выполняются индивидуально, в зависимости от размеров самого регулирующего механизма, его веса, углов шага при ходьбе и приседании пациента, типа и допустимого хода эластичного элемента, дозы восстановительных нагрузок. Поворотом регулирующего механизма по часовой стрелке или против нее изменяется направление воздействия эластичного элемента, и система действует в качестве ассистента для ходьбы (см. рис.2а) либо приседания (см. рис.2б) человека. Гибкий элемент 8 добавлен в кинематическую пару С для обеспечения статического уравнивания голени и стопы во время ходьбы человека [10]. При этом имеет место статическая уравновешенность не только ноги относительно тазобедренного сустава, но и голени со стопой относительно коленного сустава.

Поскольку массы голени и стопы малы по сравнению с массой тела человека и ноги в целом, то гибкий элемент конструктивно может быть реализован в виде упругих пластин, цилиндрической пружины вдоль звена 2 или 3, либо спиральной пружины, установленной в зоне С коленного сустава. В отличие от уравнивающего момента, создаваемого эластичным элементом относительно тазобедренного сустава, здесь нет необходимости перенаправлять уравнивающий момент, создаваемый гибким элементом относительно коленного сустава при ходьбе и приседании человека, поскольку он автоматически направляется в нужную сторону.

Как уже упоминалось, независимо от достижения точной статической уравновешенности ноги во время ходьбы, устройство может обеспечить лишь частичную уравновешенность тела человека при его приседании, поскольку соотношение необходимых максимальных уравновешивающих сил, развиваемых эластичным элементом при ходьбе и приседании, коррелируется в диапазоне от трех до пяти раз.

В предложенном варианте уравновешивающий момент в области коленного сустава, содействуя уравновешивающему моменту в области тазобедренного сустава, помогает уменьшить дисбаланс при приседании человека. В конструкции ассистирующего устройства добавлено также звено 9, параллельное звену 2, для обеспечения комфортного и плавного позиционирования человека при его приседании. При ходьбе человека необходимость в этом звене отсутствует, и оно может отключаться от устройства посредством фиксатора 10.

Численное моделирование и минимизация дисбаланса предлагаемого двухподвижного ассистирующего устройства. В предложенной конструкции устройства гравитационный момент от масс сегментов ноги относительно тазобедренного сустава О при ходьбе определяется в виде

$$M_{gw1} = (0,5m_{th} + m_{sh} + m_f)gl_1 \sin\varphi_1 + (0,5m_{sh} + m_f)gl_2 \sin\varphi_2,$$

где m_{th} , m_{sh} и m_f - массы бедра, голени и стопы соответственно; l_1 и l_2 - длины звеньев 2 (бедра) и 3 (голень); φ_1 и φ_2 - углы позиционирования бедра и голени; g - гравитационная постоянная.

Гравитационный момент от голени и стопы относительно коленного сустава С при ходьбе определяется в виде

$$M_{gw2} = (0,5m_{sh} + m_f)gl_2 \sin\varphi_2.$$

Гравитационный момент от масс сегментов ноги относительно тазобедренного сустава при ходьбе, без учета уравновешивающего эффекта в области коленного сустава ($\sin\varphi_2 = 0$ или $\varphi_2 = 0^0$), определяется в виде

$$M'_{gw1} = (0,5m_{th} + m_{sh} + m_f)gl_1 \sin\varphi_1,$$

следовательно,

$$M_{gw1} = M'_{gw1} + M_{gw2}.$$

Если имеет место уравновешенность в области коленного сустава, то для точного уравновешивания ноги необходимо некоторое увеличение уравновешивающего момента и, соответственно, жесткости пружины в области тазобедренного сустава, а именно: на величину M_{gw2} .

При приседании уравновешивающий момент в области коленного сустава способствует уравновешиванию ноги двумя путями: косвенным, так как жесткость пружины в зоне тазобедренного сустава больше, и прямым, так как кинематические пары в областях коленного и тазобедренного суставов связаны

друг с другом через дополнительное звено. В результате при приседании имеет место улучшение уравновешенности системы в целом.

Гравитационный момент от масс сегментов тела человека относительно коленного сустава при приседании определяется в виде

$$M_{gs} = (0,5m_H - 0,5m_{th} - m_{sh} - m_f)gl_1 \sin\varphi_1,$$

где m_H - масса тела человека.

Уравновешивающий момент относительно тазобедренного сустава при ходьбе должен быть равен по величине гравитационному моменту относительно тазобедренного сустава. Ранее он определялся нами как

$$M'_{b1} = M'_{gw1}.$$

В предлагаемом варианте полный уравновешивающий момент будет

$$M_{b1} = M_{gw1} = M'_{gw1} + M_{gw2} = M'_{b1} + M_{gw2}.$$

Уравновешивающий момент относительно коленного сустава при ходьбе должен быть равен гравитационному моменту относительно коленного сустава:

$$M_{b2} = M_{gw2}.$$

Поэтому при приседании дисбаланс определяется не в виде

$$M'_{us} = M_{gs} - M'_{b1} = M_{gs} - M'_{gw1}$$

или

$$M'_{us} = (0,5m_H - m_{th} - 2m_{sh} - 2m_f)gl_1 \sin\varphi_1,$$

а в виде

$$M_{us} = M_{gs} - M_{b1} - M_{b2}, \quad M_{us} = M_{gs} - M'_{b1} - 2M_{b2}, \quad M_{us} = M'_{us} - 2M_{b2}, \\ M_{us} = M'_{us} - 2M_{gw2}$$

или

$$M_{us} = (0,5m_H - m_{th} - 2m_{sh} - 2m_f)gl_1 \sin\varphi_1 - (m_{sh} + 2m_f)gl_2 \sin\varphi_2.$$

При предположении $l_1 = l_2$ и с учетом условия, что голень и стопа уравновешены, имеем $\sin\varphi_1 = \sin\varphi_2$, поэтому дисбаланс во время приседания записывается в виде

$$M_{us} = (0,5m_H - m_{th} - 3m_{sh} - 4m_f)gl_1 \sin\varphi_1.$$

Для сравнения моментов M'_{b1} и M_{b1} , M'_{us} и M_{us} используются среднестатистические соотношения, известные из биомеханики человека (табл.).

Таблица

Статистические соотношения биомеханики человека

Сегмент	Обозначение	Процент от общей массы человека m_H
Бедро	m_{th}	14,2
Голень	m_{sh}	4,3
Стопа	m_f	1,4

Выражения гравитационных и уравновешивающих моментов при этом имеют вид

$$M_{gw2} = 0,0355m_Hgl_1\sin\varphi_1,$$

$$M'_{b1} = 0,128m_Hgl_1\sin\varphi_1, M_{b1} = 0,1635m_Hgl_1\sin\varphi_1.$$

По результатам вычислений необходимое увеличение уравнивающих моментов $M'_{us} = 0,244m_Hgl_1\sin\varphi_1$, $M_{us} = 0,173m_Hgl_1\sin\varphi_1$ и жесткости пружины составляет 27,73%. Уменьшение дисбаланса при этом будет 29,1%. Причем здесь не учтено положительное влияние на уравнивание биомеханической системы при приседании человека, имеющее место в результате намотки троса на требуемую величину регулируемого угла.

Заключение. Предлагаемый подход параллельного проектирования проиллюстрирован на примере разработки портативного мобильного ассистирующего устройства с уравниванием нижней конечности и тела человека, помогая ему выполнять движения ходьбы и приседания, а также фиксировать тело в стоячем положении. Использование эластичного элемента дает возможность реализовать точную статическую уравнированность ноги при ходьбе. Предложенный регулирующий механизм, изменяющий направление силы упругости эластичного элемента, обеспечивает достижение уравнированности тела человека при его приседании. Введенное в конструкцию дополнительное звено обеспечивает комфортное и плавное позиционирование человека при приседании.

Достигнутыми основными преимуществами устройства являются его универсальность, компактность, регулируемость и комфортность по сравнению с известными аналогами [1-9]. При этом устройство обеспечивает также дозируемость нагрузок и диапазонов угловых перемещений, а следовательно, и большую эффективность при физиотерапии человека.

Предлагаемый подход к проектированию многоцелевых уравнированных устройств ассистирования опорно-двигательной системы человека достаточно универсален и может быть использован при проектировании не только ассистирующих, но и прочих портативных реабилитационных устройств подобного назначения.

На последующих этапах продолжающегося проекта предполагается конструктивное оформление, подготовка макетного образца, экспериментальное исследование и испытание предлагаемого устройства.

Работа выполнена в рамках проекта 18Т-2D236, финансируемого Государственным комитетом по науке при Министерстве образования и науки Республики Армения.

Литература

1. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г., Аракелян В.А.** Концепция проектирования квазистатически уравновешенных многоцелевых экзоскелетов // Вестник ГИУА. Сер. "Механика, машиноведение, машиностроение." – Ереван, 2013.-Вып. 16, N 2. – С. 46-50.
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. **Казарян С.Д., Саргсян С.А., Аракелян В.Г., Арутюнян М.Г.** Проектирование экзоскелетона - ассистента приседания и вставания человека // Известия НАН РА и ГИУА. Сер. ТН. - 2011.- Т. LXIV, №2.- С. 121-128.
5. **Казарян С.Д., Саргсян С.А., Аракелян В.Г., Арутюнян М.Г.** Проектирование экзоскелетона-ассистента ходьбы и приседания человека // Известия НАН РА и ГИУА. Сер.ТН.- 2011.- Т. LXIV, №4.- С. 343-349.
6. **Арутюнян М.Г., Казарян С.Д., Саргсян С.А., Аракелян В.А.** Уравновешивание экзоскелетона-ассистента ходьбы и приседания // Сборник трудов XVIII Международной научно-технической конференции "Машиностроение и техносфера XXI века", г. Севастополь, 12-17 сентября 2011 г. - В 4-х томах. - Донецк: ДонНТУ, 2011. - Т. 4. - С. 37-40.
7. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г., Аракелян В.А.** Концепция проектирования квазистатически уравновешенных многоцелевых экзоскелетов // Вестник ГИУА.Сер. "Механика, машиноведение, машиностроение". – Ереван, 2013.-Вып.16, N2. – С. 46-50.
8. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г.** Разработка конструкций портативного ортеза для ходьбы и приседания // Вестник НПУА: Механика, машиноведение, машиностроение. – Ереван, 2017. – N2. – С. 43-52.
9. **Казарян С.Д., Арутюнян М.Г.** Разработка портативного ортеза для ходьбы и приседания человека // Вестник НПУА: Сборник научных статей. – Ереван, 2018. – N2. – С. 435-439.
10. **Ghazaryan S.D., Harutyunyan M.G.** The Design of Multi-purpose Portable Movable Orthosis // ROMANSY 2018: 22nd CISM IFToMM Symposium on Robot Design, Dynamics and Control, June 25-28, 2018. - Rennes, France, 2018. - P. 296-303.
11. Push med Knee Brace - Коленный ортез: <https://orteka.ru/catalog/ortezy/>.

*Поступила в редакцию 09.11.2018.
Принята к опубликованию 18.12.2018.*

**ՄԱՐԴՈՒ ՀԵՆԱՇԱՐԺՈՂԱԿԱՆ ՀԱՄԱԿԱՐԳԻՆ ՕԺԱՆԴԱԿՈՂ ԲԱԶՄԱՆՊԱՏԱԿԱՅԻՆ
ՀԱՎԱՍԱՐԱԿՇՈՎԱԾ ՍԱՐՔԵՐԻ ՆԱԽԱԳԾՄԱՆ ՄԱՍԻՆ**

Ա.Դ. Ղազարյան, Ն.Բ. Զաքարյան, Մ.Գ. Հարությունյան, Յու.Լ. Սարգսյան

Առաջարկված է մեթոդաբանական նոր մոտեցում՝ բազմանպատակային օժանդակող սարքերի նախագծման նպատակով՝ հիմնված դրանց զուգահեռ նախագծման սկզբունքի վրա: Ավանդաբար նման սարքերը ստեղծվում են մարդու հենաշարժողական համակարգի գործառույթներին օժանդակելու խնդիրների հաջորդաբար լուծմամբ՝ քայլելու ժամանակ ոտքերի հավասարակշռմամբ, նստել-ելնելու ժամանակ մարմնի հավասարակշռմամբ, իսկ դրանց գործառույթային հնարավորություններն ընդլայնվում են մշակված տեխնիկական լուծումների վերադրմամբ: Նոր մոտեցումը՝ շարժունակության աստիճանների բարձրացմամբ, ապահովում է սարքի բազմագործառույթայնությունը հայեցակարգային նախագծման փուլում և ենթադրում է տարբեր գործառույթների իրականացման համար նույն տարրերի օգտագործումը: Ընդ որում, կրճատվում է տարրերի քանակը, և արդյունքում ձեռք են բերվում նոր առավելություններ, ինչպիսիք են՝ շարժունակությունը, մարդու մարմնի հատվածների վելի ընդգրկումն հավասարակշռման հնարավորությունը՝ միևնույն ժամանակ նպաստելով մարդու և օժանդակող սարքի կենսամեխանիկական համակարգի հավասարակշռմանն ընդհանրապես: Օժանդակող նոր սարքի մշակման օրինակով առաջարկվող մոտեցումն ապահովում է մարդու և սարքի կենսամեխանիկական համակարգի ստատիկ հավասարակշռումը մարդու քայլելու և նստել-ելնելու ժամանակ:

Սարքի հիմնական առավելությունն է համապիտանի, ամփոփ, կարգավորող և հարմարավետ լինելը՝ համեմատած հայտնի նմանակների հետ: Նախագծված սարքը կարող է կիրառվել ինչպես մարդու հենաշարժողական համակարգի օժանդակման, այնպես էլ դրա ֆիզիոթերապիայի նպատակով: Սարքն ապահովում է նաև բեռների և անկյունային տեղափոխությունների դիապազոնի չափավորումը, հետևաբար, մարդու ֆիզիոթերապիայի առավել արդյունավետությունը:

Մարդու հենաշարժողական համակարգին օժանդակող բազմանպատակային հավասարակշռված սարքերի նախագծման առաջարկված մոտեցումը կարող է օգտագործվել նաև նման նշանակությամբ այլ վերականգնողական սարքերի նախագծման նպատակով:

Առանցքային բառեր. օժանդակող սարք, վերականգնողական սարք, կենսամեխանիկական համակարգ, ստատիկ հավասարակշռում, էլաստիկ տարր:

DESIGNING MULTI-PURPOSE BALANCED ASSISTIVE DEVICES OF A HUMAN LOCOMOTOR SYSTEM

S.D. Ghazaryan, N.B. Zakaryan, M.G. Harutyunyan, Yu.L. Sarkissyan

For the development of multi-functional assistive devices, a new methodological approach is proposed based on the principle of their parallel design. Traditionally, such devices are created by the human musculoskeletal system functions, assisting the serial solution of the task: the leg balancing during walking, the body balancing during sit-to-stand; and their functional abilities are extended by overlaying the developed technical solutions. The new approach provides the device multi-functionality at its conceptual design stage by increasing the mobility degrees and assumes the use of the same elements for realizing various functions. With this, the number of elements is reduced and, as a result, new advantages are gained, such as mobility, the opportunity of balancing a greater number of the human body segments, at the same time assisting the balancing of the biomechanical system of the body, and the assisting device in general. The proposed approach illustrated on a specific example of a new assistive device development, provides a human and device biomechanical system total static balancing during a human's walking and sitting. The achieved main advantages of the device are its universality, compactness, adjustability and comfort in comparison with the known analogues. The designed device can be used both for assisting the human musculoskeletal system, and physiotherapy. At the same time, the device also provides the dosing of the loads and angular displacement ranges, hence, greater efficiency in human physiotherapy.

The proposed approach to the human musculoskeletal system assisting multi-purpose balanced device design is quite universal and can be used for designing not only assisting, but also for other similar - purpose portable rehabilitation devices.

Keywords: assistive device, rehabilitation device, biomechanical system, static balancing, elastic element.