

УДК 615.825. 65

МОМЕНТНЫЙ МЕХАНИЗМ С ИЗМЕНЯЕМОЙ ВЕЛИЧИНОЙ И НАПРАВЛЕНИЕМ НАГРУЗКИ ДЛЯ МЕХАНОТЕРАПИИ СУСТАВОВ**Умнов В.П.***ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет имени А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
Владимир, e-mail: mex-rob@yandex.ru*

Одной из актуальных задач, стоящих перед разработчиками механотерапевтического тренажера мышц травмированных суставов, является создание недорогого устройства, обладающего возможностью регулирования величины нагрузочного момента в широком диапазоне, при исключении или минимизации взаимодавления суставных поверхностей. Предложен конструктивно простой и, следовательно, дешевый механотерапевтический аппарат активного действия для моментного нагружения без образования сил взаимодавления суставных поверхностей в процессе движений. Механизм тренажера состоит из одного внутреннего зубчатого колеса и находящихся с ним в зацеплении четырех внешних зубчатых колес, связанных между собой упругими элементами. Отсутствие сил в механизме, действующих на ось внутреннего зубчатого колеса и, следовательно, на суставные поверхности в процессе движений, обеспечивается за счет взаимной компенсации противоположных относительно его центра радиальных составляющих усилий в зубчатых зацеплениях. Рассмотрены зависимости формирования нагрузочного момента в механизме при различных вариантах крепления упругих элементов. Получено условие изменения нагрузочного момента в механизме по гармоническому закону, аналогичному изменениям момента в локтевом, коленном и голеностопном суставах при перемещениях предплечья, голени и стопы в вертикальной плоскости. Построены графики нагрузочных моментов, создаваемых механизмом в зависимости от угла поворота и зоны их знакопостоянства. Предложено для регулирования величины и знака нагрузочного момента изменять положение точек крепления упругих элементов на внешних зубчатых колесах. Показано, что при использовании 6 точек крепления упругого элемента на колесе может быть получено 30 различных зависимостей и максимальных значений нагрузочного момента: 15 противодействующих и 15 сопутствующих. При использовании 8 точек можно получить 76 различных зависимостей и значений нагрузочного момента без замены упругих и других конструктивных элементов механизма, что может быть достаточным для тренировки мышц различных суставов людей разных возрастных групп.

Ключевые слова: аппарат механотерапии, механизм моментного нагружения, зубчатое колесо, упругий элемент, регулирование момента, точка крепления упругого элемента

TORQUE MECHANISM WITH VARIABLE MAGNITUDE AND DIRECTION OF LOAD FOR JOINT MECHANOTHERAPY**Umnov V.P.***Vladimir State University named after A.G. and N.G. Stoletovs, Vladimir, e-mail: mex-rob@yandex.ru*

One of the urgent tasks facing the developers of the mechanotherapeutic simulator of the muscles of injured joints is the creation of an inexpensive device that has the ability to regulate the magnitude of the load moment in a wide range, while eliminating or minimizing the mutual pressure of the articular surfaces. A structurally simple and, consequently, cheap mechanotherapeutic device of active action is proposed for instant loading without the formation of forces of mutual compression of articular surfaces in the process of movements. The mechanism of the simulator consists of one internal gear wheel and four external gears engaged with it, interconnected by elastic elements. The absence of forces in the mechanism acting on the axis of the inner gear and, consequently, on the articular surfaces during movements is ensured by mutual compensation of the radial components of forces in the gears opposite to its center. The dependences of the formation of the load moment in the mechanism for various fastening options of elastic elements are considered. A condition for changing the load moment in the mechanism according to the harmonic law is obtained similar to the changes in the moment in the elbow, knee and ankle joints when moving the forearm, lower leg and foot in the vertical plane. Graphs of the load moments created by the mechanism depending on the angle of rotation and the zone of their sign-constancy are constructed. It is proposed to change the position of the attachment points of elastic elements on external gears to regulate the magnitude and sign of the load moment. It is shown that when using 6 attachment points of the elastic element on the wheel, 30 different dependencies and maximum values of the load moment can be obtained: 15 – counteracting and 15 accompanying. When using 8 points, 76 different dependencies and values of the load moment can be obtained without replacing elastic and other structural elements of the mechanism, which may be sufficient for training the muscles of various joints of people of different age groups.

Keywords: mechanotherapy apparatus, torque loading mechanism, gear wheel, elastic element, torque control, elastic element attachment point

Восстановление суставов после травмы или операции осуществляется постепенной разработкой, увеличением их подвижности и гибкости путем механотерапии. Механотерапевтические аппараты позволяют облегчить или обеспечить необходимые движения для увеличения подвижности

в суставах, а также для тренировки определенных групп мышц. При отсутствии мышечной активности большого применяются аппараты пассивного действия (прикроватные или стационарные), которые сами задают движение сустава от внешнего источника [1]. К таким аппаратам отно-

сятся специальные тренажеры для локтевого (например, ARTROMOT E2, Kinetec 6080 elbow CPM) и коленного (например, Opti Flex 3 Knee CPM) суставов, оснащаемые электроприводами и контроллерами [2, 3], стоимостью до 500 тыс. руб. Если пациент использует механотерапевтический аппарат за счет своей собственной мышечной активности, то такие аппараты называются аппаратами активного действия, или тренажерами [4]. Такие аппараты предоставляют возможность больному в зависимости от характера и выраженности болевых ощущений задавать амплитуду движений. Они бывают, как правило, трех типов – основанные на принципе блока (использование веса груза или пружины), на принципе маятника (использование инерции) и изокинетические. Стоимость аппаратов активного действия невысокая, но они лишены регулировки величины создаваемой нагрузки в широком диапазоне. При многих патологических состояниях суставов в процессе механотерапии требуется полностью исключить или значительно уменьшить взаимодействие суставных поверхностей. Известные механотерапевтические аппараты активного действия не обеспечивают указанное требование. При работе с аппаратами механотерапии задействуется сравнительно небольшая мышечная группа, например только те мышцы, которые отвечают за сгибание или разгибание. Анализ устройства тренажеров активного действия для локтевого и коленного суставов показывает, что их общим техническим недостатком является отсутствие регулирования величины и направления нагрузки и наличие сил, возникающих в устройстве нагружения при работе и приводящих к взаимодействию суставных поверхностей, что отрицательно воздействует на состояние травмированного сустава.

Целью работы является решение вопросов создания активного механотерапевтического устройства для тренажеров коленного и локтевого суставов, реализующего переменную по величине и направлению нагрузочного момента без образования сил взаимодействия суставных поверхностей.

Материалы и методы исследования

В качестве устройства моментного нагружения суставов с постоянными параметрами нагрузки без образования сил взаимодействия суставных поверхностей предлагается использовать механизм для статической моментной разгрузки, описанный в работе [5]. Механизм реализует статическую моментную разгрузку привода поворота звена в вертикальной плоско-

сти без образования поперечных или продольных сил при фиксированном моменте нагрузки. Для реализации переменной величины нагрузки можно использовать механизм нагружения, схема которого приведена на рис. 1.

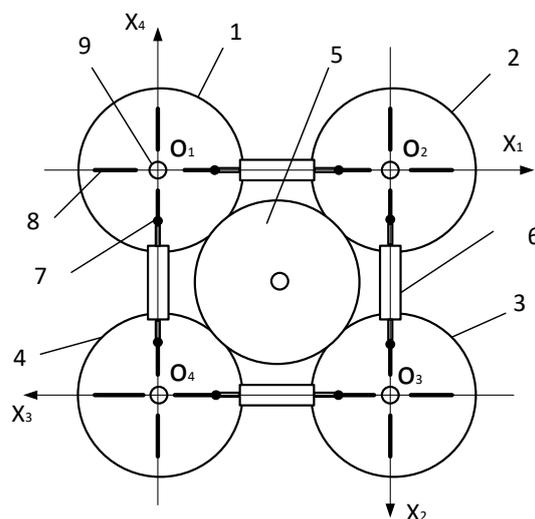


Рис. 1. Схема механизма нагружения:
 1, 2, 3, 4 – внешние зубчатые колеса механизма (ЗК1); 5 – внутреннее зубчатое колесо механизма (ЗК2); 6 – упругие элементы;
 7 – точки крепления упругих элементов на ЗК2;
 8 – конструктивные элементы крепления упругих элементов на ЗК2;
 9 – оси крепления зубчатых колес.
 Точками O_1, O_2, O_3 и O_4 обозначены геометрические центры осей крепления ЗК1

При повороте ЗК2 также повернутся ЗК1, причем углы поворота могут быть равными либо различными в зависимости от соотношения диаметров колес ЗК2 и ЗК1. При повороте колес упругие элементы, выполненные из латексной ленты, трубчатой резины или в виде пружин растяжения, будут растягиваться, создавая усилия и моменты нагружения $\vec{M}_{Hj, (j=\overline{1,4})}$ относительно центров колес ЗК1. Аксиальные составляющие зубчатых зацеплений ЗК2 и ЗК1 создадут суммарный момент на внутреннем зубчатом колесе $\vec{M}_{H=} \eta \cdot \sum \vec{M}_{Hj, (j=\overline{1,4})}$ (η – КПД механизма). При этом, как будет показано ниже, этот момент может быть противодействующим \vec{M}_{HII} или сопутствующий \vec{M}_{HC} направлению движения тренируемого органа из начального положения. Отсутствие сил в механизме обеспечивается за счет взаимной компенсации противоположных относительно центра ЗК2 радиальных составляющих усилия зацепления.

Расположим по осям двух смежных внешних зубчатых колес (СЗК1) оси $X_{i, (i=1,4)}$. Тогда совокупность координат возможных точек крепления упругого элемента на одном из ЗК1 по оси X_i можно представить в виде множества

$$[r_{oj}^i, r_{kj}^i] = \{r_{\mu j}^i \in R_j^{xi} : r_{oj}^i < r_{\mu j}^i \leq r_{kj}^i\}, \quad (1)$$

где $r_{\mu j}^i$ – координаты i -й точки по оси X_i для j -го ЗК1, r_{oj}^i и r_{kj}^i – координаты граничных точек, R_j^{xi} – совокупность вещественных чисел по оси X_i для j -го ЗК1. Из рис. 1 следует, что имеют место 4 варианта соединения каждой пары смежных ЗК1 в начальном положении. Например, для пары колес 1 и 2 на рис. 1 эти варианты можно описать выражениями

$$\{r_{\mu 1}^1 \in R_1^{+Xo1}\} \leftrightarrow \{r_{\mu 2}^1 \in R_2^{-Xo2}\}; \quad (2)$$

$$\{r_{\mu 1}^1 \in R_1^{+Xo1}\} \leftrightarrow \{r_{\mu 2}^1 \in R_2^{+Xo2}\}; \quad (3)$$

$$\{r_{\mu 1}^1 \in R_1^{-Xo1}\} \leftrightarrow \{r_{\mu 2}^1 \in R_2^{-Xo2}\}; \quad (4)$$

$$\{r_{\mu 1}^1 \in R_1^{-Xo1}\} \leftrightarrow \{r_{\mu 2}^1 \in R_2^{+Xo2}\}. \quad (5)$$

Здесь R_j^{Xoj} – положительные или отрицательные значения координат точек крепления упругих элементов на колесах 1 и 2 по оси X_1 относительно точек O_1 и O_2 . В общем случае $R_j^{+Xoj} \neq R_j^{-Xoj}$.

Рассмотрим условия формирования нагрузочного момента в механизме применительно к смежным колесам 1 и 2. На рис. 2 приведены расчетные схемы определения нагрузочного момента, возникающего на внутреннем колесе от действия колес 1 и 2, соединенным упругим элементом в точках B_j

на расстояниях $r_{\mu j}^1 = O_j B_j$ от центров поворота колес 1 и 2 по варианту (2).

Примем, что радиусы колес 1 и 2 одинаковы и при повороте внутреннего колеса при работе тренажера из начального положения по часовой стрелке они поворачиваются на некоторый угол α . Вектор нагрузочного момента \bar{M}_{H12} на внутреннем колесе от действия колес 1 и 2 равен векторной сумме:

$$\bar{M}_{H12} = \bar{M}_{H1} + \bar{M}_{H2}, \quad (6)$$

где \bar{M}_{H1} , \bar{M}_{H2} – составляющие нагрузочного момента от действия колес 1 и 2. Из рис. 2 следует, что скалярная величина момента M_{Hj} определяется из очевидного соотношения

$$M_{Hj} = F_j \cdot O_j C_j, \quad (7)$$

где F_j – модуль усилия, развиваемого упругим элементом ($F_1 = F_2$), $O_j C_j$ – длина нормали к линии действия усилия F_j .

Обозначим $O_1 O_2 = H$, воспользуемся теоремой синусов, а также формулами приведения для тригонометрических функций и из рассмотрения схемы, представленной на рис. 2, а для левого смежного колеса получим соотношения

$$O_1 C_1 = O_1 B_1 \cdot \cos \gamma;$$

$$\cos \gamma = \sin(\alpha + \beta);$$

$$\sin(\alpha + \beta) = H \cdot (B_1 B_2)^{-1} \cdot \sin \alpha;$$

$$O_1 C_1 = O_1 B_1 \cdot H \cdot (B_1 B_2)^{-1} \cdot \sin \alpha. \quad (8)$$

Тогда выражение (7) запишется в виде

$$M_{H1} = F_1 \cdot O_1 B_1 \cdot H \cdot (B_1 B_2)^{-1} \cdot \sin \alpha. \quad (9)$$

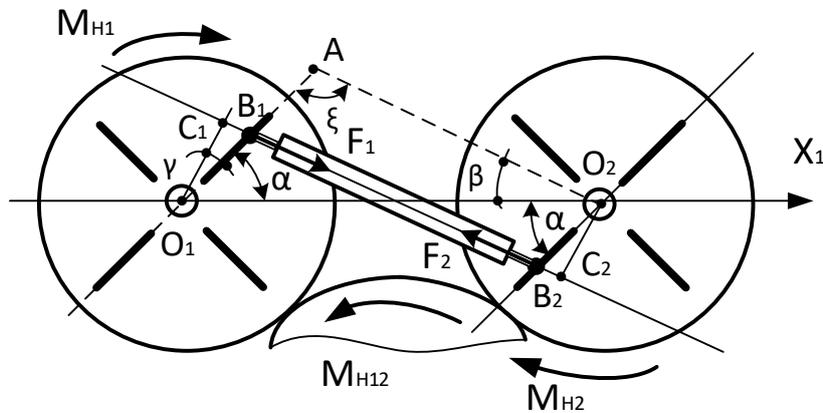


Рис. 2. Расчетная схема определения нагрузочного момента от действия зубчатых колес 1 и 2 (соединение колес упругим элементом по варианту (2))

Полагаем, что

$$F_1 = C \cdot \left[(B_1 B_2)_0 + \Delta \right], \quad (10)$$

где C – коэффициент жесткости упругого элемента, $(B_1 B_2)_0$ и Δ – его начальная длина и величина деформации. Выполнение условия (10) обеспечивается соответствующим предварительным растяжением упругого элемента или созданием в элементе начального усилия без его деформации (например, межвиткового давления в пружине растяжения). Поскольку $B_1 B_2 = \left[(B_1 B_2)_0 + \Delta \right]$, то после соответствующих подстановок получим

$$M_{H1} = O_1 B_1 \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha. \quad (11)$$

Так как $O_1 B_1$, H и C – постоянные величины, то M_{H1} изменяется по гармоническому закону, аналогичному изменениям момента в локтевом, коленном и голеностопном суставах при перемещениях предплечья, голени и стопы в вертикальной плоскости.

Для правого смежного колеса выражение (11) примет вид

$$M_{H2} = O_2 B_2 \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha, \quad (12)$$

а величина суммарного нагрузочного момента от двух смежных колес равна

$$M_{H12} = (O_1 B_1 + O_2 B_2) \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha$$

или в общем виде

$$M_{H12} = (r_{\mu 1}^1 + r_{\mu 2}^1) \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha. \quad (13)$$

При равенстве $r_{\mu 1}^1 = r_{\mu 2}^1 = r_{\mu}^1$ имеем

$$M_{H12} = 2 \cdot r_{\mu}^1 \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha. \quad (14)$$

Так как соединение всех пар смежных ЗК1 упругими элементами должно выполняться по одному варианту и с одинаковыми величинами $r_{\mu j}^1$, то, используя выражение (14) для всего механизма, можно записать

$$M_H = 4 \cdot M_{H12} = 8 \cdot r_{\mu}^1 \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha. \quad (15)$$

Тогда, например, при $r_{\mu}^1 = 15$ мм; $H = 84$ мм и $C = 1$ Н/мм максимальное значение нагрузочного момента равно $M_{Hmax} = 10,8$ Н·м.

В общем случае $r_{\mu 1}^1 \neq r_{\mu 2}^1$. Обозначим разницу $r_{\mu 1}^1 - r_{\mu 2}^1 = \Delta r_{\mu}^1$. Тогда из рис. 2 несложно получить выражение для величины уменьшения момента M_{H12} вследствие обозначенной выше разницы:

$$\Delta M_{H12} = M_{H1} \left[1 - (r_{\mu 2}^1 \cdot r_{\mu 1}^{1-1})^2 \right]. \quad (16)$$

В безразмерном виде выражение (16) можно записать следующим образом:

$$\Delta M_{H12} \cdot M_{H1}^{-1} = \Delta r_{\mu}^1 \cdot r_{\mu 1}^{1-1} (2 - \Delta r_{\mu}^1 \cdot r_{\mu 1}^{1-1}). \quad (17)$$

Производная $dM_{H12} / dr_{\mu 1}^1$ равна:

$$dM_{H12} / dr_{\mu 1}^1 = 2M_{H12} / r_{\mu 1}^1 (1 - \Delta r_{\mu}^1 \cdot r_{\mu 1}^{1-1}).$$

На рис. 3 приведена графическая зависимость выражения (17).

Из рис. 3 следует, что указанная выше зависимость имеет квадратичный характер.

По аналогии с приведенным выше расчетом схемы (2) для схемы (3) можно получить

$$M_{H12} = (O_1 B_1 - O_2 B_2) \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha$$

или в общем виде

$$M_{H12} = (r_{\mu 1}^1 - r_{\mu 2}^1) \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha. \quad (18)$$

Из выражений (13) и (18) следует, что в пределах угла поворота $0 < \alpha \leq \pi/2$ знак нагрузочного момента не изменяется.

При соединении колес по схеме (2) момент максимален, а при соединении по варианту (3) нагрузочный момент может стать сопутствующим M_{C12} при $r_{\mu 1}^1 < r_{\mu 2}^1$ и равным нулю при $r_{\mu 1}^1 = r_{\mu 2}^1$.

Поскольку вариант крепления упругих элементов (5) аналогичен варианту (2), то можно записать

$$M_{H12} = -(r_{\mu 1}^1 + r_{\mu 2}^1) \cdot H \cdot C \cdot \sin \alpha = M_{HC12} \quad (19)$$

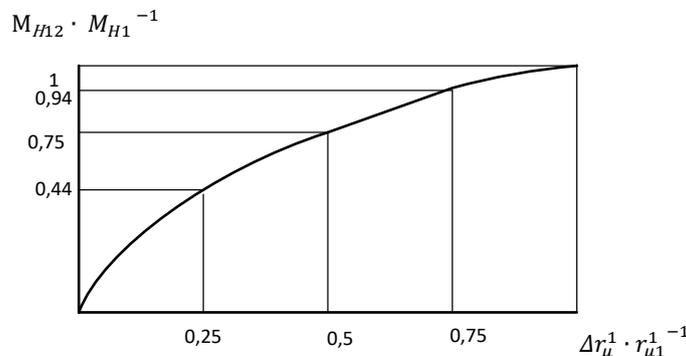


Рис. 3. Графическая зависимость $\Delta M_{H12} \cdot M_{H1}^{-1}$ от соотношения $\Delta r_{\mu}^1 \cdot r_{\mu 1}^{1-1}$

Результаты исследования и их обсуждение

На рис. 4 приведены графики моментов нагрузки, создаваемых механизмом в зависимости от угла поворота ЗК1 в диапазоне $0 < \alpha \leq \pi/2$.

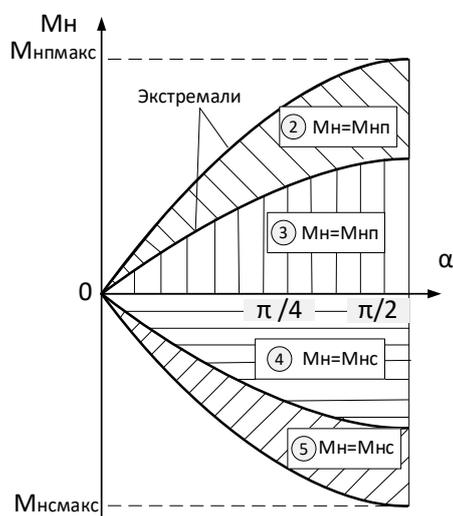


Рис. 4. Графики моментов нагрузки, создаваемых механизмом в зависимости от угла поворота ЗК1

Цифры соответствуют вариантам (2)–(5) соединения колес ЗК1 упругими элементами, приведенным выше.

В верхней полуплоскости моменты нагрузки противодействующие движению, а в нижней – сопутствующие движению.

Исходя из практических соображений нет необходимости в большом количестве точек крепления упругих элементов. Рассмотрим работу механизма на примере двух смежных колес 1 и 2, ограничившись шестью точками крепления (по три с каждой стороны от центра вдоль оси X_1) для каждого колеса ЗК1. Полагая, что матрица смежности представляет собой матрицу размером 6×6 , состоящую из единиц, запишем матрицу знаков моментов, создаваемых упругим элементом на каждом колесе при различных вариантах расположения точек их крепления при условии $r_{\mu 1}^1 = r_{\mu 2}^1$ (формула (20)).

Нулевые значения на главной диагонали матрицы (20) указывают на отсутствие момента нагрузки. Знаком «+» отмечены противодействующие нагрузочные моменты, а знаком «-» – сопутствующие. Из матрицы (20) следует, что при использовании всего 6 точек крепления упругого элемента на колесе мы получим 30 различных зависимостей и максимальных значений нагрузочного момента: 15 противодействующих и 15 сопутствующих. При использовании 8 точек можно получить 76 различных зависимостей и значений нагрузочного момента без замены упругих и других конструктивных элементов механизма, что может быть достаточным для тренировки мышц различных суставов людей разных возрастных групп. На рис. 5 приведены схемы крепления механизма при тренировке локтевого и коленного суставов.

| 1 \ 2 | r_{12}^1 | r_{22}^1 | r_{32}^1 | r_{42}^1 | r_{52}^1 | r_{62}^1 |
|------------|------------|------------|------------|------------|------------|------------|
| r_{11}^1 | 0 | - \ + | - \ + | + \ + | + \ + | + \ + |
| r_{21}^1 | - \ + | 0 | - \ + | + \ + | + \ + | + \ + |
| r_{31}^1 | - \ + | - \ + | 0 | + \ + | + \ + | + \ + |
| r_{41}^1 | - \ - | - \ - | - \ - | 0 | + \ - | + \ - |
| r_{51}^1 | - \ - | - \ - | - \ - | + \ - | 0 | + \ - |
| r_{61}^1 | - \ - | - \ - | - \ - | + \ - | + \ - | 0 |

(20)

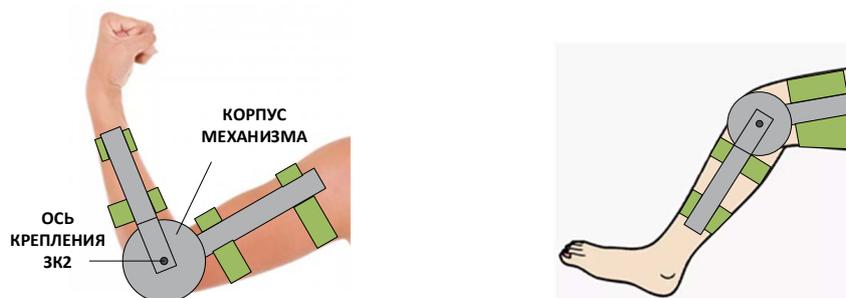


Рис. 5. Схемы крепления механизма при тренировке локтевого и коленного суставов

Следует отметить, что предложенное и описанное простое устройство с изменяемой нагрузкой может быть использовано не только в процессе восстановления мышц после травм или операций на суставах, но и для тренировки мышц бедра и предплечья здоровых людей.

Заключение

Предложено достаточно простое механическое устройство активного механотерапевтического аппарата для тренажеров коленного и локтевого суставов, реализующего переменный и регулируемый по величине и направлению нагрузочный гармонический момент без образования сил взаимодействия суставных поверхностей.

Список литературы

1. Каталог медицинского оборудования по направлению «Активно-пассивная разработка конечностей». [Электронный ресурс]. URL: <https://www.beka.ru/ru/katalog/passivnaya-razrabotka-sustavov> (дата обращения: 21.05.2022).
2. Яцун С.Ф., Рукавицын А.Н. Определение параметров приводов биоинженерных мехатронных модулей для экзоскелета нижних конечностей человека // Известия ЮЗГУ. Серия: Техника и технологии. 2012. № 2 (Ч. 1). С. 196–200.
3. Бобрин А.Ф., Гудков А.Г., Зенин П.С., Лемонджва В.Н., Леушин В.Ю. Аппаратно-программный комплекс (АПК) механотерапии суставов нижних конечностей // Медико-технические технологии на страже здоровья «Медтех-2013»: сборник докладов 15-й научно-технической конференции. М.: Издательство НИИ РЛ Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана, 2013. С. 187–190.
4. Рукавицын А.Н., Яковлев И.А. Механотерапевтическое реабилитационное устройство для нижних конечностей человека // Современные наукоемкие технологии. 2013. № 9. С. 108–110.
5. Умнов В.П. Компенсация взаимовлияния и статическая разгрузка в манипуляционных исполнительных системах роботов // Современные наукоемкие технологии. 2015. № 12 (Ч. 3). С. 448–451.