



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ,
ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21), (22) Заявка: **2007132169/14, 22.11.2005**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
22.11.2005

(30) Конвенционный приоритет:
26.01.2005 JP 2005-018295

(43) Дата публикации заявки: **10.03.2009**

(45) Опубликовано: **20.08.2009** Бюл. № **23**

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: **JP 07-163607 A, 27.06.1995. JP 2004073649**
A, 11.03.2004. JP 2003079684 A, 18.03.2003. JP
2003205484 A, 22.07.2003. EP 1410780 A1,
21.04.2004. WO 01/72245 A2, 04.10.2001. RU
2271779 C2, 20.03.2006.

(85) Дата перевода заявки РСТ на национальную
фазу: **27.08.2007**

(86) Заявка РСТ:
JP 2005/021472 (22.11.2005)

(87) Публикация РСТ:
WO 2006/080134 (03.08.2006)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул.Б.Спасская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры", пат.пов. Ю.Д. Кузнецову

(72) Автор(ы):
САНКАИ Йосиюки (JP)

(73) Патентообладатель(и):
ЮНИВЕРСИТИ ОФ ЦУКУБА (JP)

**(54) НОСИМОЕ ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО, СОДЕЙСТВУЮЩЕЕ
ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ, И УПРАВЛЯЮЩАЯ ПРОГРАММА**

(57) Реферат:

Изобретение относится к носимому
вспомогательному устройству,
содействующему двигательной активности.
Устройство содержит детектор биологического
сигнала, регистрирующий биологический
сигнал от человека, носящего это
вспомогательное устройство, носимое
средство, содействующее двигательной
активности, снабженное источником
приведения в движение, который обеспечивает

крутящий момент, действующий на человека,
носящего вспомогательное устройство, вокруг
каждого сустава человека, носящего
вспомогательное устройство, в качестве оси
вращения, блок управления, осуществляющий
управление источником приведения в движение
для создания крутящего момента,
соответствующего зарегистрированному
биологическому сигналу, блок оценки
крутящего момента на валу привода,
производящий оценку крутящего момента на

валу привода, созданного источником приведения в движение, блок измерения угла сустава, регистрирующий угловое перемещение сустава, и блок определения параметров, определяющий соответствующие параметры кинетики путем подстановки значения крутящего момента на валу привода, полученного путем оценки, и зарегистрированного углового перемещения в уравнение движения всей системы, содержащее параметры кинетики, присущие человеку,

носящему вспомогательное устройство. Блок управления выполнен таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно заранее заданному способу управления на основании уравнения движения, в которое произведена подстановка определенных выше параметров. Устройство обеспечивает управление, на которое не оказывают влияние изменяющиеся факторы: индивидуальные отличия пользователя и его физическое состояние. 7 з.п. ф-лы, 16 ил.

RU 2 3 6 4 3 8 5 C 2

RU 2 3 6 4 3 8 5 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY,
PATENTS AND TRADEMARKS

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21), (22) Application: **2007132169/14, 22.11.2005**

(24) Effective date for property rights:
22.11.2005

(30) Priority:
26.01.2005 JP 2005-018295

(43) Application published: **10.03.2009**

(45) Date of publication: **20.08.2009 Bull. 23**

(85) Commencement of national phase: **27.08.2007**

(86) PCT application:
JP 2005/021472 (22.11.2005)

(87) PCT publication:
WO 2006/080134 (03.08.2006)

Mail address:
**129090, Moskva, ul.B.Spaskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. Ju.D. Kuznetsovu**

(72) Inventor(s):
SANKAI Josijuki (JP)

(73) Proprietor(s):
JuNIVERSITI OF TsUKUBA (JP)

(54) PORTABLE MOTION-ACTIVITY ACCESSORY, AND CONTROL PROGRAM

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to a portable motion-activity accessory that accommodates a biological signal detector that locks in the biological signals generated by an individual who carries said motion-activity accessory. The latter in addition comprises a portable motion-activity device equipped with a drive source that generates a torque moment affecting an individual who carries the accessory, involving around each joint of an individual who carries the accessory, as a rotation axis. The accessory includes a control unit that manages the drive source to generate a torque moment adequate to the registered biological signal. Therewith there is a torque moment evaluator on the drive axis used to estimate a torque moment on the

drive axis, generated by the drive source. A joint angle metre registers the angular displacement of a joint. A characterisation unit evaluates the relevant kinetic parameters by substitution of the torque moment value on the drive axis, has been estimated, and of registered angular displacement in the whole system displacement equation providing the kinetic parameters inherent in an individual who carries the accessory. The control unit is designed to manage the drive source in accordance with the predetermined control mode based on the displacement equation wherein the parameters as specified above are substituted.

EFFECT: accessory enables control not exposed to variable factors including user's personalities and physical condition.

8 cl, 16 dwg

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Это изобретение относится к носимому вспомогательному устройству, содействующему двигательной активности (action-assist device), и, в частности, к усовершенствованию носимого вспомогательного устройства, содействующего

5 двигательной активности, и его управляющей программы, которое оказывает содействие физическим действиям пользователя (например, человека), носящего это вспомогательное устройство, или выполняет их вместо пользователя, носящего это

10 вспомогательное устройство.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Во многих случаях пожилым людям, у которых ослаблена мышечная сила, или людям с физическими недостатками, утратившим мышечную силу, трудно выполнять действия или работу, которые могут быть легко выполнены здоровым человеком. Поэтому в настоящее время ведется разработка различных вспомогательных

15 усиливающих устройств (power assist devices) для содействия физическим действиям этих людей или для выполнения физических действий вместо этих людей.

Среди таких вспомогательных усиливающих устройств имеется носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности (также именуемое вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности), которое, например, надевают на пользователя (например, человека, носящего

20 вспомогательное устройство). Вспомогательное усиливающее устройство этого типа обычно содержит датчик миоэлектричества (детектор биологического сигнала), регистрирующий миоэлектрический сигнал, которым сопровождается активность

25 линии мышц пользователя, носящего вспомогательное устройство, блок измерения угла сустава, который регистрирует угловое перемещение каждого сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, источник приведения в движение, например приводной электродвигатель, который подает крутящий момент

30 в качестве вспомогательной силы для пользователя, носящего вспомогательное устройство, и блок управления, который осуществляет управление источником приведения в движение. И вспомогательное усиливающее устройство этого типа находится в настоящее время в процессе разработки. Например, смотрите упомянутый

35 ниже непатентный документ 1.

В этом вспомогательном усиливающем устройстве блок управления осуществляет соответствующее управление приводным электродвигателем на основании результата измерения, произведенного датчиком миоэлектричества, и результата измерения, произведенного блоком измерения угла сустава. Это обеспечивает возможность

40 подачи крутящего момента, соответствующего намерению пользователя, носящего вспомогательное устройство, и подходящего для текущего действия, конкретному пользователю, носящему вспомогательное устройство. Ожидают, что это вспомогательное усиливающее устройство будет реализовано.

Непатентный документ 1

"Development of Power Assistive Leg for Walking Aid using EMG and Linux" by Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto and Yoshiyuki Sankai, Second Asian Symposium on Industrial Automation and Robotics, BITECH, Bangkok, Thailand, May 17-18, 2001 (Takao Nakai, Suwoong Lee, Hiroaki Kawamoto и Yoshiyuki Sankai "Разработка вспомогательного

50 усиливающего устройства для ноги, помогающего при ходьбе, с использованием электромиограммы и операционной системы Linux", Второй азиатский симпозиум по автоматизации промышленного производства и робототехнике, BITECH, г. Бангкок, Таиланд, 17-18 мая 2001 г.).

РАСКРЫТИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ ПРОБЛЕМА, РЕШЕНИЕ КОТОРОЙ ДОЛЖНО ОБЕСПЕЧИВАТЬ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Когда вышеупомянутое вспомогательное усиливающее устройство впервые надето на пользователя, носящего это устройство, и выполняется его инициализация, то параметры кинетики самого вспомогательного усиливающего устройства, например вес, момент инерции и коэффициент вязкости, являются известными значениями. Однако параметры кинетики пользователя, носящего вспомогательное устройство, являются в этот момент времени неизвестными вследствие наличия изменяющихся факторов, таких как, например, индивидуальные различия между отдельными людьми, носящими вспомогательное устройство. Генерацию крутящего момента в качестве вспомогательной силы осуществляют на основании параметров кинетики, заданных во время инициализации, и существует вероятность того, что для некоторых людей, носящих вспомогательное устройство, не может быть получен достаточный эффект.

Кроме того, возможен случай, когда два или большее количество людей, носящих вспомогательное устройство, используют одно вспомогательное усиливающее устройство по очереди, например в учреждении, в котором люди с ослабленной мышечной силой выполняют упражнения в ходьбе или в котором люди с физическими недостатками выполняют тренировки по восстановлению функций, и т.д. В этом случае предполагаемые физические данные пользователя, носящего вспомогательное устройство, во время начальной установки системы управления могут сильно отличаться от реальных физических данных каждого отдельного пользователя, носящего вспомогательное устройство. Поэтому существует вероятность того, что установленные значения параметров кинетики пользователя, носящего вспомогательное устройство, не будут соответствовать фактическим значениям параметров, и что вспомогательная сила, которая по первоначальному предположению является подходящей, может стать слишком малой или слишком большой для некоторых людей, носящих вспомогательное устройство.

Можно просто утверждать, что вышеупомянутые проблемы могут быть легко решены в том случае, когда специализированное вспомогательное усиливающее устройство подготовлено для его исключительного использования каждым пользователем, носящим вспомогательное устройство. Однако очень трудно определить параметры кинетики пользователя, носящего вспомогательное устройство, без нанесения физических повреждений, например путем рассеечения. Кроме того, даже для одного и того же пользователя, носящего вспомогательное устройство, параметры кинетики могут изменяться в соответствии с изменяющимися факторами, которыми являются, например, физическое состояние и одежда. Поэтому такое утверждение не является адекватным.

Следовательно, в вышеупомянутом вспомогательном усиливающем устройстве имеется проблема, состоящая в том, что в некоторых случаях не может быть получен достаточный эффект даже при использовании разнообразных способов управления для того, чтобы обеспечить для пользователя, носящего вспомогательное устройство, такой крутящий момент, который соответствует намерению пользователя, носящего вспомогательное устройство, и является подходящим для текущего действия.

СРЕДСТВА РЕШЕНИЯ ПРОБЛЕМЫ

Согласно одному из объектов настоящего изобретения, в нем предложено усовершенствованное носимое вспомогательное устройство, содействующее

двигательной активности, в котором устранены вышеупомянутые проблемы.

Согласно одному из объектов настоящего изобретения, в нем предложено носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, и программа управления им, которые могут продемонстрировать достаточный эффект,
 5 соответствующий способу управления, на который не оказывают влияние изменяющиеся факторы, такие как, например, индивидуальные отличия пользователя, носящего вспомогательное устройство, и его физическое состояние.

В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения, который
 10 обеспечивает решение одной или большего количества вышеупомянутых проблем или уменьшает их, предложено носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, которое содержит детектор биологического сигнала, регистрирующий биологический сигнал от пользователя, носящего это
 15 вспомогательное устройство; носимое средство, содействующее двигательной активности, снабженное источником приведения в движение, создающим крутящий момент, действующий на пользователя, носящего вспомогательное устройство, вокруг каждого сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, в качестве оси вращения; и блок управления, который управляет источником
 20 приведения в движение таким образом, чтобы он создавал крутящий момент в соответствии с биологическим сигналом, зарегистрированным детектором биологического сигнала, причем это носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, отличается тем, что дополнительно
 25 содержит блок оценки крутящего момента на валу привода, производящий оценку крутящего момента на валу привода, созданного источником приведения в движение; блок измерения угла сустава, регистрирующий угловое перемещение сустава; и блок определения параметров, определяющий соответствующие параметры кинетики путем
 30 подстановки значения крутящего момента на валу привода, полученного путем оценки, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента на валу привода, и углового перемещения, зарегистрированного блоком измерения угла сустава, в уравнение движения всей системы, содержащее параметры кинетики, присущие пользователю, носящему вспомогательное устройство, при этом блок
 35 управления выполнен таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно заранее заданному способу управления на основании уравнения движения, в которое произведена подстановка параметров кинетики, определенных блоком определения параметров.

В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения, который
 40 обеспечивает решение одной или большего количества вышеупомянутых проблем или уменьшает их, предложено носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, которое содержит детектор биологического сигнала, регистрирующий биологический сигнал от пользователя, носящего это
 45 вспомогательное устройство; носимое средство, содействующее двигательной активности, снабженное источником приведения в движение, создающим крутящий момент, действующий на пользователя, носящего вспомогательное устройство, вокруг каждого сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, в качестве оси вращения; и блок управления, который управляет источником
 50 приведения в движение таким образом, чтобы он создавал крутящий момент в соответствии с биологическим сигналом, зарегистрированным детектором биологического сигнала, причем это носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, отличается тем, что дополнительно

содержит блок оценки крутящего момента на валу привода, производящий оценку крутящего момента на валу привода, созданного источником приведения в движение; блок измерения угла сустава, регистрирующий угловое перемещение сустава; блок оценки крутящего момента в сочленении, производящий оценку крутящего момента в сочленении, являющегося результирующим значением крутящего момента на валу привода, созданного источником приведения в движение, и крутящего момента, созданного мышцами, который создан мышечным усилием пользователя, носящего вспомогательное устройство; блок оценки крутящего момента, созданного мышцами, производящий оценку крутящего момента, созданного мышцами, или мышечного усилия, созданного пользователем, носящим вспомогательное устройство, на основании зависимости между значением крутящего момента на валу привода, полученным путем оценки, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента на валу привода, и значением крутящего момента в сочленении, полученным путем оценки, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента в сочленении; и блок определения параметров, определяющий соответствующий параметр кинетики путем подстановки значения крутящего момента на валу привода, полученного путем оценки, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента на валу привода, углового перемещения, зарегистрированного блоком измерения угла сустава, и крутящего момента, созданного мышцами, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента, созданного мышцами, в уравнение движения всей системы, содержащее параметры кинетики, присущие пользователю, носящему вспомогательное устройство, при этом блок управления выполнен таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно заранее заданному способу управления на основании уравнения движения, в которое произведена подстановка параметров кинетики, определенных блоком определения параметров.

Вышеупомянутое носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, может быть выполнено таким образом, что дополнительно содержит блок калибровки, регулирующий коэффициент усиления между биологическим сигналом, зарегистрированным детектором биологического сигнала, и крутящим моментом, созданным мышцами, или мышечным усилием, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента, созданного мышцами, таким образом, чтобы зависимость между биологическим сигналом и крутящим моментом, созданным мышцами, или мышечным усилием соответствовала заранее заданной зависимости.

Вышеупомянутое носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, может быть выполнено таким образом, что детектор биологического сигнала используют в таком состоянии, когда детектор биологического сигнала приклеен к коже пользователя, носящего вспомогательное устройство, и детектор биологического сигнала регистрирует миоэлектричество пользователя, носящего вспомогательное устройство, в качестве биологического сигнала.

Вышеупомянутое носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, может быть выполнено таким образом, что носимое средство, содействующее двигательной активности, содержит поясной ремень, узел вспомогательного механизма для правой ноги, продолжающийся вниз из правосторонней части поясного ремня, и узел вспомогательного механизма для левой ноги, продолжающийся вниз из левосторонней части поясного ремня, и каждый из

этих узлов: узел вспомогательного механизма для правой ноги и узел вспомогательного механизма для левой ноги содержит первую раму для поддержки поясного ремня, продолжающуюся из него вниз; вторую раму, продолжающуюся вниз из первой рамы; третью раму, продолжающуюся вниз из второй рамы; четвертую раму, расположенную в нижнем конце третьей рамы таким образом, что подошву стопы ноги пользователя, носящего вспомогательное устройство, ставят на четвертую раму; первое сочленение, расположенное между нижним концом первой рамы и верхним концом второй рамы, и второе сочленение, расположенное между нижним концом второй рамы и верхним концом третьей рамы.

Вышеупомянутое носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, может быть выполнено таким образом, что первое сочленение расположено в таком положении по высоте, которое является эквивалентным местоположению тазобедренного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, при этом первое сочленение содержит первый источник приведения в движение, осуществляющий передачу движущей силы для поворота второй рамы, и детектор угла первого сочленения, регистрирующий угловое перемещение тазобедренного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, а второе сочленение расположено в таком положении по высоте, которое является эквивалентным местоположению коленного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, и второе сочленение содержит второй источник приведения в движение, осуществляющий передачу движущей силы для поворота третьей рамы, и детектор угла второго сочленения, регистрирующий угловое перемещение коленного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство.

Вышеупомянутое носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, может быть выполнено так, что блок управления сконфигурирован таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно способу управления, в котором используют параметры кинетики, определенные блоком определения параметров, и выполняют, по меньшей мере, одну из следующих операций: операцию компенсации силы тяжести и операцию компенсации инерции.

Вышеупомянутое носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, может быть выполнено таким образом, что блок управления сконфигурирован таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно способу управления импедансом с использованием параметров кинетики, определенных блоком определения параметров.

В одном из вариантов осуществления настоящего изобретения, который обеспечивает решение одной или большего количества вышеупомянутых проблем или уменьшает их, предложена управляющая программа, которая при ее выполнении компьютером, действующим в качестве блока управления, вызывает выполнение компьютером вышеупомянутого способа управления.

ЭФФЕКТЫ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Согласно вариантам осуществления носимого вспомогательного устройства, содействующего двигательной активности, из настоящего изобретения, в том состоянии, когда пользователь, носящий это вспомогательное устройство, носит на себе вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, блок определения параметров определяет параметры кинетики, присущие соответствующему пользователю, носящему вспомогательное устройство. И блок управления может осуществлять управление источником приведения в движение на

основании уравнения движения, в которое произведена подстановка определенных таким образом параметров кинетики. Может быть продемонстрирован достаточный эффект, соответствующий способу управления, используемому в блоке управления, на который не оказывают влияние такие изменяющиеся факторы как, например, индивидуальные отличия пользователя, носящего вспомогательное устройство, и его физическое состояние.

Кроме того, согласно вариантам осуществления настоящего изобретения, пользователь может осуществлять управление источником приведения в движение на основании уравнения движения, в которое дополнительно произведена подстановка крутящего момента, созданного мышцами, или мышечного усилия, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента, созданного мышцами. Параметры кинетики могут быть определены даже в том состоянии, когда мышечное усилие создается пользователем, носящим вспомогательное устройство, и вышеупомянутый эффект может быть продемонстрирован без какого-либо времени ожидания, затрачиваемого на определение параметров кинетики.

Кроме того, согласно вариантам осуществления настоящего изобретения, носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, дополнительно содержит блок калибровки, регулирующий усилие между биологическим сигналом, зарегистрированным детектором биологического сигнала, и крутящим моментом, созданным мышцами, или мышечным усилием, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента, созданного мышцами, таким образом, чтобы зависимость между биологическим сигналом и крутящим моментом, созданным мышцами, или мышечным усилием соответствовала заранее заданной зависимости. Имеется возможность избежать возникновения слабой чувствительности или чрезмерной чувствительности вследствие наличия результата регистрации, полученного из детектора биологического сигнала. В результате, имеется возможность избежать ситуации, при которой падает точность определения параметров кинетики пользователя, носящего вспомогательное устройство, и имеется возможность избежать ситуации, когда вспомогательная сила, созданная источником приведения в движение, становится слишком малой или слишком большой.

Кроме того, согласно вариантам осуществления настоящего изобретения, блок управления выполнен таким образом, что осуществляет управление источником приведения в движение согласно способу управления, в котором используют параметры кинетики, определенные блоком определения параметров, и выполняют, по меньшей мере, одну из следующих операций: операцию компенсации силы тяжести и операцию компенсации инерции. Имеется возможность исключения той ситуации, когда вес вспомогательного устройства, содействующего двигательной активности, создает у пользователя, носящего вспомогательное устройство, ощущение тяжелой ноши, и той ситуации, когда инерция вспомогательного устройства, содействующего двигательной активности, создает у пользователя, носящего вспомогательное устройство, ощущение несоответствия во время работы устройства.

Кроме того, согласно вариантам осуществления настоящего изобретения, блок управления выполнен таким образом, что осуществляет управление источником приведения в движение согласно способу управления импедансом с использованием параметров кинетики, определенных блоком определения параметров. Может быть продемонстрирован достаточный эффект, соответствующий способу управления импедансом, в котором инерция присоединенной массы вспомогательного устройства, содействующего двигательной активности, его эффективная вязкость и т.д. являются

уменьшенными для реализации его легкого функционирования.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

На фиг.1 изображена блок-схема, на которой показана структура системы управления носимым вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, согласно одному из вариантов осуществления настоящего изобретения.

На фиг.2 на виде спереди в перспективе показано носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, согласно этому варианту осуществления изобретения в том состоянии, когда вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, надето на пользователя, носящего это вспомогательное устройство.

На фиг.3 на виде сзади в перспективе показано носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, согласно этому варианту осуществления изобретения в том состоянии, когда вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, надето на пользователя, носящего это вспомогательное устройство.

На фиг.4 на виде сбоку слева показано носимое средство 18, содействующее двигательной активности.

На фиг.5 на виде сзади показано носимое средство 18, содействующее двигательной активности.

На фиг.6 показана схема последовательности операций для объяснения порядка выполнения операций обработки данных для управления содействием двигательной активности, выполняемых устройством 100 управления.

На фиг.7А изображена схема, на которой показан каждый элемент математической модели, и на которой на виде сбоку показана нога пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, который носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности, показанное на виде сбоку.

На фиг.7Б изображена схема, на которой показан каждый типичный элемент математической модели, которая соответствует ноге пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

На фиг.8А изображена схема, на которой показано действие с использованием вспомогательной силы от источника 140 приведения в движение и мышечного усилия пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и на которой показано, что в качестве момента (ΔT) в сочленении действует результирующее значение крутящего момента (T_e) на валу привода от источника 140 приведения в движение и крутящего момента (T_m), созданного мышцами пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

На фиг.8Б изображена схема, на которой показано действие с использованием вспомогательной силы от источника 140 приведения в движение и мышечного усилия пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и на которой показан каждый типичный крутящий момент, действующий при повороте ноги вверх (или вперед) вокруг коленного сустава.

На фиг.9А изображена схема для объяснения операций обработки данных для корректировки параметров, выполняемых тогда, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности, которая представляет собой схему последовательности операций для объяснения процедуры обработки данных для определения параметров, выполняемой блоком 160 определения параметров.

На фиг.9Б изображена схема для объяснения операций обработки данных для

корректировки параметров, выполняемых тогда, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности, которая представляет собой схему последовательности операций для объяснения процедуры обработки данных для оценки крутящего момента, в которой блок 152 оценки крутящего момента в сочленении производит оценку крутящего момента в сочленении.

На фиг.10А изображена диаграмма, на которой показаны экспериментальные данные переходной характеристики параметров кинетики, содержащих неизвестный параметр (Pu), во время выполнения обработки данных для определения параметров, показывающая картину сходимости момента инерции.

На фиг.10Б изображена диаграмма, на которой показаны экспериментальные данные переходной характеристики параметров кинетики, содержащих неизвестный параметр (Pu), во время выполнения обработки данных для определения параметров, показывающая картину сходимости момента силы тяжести.

На фиг.10В изображена диаграмма, на которой показаны экспериментальные данные переходной характеристики параметров кинетики, содержащих неизвестный параметр (Pu), во время выполнения обработки данных для определения параметров, показывающая картину сходимости коэффициента вязкости.

На фиг.11 изображена диаграмма, на которой показан экспериментальный результат, полученный во время проведения эксперимента по определению параметров при одинаковых условиях для каждого из людей А, В и С, подвергнутых тестированию в качестве пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

На фиг.12А изображена диаграмма, на которой показан пример экспериментальных данных, характеризующих точность определения параметров путем обработки данных для определения параметров согласно этому варианту осуществления изобретения, показывающая точность определения момента инерции тазобедренного сустава при операции ходьбы.

На фиг.12Б изображена диаграмма, на которой показан пример экспериментальных данных, характеризующих точность определения параметров путем обработки данных для определения параметров согласно этому варианту осуществления изобретения, показывающая точность определения момента инерции коленного сустава при операции ходьбы.

На фиг.13 изображена схема последовательности операций для объяснения процедуры обработки данных для калибровки, выполняемой блоком 158 калибровки.

На фиг.14А изображена диаграмма, на которой показано изменение угла коленного сустава без наличия управления (без вспомогательной силы).

На фиг.14Б изображена диаграмма, на которой показано изменение миоэлектричества без наличия управления (без вспомогательной силы).

На фиг.14В изображена диаграмма, на которой показано изменение выходного сигнала тензометрического датчика без наличия управления (без вспомогательной силы).

На фиг.15А изображена диаграмма, на которой показано изменение угла коленного сустава при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования.

На фиг.15Б изображена диаграмма, на которой показано изменение миоэлектричества при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования.

На фиг.15В изображена диаграмма, на которой показано изменение выходного

сигнала тензометрического датчика при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования.

На фиг.16А изображена диаграмма, на которой показано изменение угла коленного сустава при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом.

На фиг.16Б изображена диаграмма, на которой показано изменение миоэлектричества при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом.

На фиг.16В изображена диаграмма, на которой показано изменение выходного сигнала тензометрического датчика при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом.

ОПИСАНИЕ УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

10 - вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности;

12 - пользователь, носящий вспомогательное устройство;

20 - приводной электродвигатель для правого бедра;

22 - приводной электродвигатель для левого бедра;

24 - приводной электродвигатель для правого колена;

26 - приводной электродвигатель для левого колена;

30 - поясной ремень;

32, 34 - аккумуляторы;

36 - рюкзак со средствами управления;

38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a, 44b - датчики миоэлектричества;

45, 46 - датчики усилия;

50a, 50b, 52a, 52b - датчики силы реакции;

54 - узел вспомогательного механизма для правой ноги;

55 - узел вспомогательного механизма для левой ноги;

56 - первая рама;

58 - вторая рама;

60 - третья рама;

62 - четвертая рама;

64 - первое сочленение;

66 - второе сочленение;

70, 72, 74, 76 - датчики угла;

78 - первый крепежный ремень;

80 - второй крепежный ремень;

84 - деталь, представляющая собой держатель для пятки;

100 - устройство управления;

140 - источник приведения в движение;

142 - блок измерения угла сустава;

144 - детектор биологического сигнала;

146 - детектор относительного усилия;

150 - блок оценки крутящего момента на валу привода;

152 - блок оценки крутящего момента в сочленении;

153 - блок оценки крутящего момента, созданного мышцами;

154 - блок ввода данных;

156 - блок хранения данных;
 158 - блок калибровки;
 160 - блок определения параметров;
 162 - блок вывода данных;
 200 - блок управления.

НАИЛУЧШИЙ ВАРИАНТ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Теперь будет приведено описание вариантов осуществления настоящего изобретения со ссылкой на сопроводительные чертежи.

ВАРИАНТЫ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ ИЗОБРЕТЕНИЯ

На фиг.1 показана структура системы управления носимым вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, согласно одному из вариантов осуществления настоящего изобретения.

Как показано на фиг.1, носимое вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, содержит источник 140 приведения в движение, который обеспечивает вспомогательную силу для пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, блок 142 измерения угла сустава, который регистрирует угловое перемещение θ каждого сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, детектор 144 биологического сигнала, который регистрирует сигнал миоэлектричества (биологический сигнал), соответствующего мышечному усилию, созданному пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, и детектор 146 относительного усилия, который регистрирует относительное усилие (ΔF) действующее на вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности.

Эта вспомогательная сила должна создавать крутящий момент, действующий на пользователя, носящего вспомогательное устройство, вокруг каждого сочленения носимого средства 18, содействующего двигательной активности, которое показано на фиг.2 и фиг.3 (эквивалентного каждому из коленных суставов и тазобедренных суставов пользователя 12, носящего вспомогательное устройство) в качестве оси вращения. Вспомогательная сила также может именоваться вспомогательным крутящим моментом.

Детектор 146 относительного усилия регистрирует относительное усилие, которое определяют как относительное усилие, зависящее от соотношения между силами, действующими на раму носимого средства 18, содействующего двигательной активности (то есть между силой, созданной источником 140 приведения в движение, и мышечным усилием, созданным пользователем 12, носящим вспомогательное устройство).

Кроме того, вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, содержит устройство 100 управления, которое осуществляет управление приводом от источника 140 приведения в движение посредством блока 141 усиления мощности. Устройство 100 управления содержит блок 150 оценки крутящего момента на валу привода, блок 152 оценки крутящего момента в сочленении, блок 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, блок 154 ввода данных, блок 156 хранения данных, блок 158 калибровки, блок 160 определения параметров, блок 200 управления и блок 162 вывода данных.

Блок 150 оценки крутящего момента на валу привода оценивает крутящий момент T_e на валу привода, созданный источником 140 приведения в движение. Например, блок 150 оценки крутящего момента на валу привода может использовать такой способ оценки крутящего момента на валу привода, в котором регистрируют текущее

значение, подаваемое в источник 140 приведения в движение, а оценку крутящего момента (T_e) на валу привода выполняют путем умножения зарегистрированного текущего значения на заданную постоянную крутящего момента, характерную для источника 140 приведения в движение.

Блок 152 оценки крутящего момента в сочленении оценивает крутящий момент (ΔT) в сочленении, действующий на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, вокруг каждого сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, в соответствии с относительным усилием (ΔF), зарегистрированным детектором 146 относительного усилия.

Блок 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, производит оценку крутящего момента (ΔT_m), созданного мышцами, созданного за счет мышечного усилия пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, на основании крутящего момента (T_e) на валу привода, оценка которого произведена блоком 150 оценки крутящего момента на валу привода, и крутящим моментом (ΔT) в сочленении, оценка которого произведена блоком 152 оценки крутящего момента в сочленении (см. фиг.8А).

Блок 154 ввода данных обеспечивает входной интерфейс для зарегистрированных данных, поступающих из детекторов, и для данных оценки, поступающих из блоков оценки, имеющихся во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности. Данные, необходимые для выполнения различных операций обработки в устройстве 100 управления, хранятся в блоке 156 хранения данных. Блок 158 калибровки считывает из блока 154 ввода данных зарегистрированные данные о миоэлектричестве (электромиограмму, ЭМГ (EMG)) и значение мышечного усилия (F), полученное путем оценки, и считывает заранее заданное устанавливаемое значение усиления (G_s) из блока 156 хранения данных. И блок 158 калибровки регулирует усиление между зарегистрированным миоэлектричеством и значением мышечного усилия, полученным путем оценки, таким образом, чтобы зависимость между зарегистрированным миоэлектричеством ($ЭМГ$) и значением мышечного усилия (F), полученным путем оценки, соответствовала устанавливаемому значению усиления (G_s).

Предусмотрено наличие блока 160 определения параметров, предназначенного для создания уравнения движения целевой системы для условий эксплуатации с использованием данных уравнения движения ($M\dot{I}$) и известного параметра (Pk) (описание которого приведено ниже), считанных из блока 156 хранения данных. И предусмотрено наличие блока 160 определения параметров, который обеспечивает возможность подстановки значения (T_e) крутящего момента на валу привода, полученного путем оценки, значения (ΔT) крутящего момента в сочленении, полученного путем оценки, и угла (θ) сустава, полученных из блока 154 ввода данных, в соответствующее уравнение движения.

Предусмотрено наличие блока 160 определения параметров, предназначенного для определения параметров кинетики (которые являются неизвестными в соответствующем уравнении движения) путем подстановки данных из блока 154 ввода данных в соответствующее уравнение движения. Более подробное описание этого приведено ниже.

Предусмотрено наличие блока 200 управления, предназначенного для считывания данных (Ci) о способе управления (описание которого приведено ниже) из блока 156 хранения данных, и для считывания значения (T_e) крутящего момента на валу

привода, полученного путем оценки, значения (ΔT) крутящего момента в сочленении, полученного путем оценки, и угла (θ) сустава из блока 154 ввода данных. Кроме того, имеющийся блок 200 управления считывает параметры (P_i), полученные путем

определения, из блока 160 определения параметров и считывает скорректированные сведения о миоэлектричестве ($ЭМГ$) из блока 158 калибровки.

Блок 200 управления выполнен таким образом, что образует заранее заданный механизм управления для условий эксплуатации с использованием данных (C_i) о способе управления. Блок 200 управления производит подстановку значения (T_e) крутящего момента на валу привода, полученного путем оценки, значения (ΔT) крутящего момента в сочленении, полученного путем оценки, угла (θ) сустава, параметров (P_i), полученных путем определения, и скорректированных значений миоэлектричества ($ЭМГ$) в вышеупомянутый механизм управления для того, чтобы управляющий сигнал U_r , созданный для управления источником 140 приведения в движение, мог быть выведен в блок 162 вывода данных. Более подробное описание этого приведено ниже.

Блок 162 вывода данных служит в качестве выходного интерфейса, который осуществляет вывод управляющего сигнала U_r , полученного из блока 200 управления, в блок 141 усиления мощности. Блок 141 усиления мощности приводит в действие источник 140 приведения в движение в соответствии с управляющим сигналом U_r , полученным из блока 162 вывода данных.

Упомянутые выше блоки: блок 158 калибровки, блок 160 определения параметров и блок 200 управления могут быть реализованы посредством центрального процессора (ЦП). Если они все вместе созданы на одном центральном процессоре, то будет реализована возможность миниатюризации устройства и сокращения количества составных частей.

На фиг.2 на виде спереди в перспективе показано носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, согласно этому варианту осуществления изобретения в том состоянии, когда вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, надето на пользователя, носящего это вспомогательное устройство. На фиг.3 носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, согласно этому варианту осуществления изобретения показано на виде сзади в перспективе в том состоянии, когда вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, надето на пользователя, носящего это вспомогательное устройство.

Как показано на чертежах фиг.2 и фиг.3, вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, сконструировано таким образом, что оказывает содействие двигательной активности при ходьбе для пользователя, носящего это вспомогательное устройство, которым может являться человек, страдающий физическим недостатком двигательной активности ног, у которого возникают затруднения при ходьбе вследствие ослабления мышечной силы скелетной мышцы, или пациент, у которого возникают затруднения при самостоятельной ходьбе и который проходит курс реабилитации функций ходьбы. Это вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, выполнено таким образом, что регистрирует биологический сигнал (миоэлектричество на поверхности), которым сопровождается мышечное усилие, созданное в соответствии с сигналом из мозга, и вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, управляет источником 140 приведения в движение (в качестве которого в этом варианте осуществления изобретения используют приводной электродвигатель) на основании

зарегистрированного биологического сигнала для предоставления пользователю, носящему это вспомогательное устройство, вспомогательной силы из источника приведения в движение.

Следовательно, вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, весьма отличается от так называемого робота с воспроизведением (played-back type robot), созданного для выполнения компьютеризированного управления рукой робота на основании заранее введенных данных. Вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, именуют роботизированным костюмом или костюмом с силовым приводом.

Если пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, который надел на себя вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, выполняет действия согласно своим намерениям, то в этом случае пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, снабжают вспомогательной силой из вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, созданной в соответствии с биологическим сигналом, и он может ходить в соответствии с результирующей соответствующей вспомогательной силы и его собственного мышечного усилия. Например, если вспомогательная сила эквивалентна половине соответствующей результирующей силы, то это дает возможность пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, производить действия с половиной необходимого мышечного усилия.

Ниже приведено объяснение структуры вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, согласно этому варианту осуществления изобретения.

Как показано на чертежах фиг.2 и фиг.3, вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, содержит носимое средство 18, содействующее двигательной активности, которое закреплено на пользователе 12, носящем это вспомогательное устройство, и носимое средство 18, содействующее двигательной активности, снабжено находящимся в нем источником 140 приведения в движение. В частности, носимое средство 18, содействующее двигательной активности, содержит приводной электродвигатель 20 для правого бедра, расположенный возле правого тазобедренного сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, приводной электродвигатель 22 для левого бедра, расположенный возле левого тазобедренного сустава, приводной электродвигатель 24 для правого колена, расположенный возле правого коленного сустава, и приводной электродвигатель 26 для левого колена, расположенный, соответственно, возле левого коленного сустава.

Эти приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26 эквивалентны упомянутому выше источнику 140 приведения в движение. В частности, эти приводные электродвигатели представляют собой серводвигатели, каждый из которых подает крутящий момент на валу привода, управление которым осуществляют посредством командного сигнала из устройства 100 управления, и содержит механизм замедления (не показан), который замедляет вращение двигателя на заранее заданное передаточное число.

К поясному ремню 30, который одевают на талию пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, прикреплены аккумуляторы 32 и 34, и эти аккумуляторы функционируют в качестве источника питания для приведения в действие приводных электродвигателей 20, 22, 24 и 26. Аккумуляторы 32 и 34 представляют собой перезаряжаемые аккумуляторы, и места их установки расположены справа и слева для того, чтобы они не могли препятствовать действиям пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, при ходьбе.

В рюкзаке 36 со средствами управления, который надевают на спину пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, размещена аппаратура управления, включающая в себя блок 141 усиления мощности, устройство 100 управления и схему электропитания (не показана). Нижняя часть рюкзака 36 со средствами управления поддерживается поясным ремнем 30 и выполнена таким образом, чтобы вес рюкзака 36 со средствами управления не являлся тяжелой ношей для пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

Кроме того, вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, содержит датчики 38a и 38b миоэлектричества, которые регистрируют миоэлектричество (*ЭМГ бедра*), которым сопровождается движение правого бедра пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, датчики 40a и 40b миоэлектричества, которые регистрируют миоэлектричество (*ЭМГ бедра*), которым сопровождается движение левого бедра пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, датчики 42a и 42b миоэлектричества, которые регистрируют миоэлектричество (*ЭМГ колена*), которым сопровождается движение правого колена пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и датчики 44a и 44b миоэлектричества, которые регистрируют миоэлектричество (*ЭМГ колена*), которым сопровождается движение левого колена пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Каждый из этих датчиков 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a и 44b миоэлектричества эквивалентен упомянутому выше детектору 144 биологического сигнала. В частности, эти датчики представляют собой детекторы, измеряющие миоэлектричество на поверхности, которым сопровождается генерация мышечного усилия скелетной мышцей, и каждый из этих датчиков содержит электрод (не показан), который регистрирует очень малый потенциал, генерация которого осуществлена в скелетной мышце.

В этом варианте осуществления изобретения каждый из датчиков 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a и 44b миоэлектричества приклеен к коже пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, посредством клейкой прокладки, которая закрывает периферию электрода.

Ниже приведено описание принципа, согласно которому вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, которое снабжено этими датчиками миоэлектричества, обеспечивает вспомогательную силу для пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, в соответствии с произвольным намерением пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

В теле человека на поверхности мышц, образующих скелетную мышцу, происходит выделение ацетилхолина синаптического передатчика согласно командам из мозга. В результате, происходит изменение ионной проницаемости пленки мышечного волокна, и возникает биоэлектрический потенциал действия (*ЭМГ: электромиограмма миоэлектричества*). И при наличии биоэлектрического потенциала действия происходит сокращение мышечного волокна, и создается мышечное усилие. Следовательно, путем регистрации миоэлектричества скелетной мышцы можно произвести оценку мышечного усилия, созданного в случае ходьбы, и определить вспомогательную силу, требуемую для ходьбы, из фактического крутящего момента на основании значения мышечного усилия, полученного путем оценки.

Мышцы растягиваются и сокращаются в том случае, если вместе с кровью в них поступают протеины, именуемые актином и миозином, но мышечное усилие создается только при сокращении мышц. Следовательно, в суставе, в котором две кости соединены одна с другой в состоянии, обеспечивающем возможность их взаимного

поворота, между этими двумя костями имеются мышца-сгибатель, создающая силу в направлении сгибания сустава, и мышца-разгибатель, создающая силу в направлении разгибания сустава. И тело человека имеет множество расположенных ниже талии мышц для перемещения ног, которыми являются, в том числе,

5 подвздошно-поясничная мышца, которая поднимает бедро, большая ягодичная мышца, которая опускает бедро, четырехглавая мышца бедра, которая разгибает колено, двуглавая мышца бедра, которая сгибает колено, и т.д.

Вышеупомянутые датчики 38a и 40a миоэлектричества приклеены спереди к участкам у основания бедер пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Каждый датчик может регистрировать поверхностное миоэлектричество подвздошно-поясничной мышцы и может измерять миоэлектричество, соответствующее мышечному усилию при передвижении ноги вперед.

15 Датчики 38b и 40b миоэлектричества приклеены к задним частям бедра пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Каждый датчик может регистрировать поверхностное миоэлектричество большой ягодичной мышцы и может измерять миоэлектричество, соответствующее мышечному усилию, когда пользователь, носящий вспомогательное устройство, идет вверх по лестнице или делает мах ногой назад.

Датчики 42a и 44a миоэлектричества приклеены спереди к участкам, расположенным над коленями пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Каждый датчик может регистрировать поверхностное миоэлектричество четырехглавой мышцы бедра и может измерять миоэлектричество, соответствующее мышечному усилию для перемещения нижней части колена вперед.

Датчики 42b и 44b миоэлектричества приклеены сзади к участкам, расположенным над коленями пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Каждый датчик может регистрировать поверхностное миоэлектричество двуглавой мышцы бедра и может измерять миоэлектричество, соответствующее мышечному усилию, для возвратного перемещения нижней части колена.

Таким образом, согласно вспомогательному устройству 10, содействующему двигательной активности, которое снабжено датчиками 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a и 44b миоэлектричества, может быть зарегистрировано миоэлектричество, соответствующее активности любой из мышц: подвздошно-поясничной мышцы, большой ягодичной мышцы, четырехглавой мышцы бедра и двуглавой мышцы бедра. И приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26 приводятся в действие током возбуждения согласно соответствующему миоэлектричеству, снабжая тем самым пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, вспомогательной силой в соответствии с произвольным намерением пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

Кроме того, носимое средство 18, содействующее двигательной активности, имеющееся во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, содержит датчик 45 усилия, который регистрирует крутящий момент, действующий вокруг тазобедренного сустава пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, и датчик 46 усилия, который регистрирует крутящий момент, действующий вокруг коленного сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Эти датчики эквивалентны упомянутому выше детектору 146 относительного усилия. Например, каждый из датчиков 45 и 46 усилия содержит тензометрический датчик, который регистрирует деформацию, соответствующую приложенной силе, и выводит электрический сигнал,

пропорциональный величине деформации. Датчики 45 и 46 усилия расположены на участках носимого средства 18, содействующего двигательной активности, которые соответствуют правой ноге и левой ноге.

В частности, датчик 45 усилия расположен в месте расположения второй рамы 58, соответствующей бедру пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, которая подвергается деформации вследствие изгиба, создаваемого крутящим моментом на валу приводных электродвигателей 20 и 22. Датчик 46 усилия расположен в месте расположения третьей рамы 60, соответствующей колену пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, которая подвергается деформации вследствие изгиба, создаваемого крутящим моментом на валу приводных электродвигателей 24 и 26.

Кроме того, для обеспечения плавное движения центра тяжести во время ходьбы или аналогичного действия необходимо, чтобы вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, регистрировало нагрузку, действующую на подошву стопы ноги. В этом варианте осуществления изобретения на подошвах стоп правой и левой ноги пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, расположены датчики 50a, 50b, 52a и 52b силы реакции (указанные на фиг.2 и фиг.3 пунктирными линиями).

В частности, датчик 50a силы реакции регистрирует силу реакции опоры на нагрузку, действующую на переднюю часть правой ноги, а датчик 50b силы реакции регистрирует силу реакции опоры на нагрузку, действующую на заднюю часть правой ноги. Датчик 52a силы реакции регистрирует силу реакции опоры на нагрузку, действующую на переднюю часть левой ноги, а датчик 52b силы реакции регистрирует силу реакции опоры на нагрузку, действующую на заднюю часть левой ноги. Например, каждый из датчиков 50a, 50b, 52a и 52b силы реакции содержит пьезоэлектрический элемент, на выходе которого получают напряжение, соответствующее приложенной нагрузке. При помощи датчиков силы реакции возможно зарегистрировать изменение нагрузки, сопровождаемое сдвигом веса, и зарегистрировать тот факт, находится ли нога пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, в контакте с землей.

Ниже приведено объяснение структуры носимого средства 18, содействующего двигательной активности, со ссылкой на чертежи фиг.4 и фиг.5.

На фиг.4 носимое средство 18, содействующее двигательной активности, показано на виде сбоку слева. На фиг.5 носимое средство 18, содействующее двигательной активности, показано на виде сзади.

Как показано на чертежах фиг.4 и фиг.5, носимое средство 18, содействующее двигательной активности, содержит поясной ремень 30, который одевают на талию пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, узел 54 вспомогательного механизма для правой ноги продолжается вниз из правой боковой части поясного ремня 30, а узел 55 вспомогательного механизма для левой ноги продолжается вниз из левой боковой части поясного ремня 30.

Узел 54 вспомогательного механизма для правой ноги и узел 55 вспомогательного механизма для левой ноги расположены симметрично относительно друг друга. Каждый узел вспомогательного механизма содержит первую раму 56, продолжающуюся вниз из поясного ремня 30 и обеспечивающую поддержку поясного ремня 30, вторую раму 58, продолжающуюся вниз из первой рамы 56 вдоль внешней стороны бедра пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, третью раму 60, продолжающуюся вниз из второй рамы 58 вдоль внешней стороны колена

пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и четвертую раму 62, расположенную в нижнем конце третьей рамы 60, на которую ставят подошву стопы ноги пользователя 12, носящего вспомогательное устройство (которой в том случае, когда надета обувь, является подошва ботинка).

Между нижним концом первой рамы 56 и второй рамой 58 расположено первое сочленение 64, имеющее структуру подшипника, которое обеспечивает соединение первой рамы 56 и второй рамы 58 друг с другом и возможность их взаимного поворота. Первое сочленение 64 расположено в таком положении по высоте, которое является эквивалентным местоположению тазобедренного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство. Первая рама 56 прикреплена к неподвижной опорной стороне первого сочленения 64, а вторая рама 58 прикреплена к той стороне первого сочленения 64, которая способна вращаться.

Между нижним концом второй рамы 58 и третьей рамой 60 расположено второе сочленение 66, имеющее структуру подшипника, которое обеспечивает соединение второй рамы 58 и третьей рамы 60 друг с другом и возможность их взаимного поворота. Второе сочленение 66 расположено в таком положении по высоте, которое является эквивалентным местоположению коленного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство. Вторая рама 58 прикреплена к неподвижной опорной стороне второго сочленения 66, а третья рама 60 прикреплена к той стороне второго сочленения 66, которая способна вращаться.

Следовательно, вторая рама 58 и третья рама 60 выполнены таким образом, что выполняют маятниковое движение относительно первой рамы 56 (неподвижно прикрепленной к поясному ремню 30) вокруг первого сочленения 64 и второго сочленения 66 в качестве осей вращения. А именно, они выполнены таким образом, что вторая рама 58 и третья рама 60 способны перемещаться точно таким же образом, как действуют ноги пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

И на опорной стороне каждого из сочленений: первого сочленения 64 и второго сочленения 66 расположен кронштейн 68 для крепления электродвигателя. Кронштейн 68 для крепления электродвигателя содержит опорный узел 68а для электродвигателя, который выступает наружу в горизонтальном направлении. В опорных узлах 68а для электродвигателей кронштейнов 68 для крепления электродвигателей содержатся приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26, расположенные в вертикальном положении. Следовательно, приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26 не являются чрезмерно выступающим в поперечном направлении, и они расположены таким образом, чтобы избежать их контакта с близлежащим препятствием или с подобным объектом при ходьбе пользователя, носящего вспомогательное устройство.

В первом сочленении 64 и во втором сочленении 66 вращающиеся валы приводных электродвигателей 20, 22, 24 и 26 передают крутящий момент на валу привода на вторую раму 58 и на третью раму 60 через находящиеся в зацеплении шестерни для подачи крутящего момента на валу привода на вторую раму 58 и на третью раму 60.

Кроме того, приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26 содержат датчики 70, 72, 74 и 76 угла, каждый из которых регистрирует угол сустава. Каждый из этих датчиков угла эквивалентен упомянутому выше блоку 142 измерения угла сустава. Например, каждый из датчиков 70, 72, 74 и 76 угла содержит кодовый датчик угла поворота, которое отсчитывает количество импульсов, пропорциональное углу сустава для одного из сочленений: первого сочленения 64 и второго сочленения 66 и выводит в качестве выходного сигнала датчика электрический сигнал, соответствующий

отсчитанному количеству импульсов (которое является пропорциональным углу сустава).

Датчики 70 и 72 угла регистрируют угол поворота между первой рамой 56 и второй рамой 58, эквивалентный углу (*θ*_{бедра}) поворота тазобедренного сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Датчики 74 и 76 угла регистрируют угол поворота между нижним концом второй рамы 58 и третьей рамой 60, эквивалентный углу поворота (*θ*_{колена}) коленного сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

Первое сочленение 64 и второе сочленение 66 выполнены таким образом, что способны поворачиваться только в том диапазоне углов, в котором способны поворачиваться тазобедренный и коленный суставы пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и они снабжены механизмом ограничителя (не показан) для предотвращения приложения недопустимого перемещения к тазобедренному и коленному суставам пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

Ко второй раме 58 присоединен первый крепежный ремень 78, который застегивают на бедре пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. К третьей раме 60 присоединен второй крепежный ремень 80, который застегивают к части тела под коленом пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Следовательно, крутящий момент на валу привода, созданный приводными электродвигателями 20, 22, 24 и 26, передается через шестерни на вторую раму 58 и на третью раму 60, и далее передается в качестве вспомогательной силы на каждую ногу пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, через первый крепежный ремень 78 и второй крепежный ремень 80.

Четвертая рама 62 соединена с нижним концом третьей рамы 60 через вал 82, обеспечивающий возможность ее вращения. Нижний конец четвертой рамы 62 снабжен деталью 84, представляющей собой держатель для пятки, в которую помещают часть пятки стопы ноги пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. И длина второй рамы 58 и третьей рамы 60 в продольном направлении является регулируемой посредством винтового механизма для того, чтобы длину можно было отрегулировать до произвольной длины, соответствующей длине ноги пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, с использованием винтового механизма.

Каждая из соответствующих рам 56, 58, 60 и 64 выполнена из металла, и эти рамы могут выдерживать вес аккумуляторов 32 и 34, имеющих в пояском ремне 30, рюкзака 36 со средствами управления и носимого средства 18, содействующего двигательной активности. А именно, вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, выполнено таким образом, чтобы вес, включающий в себя вес носимого средства 18, содействующего двигательной активности, не мог действовать на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и чтобы избыточная нагрузка не могла передаваться пользователю 12, носящему вспомогательное устройство.

Ниже, со ссылкой на фиг.6, приведено объяснение процедуры обработки данных для управления вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, выполняемой устройством 100 управления тогда, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, носит вышеупомянутое носимое средство 18, содействующее двигательной активности, и выполняет действие, которым является ходьба.

Как показано на фиг.6, после начала процедуры устройство 100 управления при

операции S11 производит сбор данных об углах суставов ($\theta_{\text{колена}}$, $\theta_{\text{бедра}}$), зарегистрированных датчиками 70, 72, 74 и 76 угла, которые являются эквивалентными блоку 142 измерения угла сустава.

Переходя далее к выполнению операции S12, устройство 100 управления получает сигналы миоэлектричества ($\text{ЭМГ}_{\text{колена}}$, $\text{ЭМГ}_{\text{бедра}}$), зарегистрированные датчиками 38a, 38b, 40a, 40b, 42a, 42b, 44a и 44b миоэлектричества, которые являются эквивалентными детектору 144 биологического сигнала.

Переходя далее к выполнению операции S13, устройство 100 управления сравнивает углы суставов ($\theta_{\text{колена}}$, $\theta_{\text{бедра}}$) и сигналы миоэлектричества ($\text{ЭМГ}_{\text{колена}}$, $\text{ЭМГ}_{\text{бедра}}$), полученные при операциях S11 и S12, с контрольными параметрами из базы данных о контрольных параметрах (не показана). Устройство 100 управления определяет этап задачи, соответствующей действию пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

При следующей операции S14 устройство 100 управления выбирает командную функцию $f(t)$ и коэффициент P усиления согласно этапу, определенному при операции S13 (автономный блок управления).

И переходя далее к выполнению к операции S15, вычисляют разность сигнала ($\Delta \text{ЭМГ}$) между биологическим сигналом, $\text{ЭМГ}_{\text{Гор}}$ ($\text{EMG}_{\text{Гор}}$), контрольного параметра, соответствующего углу сустава, зарегистрированному блоком 142 измерения угла сустава, и сигналом миоэлектричества, $\text{ЭМГ}_{\text{Гех}}$ ($\text{EMG}_{\text{Гех}}$), который зарегистрирован детектором 144 биологического сигнала, согласно формуле $\Delta \text{ЭМГ} (= \text{ЭМГ}_{\text{Гор}} - \text{ЭМГ}_{\text{Гех}})$ (блок определения).

При следующей операции S16 разность $\Delta \text{ЭМГ}$, вычисленную при предыдущей операции S15, сравнивают с заранее заданным допустимым отклонением (пороговым значением) и определяют, является ли разность $\Delta \text{ЭМГ}$ меньшей, чем допустимое отклонение.

Когда при операции S16 определено, что разность $\Delta \text{ЭМГ}$ является меньшей, чем допустимое отклонение, то действие миоэлектричества на сустав пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, соответствует действию пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Полагают, что к ноге пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, в качестве вспомогательной силы может быть приложен крутящий момент на валу привода от приводных электродвигателей 20, 22, 24 и 26, которые являются эквивалентными источнику 140 приведения в движение.

Следовательно, когда при операции S16 определено, что разность $\Delta \text{ЭМГ}$ является меньшей, чем допустимое отклонение, то в блок запуска электродвигателя (не показан), который является эквивалентным блоку 141 усиления мощности, передают командный сигнал (операция S17). Таким образом, приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26, которые являются эквивалентными источнику 140 приведения в движение, осуществляют генерацию крутящего момента на валу привода на основании значений углов суставов ($\theta_{\text{колена}}$, $\theta_{\text{бедра}}$) и сигналов миоэлектричества ($\text{ЭМГ}_{\text{колена}}$, $\text{ЭМГ}_{\text{бедра}}$), полученных от пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Этот крутящий момент на валу привода передают через вторую раму 58, третью раму 60, первый крепежный ремень 78 и второй крепежный ремень 80 на ногу пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, в качестве вспомогательной силы.

Когда же при операции S16 определено, что разность $\Delta \text{ЭМГ}$ превышает допустимое отклонение, то действие миоэлектричества на сустав пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, не соответствует действию пользователя 12,

носящего вспомогательное устройство. Полагают, что крутящий момент на валу привода от приводных электродвигателей 20, 22, 24 и 26 не соответствует движению, которое намерен выполнить пользователь 12, носящий вспомогательное устройство.

Следовательно, когда при операции S16 определено, что разность $\Delta ЭМГ$ превышает допустимое отклонение, то переходят к операции S19, при которой выполняют обработку по изменению коэффициента P усиления. А именно, при операции S19 вычисляют скорректированный коэффициент P усиления, $P = P \times \{1 - (\Delta ЭМПЭМГор)\}$, и коэффициент P усиления изменяют на скорректированный коэффициент усиления P ($< P$).

И при операции S17 значение командного сигнала (управляющего сигнала), сгенерированного в этом случае с использованием скорректированного коэффициента P усиления, является меньшим, чем в случае использования коэффициента P усиления, и управляющий сигнал, который является меньшим, чем в случае использования коэффициента P усиления, подают в блок запуска электродвигателя (не показан), который является эквивалентным блоку 141 усиления мощности. Таким образом, приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26 осуществляют генерацию такого крутящего момента на валу привода, который является меньшим, чем в случае использования коэффициента P усиления.

В результате, приводные электродвигатели 20, 22, 24 и 26 осуществляют генерацию крутящего момента на валу привода на основании фактических результатов измерения сигналов миоэлектричества ($ЭМГ_{\text{колена}}$, $ЭМГ_{\text{бедра}}$), которые соответствуют намерению пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, вне зависимости от этапа каждого действия. Этот крутящий момент на валу привода передают через вторую раму 58, третью раму 60, первый крепежный ремень 78 и второй крепежный ремень 80 на ногу пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, в качестве вспомогательной силы.

Таким образом, при операции S19 выполняют обработку по изменению коэффициента P усиления. Таким образом, даже в том случае, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, время от времени прекращает определенное действие и изменяет действие (этап) на другое действие (этп), вспомогательная сила может быть уменьшена сразу же после уменьшения сигнала миоэлектричества от пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и в таких случаях имеется возможность избежать принудительного выполнения пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, первоначального действия вопреки намерению этого пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

Следовательно, согласно описанному выше способу управления, в котором осуществляют смешанное автономное управление и управление, осуществляемое как будто бы по желанию пользователя (pseudo-optional control), приближенное к управлению по желанию пользователя, пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, может получать вспомогательную силу, соответствующую намерению этого пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

При следующей операции S18 определяют, завершена ли процедура обработки данных для управления вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, для последнего этапа соответствующей задачи. Когда при операции S18 определено, что процедура обработки данных для управления вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, для последнего этапа соответствующей задачи остается незавершенной, то в процедуре управления возвращаются к выполнению вышеупомянутой операции S11 и выполняют процедуру

обработки данных для управления вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности (операции S11-S18), для следующего этапа. Когда же при операции S18 определено, что процедура обработки данных для управления

5 вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, для последнего этапа соответствующей задачи завершена, то эту процедуру обработки данных для управления вспомогательным устройством, содействующим двигательной активности, завершают.

Ниже приведено объяснение данных (M_i) для уравнения движения и известных параметров (P_k), которые считывают из блока 156 хранения данных и передают в блок 160 определения параметров. Имеющиеся данные (M_i) для уравнения движения составляют уравнение движения всей системы, включающей в себя вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, и пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство. Известные параметры (P_k) содержат параметры

15 кинетики, такие как, например, вес каждой детали вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, момент инерции вокруг каждого сочленения, коэффициент вязкости и коэффициент кулоновского (сухого) трения. Это уравнение движения относится ко всей системе, включающей в себя вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, и пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, и выражено, например, посредством модели, показанной на чертежах фиг.7А, фиг.7Б, фиг.8А, фиг.8Б, и приведенной ниже формулы 1.

На фиг.7А изображена схема, на которой показан каждый элемент математической модели, и на которой на виде сбоку показана нога пользователя 12, носящего

25 вспомогательное устройство, который носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности, показанное на виде сбоку. На фиг.7Б изображена схема, на которой показан каждый типичный элемент математической модели, которая соответствует ноге пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. На фиг.8А изображена схема, на которой показано действие с использованием вспомогательной силы от источника 140 приведения в движение и мышечного усилия пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и на которой показано, что в качестве момента (ΔT) в сочленении действует

35 результирующее значение крутящего момента (T_e) на валу привода от источника 140 приведения в движение и крутящего момента (T_m), созданного мышцами пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. На фиг.8Б изображена схема, на которой показано действие с использованием вспомогательной силы от

40 источника 140 приведения в движение и мышечного усилия пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и на которой показан каждый типичный крутящий момент, действующий при повороте ноги вверх (или вперед) вокруг коленного сустава.

Например, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, поворачивает ногу вверх (или вперед) вокруг коленного сустава, как показано на

45 фиг.8А и фиг.8Б, третья рама 60 носимого средства 18, содействующего двигательной активности, которая является эквивалентной коленному суставу, поворачивается вокруг второго сочленения 66.

В этом случае пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, создает мышечное усилие (T_m) в качестве крутящего момента, действующего на коленный сустав, а крутящий момент (T_e) на валу привода от источника 140 приведения в движение действует на третью раму 60 вокруг второго сочленения 66.

50

Следовательно, в качестве момента (ΔT), действующего в сочленении, на ногу пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, действует результирующее значение крутящего момента (T_e) на валу привода от источника 140 приведения в движение и крутящего момента (T_m), созданного мышцами пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, может приводить в действие ногу меньшим мышечным усилием, чем в том случае, когда человек не носит носимое средство 18, содействующее двигательной активности.

И крутящий момент (T_e) на валу привода от источника 140 приведения в движение получают в соответствии с вышеупомянутой системой управления приводными электродвигателями 20, 22, 24 и 26, а момент (ΔT), действующий в сочленении, определяют на основании сигнала обнаружения, зарегистрированного датчиками 45 и 46 усилия (то есть сигнала обнаружения деформации, созданной разностью между крутящим моментом (T_e) на валу привода и крутящим моментом (T_m), созданным мышцами пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Однако крутящий момент (T_m), созданный мышцами пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, не может быть непосредственно измерен. Для устранения данной проблемы в этом варианте осуществления изобретения его определяют на основании разности между моментом (ΔT), действующим в сочленении, и крутящим моментом (T_e) на валу привода.

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \quad (1)$$

В приведенной выше формуле (1) соответствующие члены представлены следующим образом.

$$R(q) = \begin{bmatrix} J_\alpha + J_\beta + 2J_v \cos \theta & J_\beta + J_v \cos \theta \\ J_\beta + 2J_v \cos \theta & J_\beta \end{bmatrix}$$

$$J_\alpha = I_1 + m_1 s_1^2 + m_1 l_1^2 = (I_{e1} + I_{m1}) + (m_{e1} + m_{m1}) s_1^2 + (m_{e2} + m_{m2}) l_1^2$$

$$J_\beta = J_2 + m_2 s_2^2 = (I_{e2} + I_{m2}) + (m_{e2} + m_{m2}) s_2^2$$

$$J_v = m_2 s_2 l_1 = (m_{e2} + m_{m2}) s_2 l_1$$

$$G(q) = \begin{bmatrix} r_\alpha \sin \theta_1 + r_\beta \sin \theta_2 + r_v \sin(\theta_1 + \theta_2) \\ r_v \sin(\theta_1 + \theta_2) \end{bmatrix}$$

$$r_\alpha = m_1 g s_1 = (m_{e1} + m_{m1}) g s_1$$

$$r_\beta = m_2 g l_1 = (m_{e2} + m_{m2}) g l_1$$

$$r_v = m_2 g s_1 = (m_{e2} + m_{m2}) g s_2$$

$$q = [\theta_1 \theta_2]^T$$

$$D = \begin{bmatrix} D_1 & 0 \\ 0 & D_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} D_{e1} & 0 \\ 0 & D_{e2} + D_{m2} \end{bmatrix}$$

$$C = \begin{bmatrix} C_1 & 0 \\ 0 & C_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} C_{e1} + C_{m1} & 0 \\ 0 & C_{e2} + C_{m2} \end{bmatrix}$$

$$H(q, \dot{q}) = \dot{R}(q)\dot{q} - \frac{1}{2} \frac{\partial}{\partial q} (\dot{q}^T R(q) \dot{q})$$

$$T_e = [\tau_{e1} \tau_{e2}]$$

$$T_m(u, q, \dot{q}) = [\tau_{m1}(u_1, \theta_1, \dot{\theta}_1) \tau_{m2}(u_2, \theta_2, \dot{\theta}_2)]$$

$$u = [u_1 u_2]^T$$

В приведенной выше формуле (1) нижний индекс 1 обозначает параметр в месте расположения тазобедренного сустава, нижний индекс 2 обозначает параметр в месте расположения коленного сустава, нижний индекс e обозначает параметр

вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, а нижний индекс m обозначает параметр пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

Кроме того, в приведенной выше формуле (1) $R(q)$ представляет собой член, описывающий инерцию, $G(q)$ представляет собой член, описывающий влияние силы тяжести, D представляет собой член, описывающий вязкое трение, C представляет собой член, описывающий кулоновское трение, H представляет собой член, описывающий силу Кориолиса и центробежную силу (который также можно именовать членом, описывающим инерцию), T_e обозначает крутящий момент на валу привода, созданный источником 140 приведения в движение, T_m представляет собой член, описывающий момент, создаваемый мышцами, который создан за счет мышечного усилия, а u представляет собой член, описывающий степень активности мышцы.

Ниже приведено объяснение способа определения параметров, выполняемого блоком 160 определения параметров.

Для упрощения, если сделано предположение, что пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, находится в неактивном состоянии, то член T_m , описывающий момент, создаваемый мышцами, в формуле (1) является пренебрежимо малым. И в этом состоянии это может быть выражено следующей формулой (2).

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e \quad (2)$$

Вышеупомянутая формула (2) преобразована в приведенную ниже формулу (3) с использованием матрицы Ω данных о переменных движения и матрицы X параметров кинетики.

$$\Omega X = T_e$$

$$X = [J_\alpha J_\beta J_v D_1 D_2 r_\alpha r_\beta r_v C_1 C_2]^T \quad (3)$$

Матрица Ω данных о переменных движения может быть определена посредством различных детекторов и различных блоков оценки, тогда как матрица X параметров кинетики является неизвестной или изменяющейся, поскольку параметры, относящиеся к пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, изменяются в зависимости от индивидуальных отличий пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и от его физического состояния.

Кроме того, если введена матрица X^* оценочных значений параметров кинетики для оценки матрицы X параметров кинетики с использованием матрицы ε ошибок, которая является эквивалентной погрешности между матрицей X параметров кинетики и матрицей X^* оценочных значений параметров кинетики, то формула (3) может быть преобразована в приведенную ниже формулу (4).

$$\Omega X^* = F_e + \varepsilon \quad (4)$$

Неизвестный параметр (Pu), который минимизирует матрицу ε ошибок в вышеупомянутой формуле (4) (до нулевой матрицы), представлен приведенной ниже формулой (5).

$$X^* = (\Omega^T \Omega)^{-1} (\Omega^T T_e) \quad (5)$$

Следовательно, неизвестный параметр (Pu), относящийся к пользователю 12,

носящему вспомогательное устройство, получают путем решения вышеупомянутой формулы (5) (или, в результате, путем решения уравнения движения, изначально представленного формулой (1)).

Ниже приведено объяснение процедуры обработки данных для определения параметров и процедуры обработки данных для оценки крутящего момента, выполняемых, соответственно, блоком 160 определения параметров и блоком 152 оценки крутящего момента в сочленении, в том случае, когда вышеупомянутое носимое средство 18, содействующее двигательной активности, надето на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство.

На фиг.9А изображена схема для объяснения операций обработки данных для корректировки параметров, выполняемых тогда, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности. Эта схема последовательности операций приведена для объяснения процедуры обработки данных для определения параметров, выполняемой блоком 160 определения параметров. На фиг.9Б изображена схема для объяснения операций обработки данных для корректировки параметров, выполняемых тогда, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности. Эта схема последовательности операций приведена для объяснения процедуры обработки данных для оценки крутящего момента, в которой блок 152 оценки крутящего момента в сочленении производит оценку крутящего момента в сочленении.

Ниже приведено объяснение процедуры обработки данных для определения параметров, выполняемой блоком 160 определения параметров с использованием упомянутых выше формул, со ссылкой на схему последовательности операций из фиг.9А. Также со ссылкой на схему последовательности операций из фиг.9Б, приведено объяснение связи этой процедуры с процедурой обработки, выполняемой блоком 152 оценки крутящего момента в сочленении.

Как показано на фиг.9А, когда начата процедура обработки согласно командам, поданным из устройства 100 управления, то блок 160 определения параметров определяет, включен ли выключатель электропитания (не показан) (операция S70). Если он включен, то из блока 156 хранения данных считывают данные (M_i) уравнения движения и известный параметр (P_k) (операция S71). После этого составляют уравнения движения (формулы (1)-(5)) в операционной среде центрального процессора (операция S72).

Тем временем, как показано на фиг.9Б, при включении выключателя электропитания (не показан) приводят в действие блок 152 оценки крутящего момента в сочленении (операция S80). Производят считывание данных (ΔF) об относительном усилии, зарегистрированных детектором 146 относительного усилия (операция S81). После этого производят оценку момента (ΔT), действующего в сочленении, путем вычисления разности между данными (ΔF) об относительном усилии, умноженной на заранее заданный коэффициент, и данными (T_e) оценки крутящего момента на валу привода (операция S82). Затем блок 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, считывает данные (T_e) оценки крутящего момента на валу привода, оценка которых произведена блоком 150 оценки крутящего момента на валу привода, и данные (ΔT) оценки момента, действующего в сочленении, оценка которых произведена блоком 152 оценки крутящего момента в сочленении (операция S83). И блок 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, производит оценку крутящего момента (T_m), созданного мышцами, который создан мышечным усилием

пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, на основании зависимости, показанной на чертежах фиг.8А и фиг.8Б (операция S84). Блок 152 оценки крутящего момента в сочленении и блок 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, повторяют выполнение той же самой процедуры обработки до тех пор, пока из
 5 блока 200 управления не будет получена команда завершения (результатом операции S85 является "НЕТ"). И когда команда завершения получена (результатом операции S85 является "ДА"), то обработку завершают. В этом варианте осуществления изобретения крутящий момент (T_m), созданный мышцами, определяют
 10 для обеспечения возможности определения параметров даже в том случае, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, находится в ситуации, когда создано мышечное усилие. Этот случай представляет собой тот лучай, в котором определение параметров выполняют в стационарном состоянии.

Затем, как показано на фиг.9А, из блока 154 ввода данных считывают данные (T) оценки крутящего момента на валу привода и данные (θ) об угле сустава и подают их в блок 160 определения параметров (операция S73), а из блока 152 оценки крутящего момента в сочленении считывают данные (ΔT) о моменте, действующем в сочленении, и подают их в блок 160 определения параметров (операция S74).

После этого блок 160 определения параметров производит подстановку соответствующих данных в формулу (5) или в формулу, в которой надлежащим образом производят дополнительный учет крутящего момента (T_m), созданного мышцами (операция S75), и определяет неизвестные параметры (Pu), например вес
 25 каждой части тела пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, момент инерции вокруг каждого сустава пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, коэффициент вязкости и коэффициент кулоновского трения.

Последовательность операций обработки, начиная со считывания данных (T) оценки крутящего момента на валу привода, данных (θ) о суставах и данных о моменте (ΔT), действующем в сочленении, и заканчивая определением неизвестных параметров (Pu), повторяют в течение заранее заданного количества циклов (например, 10 циклов), и для каждого цикла вычисляют среднее значение неизвестных параметров (Pu) (операция S78).

Затем блок 160 определения параметров подает определенные таким способом неизвестные параметры (Pu) в блок 200 управления (операция S79). И процедуру обработки завершают.

На чертежах фиг.10А, фиг.10Б, фиг.10В, фиг.11, фиг.12А и фиг.12Б показаны примеры экспериментальных результатов, в которых блок 160 определения параметров определяет неизвестные параметры (Pu) пользователя 12, носящего
 40 вспомогательное устройство.

В эксперименте по определению параметров сделано предположение, что пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, находится в неактивном состоянии, и что блок 200 управления осуществляет управление приводом
 45 источника 140 приведения в движение согласно пропорционально-дифференциальному, ПД (PD), способу регулирования для того, чтобы угол θ сустава для каждого сустава мог иметь заранее заданное геометрическое место точек. Кроме того, сделано предположение, что целевой угол для угла θ сустава
 50 соответствует синтетической синусоидальной конфигурации, содержащей частоты, равные 0,2 Гц, 0,5 Гц и 1,0 Гц, для максимально возможного повышения точности работы в пределах диапазона, удовлетворяющего характеристикам работы ноги.

С учетом максимального угла изгиба при работе ноги диапазон угла θ сустава (т.е.

диапазон работы ноги) находится, соответственно, в пределах интервала от -0,2 до 0,5 рад (радиана) для тазобедренного сустава и в пределах интервала от 0 до 1,0 рад для коленного сустава. Количество раз, которое производят повторение для упомянутого выше усреднения, установлено равным 10.

На фиг.10А показаны экспериментальные данные переходной характеристики параметров кинетики, содержащих неизвестные параметры, во время выполнения обработки данных для определения параметров (Pu). На этом графике показана картина сходимости момента инерции. На фиг.10Б изображен график, на котором показана картина сходимости момента силы тяжести, на фиг.10В изображен график, на котором показана картина сходимости коэффициента вязкого трения.

Из фиг.10А, фиг.10Б и фиг.10В видно, что, как оказалось, согласно вышеупомянутой процедуре обработке данных для определения параметров, выполняемой блоком 160 определения параметров согласно этому варианту осуществления изобретения, большинство параметров кинетики пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, сделано имеющими сходимость течения нескольких секунд, и эта сходимость является превосходной. Другими словами, обработка для определения параметров может быть выполнена в течение короткого времени.

На фиг.11 приведены экспериментальные данные, показывающие экспериментальные результаты при выполнении обработки данных для определения параметров при одинаковых условиях для каждого из пользователей А, В и С, подвергнутых тестированию в качестве пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Показано, что в параметрах кинетики, например в моменте инерции, в коэффициенте вязкого трения, в моменте силы тяжести и в кулоновском трении, содержатся индивидуальные отличия, сопровождаемые физическими различиями пользователей А, В и С, подвергнутых тестированию.

А именно, поскольку пользователи А, В и С, подвергнутые тестированию, отличаются по физическим особенностям, например по росту и весу, то, соответственно, длина шага и мышечное усилие каждого пользователя также являются различными, когда каждый пользователь выполняет действие, которым является ходьба. Из экспериментальных данных, показанных на фиг.11, очевидно, что момент инерции, коэффициент вязкого трения, момент силы тяжести и кулоновское трение являются различными для отдельных пользователей, подвергнутых тестированию, даже в том случае, когда обработку данных для определения параметров выполняют при одинаковых условиях.

Следовательно, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности, то имеется возможность скорректировать параметры кинетики пользователя, носящего вспомогательное устройство, который имеет иные физические особенности, путем выполнения вышеупомянутой обработки данных для определения параметров для того, чтобы можно было получить такую вспомогательную силу, которая соответствовала бы этому пользователю, носящему вспомогательное устройство.

На фиг.12А показан пример экспериментальных данных, характеризующих точность определения параметров путем обработки данных для определения параметров согласно этому варианту осуществления изобретения, демонстрирующий точность определения момента инерции тазобедренного сустава при операции ходьбы. На фиг.12Б показана точность определения момента инерции коленного сустава при операции ходьбы.

На графиках, показанных на чертежах фиг.12А и фиг.12Б, график фактически измеренных значений (R1) и график значений (R2), полученных путем определения, являются наложенными один на другой относительно переходной характеристики момента инерции вокруг каждого из суставов: тазобедренного сустава и коленного сустава, и оказалось, что график фактически измеренных значений и график значений, полученных путем определения, в основном являются согласованными друг с другом. А именно, фактически измеренные значения (R1) и значения (R2), полученные путем определения, на фиг.12А и фиг.12Б имеют близкое взаимное сходство, а это доказывает, что может быть получена достаточная точность определения.

На фиг.13 изображена схема последовательности операций для объяснения процедуры обработки данных для калибровки, выполняемой блоком 158 калибровки. Ниже со ссылкой на фиг.13 приведено объяснение процедуры обработки данных для определения параметров с использованием блока 158 калибровки.

После начала блок 158 калибровки считывает из блока 156 хранения данных устанавливаемое значение (G_s) коэффициента усиления (операция S91), а после этого считывает из блока 160 ввода данных данные о миоэлектричестве ($\mathcal{EMG}$) и данные оценки крутящего момента (T_m), созданного мышцами (операция S92).

Затем блок 158 калибровки определяет, является ли разность между отношением ($T_m/\mathcal{EMG}$) данных оценки крутящего момента (T_m), созданного мышцами, к данным о миоэлектричестве ($\mathcal{EMG}$) и устанавливаемым значением (G_s) коэффициента усиления большей, чем интервал (Ea) допустимой погрешности (операция S93).

Когда разность ($T_m/\mathcal{EMG}$)-(G_s) является большей, чем интервал (Ea) погрешности (результатом операции S93 является "ДА"), то блок 158 калибровки вносит поправку в данные о миоэлектричестве ($\mathcal{EMG}$) на основании приведенной ниже формулы (6) и вычисляет скорректированные данные о миоэлектричестве ($\mathcal{EMG}$). И в процедуре управления обработкой возвращают к выполнению операции считывания данных о миоэлектричестве ($\mathcal{EMG}$) и данных оценки крутящего момента (T_m), созданного мышцами, из блока 160 ввода данных.

С другой стороны, когда определено, что разность ($T_m/\mathcal{EMG}$)-(G_s) является меньшей, чем интервал (Ea) погрешности (результатом операции S93 является "НЕТ"), то блок 158 калибровки завершает обработку.

$$\mathcal{EMG}' = (T_m / G_s) \times \mathcal{EMG} \quad (6)$$

Согласно вышеупомянутой процедуре обработки данных для калибровки, отношение ($T_m/\mathcal{EMG}$) данных оценки крутящего момента, созданного мышцами, (T_m) к скорректированным данным о потенциале источника ($\mathcal{EMG}$) почти равно устанавливаемому значению (G_s) коэффициента усиления. Имеется возможность заранее предотвратить ситуацию возникновения недостаточной чувствительности и чрезмерной чувствительности в зарегистрированном результате, поступающем из детектора 144 биологического сигнала.

В результате, имеется возможность предотвратить ситуацию, когда происходит падение точности определения вышеупомянутых неизвестных параметров (Pu) пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и также имеется возможность предотвратить ситуацию, когда вспомогательная сила, созданная источником 140 приведения в движение, становится слишком малой или слишком большой.

Во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, из

этого варианта осуществления изобретения крутящий момент (T_m), созданный мышцами, или мышечное усилие пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, может быть получено блоком 152 оценки крутящего момента в сочленении и блоком 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, а калибровку выполняют с использованием полученного крутящего момента, созданного мышцами. Имеется возможность значительно уменьшить нагрузку на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, по сравнению с нагрузкой, которую получают в том случае, когда эти блоки отсутствуют в устройстве. В частности, если не используют ни блок 152 оценки крутящего момента в сочленении, ни блок 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, то необходимо, чтобы пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, принудительно оставался в неподвижном состоянии в течение заранее заданного времени, пока в этом состоянии источником 140 приведения в движение не будет дан заранее заданный крутящий момент (T_e) на валу привода для получения крутящего момента (T_m), созданного мышцами, или мышечного усилия пользователя 12, носящего вспомогательное устройство. Это вызывает создание необходимого мышечного усилия пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, вне зависимости от того мышечного усилия, которое может быть создано пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, и также вынуждает пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, ждать в течение необходимого времени ожидания. Согласно вспомогательному устройству 10, содействующему двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения, нагрузка на пользователя, носящего это вспомогательное устройство, может быть уменьшена желательным образом.

Ниже приведено объяснение способа управления, применяемого в устройстве 100 управления.

Способ управления, применяемый во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, не является ограниченным. Например, может быть применен способ управления, основанный на классической теории управления, например пропорционально-дифференциального регулирования, аналогичный тому, который был применен в эксперименте по определению параметров. Согласно вспомогательному устройству 10, содействующему двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения, даже в том случае, если оно основано на классической теории управления, выполняют идентификацию управляемой системы, в состав которой входит пользователь 12, носящий это вспомогательное устройство, и после этого может быть выполнено имитационное моделирование, в которое включен результат идентификации, и могут быть установлены параметры оптимального компенсатора для соответствующего имитационного моделирования. И может быть продемонстрирован достаточный эффект, соответствующий способу управления. В частности, пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, может быть предоставлена вспомогательная сила, возможно, но не обязательно, в результате демонстрации эффекта согласно способу управления путем осуществления регулирования с обратной связью для сигнала миоэлектричества (ЭМГ), поступающего из детектора 144 биологического сигнала, даже в том случае, если оно основано на классической теории управления.

Способ управления, применяемый в устройстве 100 управления, может не быть основан на современной теории управления, в которой используют оптимальный регулятор, оптимальный алгоритм наблюдения и т.д., и он не является особо

ограниченным.

Способ управления, в котором выполняют компенсацию силы тяжести

В этом способе управления выполняют компенсацию члена $G(q)$, описывающего влияние силы тяжести в упомянутой выше формуле (1), и подавляют влияние соответствующего члена $G(q)$, описывающего влияние силы тяжести.

В качестве способа управления, используемого в качестве базиса, применен способ пропорционально-дифференциального регулирования, в котором предполагают, что вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, которым был оснащен пользователь 12, носящий это вспомогательное устройство, действует таким образом, что оно может быть установлено в целевое положение θ_e , исходя из начального положения θ_s , служащего в качестве предварительного условия.

Сначала, если способом управления является обычное пропорционально-дифференциальное регулирование, то управляющий входной управляющий сигнал пропорционально-дифференциального регулирования с обратной связью (управляющий сигнал Ur), относящийся к крутящему моменту (T_e) на валу привода, создаваемому источником 140 приведения в движение, представлен следующей формулой (7).

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C\operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q})$$

$$Ur = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} \quad (7)$$

Затем в способе пропорционально-дифференциального регулирования, в котором также выполняют компенсацию силы тяжести, входной управляющий сигнал пропорционально-дифференциального регулирования с обратной связью (управляющий сигнал Ur), относящийся к крутящему моменту (T_e) на валу привода, создаваемому источником 140 приведения в движение, представлен следующей формулой (8).

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C\operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q})$$

$$Ur = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + G(q) \quad (8)$$

В способе пропорционально-дифференциального регулирования с компенсацией силы тяжести, выраженном формулой (8), при выполнении регулирования с обратной связью член $G(q)$, описывающий влияние силы тяжести, может быть исключен, и может быть уменьшен вес самого пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и вес носимого средства 18, содействующего двигательной активности, который действует на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, когда он носит на себе носимое средство 18, содействующее двигательной активности.

Способ управления, в котором выполняют компенсацию инерции

В этом способе управления выполняют компенсацию члена $R(q)$, описывающего инерцию в упомянутой выше формуле (1), и подавляют влияние соответствующего члена $R(q)$, описывающего инерцию.

Аналогично случаю компенсации силы тяжести, в качестве способа управления, используемого в качестве базиса, применен способ пропорционально-дифференциального регулирования, в котором предполагают, что вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, которым был оснащен пользователь 12, носящий это вспомогательное устройство, действует таким образом, что оно может быть установлено в целевое положение θ_e , исходя из

начального положения θ_s , служащего в качестве предварительного условия.

В способе пропорционально-дифференциального регулирования, в котором также выполняют компенсацию инерции, входной управляющий сигнал пропорционально-дифференциального регулирования с обратной связью (управляющий сигнал Ur), относящийся к крутящему моменту (T_e) на валу привода, создаваемому источником 140 приведения в движение, представлен формулой (9).

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q})$$

$$Ur = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + H(q, \dot{q}) \quad (9)$$

В способе пропорционально-дифференциального регулирования с компенсацией инерции согласно формуле (9) существует возможность того, что при выполнении регулирования с обратной связью для компенсации члена H , описывающего инерцию регулируемой системы, и может быть осуществлено подавление силы инерции, создаваемой самим пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, и силы инерции от носимого средства 18, содействующего двигательной активности, и нагрузка на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, может быть значительно снижена, в особенности, тогда, когда он пытается выполнить быстрое действие.

Способ управления, в котором выполняют компенсацию силы тяжести и компенсацию инерции

В этом способе управления используют полезные признаки, взятые из обоих вышеупомянутых способов: вышеупомянутого способа пропорционально-дифференциального регулирования с компенсацией силы тяжести и вышеупомянутого способа пропорционально-дифференциального регулирования с компенсацией инерции. И этот способ представлен формулой (10) при том же самом условии, как и для вышеупомянутой формулы.

Функционирование и эффект этого способа управления являются такими же самыми, как и в описанных выше способах пропорционально-дифференциального регулирования с компенсацией силы тяжести и пропорционально-дифференциального регулирования с компенсацией инерции, и их описание здесь не приведено.

$$R(q)\ddot{q} + D\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q})$$

$$Ur = -K_p(\theta_s - \theta_e) - K_D\dot{q} + G(q) + H(q, \dot{q}) \quad (10)$$

Управление импедансом

Управление импедансом предназначено для свободной регулировки таких характеристик, как, например, инерция, вязкость и жесткость регулируемой системы, с учетом вязкоупругих свойств тела человека (пользователя 12, носящего вспомогательное устройство). И оно имеет особенность, состоящую в том, что сила, действующая между управляемой системой и окружающей средой, может быть выбрана надлежащим образом в соответствии с целью управления. Во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, изменяют параметры всей системы, включающей в себя вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, и пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, посредством чего имеется возможность опосредованного изменения параметров пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и осуществления управления.

А именно, когда в устройстве 100 управления применяют управление импедансом

путем использования вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, которое надето на пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, то имеется возможность реализации опосредованной регулировки параметров (импеданса) пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, которая не может быть выполнена обычным устройством.

Системой, регулируемой путем управления импедансом, применяемым в устройстве 100 управления, является вся система, включающая в себя вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, и пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство. Так как этот способ управления импедансом весьма отличается от обычного способа управления импедансом, то его именуют гибридным управлением импедансом, чтобы отличить этот способ управления импедансом от обычного способа управления импедансом.

Например, если управление выполняют таким образом, что крутящий момент на валу привода, созданный источником 140 приведения в движение, представлен как T'_e из приведенной ниже формулы (11), то формула (1) преобразуется в приведенную ниже формулу (12).

Следовательно, из формулы (12) видно, что член $R(q)$, описывающий инерцию для всей системы, изменен на $[R(q)-R'(q)]$, а член D , описывающий вязкое трение, изменен на $(D-D')$. Что касается этих членов, то регулирование может быть выполнено путем соответствующей установки значений $R'(q)$ и D .

Поскольку в этом случае может быть произведено подавление влияния члена, описывающего инерцию, или члена, описывающего вязкое трение, которые обусловлены наличием вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, то имеется возможность в максимальной степени продемонстрировать первоначальную способность выполнения пользователем 12, носящим это вспомогательное устройство, быстрого действия, например рефлекторного действия.

Влияние члена, описывающего инерцию пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, или члена, описывающего его вязкое трение, также может быть подавлено, и пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, разрешается начинать ходьбу раньше, чем начинается исходный цикл, или совершать действия более плавно (меньшее вязкое трение), чем в том случае, когда носимое средство, содействующее двигательной активности, не надето на него.

$$T'_e = -R'(q)\ddot{q} - D'\dot{q} + T_e \quad (11)$$

$$[R(q) - R'(q)]\ddot{q} + (D - D')\dot{q} + C \operatorname{sgn}(\dot{q}) + G(q) + H(q, \dot{q}) = T_e + T_m(u, q, \dot{q}) \quad (12)$$

В описанном выше устройстве 100 управления механизм управления может быть составлен из применения, по меньшей мере, одного из следующих способов: способа компенсации силы тяжести, способа компенсации инерции и способа гибридного управления импедансом. В частности, из блока 156 хранения данных считывают данные (Ci) о способе управления, соответствующие одному из этих способов управления, и подают их в блок 200 управления, а механизм управления может быть создан в операционной среде блока 200 управления на основании соответствующих данных (Ci) о способе управления.

Согласно созданному таким образом механизму управления, может быть осуществлена генерация управляющего сигнала Ur в соответствии с заранее заданным способом управления на основании данных, полученных путем регистрации

соответствующими датчиками, и данных, полученных путем оценки, и, в результате, пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, может быть предоставлена вспомогательная сила согласно соответствующему способу управления.

На чертежах фиг.14А-14В, фиг.15А-15В и фиг.16А-16В показан эффект в том случае, когда в устройстве 100 управления применено гибридное управление импедансом, и показаны экспериментальные результаты в том случае, когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, выполняет одно и то же действие.

В частности, на фиг.14А изображена диаграмма, на которой показано изменение угла коленного сустава без наличия управления (без вспомогательной силы). На фиг.14Б изображена диаграмма, на которой показано изменение миоэлектричества без наличия управления (без вспомогательной силы). На фиг.14В изображена диаграмма, на которой показано изменение выходного сигнала тензометрического датчика без наличия управления (без вспомогательной силы).

На фиг.15А изображена диаграмма, на которой показано изменение угла коленного сустава при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования. На фиг.15Б изображена диаграмма, на которой показано изменение миоэлектричества при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования. На фиг.15В изображена диаграмма, на которой показано изменение выходного сигнала тензометрического датчика при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования.

На фиг.16А изображена диаграмма, на которой показано изменение угла коленного сустава при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом. На фиг.16Б изображена диаграмма, на которой показано изменение миоэлектричества при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом. На фиг.16В изображена диаграмма, на которой показано изменение выходного сигнала тензометрического датчика при наличии вспомогательной силы, созданной способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом.

Условиями эксперимента являются следующие условия. Когда пользователь 12, носящий вспомогательное устройство, выполняет последовательность действий, при которой он поднимает ногу вперед в сидящем состоянии, а после этого опускает ногу вниз, то производят измерение миоэлектричества (*ЭМГ*) и относительного усилия (или выходного сигнала датчика усилия, преобразованного в относительное усилие) от пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, который выполняет каждое из соответствующих действий.

На чертежах фиг.14А, фиг.14Б и фиг.14В показано, что миоэлектричество (*ЭМГ*) от пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, является относительно большим в течение периода (L1) подъема ноги вверх, а в течение периода (L2) опускания ноги вниз миоэлектричество (*ЭМГ*) становится относительно малым. Это соответствует данным, известным из опытной практики.

Однако установлено, что во второй половине периода (L2) опускания ноги вниз имеется участок, в котором недопустимо снижение миоэлектричества (*ЭМГ*) сократившейся мышцы (график II) по сравнению с растянувшейся мышцей (график I). Это явление возникает потому, что на пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, действует момент M_a силы взаимодействия, соответствующий инерции

носимого средства 18, содействующего двигательной активности.

На графике, показанном на фиг.14В, выходной сигнал тензометрического датчика, которым является датчик 46 усилия, изменяется, хотя вспомогательная сила не приложена. Это происходит потому, что когда пользователь 12, носящий
5 вспомогательное устройство, изменяет угол коленного сустава, то на третью раму 60 действует тяжесть второго сочленения 66 (или тяжесть приводных электродвигателей 24 и 26 и системы передачи усилия от приводных электродвигателей).

В отличие от этого, из чертежей фиг.15А, фиг.15Б и фиг.15В, на которых показаны экспериментальные результаты при осуществлении управления способом пропорционально-дифференциального регулирования (показанные сплошной линией и обозначенные как *Pd*), видно, что величина миоэлектричества (*ЭМГ*) от
15 пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, обычно является вдвое меньшей по сравнению с тем случаем, когда вспомогательная сила не приложена (что показано штрихпунктирной линией с одной точкой и обозначено как *Апо*), что форма сигнала отклика в течение периода (L1) подъема ноги вверх имеет близкое сходство, и что управление содействием двигательной активности осуществляют надлежащим
20 образом. Это также подтверждается тем фактом, что выходной сигнал из датчика усилия (относительное усилие ΔF) во время периода (L1) подъема ноги вверх увеличивается по сравнению тем случаем (*Апо*), когда вспомогательная сила не приложена.

Однако на чертежах фиг.15А, фиг.15Б и фиг.15В во второй половине периода (L2)
25 опускания ноги вниз возникает влияние вышеупомянутого момента M_a силы взаимодействия, и хотя сама его величина является относительно небольшой, это может создавать у пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, ощущение несоответствия.

В отличие от этого, из чертежей фиг.16А, фиг.16Б и фиг.16В, на которых показаны экспериментальные результаты при осуществлении управления способом пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом (показанные штрихпунктирной линией с одной точкой и обозначенные как *HI*), видно, что в этом случае влияние момента силы взаимодействия, создающее
35 проблему в случае осуществления управления только лишь способом пропорционально-дифференциального регулирования, может быть подавлено в дополнение к вышеупомянутому эффекту пропорционально-дифференциального регулирования (показанному сплошной линией и обозначенному как *Pd*).

А именно, оказалось, что согласно способу пропорционально-дифференциального регулирования + гибридного управления импедансом (*HI*) величина
40 миоэлектричества (*ЭМГ*) пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, является вдвое меньшей не только в течение периода (L1) подъема ноги вверх, но также и в течение периода (L2) опускания ноги вниз, что форма сигнала отклика имеет
45 близкое сходство, и что в течение всего периода управление содействием двигательной активности осуществляют надлежащим образом.

Как объяснено выше, во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, согласно этому варианту осуществления изобретения,
50 блок 160 определения параметров определяет параметры кинетики, присущие соответствующему пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, в том состоянии, когда на пользователя 12, носящем вспомогательное устройство, надето носимое средство 18, содействующее двигательной активности, и устройством 100

управления может осуществлять управление источником 140 приведения в движение на основании уравнения движения (формулы (5) и т.д.), в которое произведена подстановка параметров кинетики, полученных путем определения. Может быть продемонстрирован достаточный эффект, соответствующий способу управления, используемому в устройстве 100 управления, на который не оказывают влияние изменяющиеся факторы, такие как, например, индивидуальные отличия пользователя, носящего вспомогательное устройство, и его физическое состояние.

Во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения в уравнение движения (в формулу (1) и т.д.) также производят подстановку полученного путем оценки значения крутящего момента (T_m), созданного мышцами, из блока 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, а устройство 100 управления может осуществлять управление источником 140 приведения в движение на основании уравнения движения, в которое произведена подстановка значения крутящего момента (T_m), созданного мышцами, которое получено путем оценки. Параметры кинетики могут быть определены также и в том состоянии, когда пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, создано мышечное усилие, и вышеупомянутый эффект может быть продемонстрирован, не вынуждая пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, ждать в течение времени ожидания, требуемого для определения соответствующих параметров кинетики.

Вспомогательное устройство 10, содействующее двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения может быть выполнено содержащим блок 158 калибровки, который регулирует коэффициент усиления между миоэлектричеством ($ЭМГ$), зарегистрированным детектором 144 биологического сигнала, и крутящим моментом (T_m), созданным мышцами, который зарегистрирован блоком 153 оценки крутящего момента, созданного мышцами, таким образом, чтобы зависимость между миоэлектричеством ($ЭМГ$) и крутящим моментом (T_m), созданным мышцами, соответствовала заранее заданному устанавливаемому значению (G_s) усиления.

Имеется возможность заранее предотвратить ситуацию возникновения недостаточной чувствительности и чрезмерной чувствительности в зарегистрированном результате, поступающем из детектора 144 биологического сигнала.

В результате, имеется возможность предотвратить ситуацию, когда происходит падение точности определения параметров кинематики пользователя 12, носящего вспомогательное устройство, и также имеется возможность предотвратить ситуацию, когда вспомогательная сила, созданная источником 140 приведения в движение, становится слишком малой или слишком большой. Кроме того, во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения калибровка может быть выполнена также и в том состоянии, когда пользователем 12, носящим вспомогательное устройство, создано мышечное усилие, и пользователю 12, носящему вспомогательное устройство, не приходится вынужденно ждать в течение времени ожидания, требуемого для соответствующей калибровки.

Во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения устройство 100 управления может быть выполнено таким образом, что осуществляет управление источником приведения в движение согласно способу управления, в котором используют параметры кинетики, определенные блоком 160 определения параметров, и выполняют, по меньшей мере,

одну из следующих операций: операцию компенсации силы тяжести и операцию компенсации инерции. Имеется возможность исключения той ситуации, когда вес вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, может создавать у пользователя, носящего это вспомогательное устройство, ощущение тяжелой ноши, и той ситуации, когда инерция вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, может создавать у пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, ощущение несоответствия во время работы устройства.

Во вспомогательном устройстве 10, содействующем двигательной активности, из этого варианта осуществления изобретения устройство 100 управления может быть выполнено таким образом, что осуществляет управление источником приведения в движение согласно способу гибридного управления импедансом с использованием параметров кинетики, определенных блоком 160 определения параметров. Может быть продемонстрирован достаточный эффект, соответствующий способу гибридного управления импедансом, в котором инерция присоединенной массы вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, его эффективная вязкость и т.д. являются уменьшенными для реализации его легкого функционирования.

ПРОМЫШЛЕННАЯ ПРИМЕНИМОСТЬ

В вышеупомянутом варианте осуществления изобретения был описан состав вспомогательного устройства 10, содействующего двигательной активности, в котором к ноге пользователя 12, носящего это вспомогательное устройство, прикладывают вспомогательную силу. Это изобретение не ограничено описанным выше примером. Само собой разумеется, что это изобретение также применимо и к такому вспомогательному устройству, содействующему двигательной активности, в котором вспомогательную силу прикладывают, например, к руке пользователя, носящего вспомогательное устройство.

В вышеупомянутом варианте осуществления изобретения была описана конструкция, в которой в качестве вспомогательной силы передают крутящий момент на валу привода от электродвигателя. Само собой разумеется, что это изобретение также применимо и к такому вспомогательному устройству, содействующему двигательной активности, в котором вспомогательную силу создают с использованием иного источника приведения в движение, чем электродвигатель.

Эта международная заявка на изобретение основана на заявке на патент Японии № 2005-18295, поданной 26 января 2005 г., содержание которой включено сюда путем ссылки, и претендует на преимущество приоритета этой заявки.

Формула изобретения

1. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, которое содержит:

детектор биологического сигнала, выполненный с возможностью регистрации биологического сигнала от пользователя, носящего это вспомогательное устройство; носимое средство, содействующее двигательной активности, снабженное источником приведения в движение, создающим крутящий момент, действующий на пользователя, носящего вспомогательное устройство, вокруг каждого сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, в качестве оси вращения; и блок управления, выполненный с возможностью управления источником приведения в движение для создания крутящего момента в соответствии с биологическим сигналом, зарегистрированным детектором биологического сигнала,

отличающееся тем, что дополнительно содержит:

блок оценки крутящего момента на валу привода, выполненный с возможностью оценки крутящего момента на валу привода, созданного источником приведения в движение;

5 блок измерения угла сустава, выполненный с возможностью регистрации углового перемещения сустава; и

10 блок оценки крутящего момента в сочленении, выполненный с возможностью оценки крутящего момента в сочленении, являющегося результирующим значением крутящего момента на валу привода, созданного источником приведения в движение, и крутящего момента, созданного мышцами, который создан мышечным усилием пользователя, носящего вспомогательное устройство;

15 блок оценки крутящего момента, созданного мышцами, выполненный с возможностью оценки крутящего момента, созданного мышцами, или мышечного усилия, созданного пользователем, носящим вспомогательное устройство, на основании зависимости между значением крутящего момента на валу привода, полученным путем оценки, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента на валу привода, и значением крутящего момента в сочленении, полученным путем оценки, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента в сочленении;

20 блок определения параметров, выполненный с возможностью определения параметров кинетики, присущих пользователю, носящему вспомогательное устройство, путем подстановки значения крутящего момента на валу привода, оценка которого произведена блоком оценки крутящего момента на валу привода, углового перемещения, зарегистрированного блоком измерения угла сустава, и значения крутящего момента, созданного мышцами, оцененного блоком оценки крутящего момента, созданного мышцами, в уравнение движения всей системы, содержащей носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности; и 30 пользователя, носящего упомянутое вспомогательное устройство, при этом упомянутое уравнение содержит параметры кинетики, присущие пользователю, носящему вспомогательное устройство,

35 при этом блок управления выполнен таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно заранее заданному способу управления на основании упомянутого уравнения движения, в которое произведена подстановка параметров кинетики, определенных блоком определения параметров.

40 2. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности по п.1, дополнительно содержащее:

45 блок регистрации относительного усилия, выполненный с возможностью регистрации относительного усилия, определяемого на основе связи между усилием, создаваемым упомянутым источником приведения в движение и, воздействующим на носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, и мускульным усилием, создаваемым пользователем, носящим вспомогательное устройство,

50 причем упомянутый блок оценки крутящего момента в сочленении выполнен с возможностью оценки крутящего момента в сочленении, действующего на пользователя, носящего вспомогательное устройство, вокруг каждого сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, на основе относительного усилия, регистрируемого блоком регистрации относительного усилия.

3. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности,

по п.2, дополнительно содержащее блок калибровки, выполненный с возможностью регулировки коэффициента усиления между биологическим сигналом, зарегистрированным детектором биологического сигнала, и крутящим моментом, созданным мышцами, или мышечным усилием, оценка которого произведена блоком
 5 оценки крутящего момента, созданного мышцами, таким образом, чтобы зависимость между биологическим сигналом и крутящим моментом, созданным мышцами, или мышечным усилием соответствовала заранее заданной зависимости.

4. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, по п.1 или 2, в котором детектор биологического сигнала используют в таком состоянии, когда детектор биологического сигнала приклеен к коже пользователя, носящего вспомогательное устройство, и детектор биологического сигнала регистрирует миоэлектричество пользователя, носящего вспомогательное устройство, в качестве биологического сигнала.

5. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, по п.1 или 2, в котором носимое средство, содействующее двигательной активности, содержит поясной ремень, узел вспомогательного механизма для правой ноги, продолжающийся вниз из правосторонней части поясного ремня, и узел
 20 вспомогательного механизма для левой ноги, продолжающийся вниз из левосторонней части поясного ремня, и

каждый из этих узлов: узел вспомогательного механизма для правой ноги и узел вспомогательного механизма для левой ноги, содержит:

первую раму для поддержки поясного ремня, продолжающуюся из него вниз;

вторую раму, продолжающуюся вниз из первой рамы;

третью раму, продолжающуюся вниз из второй рамы;

четвертую раму, расположенную в нижнем конце третьей рамы таким образом, что подошву стопы ноги пользователя, носящего вспомогательное устройство, ставят на
 30 четвертую раму;

первое сочленение, расположенное между нижним концом первой рамы и верхним концом второй рамы, и

второе сочленение, расположенное между нижним концом второй рамы и верхним концом третьей рамы.

6. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, по п.5, в котором первое сочленение расположено в таком положении по высоте, которое является эквивалентным местоположению тазобедренного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, при этом первое сочленение
 40 содержит первый источник приведения в движение, осуществляющий передачу движущей силы для поворота второй рамы, и детектор угла первого сочленения, регистрирующий угловое перемещение тазобедренного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, и в котором второе сочленение расположено в таком положении по высоте, которое является эквивалентным местоположению
 45 коленного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство, и второе сочленение содержит второй источник приведения в движение, осуществляющий передачу движущей силы для поворота третьей рамы, и детектор угла второго сочленения, регистрирующий угловое перемещение коленного сустава пользователя, носящего вспомогательное устройство.

7. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, по п.1 или 2, в котором блок управления выполнен таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно способу управления, в котором

используют параметры кинетики, определенные блоком определения параметров, и выполняют, по меньшей мере, одну из следующих операций: операцию компенсации силы тяжести и операцию компенсации инерции.

- 5 8. Носимое вспомогательное устройство, содействующее двигательной активности, по п.1 или 2, в котором блок управления выполнен таким образом, что управляет источником приведения в движение согласно способу управления импедансом с использованием параметров кинетики, определенных блоком определения параметров.

10

15

20

25

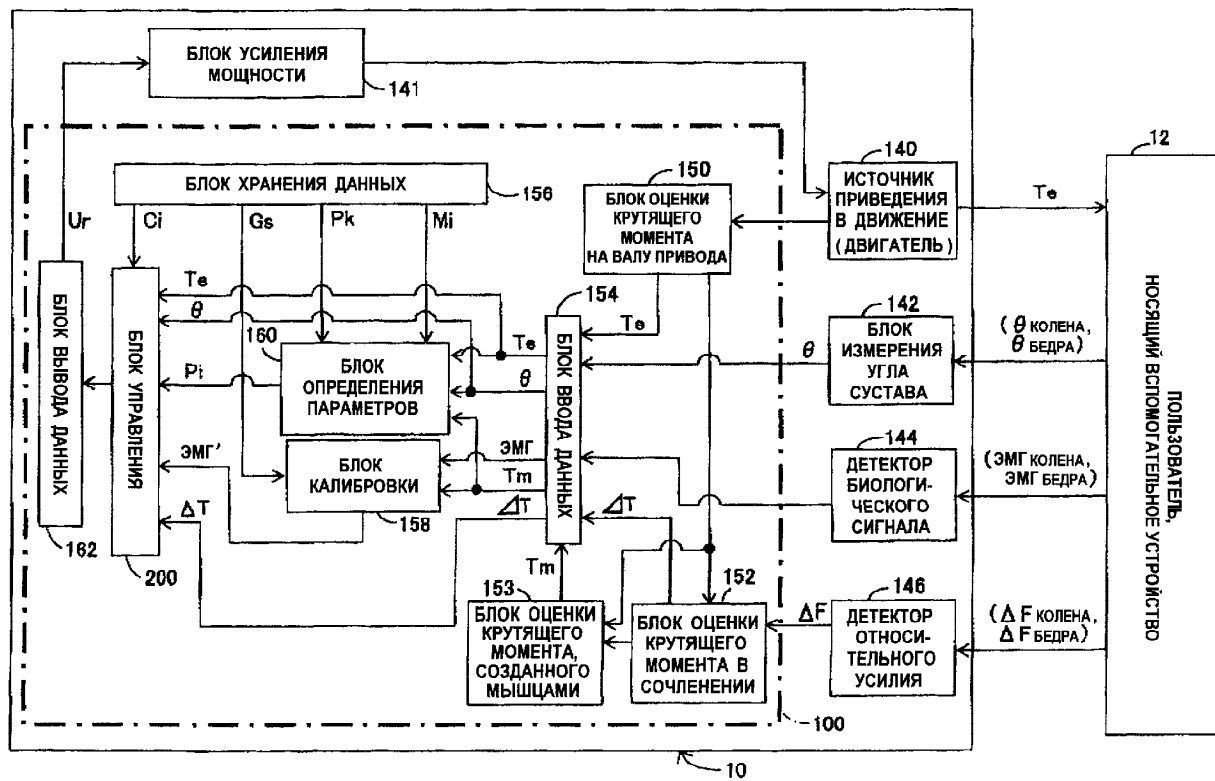
30

35

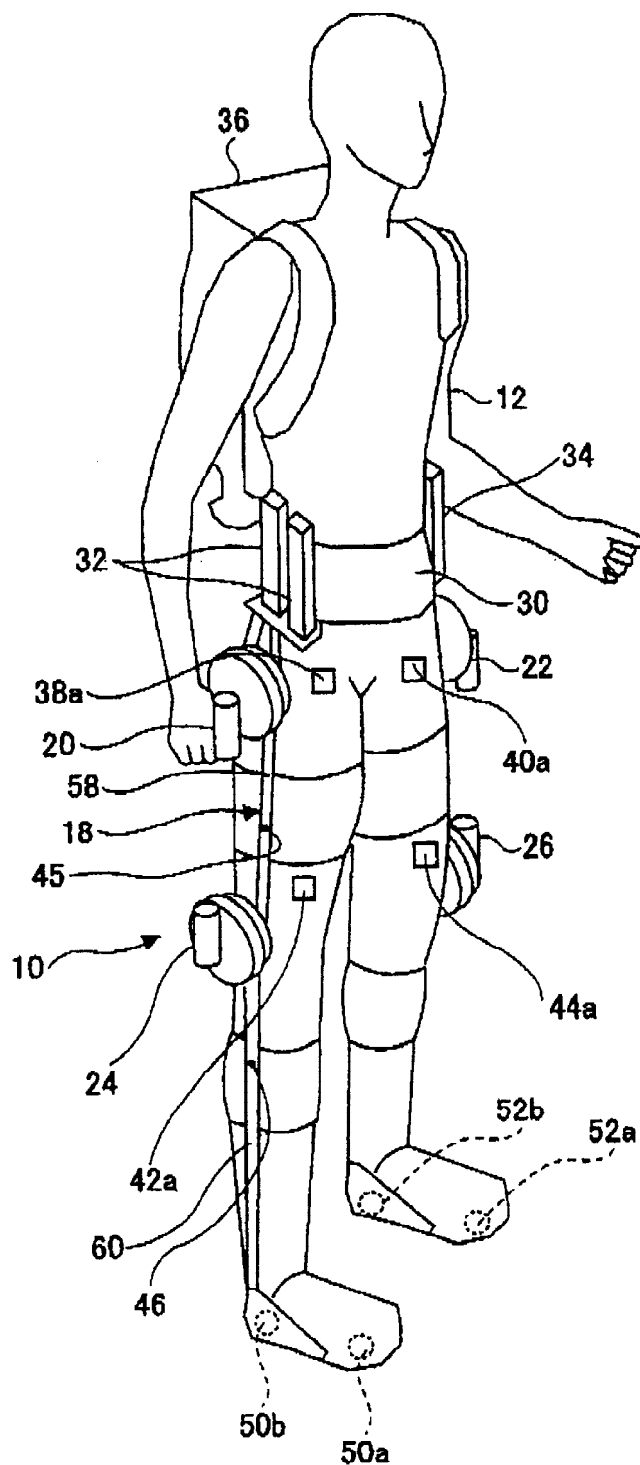
40

45

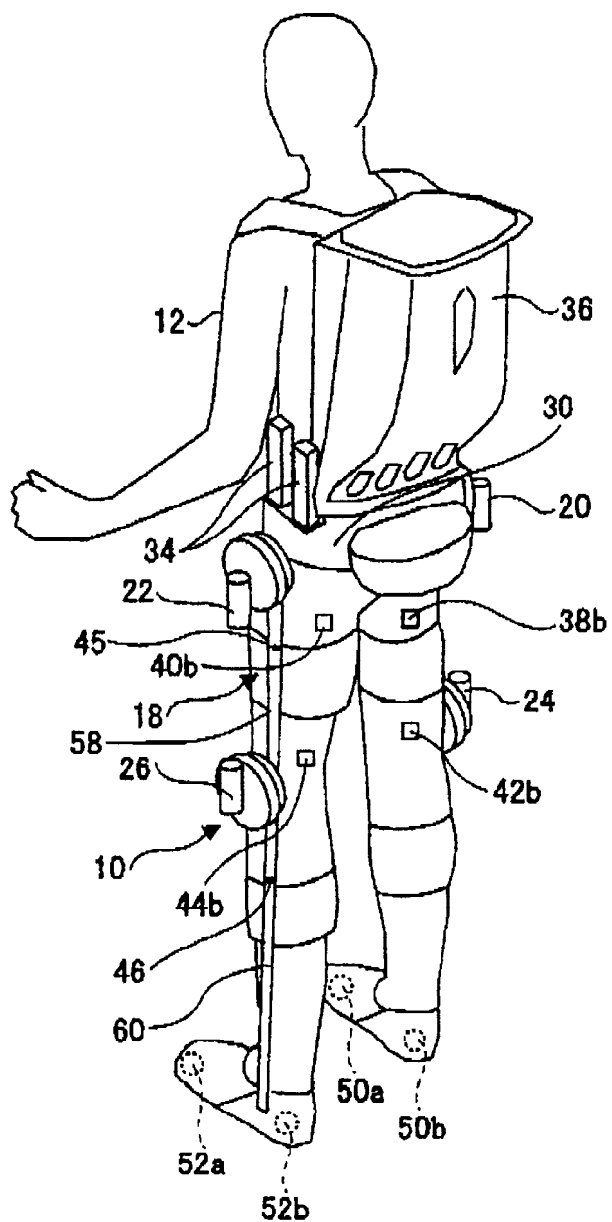
50



Фиг. 1

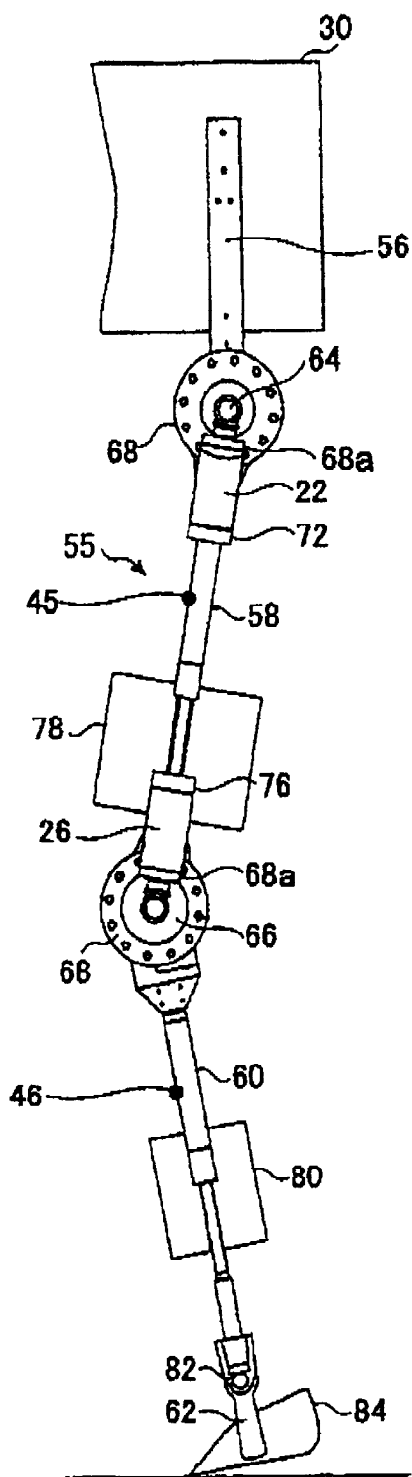


ФИГ. 2

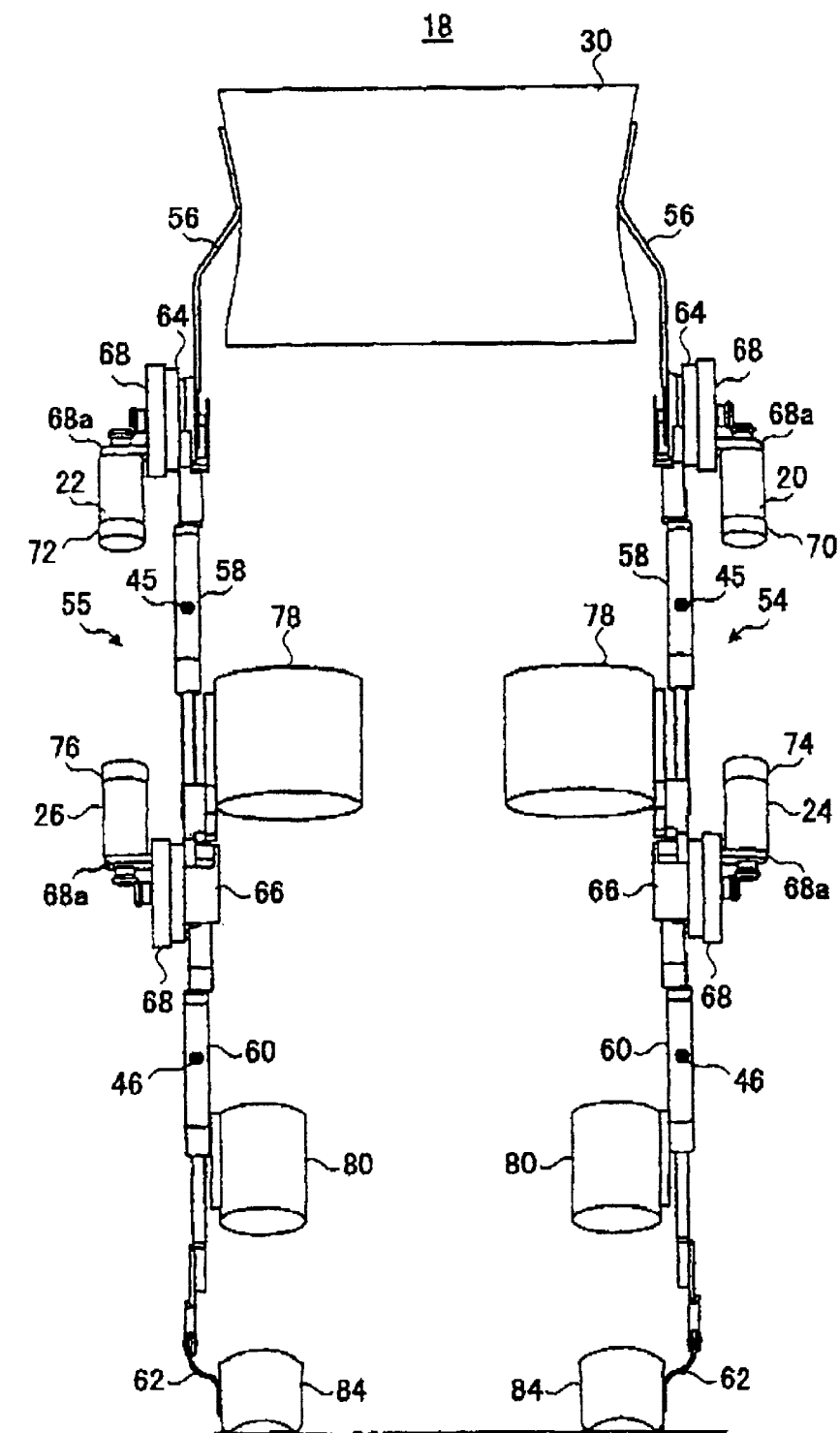


Фиг. 3

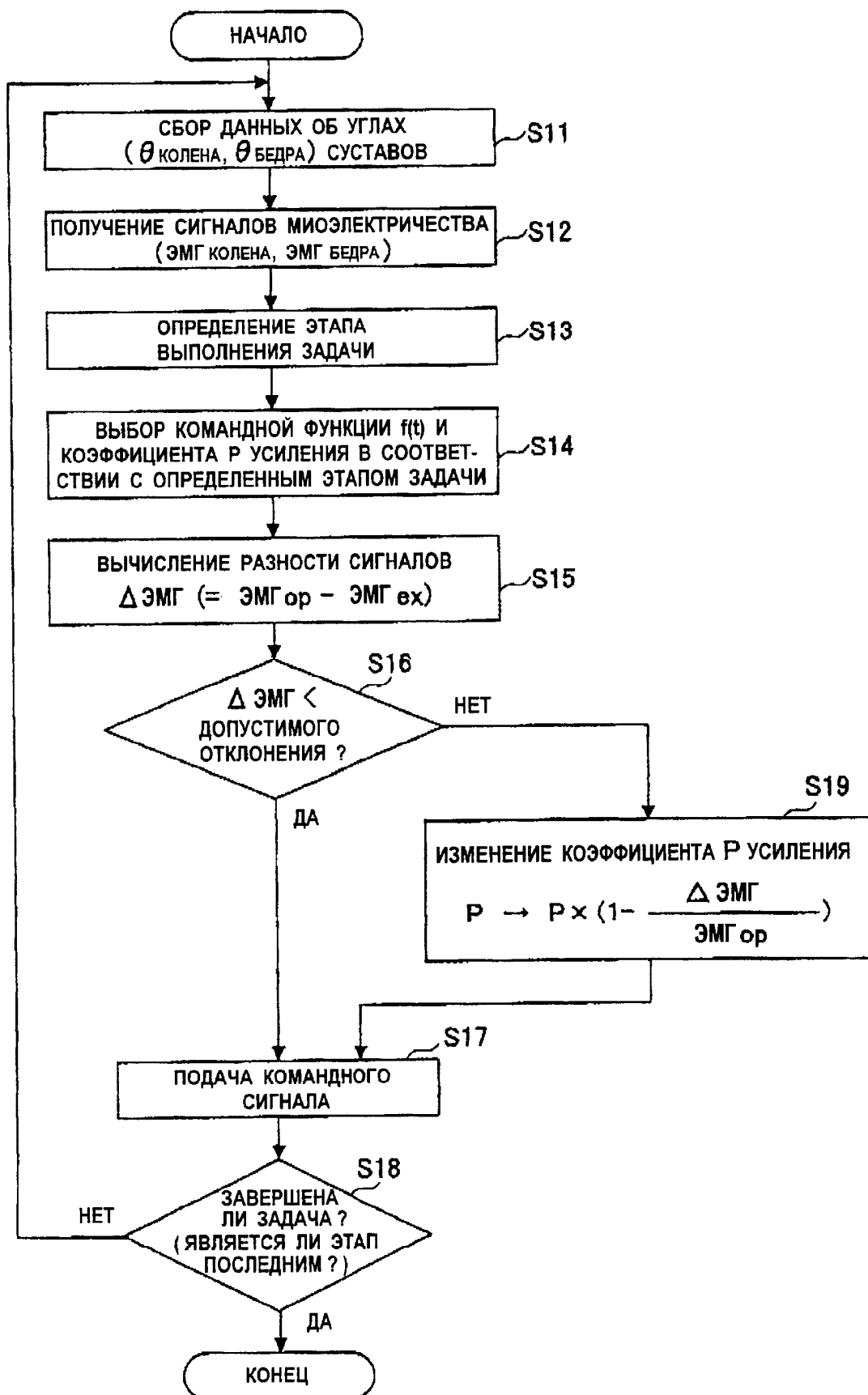
18



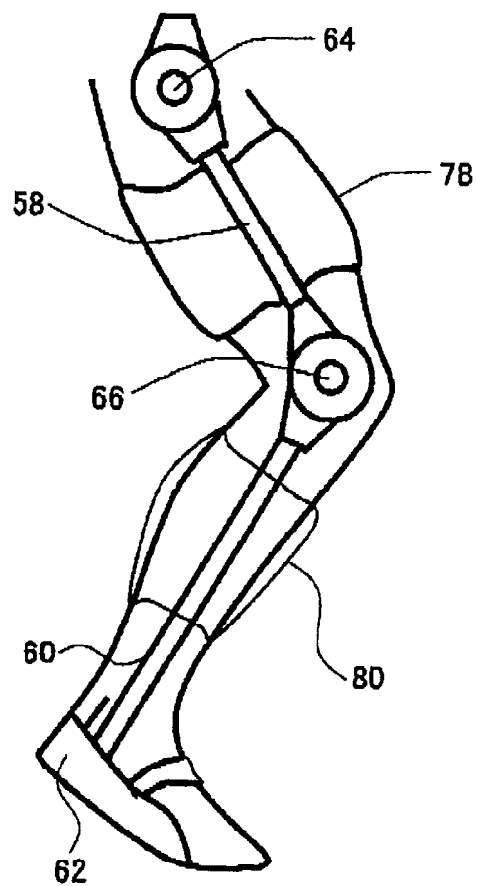
Фиг. 4



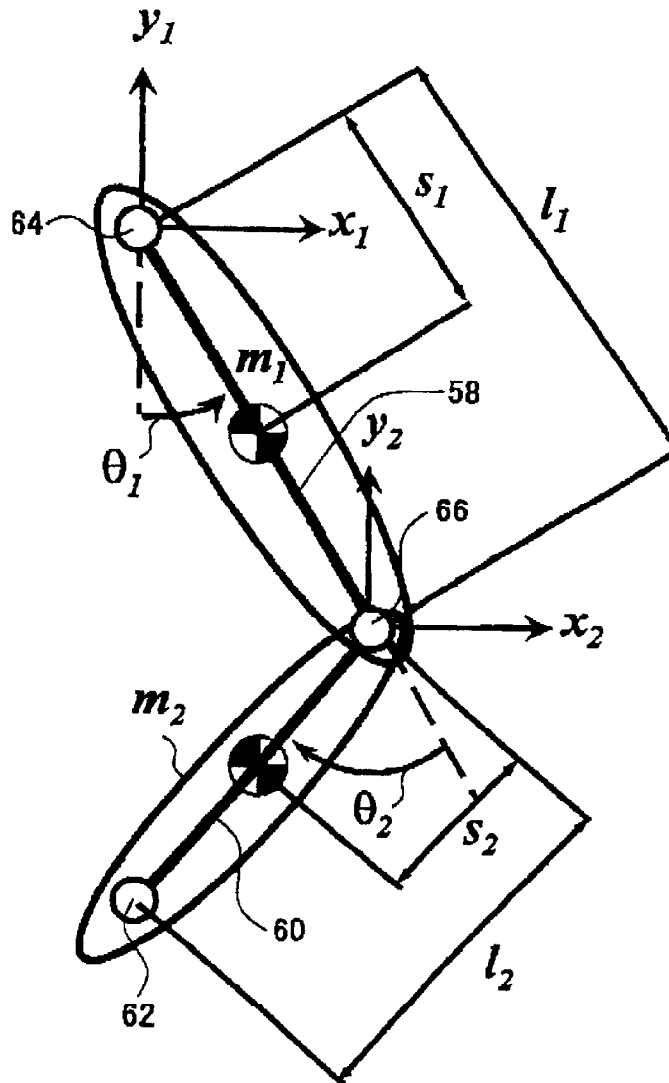
Фиг. 5



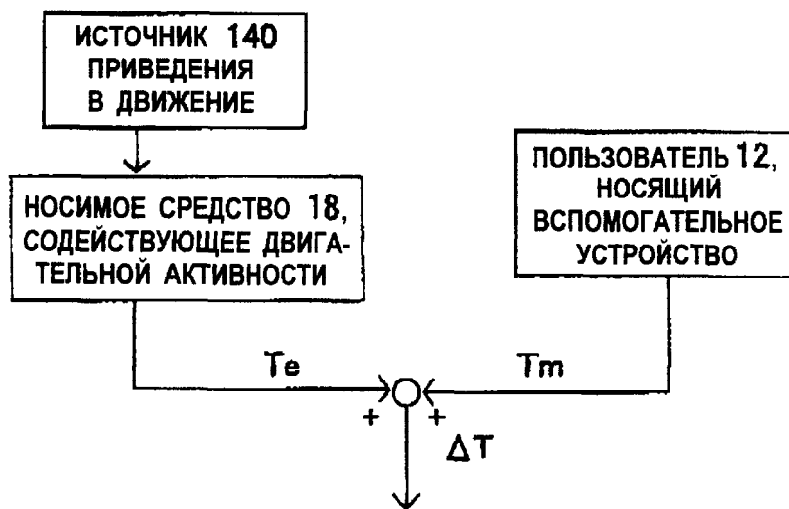
Фиг. 6



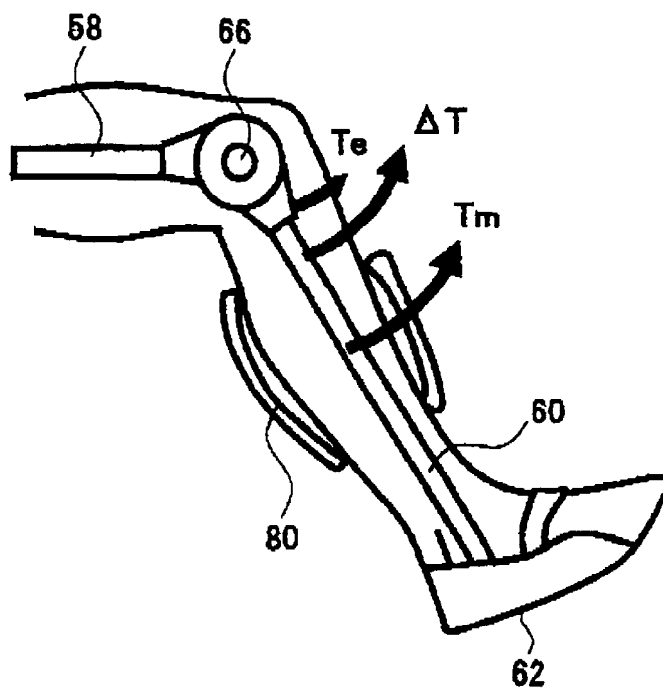
Фиг. 7А



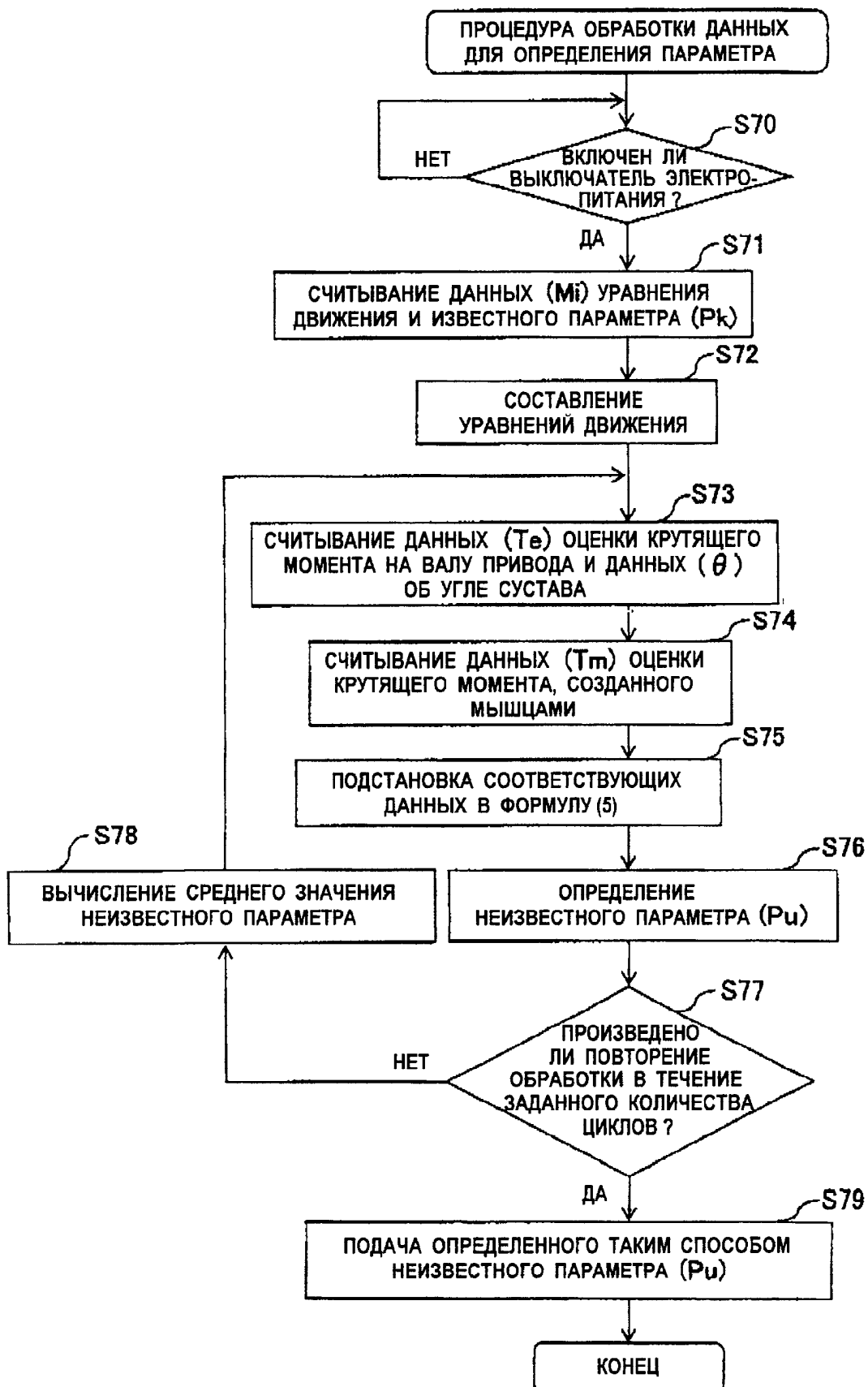
Фиг. 7Б



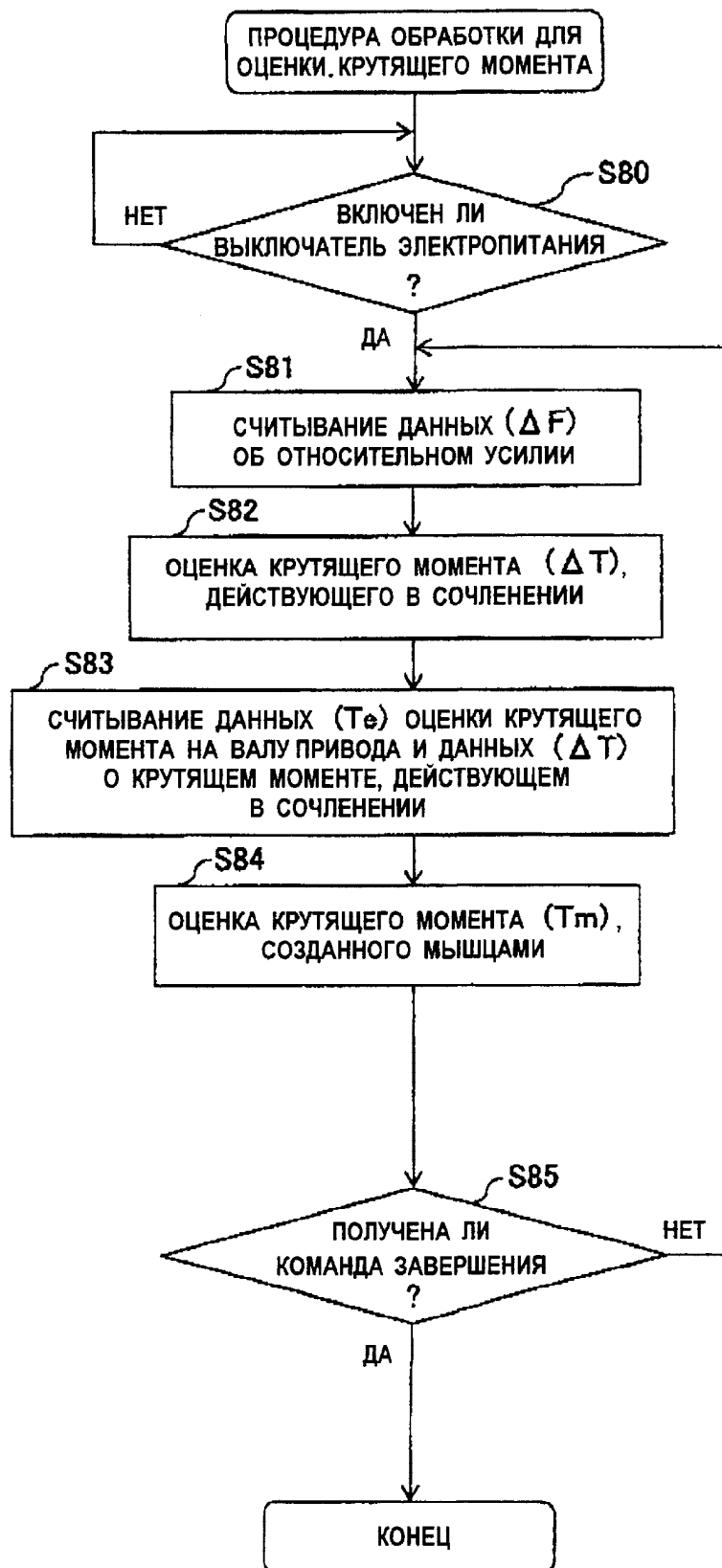
Фиг. 8А



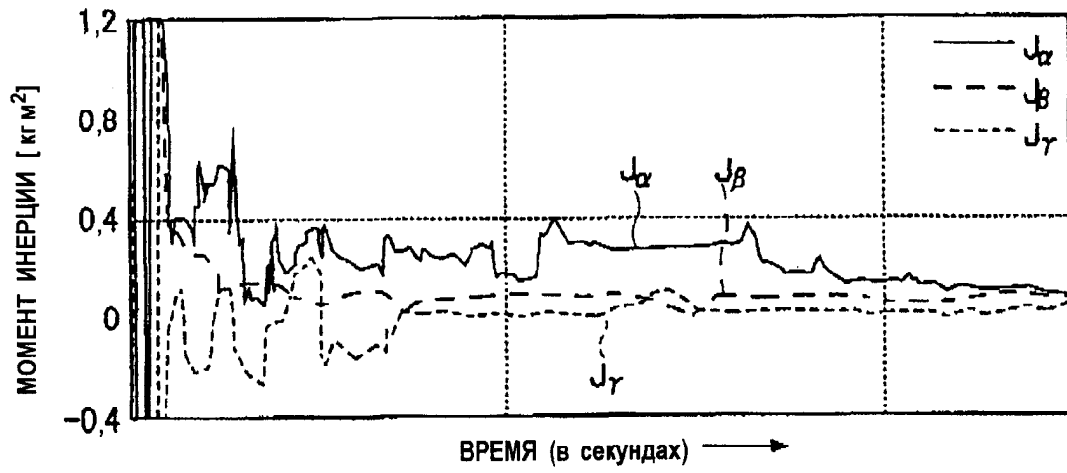
Фиг. 8Б



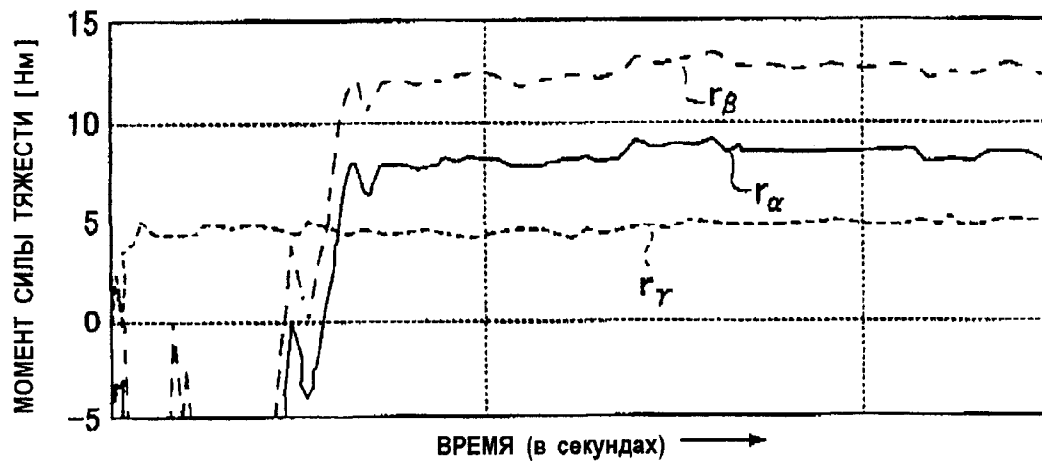
Фиг. 9А



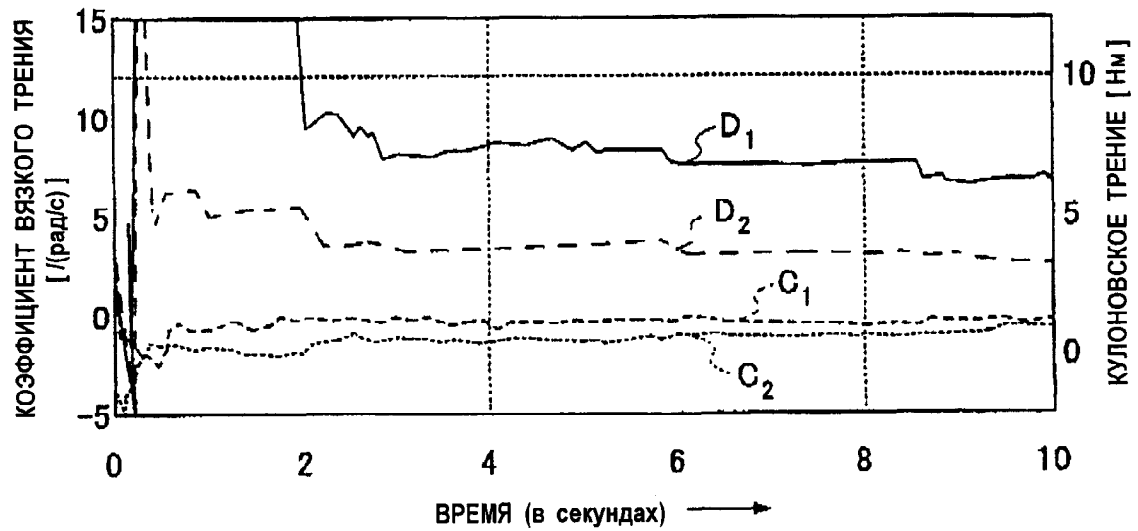
Фиг. 9Б



Фиг. 10А



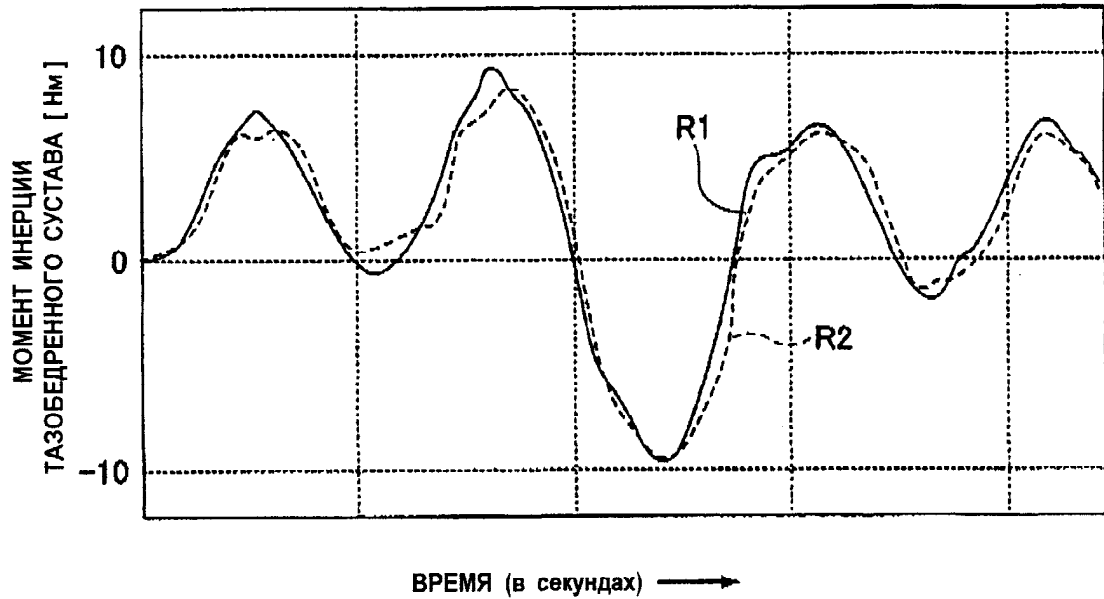
Фиг. 10Б



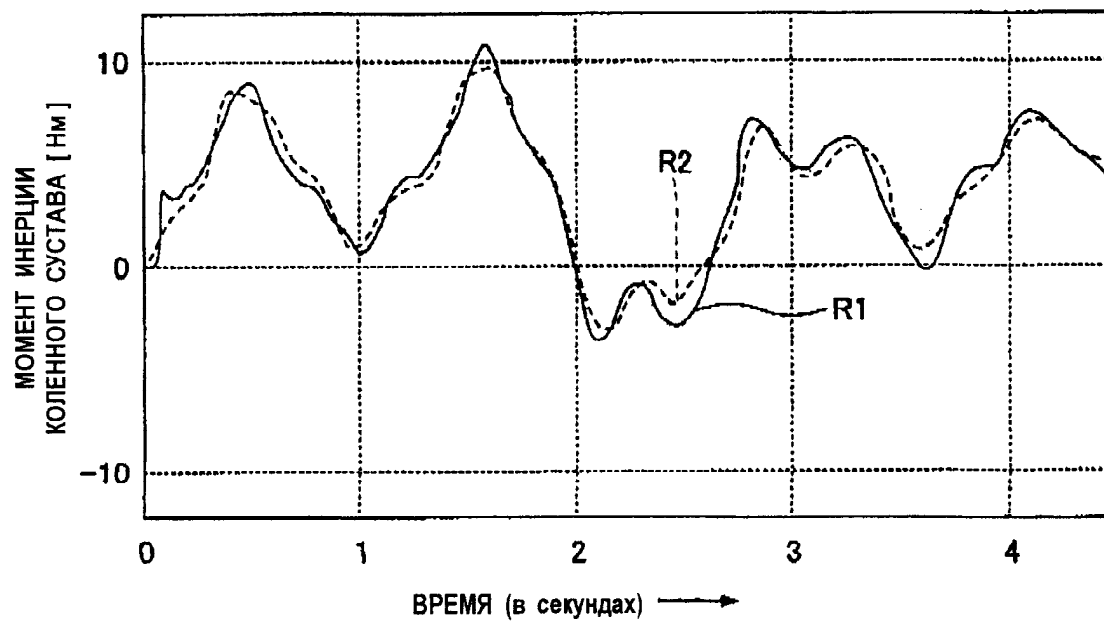
Фиг. 10В

	МОМЕНТ ИНЕРЦИИ [кг м ²]			КОЭФФИЦИЕНТ ВЯЗКОГО ТРЕНИЯ [Нм/(рад/с)]		МОМЕНТ СИЛЫ ТЯЖЕСТИ [Нм]			КУЛОНОВСКОЕ ТРЕНИЕ [Нм]	
	J_α	J_β	J_γ	D_1	D_2	r_α	r_β	r_γ	C_1	C_2
ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО 10, СОДЕЙСТВУЮЩЕЕ ДВИГАТЕЛЬНОЙ АКТИВНОСТИ, В СОСТОЯНИИ, КОГДА ОНО НЕ НАДЕТО НА ПОЛЬЗОВАТЕЛЯ	0,026	0,246	0,037	4,866	1,974	2,882	2,882	2,451	0,238	0,400
ПОЛЬЗОВАТЕЛЬ А, НОСЯЩИЙ ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО	0,116	0,098	0,016	4,808	2,026	10,931	10,931	4,978	1,064	0,586
ПОЛЬЗОВАТЕЛЬ В, НОСЯЩИЙ ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО	0,209	0,141	0,020	5,476	2,403	12,128	12,128	5,567	0,772	0,513
ПОЛЬЗОВАТЕЛЬ С, НОСЯЩИЙ ВСПОМОГАТЕЛЬНОЕ УСТРОЙСТВО	0,163	0,120	0,002	5,142	2,189	11,530	11,530	5,273	0,918	0,550

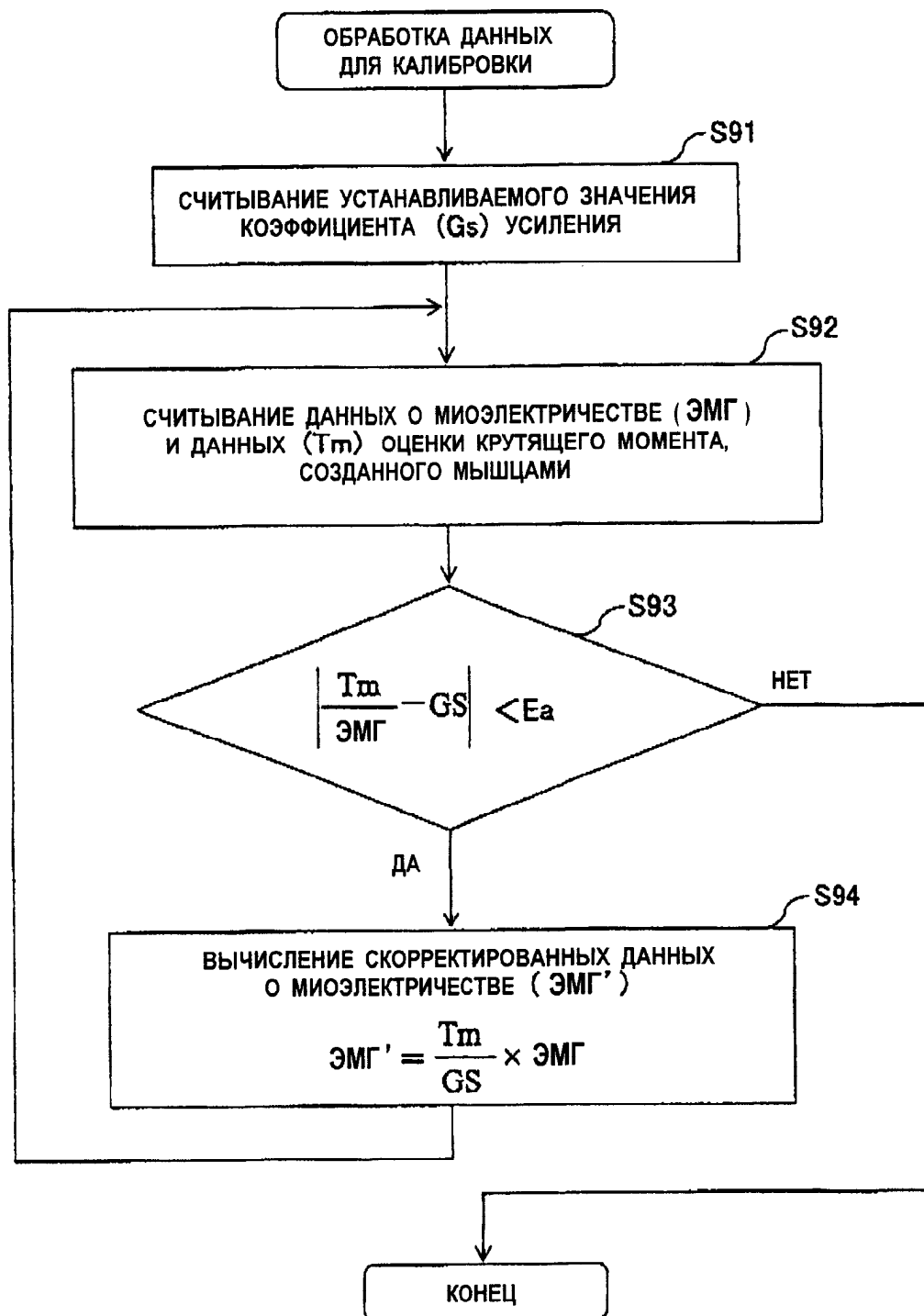
Фиг. 11



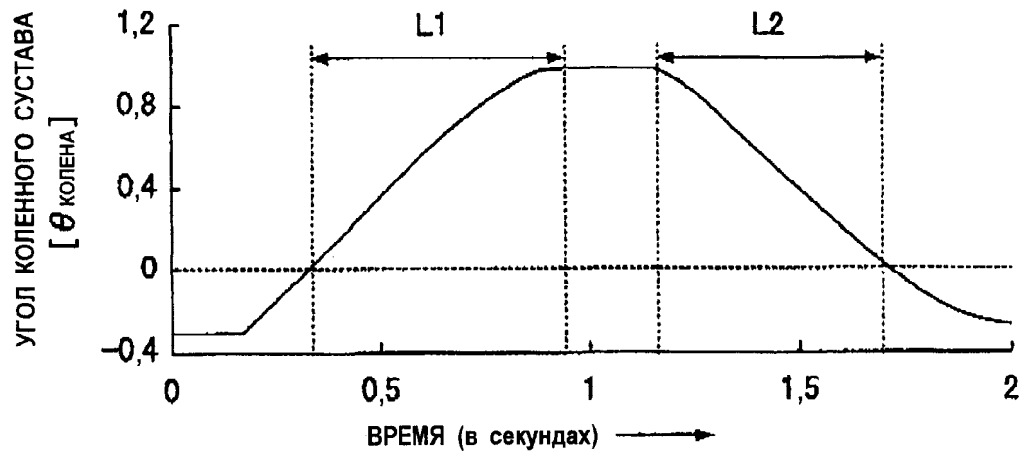
Фиг. 12А



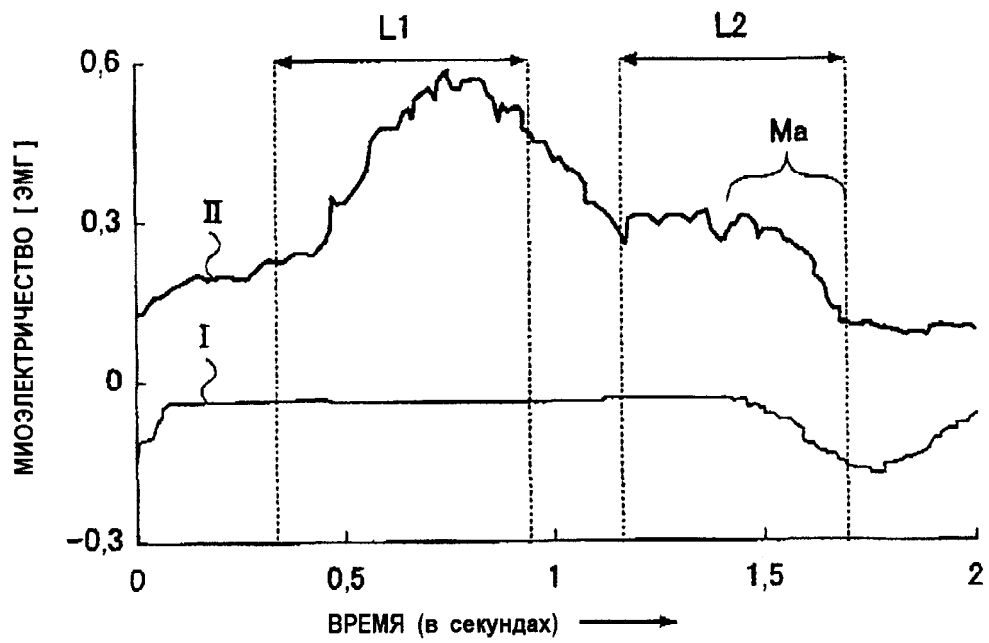
Фиг. 12Б



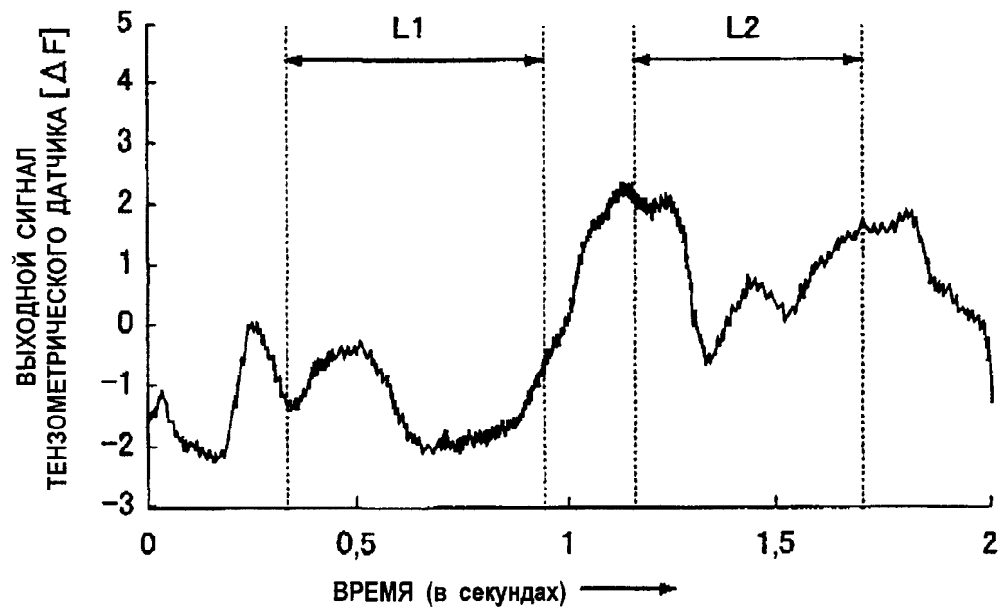
Фиг. 13



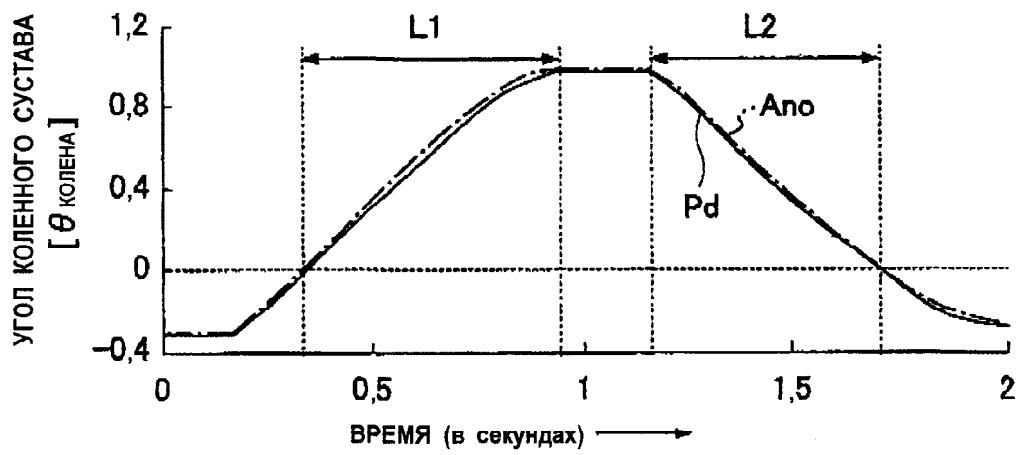
Фиг. 14А



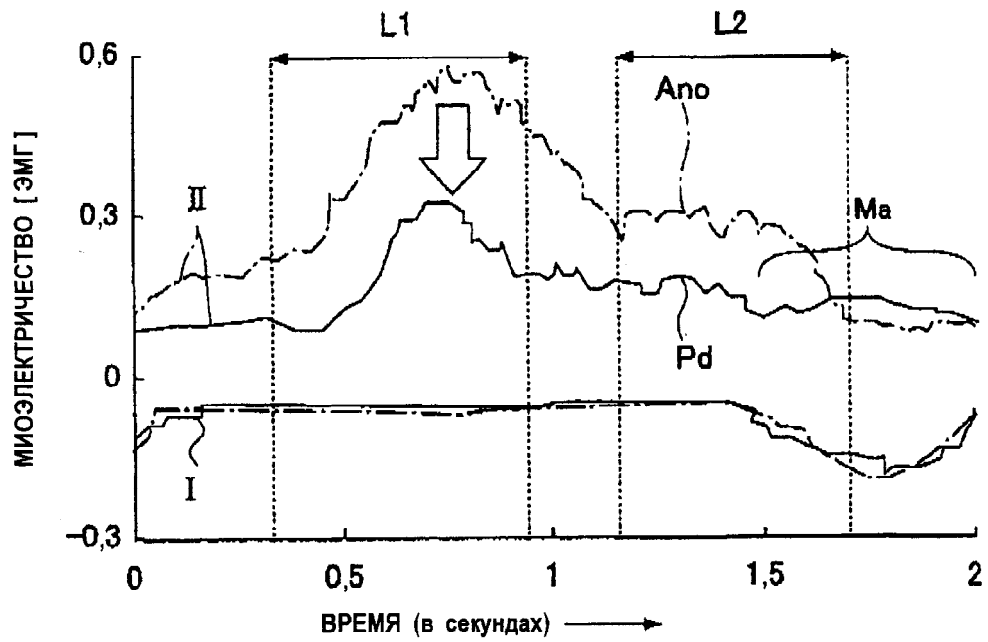
Фиг. 14Б



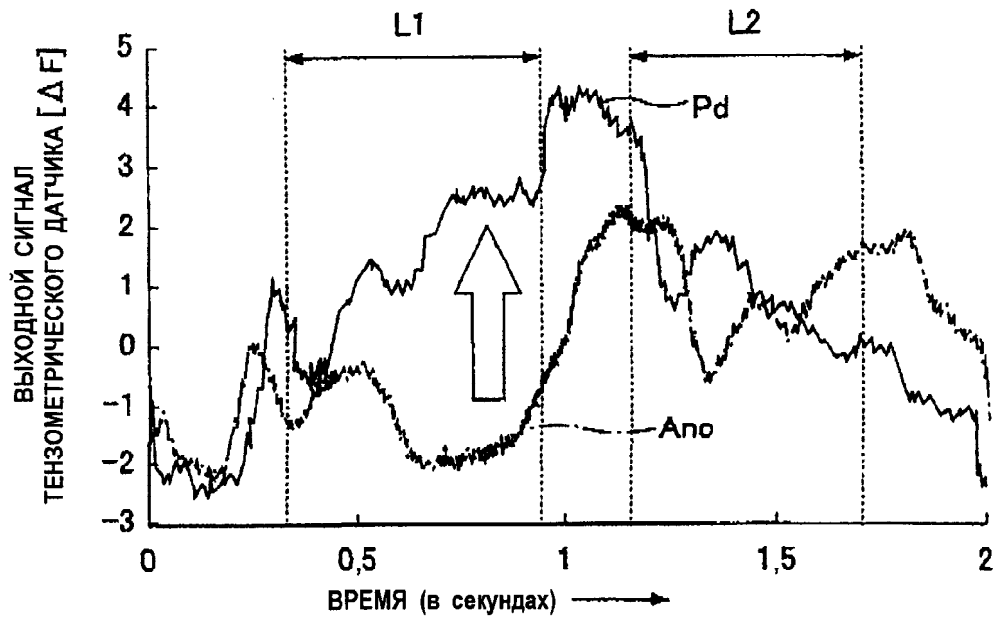
Фиг. 14В



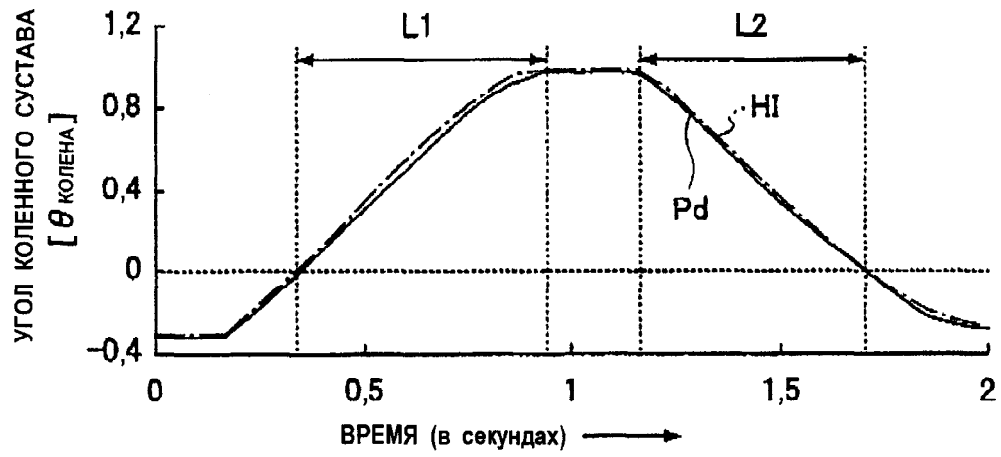
Фиг. 15А



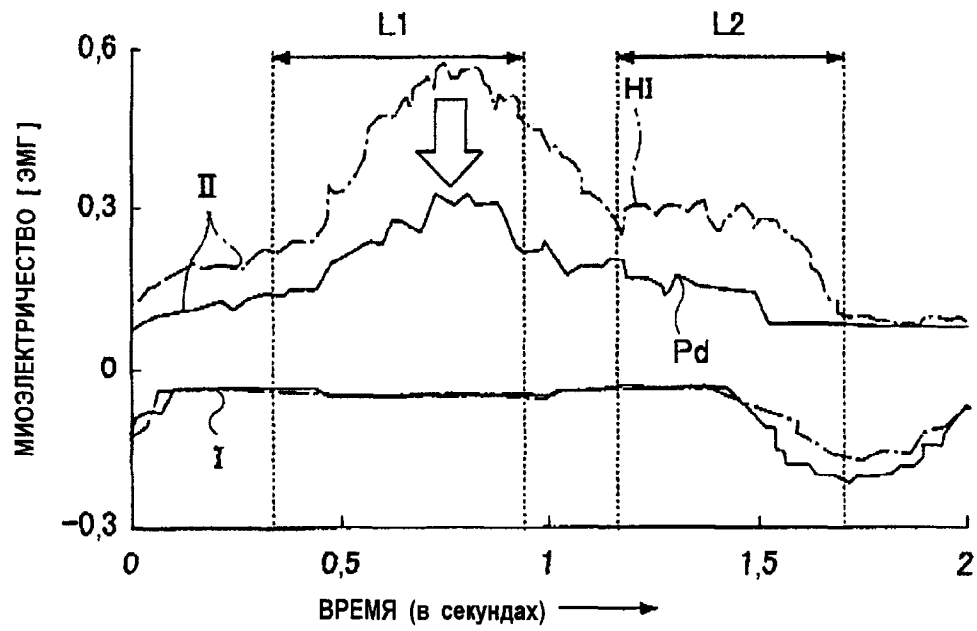
Фиг. 15Б



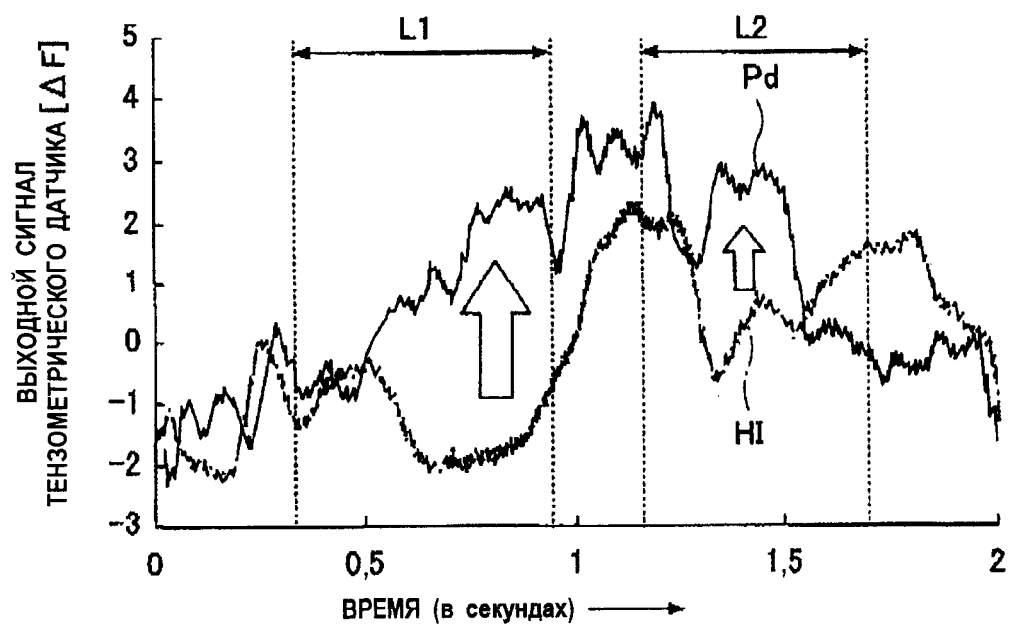
Фиг. 15В



Фиг. 16А



Фиг. 16Б



Фиг. 16В