



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

## (12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
*A61B 5/11 (2023.08)*

(21)(22) Заявка: 2023128699, 07.11.2023

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
07.11.2023

Дата регистрации:  
21.12.2023

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 07.11.2023

(45) Опубликовано: 21.12.2023 Бюл. № 36

Адрес для переписки:  
308015, г.Белгород, ул. Победы, 85, НИУ  
"БелГУ", Токтарева Татьяна Михайловна

(72) Автор(ы):

Паюдис Алексей Николаевич (RU),  
Камышникова Людмила Александровна  
(RU),

Алейников Андрей Юрьевич (RU),  
Павлова Юлия Станиславовна (RU),  
Ефремова Ольга Алексеевна (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное автономное  
образовательное учреждение высшего  
образования "Белгородский государственный  
национальный исследовательский  
университет" (НИУ "БелГУ") (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: RU 2018130204 A, 20.03.2000. RU  
2795658 C1, 05.05.2023. US 11803241 B2,  
31.10.2023. JP 2003506165 A, 18.02.2003. CN  
108836346 A, 20.11.2018. CN 106344026 A,  
25.01.2027.

(54) Устройство для анализа движений нижних конечностей человека

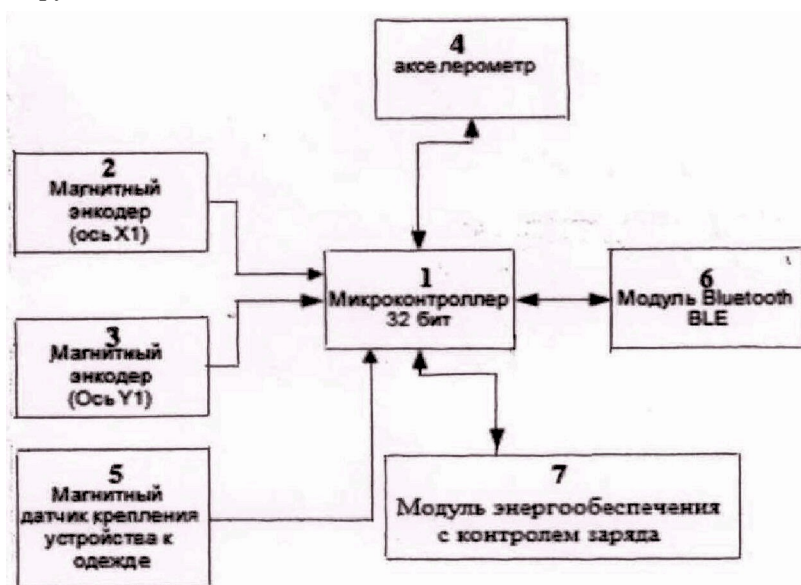
(57) Реферат:

Полезная модель относится к медицинской технике, а именно к диагностическим устройствам, предназначенным для регистрации и анализа двигательной активности. Устройство может быть использовано в медицине для выявления нарушений двигательной активности нижних конечностей человека или в спорте для контроля правильности выполнения упражнений. Корпус устройства выполнен из двух крепежных элементов, соединенных между собой посредством шарнирного соединения с возможностью изменения угла между ними в двух ортогональных плоскостях. Указанные крепежные элементы выполнены из прочного материала, при этом с одной стороны на них закреплена текстильная застежка для фиксации устройства на одежде в области суставов нижних конечностей человека. На нижнем крепежном

эlemente размещен акселерометр для регистрации абсолютного наклона звена устройства относительно вертикали, магнитный датчик с возможностью одновременной фиксации момента крепления устройства к одежде и активации работы устройства, а также корпус для размещения микроконтроллера, модуля беспроводной связи с внешней ЭВМ и модуля энергообеспечения с встроенной аккумуляторной батареей и возможностью контроля заряда. Два датчика для регистрации относительных угловых перемещений крепежных элементов в ортогональных плоскостях выполнены в виде магнитных энкодеров и размещены на шарнирных соединениях каждого крепежного элемента. Акселерометр, магнитный датчик, магнитные энкодеры и модуль энергообеспечения с встроенной аккумуляторной батареей и

возможностью контроля заряда соединены с микроконтроллером, который в свою очередь соединен с модулем беспроводной связи с внешней ЭВМ. Предложенное устройство простой конструкции, совместимое с

повседневной одеждой, позволяет осуществлять сбор и анализ информации о движениях в нижних конечностях человека с регистрацией выявленных отклонений от нормы.



Фиг. 1

RU 222339 U1

RU 222339 U1

Полезная модель относится к медицинской технике, а именно, к диагностическим устройствам, предназначенным для регистрации и анализа двигательной активности нижних конечностей человека, может быть использована в медицине для выявления нарушений двигательной активности нижних конечностей человека или в спорте для  
5 контроля правильности выполнения упражнений.

Под двигательными нарушениями подразумеваются нарушения функции движений конечностей человека, развивающиеся вследствие заболевания и предполагающие изменение объема (амплитуды) движения в суставе, скорости и частоты выполнения движения, наличие, нехарактерных для здорового человека двигательных феноменов  
10 (тремор, непроизвольные движения).

Известно устройство «Умная одежда с инерциальными датчиками, датчиками растяжения и электромиографическими датчиками для захвата движений человека» (патент: US 20200163621A1, дата публикации 28.05.2020). Предложенное устройство состоит из носимой текстильной одежды, инерциальных датчиков, датчиков растяжения,  
15 электромиографического датчика, процессора для обработки данных. Данные о перемещении инерциальных датчиков, изменении натяжения в датчике натяжения и электромагнитной энергии исходящей при мышечных сокращениях передаются на процессор, который осуществляет анализ данных с датчиков для получения информации о движении тела. Недостатками являются необходимость плотного прилегания датчиков  
20 к телу из-за использования электромиографических датчиков, т.к. иначе будет слабый сигнал, а постоянная фиксация элементов комплекса к одежде ведет к высокому риску их повреждения при чистке одежды.

Известно изобретение «Метод и система для анализа и обучения спортивным движениям в спорте» (патент:US9770658B2, дата публикации: 26.09.2017). Предложенное  
25 устройство состоит из наборов инерциальных датчиков, размещенных в кармашках нательных приспособлений в виде жилета, поясного ремня, перчатки. Указанные беспроводные инерционные датчики, собирающие информацию о положении объекта в пространстве, могут использовать многоуровневую топологию внутри корпуса датчика, при этом батарея находится рядом и ее форма соответствует нижней части  
30 корпуса, а сенсорные элементы и электронные схемы расположены над батареей внутри корпуса. Датчики тщательно позиционируются с использованием носимых нательных приспособлений, чтобы гарантировать, что данные датчиков будут точно отражать движения тела.

Во время выполнения спортивного движения собираются данные с датчиков и  
35 видеосигналы с камеры; затем данные датчиков анализируются путем обработки данных датчика в данные о движении, представляющие заранее определенные выбранные параметры осуществления заранее определенных выбранных компонентов спортивного движения, которые могут быть достигнуты или отнесены к конкретным или отличительным аспектам движения сегментов тела, таким как нога, бедро, плечо,  
40 шея, голова, рука и кисть. Результаты анализа представляются в форме, которая включает в себя компьютерное отображение в реальном времени нескольких выбираемых конфигураций, одна из которых включает в себя составную синхронизированную комбинацию видеосигнала в виде видеодисплея, многоцветного, трехмерную анимацию, представляющую движение по крайней мере одного сегмента  
45 тела с цветовой кодировкой, созданного на основе данных о движении, и временной график нескольких выбранных параметров осуществления движения. Для повышения эффективности возможно использование видеоаппаратуры. Собранные информация конвертируется в список данных, описывающих движение и анимацию. Полученные

результаты сравниваются с заранее записанными в базу данных эталонами стандартных упражнений. Недостатком является ограничение по использованию - только спортивная направленность, а именно для занятий гольфом; громоздкость датчиков делает их неудобными при длительном использовании; отсутствуют тензодатчики.

5 Известно устройство «Умная одежда для захвата движений человека в амбулаторных условиях» (патент: US20160338644A1, дата публикации: 24.11.2016). Согласно описанию устройство состоит фиксирующегося на области сустава корпуса в виде текстильной части одежды, в которую вшиты датчики, выполненные в виде спиральных гнущихся или растягивающихся проводников электромагнитной энергии, которые охватывают  
10 одежду в области сустава конечности, передатчик электромагнитной энергии - излучатель, приемник электромагнитной энергии. При этом сгибание или растяжение датчиков приводит к изменениям в потоке электромагнитной энергии от излучателя к приемнику. Также устройство включает контроллер для обработки данных, который измеряет изменения в потоке энергии для измерения движения в суставе и встроенный  
15 источник питания. Недостатком данного устройства является необходимость наличия отдельной схемы размещения спиральных проводников для каждого сустава, кроме того, проводники фиксируются к элементу одежды на постоянной основе и в связи с этим растет риск повреждения проводников при чистке и уходе за текстильной частью одежды.

20 Общим недостатком перечисленных устройств является сложность их конструкции, необходимость в постоянной фиксации к одежде, что соответственно ведет к риску повреждения при чистке и уходе за одеждой, кроме того все предложенные устройства не разрабатывались специально для применения в медицинских целях и соответственно не обладают полным набором необходимых характеристик для использования в  
25 медицине.

Задачей предлагаемой полезной модели является расширение спектра устройств для регистрации и анализа двигательных нарушений в нижних конечностях человека.

Технический результат состоит в реализации поставленной задачи за счет разработки заявленного устройства, имеющего простую в производстве конструкцию совместимую  
30 в применении с повседневной одеждой, что не требует приобретения специальной одежды для пользователя, и при этом позволяет осуществлять сбор и анализ информации о движениях в нижних конечностях человека с регистрацией выявленных отклонений от нормы.

Поставленная задача решается посредством предложенного устройства для анализа  
35 движений нижних конечностей человека, фиксирующегося в области сустава и содержащего датчики, контроллер и источник питания, в который внесены следующие новые признаки

- 40 - корпус устройства выполнен из двух крепежных элементов, соединенных между собой посредством шарнирного соединения с возможностью изменения угла между ними в двух ортогональных плоскостях;
- крепежные элементы выполнены из прочного материала, при этом с одной стороны на них закреплена текстильная застежка для фиксации устройства на одежде в области в области суставов нижних конечностей человека, например, тазобедренного или коленного сустава;
- 45 - на нижнем крепежном элементе размещен акселерометр для регистрации абсолютного наклона звена устройства относительно вертикали, магнитный датчик с возможностью одновременной фиксации момента крепления устройства к одежде и активации работы устройства, а также корпус для размещения микроконтроллера,

модуля беспроводной связи с внешней ЭВМ и модуля энергообеспечения с встроенной аккумуляторной батареей и возможностью контроля заряда;

- два датчика для регистрации относительных угловых перемещений крепежных элементов в ортогональных плоскостях выполнены в виде магнитных энкодеров и размещены на шарнирных соединениях каждого крепежного элемента;

- акселерометр, магнитный датчик, магнитные энкодеры и модуль энергообеспечения с встроенной аккумуляторной батареей и возможностью контроля заряда соединены с микроконтроллером, который в свою очередь соединен с модулем беспроводной связи с внешней ЭВМ.

Заявленное устройство соответствует уровню новизны, так как из уровня техники неизвестно устройство для удаленного цифрового мониторинга двигательных функций нижних конечностей человека, имеющего совокупность существенных признаков, представленных в независимом пункте формулы полезной модели.

Заявленное устройство и его принцип действия иллюстрируются на следующих фигурах:

Фиг. 1 - структурная схема устройства анализа движений нижних конечностей человека.

Фиг. 2 - корпус устройства анализа движений нижних конечностей человека, движений нижних конечностей человека, конечностей человека для тазобедренного и коленного сустава: 2 а - вид сбоку, 2 б - вид сверху.

Фиг.3 - Схема расчета длины шага, где А - пятка исследуемой ноги в конечном положении у человека без ограничений подвижности в коленном суставе, В - тазобедренный сустав, С - пятка исследуемой ноги в стартовом положении у человека без ограничений подвижности в коленном суставе, D - коленный сустав исследуемой ноги в стартовом положении, Е - коленный сустав исследуемой ноги в конечном положении, F - пятка исследуемой ноги в стартовом положении у человека с ограничением разгибания в коленном суставе, G - пятка исследуемой ноги в конечном положении у человека с ограничением разгибания в коленном суставе, I - точка касания плоскости поверхности опоры перпендикуляром, проведенным из точки, соответствующей расположению коленного сустава исследуемой ноги в стартовом положении, Н - точка касания плоскости поверхности опоры перпендикуляром, проведенным из точки, соответствующей расположению коленного сустава исследуемой ноги в конечном положении.

На структурной схеме (фиг.1), показаны взаимосвязи между основными функциональными частями устройства, содержащего микроконтроллер 1 для сбора и предварительной обработки информации с двух магнитных энкодеров 2 и 3 для регистрации относительных угловых перемещений крепежных элементов в ортогональных плоскостях, акселерометра 4 для регистрации абсолютного наклона звена устройства относительно вертикали, магнитного датчика 5 для регистрации факта крепления устройства к одежде, модуля 6 Bluetooth BLE интерфейса, предназначенного для связи с внешней ЭВМ и модуля 7 энергообеспечения с контролем заряда.

На фигуре 2а и 2б приведен пример конструкции устройства, которое может быть использовано для тазобедренного и коленного суставов, где 8 и 9 - крепежные элементы, выполненные из прочного материала, 10 и 11 - шарнирные соединения, позволяющие менять углы в двух ортогональных плоскостях, регистрируемыми соответствующими датчиками - магнитными энкодерами 2 и 3. Нижний крепежный элемент 9 имеет в своем составе корпус 12 для размещения основных компонентов устройства регистрации кинематических характеристик, в том числе микроконтроллер 1, модуль 6 Bluetooth

VLE интерфейса, предназначенного для связи с внешней ЭВМ модуль 7 энергообеспечения с контролем заряда,. Кроме того, на крепежном элементе 9 расположены акселерометр 4 и магнитный датчик 5. При этом с одной стороны на крепежных элементах 8 и 9 закреплена текстильная застежка 13 для фиксации устройства на одежде.

Известно, что для оценки характеристик ходьбы рекомендуется использовать следующие референсные показатели:

параметр	мужчины	женщины
длина шага	64–70 см	55–68 см
темп ходьбы	70–90 шагов/мин. Количество шагов при ходьбе 100 м — 140–180	
длительность двойного шага	1,0–1,3 с	
длительность периода опоры конечности	0,63–0,68 с (в среднем 67% от общего времени двойного шага)	
длительность периода переноса конечности	0,32–0,37 с (в среднем 33% от общего времени двойного шага). Коэффициент симметрии периодов правого и левого шагов — 0,98–1,0	

Источник: Гиткина Л.С., Смычек В.Б., Рябцева Т.Д., Чапко И.Я., Власова С.В., Сильченко В.С. Количественная оценка двигательных нарушений и ограничений жизнедеятельности у больных после мозгового инсульта, черепно-мозговой травмы. Инструкция по применению. 2003 г. <http://med.by/methods/pdf/33-0203.pdf>.

Однако в случае наличия двигательных нарушений наблюдаются отклонения от этих референсных значений. Изучение указанных отклонений и контроль динамики восстановления после лечения двигательных нарушений в области коленного и бедренного суставов может быть реализовано посредством предлагаемого устройства.

Сбор информации, характеризующей движения, осуществляется после установки заявленного устройства на одежду в области исследуемого сустава.

Используя данные об угловых перемещениях крепежных элементов, соответствующих угловым перемещениям конечностей, полученные от магнитных энкодеров 2 и 3, акселерометра 4, а также заранее рассчитанные данные о геометрической длине сопряженных с обследуемым суставом сегментов конечности, которые для каждого пациента измеряются индивидуально перед первым использованием, контроллер устройства рассчитывает характеристики ходьбы пациента, такие как длина, темп ходьбы, длительность двойного шага, длительность опоры конечности, длительность переноса конечности, которые позволяют определить: скорость и плавность выполнения движения в суставе; наличие патологических движений в суставе или конечности; биомеханические характеристики ходьбы с возможностью присвоения функционального класса при выявлении нарушений и описания объема движений в исследуемом суставе.

Расчет длины шага производится с использованием приведенной на фиг.3 схемы следующим образом:

В качестве момента начала отсчета взято пяточное касание земли или опоры выносимой вперед исследуемой ногой обозначенное как точка С - стартовое положение. При этом в норме нога разогнута в коленном суставе, угол - 180°.

В качестве конечного момента отсчета одного шага взят момент отрыва пятки исследуемой ноги от опоры обозначенное как точка А - конечное положение, при этом нога также разогнута в коленном суставе до угла 180°, ось продольно проходящая

через исследуемую ногу наиболее приближена к состоянию, параллельному направлению действия силы тяжести, то есть перпендикулярна плоскости опоры.

Поскольку, пусть нога и состоит из нескольких подвижных сегментов - бедро, голень - как в стартовом, так и в конечном положениях коленный сустав выпрямлен до  $180^\circ$ , в обоих случаях нога будет оцениваться как единая прямая линия, начинающаяся от тазобедренного сустава и заканчивающаяся пяткой.

Таким образом, совместив на одном изображении ногу в стартовой и конечной позициях можно получить равнобедренный треугольник, стороны которого будут равны длине ноги, а основание - длине шага.

Угол, противолежащий основанию будет равен углу, на который нога в стартовом положении будет отклонена от направления действия силы тяжести. Этот угол будет зарегистрирован при помощи закрепленного на устройстве акселерометрического датчика 4.

Зная длину сторон данного треугольника и угол между ними можно вычислить основание по формуле:  $b=2a \cos \alpha$ , где  $b$  - основание треугольника,  $a$  - сторона треугольника,  $\alpha$  - угол у основания треугольника.

Встроенный в устройство микроконтроллер 1 автоматически отсчитывает время, затрачиваемое на выполнение шага. Полученные данные позволяют определить скоростные и частотные характеристики шага используя стандартные отношения пройденного расстояния и затраченного на его преодоление времени.

Расчет длины шага при невозможности полного разгибания в коленном суставе требует провести ряд дополнительных вычислений. На фигуре 3 представлен пример того как изменится длина шага человека, у которого не до конца разгибается колено. При этом, колено в т.Д, разгибается до такой степени, что когда он наступает максимально выпрямленной ногой на поверхность опоры, то есть нога оказывается в стартовом положении, обозначенное как точка F точка касания пяткой земли будет располагаться спереди от точки I касания плоскости поверхности перпендикуляром, проведенным из точки D, соответствующей расположению коленного сустава. В качестве конечного момента отсчета одного шага в этом случае взято положение пятки исследуемой ноги, обозначенное как точка G - конечное положение, при этом ось ЕН, продольно проходящая через исследуемую ногу наиболее приближена к состоянию, параллельному направлению действия силы тяжести, то есть перпендикулярна плоскости опоры.

Длины бедра и голени изначально известны и не изменяются в процессе ходьбы, следовательно:  $AE = CD = DF = EG$ , а  $BE = BD$ .

Также известны следующие углы:  $ABC$  - объем движения в тазобедренном суставе, определяемый акселерометрическим датчиком,  $BDF = BEG$  - угол максимального разгибания в коленном суставе, также определяемый магнитными энкодерами.

$AC$  - плоскость опоры и длина шага здорового человека

$DIH = EHI = 90^\circ$ , так как  $DI$  и  $EH$  - специально проведенные к плоскости опоры перпендикуляры.

Расстояние  $ED$  по сути представляет путь, который во время шага преодолеет коленный сустав ноги. Для вычисления длины шага к этому расстоянию следует добавить путь, который преодолеет пятка, так как в стартовом положении ноги она располагается перед коленом, а в конечном положении она расположена позади колена.

Таким образом, длина шага человека с ограничением разгибания в коленном суставе будет равна сумме  $GH + ED + IF$ , длины которых вычисляются с использованием стандартных правил Евклидовой геометрии и теоремы косинусов в частности.

Конкретные примеры работы предложенного устройства.

#### Пример 1.

Пациент А, мужчина, 59 лет, страдает артериальной гипертензией, перенес острое нарушение мозгового кровообращения с правосторонним гемипарезом до 3 баллов по шкале выраженности пареза в руке и ноге. После выписки из нейрососудистого отделения ему рекомендовано продолжить лечение амбулаторно по месту жительства. В течение двух лет у него сохраняется реабилитационный потенциал для восстановления нарушенной двигательной функции. Несмотря на то, что на приеме врач отмечает достаточное восстановление силы в конечности, пациент продолжает испытывать затруднения при ходьбе. Пациент обратился в реабилитационный центр, где после осмотра мультидисциплинарной бригадой, получил рекомендации, ему выдано 2 устройства для оценки движений тазобедренного и коленного суставов на правой ноге. Используя в качестве ЭВМ свой смартфон с заранее установленным программным обеспечением, пациент проходит регистрацию (ФИО, диагноз, длины конечностей). Врач фиксирует к пришитой на одежду пациента текстильной застежке одно устройство посредством текстильной застежки 13 в зоне тазобедренного сустава правой ноги, второе устройство - в зоне коленного сустава правой ноги. Устройства посредством магнитного датчика 5 активируются в момент сцепления с одеждой. Посредством Bluetooth интерфейса 6 с низким энергопотреблением от магнитных энкодеров 2 и 3 через микроконтроллер 1 каждое устройство передает данные на смартфон пациента. После первого дня непрерывного мониторинга пациент передает врачу углубленную характеристику двигательной активности пациента в быту в графической форме. Так, было отмечено наличие увеличения длительности двойного шага, уменьшение длительности периода опоры пораженной конечности с компенсаторным увеличением этого показателя на здоровой ноге, уменьшение амплитуд движения в суставах. Полученная информация позволила разработать индивидуализированный план реабилитационных занятий с пациентом. Последующее применение устройства пациентом в быту и во время самостоятельного выполнения упражнений позволяет сократить число очных визитов в клинику, так как пациенту предоставляются рекомендации на основе объективных данных, собираемых устройством. Повышается эффективность реабилитационного процесса, так как реабилитолог получает возможность выявлять и корректировать ошибки в выполняемых пациентом заданиях и облегчается выявление наиболее трудных для пациента точек реабилитационного процесса, а пациенту становится удобнее задействовать принципы обратной связи при самостоятельном анализе ходьбы.

#### Пример 2

Пациент Г, 50 лет, увлекся бегом. Обратился к врачу в связи с болезненными ощущениями в левом коленном суставе, усиливающимися после нагрузок. Пациент был не согласен с рекомендацией врача прекратить заниматься бегом из-за выраженности артрита. Пациенту было предложено использование устройства для регистрации нарушения движений в коленном суставе. Врач фиксирует к пришитой на одежду пациента текстильной застежке одно устройство посредством текстильной застежки 13 в зоне коленного сустава левой ноги, второе устройство - в зоне коленного сустава правой ноги. Устройства посредством магнитного датчика 5 активируются в момент сцепления с одеждой. Посредством Bluetooth интерфейса 6 с низким энергопотреблением от магнитных энкодеров 2 и 3 через микроконтроллер 1 устройства передают данные на смартфон пациента Г. Представленный врачу результат суточного мониторинга показал наличие ограничения подвижности до 50% в коленном суставе



левой ноги по сравнению с подвижностью коленного сустава на правой ноге. Эта информация дала врачу дополнительную возможность для того, чтобы в доступной и понятной пациенту форме объяснить ему прогноз заболевания в зависимости от изменения образа жизни пациента. В дальнейшем устройство может применяться только на левой ноге для контроля правильности самостоятельного выполнения пациентом упражнений в процессе реабилитации.

Следовательно, поставленная задача решена и технический результат достигнут. Предложенное устройство простой конструкции, совместимое с повседневной одеждой, позволяет осуществлять сбор и анализ информации о движениях в нижних конечностях человека с регистрацией выявленных отклонений от нормы.

#### (57) Формула полезной модели

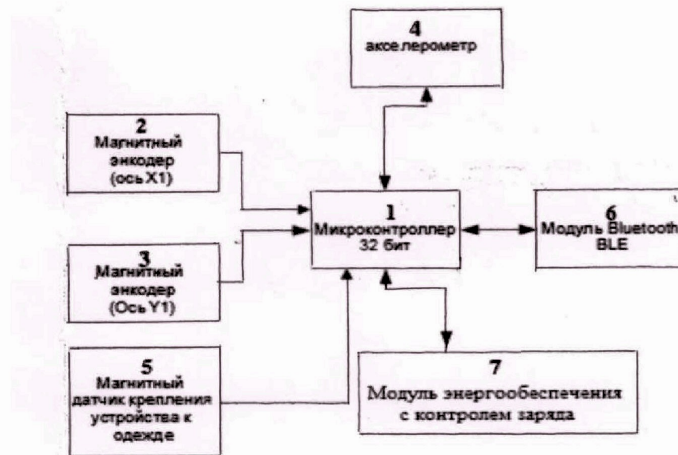
Устройство для анализа движений нижних конечностей человека, содержащее датчики, контроллер и источник питания, отличающееся тем, что корпус устройства выполнен из двух крепежных элементов, соединенных между собой посредством шарнирного соединения с возможностью изменения угла между ними в двух ортогональных плоскостях; указанные крепежные элементы выполнены из прочного материала, при этом с одной стороны на каждом крепежном элементе закреплена текстильная застёжка для фиксации устройства на одежде в области суставов нижних конечностей человека; на нижнем крепежном элементе размещен акселерометр для регистрации абсолютного наклона звена устройства относительно вертикали, магнитный датчик с возможностью одновременной фиксации момента крепления устройства к одежде и активации работы устройства, а также корпус для размещения микроконтроллера, модуля беспроводной связи с внешней ЭВМ и модуля энергообеспечения с встроенной аккумуляторной батареей и возможностью контроля заряда; два датчика для регистрации относительных угловых перемещений крепежных элементов в ортогональных плоскостях выполнены в виде магнитных энкодеров и размещены на шарнирных соединениях каждого крепежного элемента; при этом акселерометр, магнитный датчик, магнитные энкодеры и модуль энергообеспечения с встроенной аккумуляторной батареей и возможностью контроля заряда соединены с микроконтроллером, который в свою очередь соединен с модулем беспроводной связи с внешней ЭВМ.

35

40

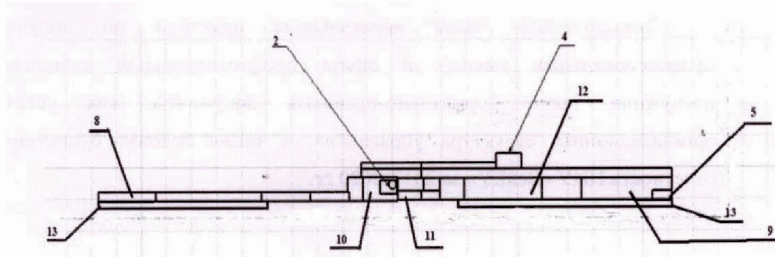
45

1

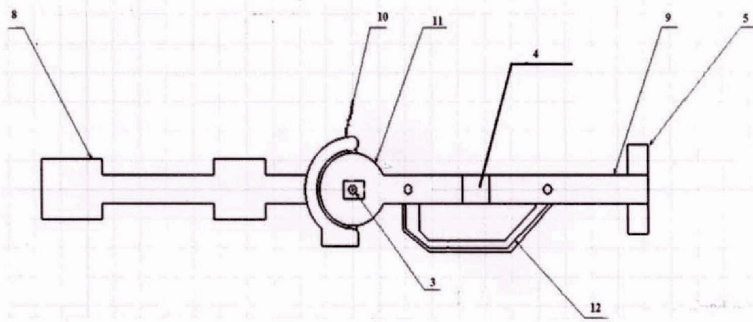


Фиг. 1

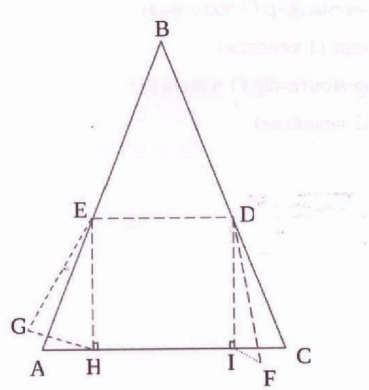
2



Фиг. 2 а



Фиг. 2 б



Фиг.3