

ПРОТОТИП СТЕНДА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ОБЪЕМА ДВИЖЕНИЯ ЛУЧЕЗАПЯСТНОГО СУСТАВА

О.Ю. Щербак

scherbak.olga.j@student.bmstu.ru

SPIN-код: 2956-0295

А.Л. Масленников

amas@bmstu.ru

SPIN-код: 7087-6303

МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация

Аннотация

Для определения объема движения лучезапястного сустава в медицинских учреждениях, как правило, используются гониометры, точность измерения которых невысока. Оптические системы захвата движения практически не используются ввиду их высокой стоимости, хотя позволяют получить параметры движения с высокой точностью. В статье дано описание предлагаемого прототипа стенда для исследования объема движения лучезапястного сустава, который будет обладать небольшой себестоимостью, но достаточно высокой точностью по сравнению с аналогами. Сформулированы технические требования к аппаратной и программной части, обоснован предварительный выбор датчиков и контроллеров. В качестве датчиков первичной информации используется блок инерциальных измерений и датчики поверхностной электромиографии, что позволит исследовать объем движения, в том числе по мышечной активности.

Ключевые слова

Объем движения, лучезапястный сустав, блок инерциальных измерений, датчики поверхностной электромиографии, прототип лабораторного стенда, контроллер Arduino, гониометры, оптические системы захвата движения

Поступила в редакцию 22.03.2018

© МГТУ им. Н.Э. Баумана, 2018

Введение. В медицине в качестве индикатора подвижности лучезапястного сустава используют объем движения, характеризуемый максимальными угловыми отклонениями сустава от нейтрального положения в плоскостях приведения-отведения (угол ψ) и растяжения-сжатия (угол ϕ) [1, 2]. Объем движения может быть выражен в значениях углов и визуализирован на плоскости в виде замкнутого контура в координатах $\psi\phi$, как показано на рис. 1 [3, 4]. По значениям углов и виду контура объема движения можно проводить диагностику состояния сустава для выявления патологий, травм, а также для оценки эффективности посттравматической реабилитации. Для определения объема движения можно использовать гониометры или оптические системы захвата движения.

Гониометры. Представляют собой транспортер с двумя линейками (рис. 2, а) со стоимостью в диапазоне от 100 до 2000 руб. Углы определяют путем визуаль-

ного сопоставления осей предплечья и кисти с положением двух линеек, угол между которыми измеряют с помощью транспортира [5, 6]. Определение объема движения таким способом осуществляет непосредственно медицинский персонал (т. е. имеет место человеческий фактор), а это может привести к погрешностям, как правило, не превышающим $5...10^\circ$ [7, 8].

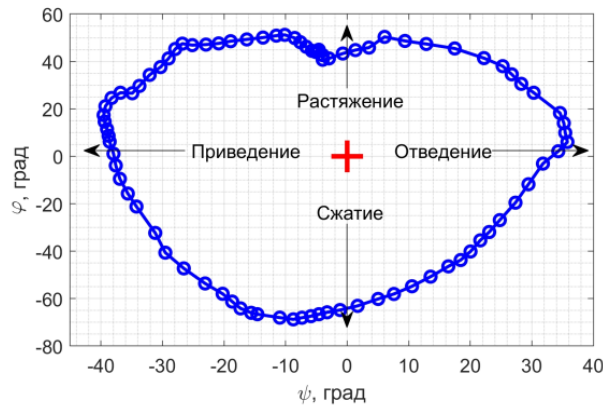
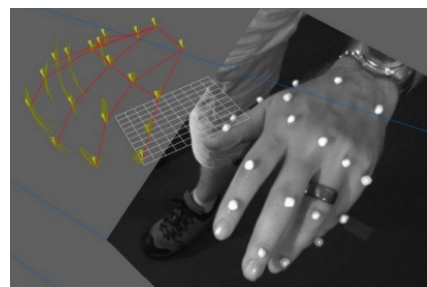


Рис. 1. Объем движения лучезапястного сустава в координатах ψ/φ



а



б

Рис. 2. Технические средства определения объема движения:

а — гониометр медицинский; б — оптические системы захвата движения

Оптические системы захвата движения. Представляют собой систему из нескольких видеокамер, расположенных, как правило, по периметру специально оборудованного помещения, и мощной ПЭВМ. Объем движения вычисляют после сложных алгоритмических преобразований видеопотока, где текущее положение сустава определяется решением пространственной геометрической задачи с использованием специальных маркеров, закрепленных на конечности, как показано на рис. 2, б. Этот подход, как правило, применяют для распознавания и классификации движений ладони и пальцев [9–13]. При определенных условиях можно добиться высокой точности вычисления углов движения сустава, однако сложность обслуживания и высокая стоимость подобных систем

делают их недоступными для применения в подавляющем большинстве медицинских учреждений.

С учетом достоинств и недостатков существующих технических средств в настоящей работе приведено описание прототипа стенда (сформулированы основные требования к нему, обоснован предварительный выбор компонентов аппаратной части) с невысокой себестоимостью (по сравнению с оптическими системами захвата движения), с помощью которого можно определить объем движения с высокой точностью (большей, чем при использовании гониометров). Предлагаемое решение может быть востребовано в государственных медицинских учреждениях в качестве замены гониометров и альтернативы дорогостоящим оптическим системам захвата движения.

Предлагаемое решение. Определить объем движения с высокой точностью и сравнительно низкой себестоимостью можно при использовании в качестве датчиков первичной информации блока инерциальных измерений (БИИ) и датчиков поверхностной электромиографии (ЭМГ). В этом случае объем движения определяется решением задачи ориентации по показаниям акселерометров, гироскопов (датчиков угловой скорости) и магнитометров [14–17]. Учитывая малую длительность эксперимента (не более одной минуты), накоплением ошибок при решении задачи ориентации можно пренебречь. Использование датчиков поверхностной электромиографии позволяет построить контур объема движения по мышечной активности, что послужит для врача дополнительным источником информации о состоянии сустава. Принципиальная схема предлагаемого решения представлена на рис. 3. Отметим, что для проведения практического эксперимента необходимо фиксировать предплечье, чтобы рассматривать движение лучезапястного сустава изолированно.

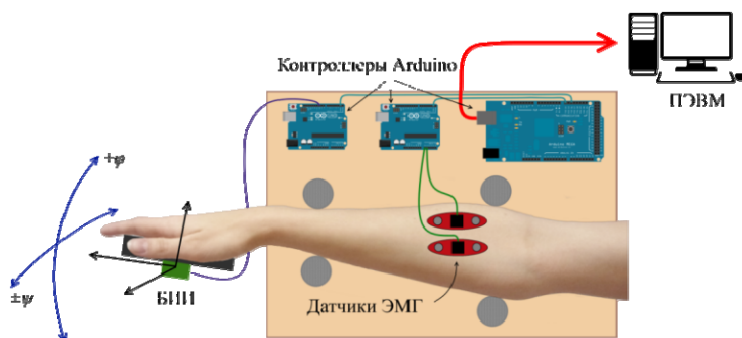


Рис. 3. Принципиальная схема предлагаемого прототипа стенда



Рассмотрим более подробно состав аппаратной части, которая включает в себя следующие датчики и контроллеры:

- блок инерциальных измерений (БИИ);
- датчики поверхностной электромиографии (ЭМГ);
- контроллер предварительной обработки данных с БИИ;
- контроллер предварительной обработки данных с датчиков ЭМГ;
- контроллер сбора и накопления экспериментальных данных.

Контроллер. В качестве контроллера предварительной обработки данных и контроллера сбора и накопления экспериментальных данных могут быть использованы микроконтроллеры (например, семейства STM32), контроллеры семейства Arduino, и одноплатные компьютеры, например, National Instruments MyRIO и Raspberry Pi [18–21]. На первоначальном этапе наиболее оптимальным является применение контроллеров семейства Arduino, которые относительно просты в программировании (по сравнению с микроконтроллерами) и обладают достаточным функционалом (по сравнению с более дорогими одноплатными компьютерами). При создании прототипа целесообразно разделить функционал по предварительной обработке данных (с БИИ и ЭМГ) между двумя контроллерами Arduino Uno, а контроллер Arduino Mega использовать для отправки всех получаемых в ходе эксперимента данных на ПЭВМ. Выбор моделей Uno и Mega обусловлен достаточностью их характеристик, приведенных в табл. 1, для разработки прототипа [22, 23].

Таблица 1

Характеристики выбранных контроллеров Arduino

Характеристика	Arduino Uno	Arduino Mega
Внешний вид		
Микроконтроллер	ATmega328p	Atmega2560
Рабочая частота, МГц	20	16
Объем оперативной памяти, Кб	2	8
Количество цифровых входов	14	54
Количество аналоговых входов	6	16
Интерфейсы	TWI/I ² C, SPI, UART	SPI

Блок инерциальных измерений. Для определения объема движения целесообразно использовать микромеханические БИИ ввиду необходимости исключить влияние веса датчика на динамику сустава. На сегодняшний день на рынке представлен широкий выбор подобных БИИ как по отдельности, так и с отладочными платами (платами ввода/вывода), существенно упрощающими сбор данных. Для разрабатываемого прототипа необходимо наличие интерфейса SPI (для получения достаточной пропускной способности) и как минимум 14-битных АЦП. Эти

Прототип стенда для исследования объема движения лучезапястного сустава

требования удовлетворяются благодаря применению датчиков ICM-20948 и MPU-9250, основные характеристики которых представлены в табл. 2 [24, 25]. Отметим, что отладочные платы с требуемым БИИ по своим параметрам и характеристикам ничем не различаются, хотя выпускаются несколькими фирмами.

Таблица 2

БИИ в сегменте рынка до 10 тыс. руб.



Характеристика	InvenSense ICM-20948	InvenSense MPU-9250
Внешний вид		
Плата	NW-MOT-ICM20948	GY-9250
Диапазон измерений		
– акселерометр, м/с ²	±16	±16
– гироскоп, град/с	±2000	±2000
– магнитометр, мкТл	±4900	±4800
Разрядность АЦП		
– акселерометр	16	16
– гироскоп	16	16
– магнитометр	16	16
Интерфейс взаимодействия	I ² C, SPI	I ² C, SPI

Схема подключения датчика к контролеру Arduino Uno по интерфейсу SPI на примере платы GY-9250 с БИИ InvenSense MPU-9250 имеет вид, представленный на рис. 4.

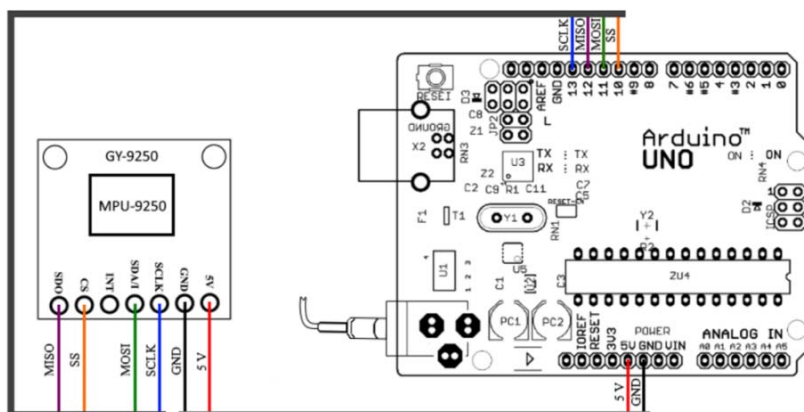


Рис. 4. Соединение БИИ с контроллером Arduino

Датчики поверхностной электромиографии. На рынке представлен ряд готовых решений, однако их использование затруднительно ввиду отсутствия доступа к «сырым» измерениям в обход программного обеспечения производителя. Альтернативой является применение датчиков поверхностной электромиографии MyoWare Muscle Sensor производства компании Advancer Technologies. В качестве дополнительных можно выбрать датчики MyoWare Cable Shield с электродами, которые соединяются с платой проводами через стандартный разъем RTS [26]. Характеристики этих датчиков приведены в табл. 3, а внешний вид показан на рис. 5.

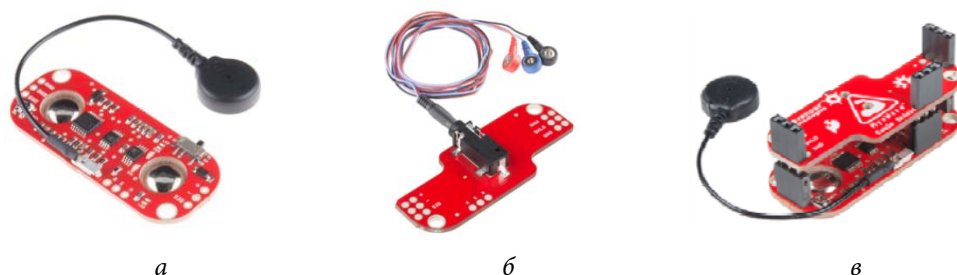


Рис. 5. Датчики поверхностной электромиографии:
а — MyoWare Muscle Sensor; *б* — MyoWare Cable Shield;
в — соединение MyoWare Muscle Sensor и MyoWare Cable Shield

Таблица 3

Характеристики датчиков MyoWare Muscle Sensor

Характеристика		Значение
Напряжение питания V_s , В		3,3–5
Потенциометр настройки усиления, кОм		50
Входное сопротивление, ГОм		110
Ток питания, мА		9
Коэффициент отклонения в общем режиме (CMRR)		110
Входное смещение, пА		1
Напряжение выходного сигнала	Обработанный ЭМГ сигнал, В	0–Vs
	Сырой ЭМГ сигнал (центрированный относительно $+V_s/2$), В	0–Vs
Размер, см		5,23×2,07
Ориентировочная стоимость, руб.		2140

Схема подключения четырех датчиков MyoWare Muscle Sensor к контроллеру Arduino Uno имеет вид, представленный на рис. 6.

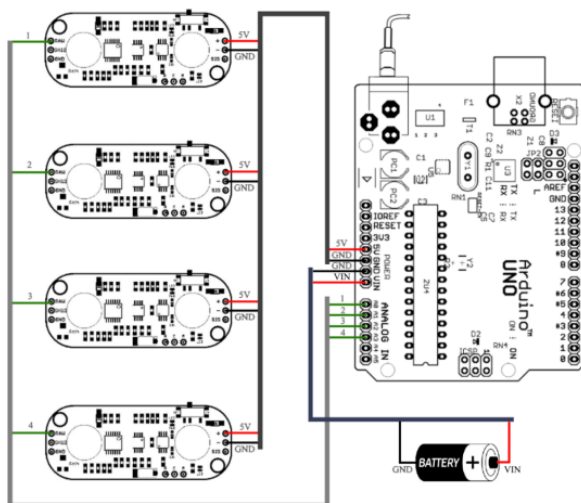


Рис. 6. Соединение датчиков поверхностной ЭМГ с контроллером Arduino

Программная часть. Состоит из двух частей, одна из которых реализуется на уровне контроллеров, а вторая — в виде программного обеспечения в ПЭВМ. На уровне контроллеров решаются следующие задачи:

- опрос датчиков и предварительная обработка данных;
- накопление экспериментальных данных;
- формирование пакета с данными для передачи на ПЭВМ;
- передача данных на ПЭВМ.

Программное обеспечение на ПЭВМ, которое будет реализовано с использованием National Instruments LabView, позволит решать следующие задачи:

- конечная обработка данных, включающая в себя различные виды фильтрации;
- выделение информативных составляющих в сигналах;
- построение контура объема движения по показаниям БИИ;
- построение контура объема движения по показаниям ЭМГ;
- определение параметров, характеризующих объем движения;
- оценка взаимосвязи контура объема движения, полученного по показаниям БИИ, с контуром объема движения по показаниям ЭМГ;
- визуализация полученных контуров и параметров объема движения.

В качестве дополнения можно сформировать отображение некоторой задаваемой траектории движения сустава и текущего положения сустава на дополнительном мониторе непосредственно перед испытуемым.

Выводы. В работе описан прототип стенда для исследования объема движения лучезапястного сустава, сформулированы основные требования к аппаратной и программной части, приведено обоснование предварительно выбранных датчиков и контроллеров. Для реализации аппаратной части стенда выбраны контроллеры семейства Arduino, плата с блоком инерциальных измерений GY-9250 и датчики поверхностной электромиографии MyoWare Muscle Sensor

производства компании Advancer Technologies. В дальнейшем, при создании стенда, планируется рассмотреть возможность уменьшения количества и моделей используемых контроллеров.*

Литература

- [1] Palmer A.K., Werner F.W., Murphy D., Glisson R. Functional wrist motion: a biomechanical study. *The Journal of Hand Surgery*, 1985, vol. 10, no. 1, pp. 39–46.
- [2] Ryu J., Cooney W.P., Askew L.J., An K., Chao E.Y.S. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery*, 1991, vol. 16, no. 3, pp. 409–419.
- [3] Щербак О.Ю., Масленников А.Л. Определение максимальных частот движения и нейтрального положения лучезапястного сустава. *Молодежный научно-технический вестник*, 2016, № 9. URL: <http://elibrary.ru/item.asp?id=27258847> (дата обращения 15.05.2018).
- [4] Щербак О.Ю., Масленников А.Л. Аппроксимация полиномиальной функцией объема движения лучезапястного сустава. *Молодежный научно-технический вестник*, 2017, № 7. URL: <http://elibrary.ru/item.asp?id=30723544> (дата обращения 15.05.2018).
- [5] Gajdosik R.L., Bohannon R.W. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1867–1872.
- [6] Jonsson P., Johnson P.W. Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. *Applied Ergonomics*, 2001, vol. 32, no. 6, pp. 599–607.
- [7] Buchholz B., Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 1997, vol. 39, no. 1, pp. 119–129.
- [8] Hansson G.A., Balogh I., Ohlsson K., Rylander L., Skerfving S. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1996, vol. 6, no. 1, pp. 23–35.
- [9] Fukui R., Watanabe M., Shimosaka M., Sato T. Hand shape classification in various pronation angles using a wearable wrist contour sensor. *Advanced Robotics*, 2015, vol. 29, no. 1, pp. 3–11.
- [10] Kim D., Hilliges O., Izadi S., Butler A., Chen J., Oikonomidis I., Olivier P. Digits: freehand 3D interactions anywhere using a wrist-worn gloveless sensor. Proc. 25th Annual ACM Symp. on User Interface Software and Technology, 2012, pp. 167–176.
- [11] Goislard de Monsabert B., Rao G., Gay A., Berton E., Vigouroux L. A scaling method to individualise muscle force capacities in musculoskeletal models of the hand and wrist using isometric strength measurements. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2017, vol. 55, no. 12, pp. 2227–2244.
- [12] Гаврилов А.И., Со Со Тав У. Биоинформационная система с классификатором движений лучезапястного сустава на основе нечеткой логики. *Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. Сер. Приборостроение*, 2016, № 6, с. 71–84.
- [13] Гаврилов А.И., Со Со Тав У. Применение данных электромиографии в системах управления экзоскелетными устройствами. *Инженерный журнал: наука и инновации*, 2017, № 6. URL: <http://engjournal.ru/catalog/mech/bmech/1623.html> (дата обращения 15.05.2018).

* Работа выполнена при поддержке гранта «УМНИК» Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере (договор №13174ГУ/2018 от 24.05.2018).

- [14] Salychev O. *Inertial systems in navigation and geophysics*. Moscow, Bauman MSTU Press, 1998, 352 p.
- [15] Бранец В.Н., Шмыглевский И.П. *Введение в теорию бесплатформенных инерциальных навигационных систем*. Москва, Наука, 1992, 280 с.
- [16] Кузовков Н.Т., Салычев О.С. *Инерциальная навигация и оптимальная фильтрация*. Москва, Машиностроение, 1982, 216 с.
- [17] Матвеев В.В., Распопов В.Я. *Основы построения бесплатформенных инерциальных навигационных систем*. СПб.: Концерн «ЦНИИ Электроприбор», 2009, 280 с.
- [18] Официальный сайт компании ST. URL: http://www.st.com/content/st_com/en.html (дата обращения 27.01.2018).
- [19] Официальный сайт компании National Instruments. URL: <http://www.ni.com/ru-ru.html> (дата обращения 27.01.2018).
- [20] Официальный сайт компании Raspberry Pi. URL: <https://www.raspberrypi.org/> (дата обращения 27.01.2018).
- [21] Официальный сайт компании Arduino. URL: <https://www.arduino.cc/> (дата обращения 27.01.2018).
- [22] Arduino Uno Rev3. URL: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3> (дата обращения 27.01.2018).
- [23] Arduino Mega 2560 Rev3. URL: <https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3> (дата обращения 27.01.2018).
- [24] ICM-20948. URL: <http://www.invensense.com/wp-content/uploads/2016/06/DS-000189-ICM-20948-v1.3.pdf> (дата обращения 27.01.2018).
- [25] MPU-9250 product specification. Revision 1.1. URL: <http://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf> (дата обращения 27.01.2018).
- [26] MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001). URL: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf> (дата обращения 27.01.2018).

Щербак Ольга Юрьевна — студентка кафедры «Системы автоматического управления», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Масленников Андрей Леонидович — ассистент кафедры «Системы автоматического управления», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

Научный руководитель — Задорожная Наталия Михайловна, кандидат технических наук, доцент кафедры «Системы автоматического управления», МГТУ им. Н.Э. Баумана, Москва, Российская Федерация.

PROTOTYPE OF THE STAND FOR STUDY RANGE OF MOTION OF A WRIST JOINT

O.Yu. Scherbak

scherbak.olga.j@student.bmstu.ru

SPIN-code: 2956-0295

A.L. Maslennikov

amas@bmstu.ru

SPIN-code: 7087-6303

Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation

Abstract

In medical institutions to compute range of motion of the wrist joint goniometers are typically used. However, accuracy of such measurements is low. Motion capture systems are expensive and not used for that purpose despite the fact that the resulting range of motion accuracy is high. This paper describes the proposed prototype of the stand for study wrist joint range of motion. Technical specifications for the stand and its sensors are formulated. In comparison with analogues, the proposed system will have small cost and high enough accuracy, which could be achieved by utilizing inertial measurement units. Surface electromyography sensors will be used to study range of motion by muscle activity.

Keywords

Wrist joint, range of motion, inertial measurement unit, surface electromyography, laboratory stand prototype, Arduino, goniometers, motion capture systems

© Bauman Moscow State Technical University, 2018

References

- [1] Palmer A.K., Werner F.W., Murphy D., Glisson R. Functional wrist motion: a biomechanical study. *The Journal of Hand Surgery*, 1985, vol. 10, no. 1, pp. 39–46.
- [2] Ryu J., Cooney W.P., Askew L.J., An K., Chao E.Y.S. Functional ranges of motion of the wrist joint. *The Journal of Hand Surgery*, 1991, vol. 16, no. 3, pp. 409–419.
- [3] Shcherbak O.Yu., Maslennikov A.L. Opredelenie maksimal'nykh chastot dvizheniya i neytral'nogo polozheniya luchezyapustnogo sustava. *Molodezhnyy nauchno-tekhnicheskiy vestnik*, 2016, № 9. Available at: <http://elibrary.ru/item.asp?id=27258847> (accessed 15 May 2018).
- [4] Shcherbak O.Yu., Maslennikov A.L. Approksimatsiya polinomial'noy funktsiy ob"ema dvizheniya luchezyapustnogo sustava. *Molodezhnyy nauchno-tekhnicheskiy vestnik*, 2017, № 7. Available at: <http://elibrary.ru/item.asp?id=30723544> (accessed 15 May 2018).
- [5] Gajdosik R.L., Bohannon R.W. Clinical measurement of range of motion. Review of goniometry emphasizing reliability and validity. *Physical Therapy*, 1987, vol. 67, no. 12, pp. 1867–1872.
- [6] Jonsson P., Johnson P.W. Comparison of measurement accuracy between two types of wrist goniometer systems. *Applied Ergonomics*, 2001, vol. 32, no. 6, pp. 599–607.
- [7] Buchholz B., Wellman H. Practical operation of a biaxial goniometer at the wrist joint. *The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 1997, vol. 39, no. 1, pp. 119–129.
- [8] Hansson G.A., Balogh I., Ohlsson K., Rylander L., Skerfving S. Goniometer measurement and computer analysis of wrist angles and movements applied to occupational repetitive work. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 1996, vol. 6, no. 1, pp. 23–35.

- [9] Fukui R., Watanabe M., Shimosaka M., Sato T. Hand shape classification in various pronation angles using a wearable wrist contour sensor. *Advanced Robotics*, 2015, vol. 29, no. 1, pp. 3–11.
- [10] Kim D., Hilliges O., Izadi S., Butler A., Chen J., Oikonomidis I., Olivier P. Digits: freehand 3D interactions anywhere using a wrist-worn gloveless sensor. *Proc. 25th Annual ACM Symp. on User Interface Software and Technology*, 2012, pp. 167–176.
- [11] Goislard de Monsabert B., Rao G., Gay A., Berton E., Vigouroux L. A scaling method to individualise muscle force capacities in musculoskeletal models of the hand and wrist using isometric strength measurements. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2017, vol. 55, no. 12, pp. 2227–2244.
- [12] Gavrilov A.I., So So Tav U. Bionformatics system with wrist joint movement classifier based on fuzzy logic. *Vestn. Mosk. Gos. Tekh. Univ. im. N.E. Baumana, Priborostr.* [Herald of the Bauman Moscow State Tech. Univ., Instrum. Eng.], 2016, no. 6, pp. 71–84.
- [13] Gavrilov A.I., So So Tav U. Electromyography data application in control systems of exoskeleton devices. *Inzhenernyy zhurnal: nauka i innovatsii* [Engineering Journal: Science and Innovation], 2017, no. 6. Available at: <http://engjournal.ru/catalog/mech/bmech/1623.html> (accessed 15 May 2018).
- [14] Salychev O. Inertial systems in navigation and geophysics. Moscow, Bauman MSTU Press, 1998, 352 p.
- [15] Branets V.N., Shmyglevskiy I.P. Vvedenie v teoriyu besplatformennykh inertial'nykh navigatsionnykh system [Introduction into theory of strap down inertial navigation systems]. Moscow, Nauka Publ., 1992, 280 p.
- [16] Kuzovkov N.T., Salychev O.S. Inertial'naya navigatsiya i optimal'naya fil'tratsiya [Inertial navigation and optimum filtering]. Moscow, Mashinostroenie publ., 1982, 216 p.
- [17] Matveev V.V., Raspopov V.Ya. Osnovy postroeniya besplatformennykh inertial'nykh navigatsionnykh system [Fundamentals of strap down inertial navigation system engineering]. Sankt-Petersburg, Kontsern "TsNII Elektropribor" publ., 2009, 280 p.
- [18] Ofitsial'nyy sayt kompanii ST [Official website of ST Company]. Available at: http://www.st.com/content/st_com/en.html (accessed 27 January 2018).
- [19] Ofitsial'nyy sayt kompanii National Instruments [Official website of National Instruments Company]. Available at: <http://www.ni.com/ru-ru.html> (accessed 27 January 2018).
- [20] Ofitsial'nyy sayt kompanii Raspberry Pi [Official website of Raspberry Pi Company]. Available at: <https://www.raspberrypi.org/> (accessed 27 January 2018).
- [21] Ofitsial'nyy sayt kompanii Arduino [Official website of Arduino Company]. Available at: <https://www.arduino.cc/> (accessed 27 January 2018).
- [22] Arduino Uno Rev3. Available at: <https://store.arduino.cc/arduino-uno-rev3> (accessed 27 January 2018).
- [23] Arduino Mega 2560 Rev3. Available at: <https://store.arduino.cc/arduino-mega-2560-rev3> (accessed 27 January 2018).
- [24] ICM-20948. Available at: <http://www.invensense.com/wp-content/uploads/2016/06/DS-000189-ICM-20948-v1.3.pdf> (accessed 27 January 2018).
- [25] MPU-9250 product specification. Revision 1.1. Available at: <http://www.invensense.com/wp-content/uploads/2015/02/PS-MPU-9250A-01-v1.1.pdf> (accessed 27 January 2018).
- [26] MyoWare™ Muscle Sensor (AT-04-001). Available at: <https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf> (accessed 27 January 2018).

Scherbak O.Yu. — student, Department of Automatic Control Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Maslennikov A.L. — Assistant, Department of Automatic Control Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.

Scientific advisor — N.M. Zadorozhnaya, Cand. Sc. (Eng.), Assoc. Professor, Department of Automatic Control Systems, Bauman Moscow State Technical University, Moscow, Russian Federation.