

Сопряжение угломерных датчиков с системой управления экзоскелетным комплексом

Аннотация

В статье представлены результаты разработки системы определения состояния медицинского экзоскелета. Описана подсистема датчиков, включающая в себя МЭМС-сенсор и группу магнитных инклинометров. Приведено решение проблемы сопряжения подсистемы датчиков с системой управления экзоскелетом. Характеристики разработанной системы определения состояния экзоскелета подтверждают перспективность применения аналогичных систем в медицинских реабилитационных комплексах.

Введение

Одним из перспективных направлений в области реабилитации больных с нарушениями опорно-двигательных функций является использование роботизированных медицинских экзоскелетов [1], [2]. Одной из проблем, возникающих при разработке подобных систем, является обеспечение вертикальной устойчивости пациента при ходьбе. Зачастую обеспечение устойчивости возлагается на человека-оператора. Такой подход не может применяться при разработке оборудования для людей с утраченными функциями нижних конечностей.

Для решения задачи обеспечения вертикальной устойчивости экзоскелета применяются следующие подходы:

- все движимые части биомеханической системы оснащаются 3-осевыми МЭМС-акселерометрами и гироскопами, по показаниям которых вычисляют абсолютные значения углов, определяющих положение всех частей системы в пространстве [3]. Применение множества МЭМС-сенсоров в экзоскелете значительно усложняет и удорожает конечное изделие, требует проведения сложных калибровочных процедур;
- одна из составных частей биомеханической системы оснащается МЭМС-сенсором, а в сочленениях устанавливаются датчики-инклинометры, обеспечивающие управляющую систему информацией о взаимной ориентации движимых частей. Совокупность данных, зафиксированных МЭМС-сенсором и датчиками-инклинометрами, позволяет определить состояние системы. В качестве инклинометров применяются резистивные и оптические датчики [2], [4]. К проблемам такого подхода относится высокий уровень шума в показаниях резистивных и оптических инклинометров при ходьбе и быстрый износ датчиков, расположенных непосредственно на валах сопрягаемых движущихся частей. Высокая чувствительность оптических и резистивных инклинометров к вибрации и их низкая надежность в системах, подверженных механическим колебаниям и ударам, хорошо известны производителям автоэлектроники [5].

В данной статье описана система датчиков экзоскелета, включающая в себя МЭМС-сенсор и группу магнитных инклинометров. Выбор магнитных датчиков обусловлен отсутствием прямого контакта датчика одновременно с обеими сопрягаемыми составными частями экзоскелета, что существенно повышает помехозащищенность и надежность системы. Подробно рассмотрены как вопросы аппаратной реализации системы, так и способ обеспечения программного доступа к показаниям датчиков, приведены результаты экспериментальной проверки точности определения состояния экзоскелета и максимального темпа получения информации о состоянии.

Материалы и методы

Требования и ограничения

При создании в Нижегородском государственном университете им. Н.И. Лобачевского (ННГУ) экспериментального экзоскелета медицинского назначения возникла необходимость введения в состав системы управления экзоскелетом подсисте-

мы, обеспечивающей получение информации о состоянии экзоскелета, где вектор состояния определяется (см. рис. 1):

- углами Θ_s и Θ_f отклонения оси торса экзоскелета от вектора силы тяжести в сагиттальной и фронтальной плоскостях;
- углами сгиба коленных (Θ_{kr} , Θ_{kl}), тазобедренных (Θ_{hr} , Θ_{hl}) и голеностопных (Θ_{ar} , Θ_{al}) суставов в сагиттальной плоскости.

Вектор состояния должен фиксироваться с частотой более 100 Гц, а точность определения углов должна быть не менее $1,0^\circ$. Указанные параметры определяются медицинскими задачами, возлагаемыми на экзоскелеты, в частности обеспечением возможности воспроизведения таких локомоторных паттернов, как синхронное сгибание/разгибание суставов, смена поз, ходьба. В работе [6] приведены результаты успешных пре-клинических испытаний экзоскелета нижних конечностей с частотой управляющего цикла 100 Гц. Требования к точности сенсорной подсистемы экзоскелетов вытекают из точности проприоцептивных рецепторов человека, которая достигает $1,5^\circ$ для коленного [7] и $4,0^\circ$ для тазобедренного [8] суставов, и точности определения человеком угла отклонения торса от вертикали, которая может достигать $1,0^\circ$ [9]. При точности сенсорной подсистемы экзоскелета не хуже $1,0^\circ$ воспроизведение локомоторных паттернов не будет вызывать у пациента чувства рассогласованности движений частей экзоскелета.

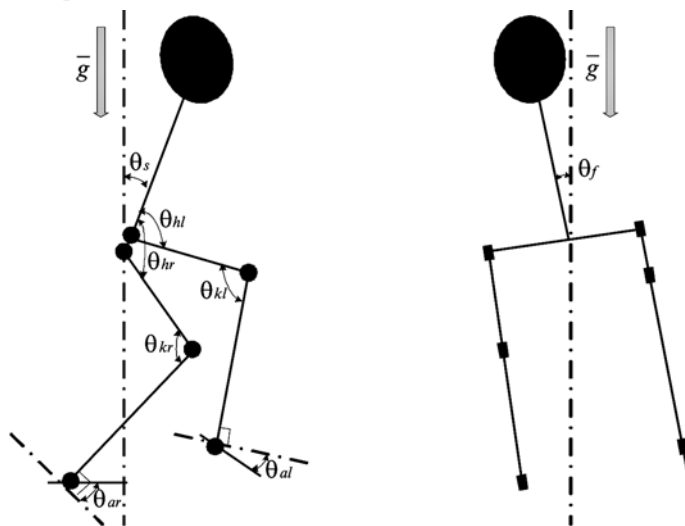


Рис. 1. Система углов, определяющих состояние экзоскелета

Система управления экзоскелетом, разрабатываемом в ННГУ, функционирует на микропроцессорной плате «Texas Instruments BeagleBoard XM», на которой установлены: процессор с ядром «ARM Cortex-A8» и частотой 1 ГГц, ОЗУ 512 Мб и развернут дистрибутив ОС «Angstrom Linux». Сенсорная подсистема экзоскелета должна сопрягаться с платой «BeagleBoard XM» через основной разъем расширения платы.

Подсистема датчиков

В качестве датчика отклонения оси торса экзоскелета от вектора силы тяжести был выбран МЭМС-сенсор «Analog

Devices ADIS16407BMLZ», совмещающий функции акселерометра и гироскопа. МЭМС-сенсор поддерживает интерфейс сопряжения SPI (3 В) и может опрашиваться с частотой до 819 Гц. Сенсор должен размещаться в нижней части спины пациента-пилота в области поясничного отдела позвоночника.

В качестве датчиков-инклинометров для определения углов сгибания суставов экзоскелета были выбраны магнитные датчики ASM PRAS21 с магнитами ASM PRMAG22. Датчики устанавливаются в суставы экзоскелета. При выборе взаимного расположения датчика и магнита допускается:

- зазор 0...10 мм между датчиком и магнитом;
- угол 0...5° между осями датчика и магнита (непараллельность);

- расстояние 0...0,5 мм между осями (несоосность).

Приведенные допуски иллюстрируют величины предельных взаимных механических перемещений механических частей экзоскелета, не влияющих на точность показаний датчиков. Отсутствие контакта между подвижными частями инклинометров предотвращает их износ, что позволяет сделать сенсорную систему экзоскелета необслуживаемой на всем сроке эксплуатации.

Для сопряжения подсистемы датчиков с платой «BeagleBoard XM» была разработана плата оцифровки и сопряжения (ПОС). Функциональная схема платы ПОС показана на рис. 2, а общая схема подключения датчиков к микропроцессорной плате «BeagleBoard XM» представлена на рис. 3.

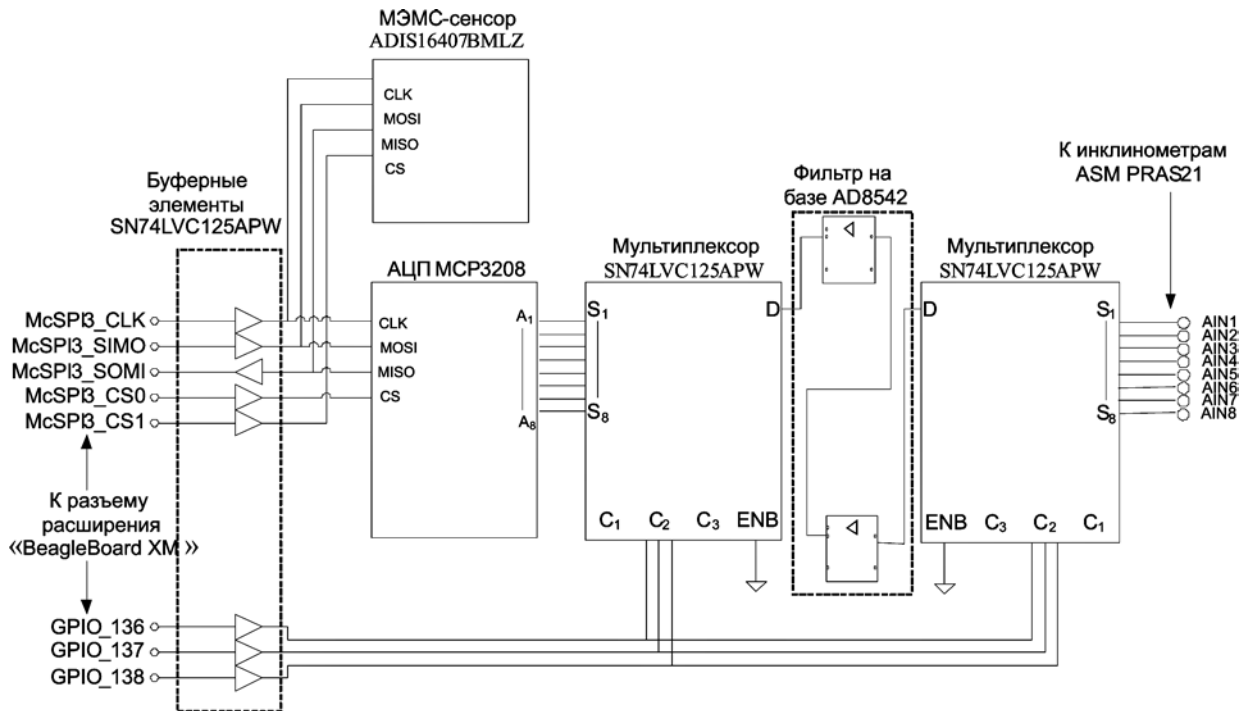


Рис. 2. Функциональная схема платы ПОС

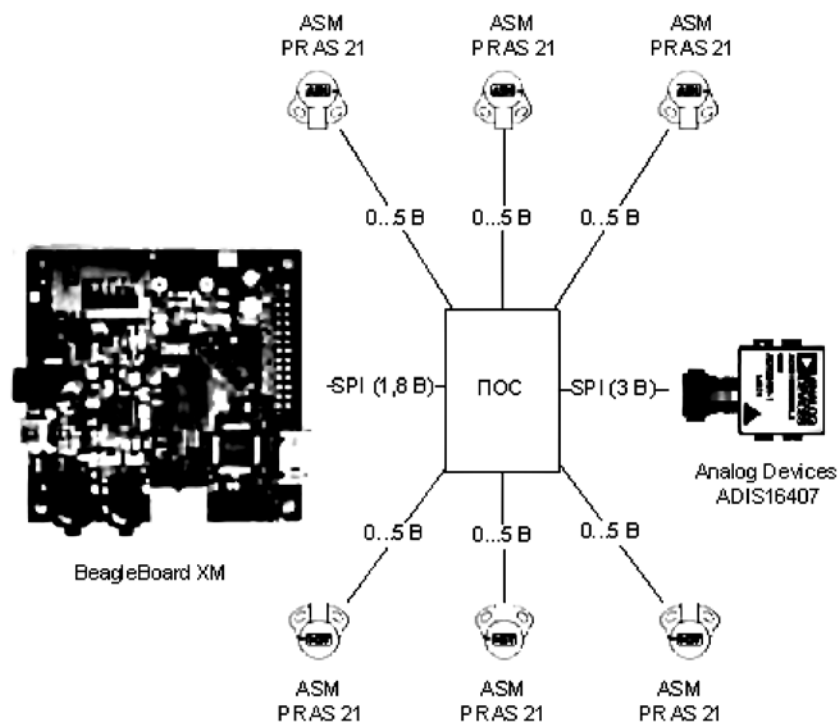


Рис. 3. Общая схема подключения датчиков состояния к микропроцессорной плате «BeagleBoard XM»

Основное назначение платы ПОС – оцифровать аналоговые сигналы, поступающие с датчиков-инклинометров, и обеспечить сопряжение интерфейсов SPI МЭМС-сенсора и АЦП MCP3208 (логические уровни 3 В) с интерфейсом SPI платы «BeagleBoard XM» (логические уровни 1,8 В).

Сигналы аналоговых датчиков-инклинометров поступают на вход АЦП через систему из двух мультиплексоров SN74LV4051 и НЧ-фильтра Чебышева 4-го порядка с граничной частотой 1 кГц, выполненного на базе сдвоенного операционного усилителя AD8542. Управление мультиплексорами осуществляется по каналам GPIO (через буферные элементы), выведенным на главный разъем расширения платы «BeagleBoard XM».

Для сопряжения логических уровней интерфейсов SPI были использованы буферные элементы SN74LVC125APW, которые, кроме преобразования уровней, обеспечивают необходимую нагрузку для сопрягаемых интерфейсов. Со стороны платы «BeagleBoard XM» задействованы линии интерфейса SPI3 разьема расширения, к которым через буферные элементы подключены линии интерфейсов SPI АЦП и МЭМС-сенсора.

Драйвер подсистемы датчиков

Для обеспечения доступа управляющих программ к выводам главного разъема расширения микропроцессорной платы был разработан драйвер подсистемы датчиков, который решает две задачи:

- настраивает мультиплексор платы «BeagleBoard XM» на коммутацию линий главного разъема расширения на входы/выходы SPI и GPIO центрального процессора платы посредством прямого обращения к регистрам микроконтроллера «Texas Instruments DM3730», установленного на плате;
- настраивает драйвер spidev, входящий в состав операционной системы «Linux Angstrom», для работы с МЭМС-сенсором и АЦП MCP3208. В результате в системе появляются файлы spidev3.0 и spidev3.1, обращаясь к которым приложения могут считывать данные датчиков-инклинометров и МЭМС-сенсора соответственно.

Прикладной программный интерфейс подсистемы датчиков

На базе драйвера подсистемы датчиков была разработана библиотека прикладного уровня, позволяющая программе управления экзоскелетом получать данные об отклонении торса экзоскелета от вектора силы тяжести (в сагиттальной и фронтальной плоскостях) и углах поворота 6 суставов (в сагиттальной плоскости).

После инициализации процесса сбора данных в библиотеке запускается фоновый поток, который обеспечивает непрерывный опрос МЭМС-сенсора ADIS16407BMLZ и 6 инклинометров ASM PRAS21. С МЭМС-сенсора поступают закодированные данные 3-осевых акселерометра и гироскопа. Показания инклинометров представлены кодом 12-разрядного АЦП. Полученные данные декодируются и преобразуются в углы, составляющие вектор состояния экзоскелета.

Система координат экзоскелета задается так, чтобы ось Z совпадала с вертикалью (в состоянии покоя), ось X лежала в сагиттальной плоскости экзоскелета, а ось Y – в фронтальной плоскости. Отклонения торса от вертикали рассчитываются по показаниям акселерометра:

$$\theta_f^a = \arctg\left(\frac{a_y}{-a_x}\right); \quad \theta_s^a = \arctg\left(\frac{a_z}{-a_x}\right), \quad (1)$$

где a_x , a_y , a_z – проекции вектора ускорения a на оси X, Y и Z устройства, и по показаниям гироскопа

$$\theta_f^s(t) = \int_0^t \omega_x(t) dt; \quad \theta_s^s(t) = \int_0^t \omega_y(t) dt, \quad (2)$$

где ω_x , ω_y – проекции угловой скорости на оси X и Y устройства.

Итоговые значения углов отклонения торса экзоскелета получают с помощью объединения показаний акселерометра

и гироскопа посредством комплементарного фильтра [10]:

$$\theta_f = (1-k)\theta_f^s + k\theta_f^a; \quad D_s = (1-k)\theta_s^s + k\theta_s^a, \quad (3)$$

где k – коэффициент комплементарного фильтра, определяемый экспериментально.

Калибровка

Для выполнения калибровки датчика сустава экзоскелета необходимо зафиксировать и сохранить в файле градуировочную характеристику, сопоставляющую коду АЦП угол, под которым согнут сустав. Для измерения фактического угла сгиба суставов в состав рабочего места по обработке экзоскелета был включен цифровой угломер DAF-001, позволяющий измерять значение угла сгиба с погрешностью, не превышающей 0,05°.

При выполнении калибровки фиксируются значения угла сгиба сустава и соответствующие этим углам коды АЦП. Измерения выполняются с равномерным шагом во всем диапазоне углов сгибания сустава. Впоследствии по сохраненным градуировочным характеристикам методом кусочно-линейной интерполяции осуществляется определение угла сгиба сустава в произвольный момент времени.

Для МЭМС-датчика ADIS16407BMLZ калибровки не требуется.

Результаты

Проверка правильности функционирования аппаратно-программной подсистемы для определения отклонения торса экзоскелета от вертикали в сагиттальной и фронтальной плоскостях осуществлялась с помощью цифрового угломера DAF-001.

Проведенные после калибровки проверки показали, что:

- точность оценки углов сгибания суставов экзоскелета по показаниям магнитных инклинометров не хуже 0,5°;
- точность оценки углов отклонения торса экзоскелета от вертикали в сагиттальной и фронтальной плоскостях по показаниям МЭМС-сенсора не хуже 1°.

Частота опроса датчиков, измеренная программным способом с помощью функции clock() стандартной библиотеки, составила 196 Гц.

Заключение

Результаты, полученные в данной работе, демонстрируют, что малогабаритная и относительно недорогая подсистема датчиков, включающая в себя МЭМС-сенсор и группу магнитных инклинометров, может обеспечить управляющему программному обеспечению, функционирующему в реальном времени на встроеной микропроцессорной системе, получение данных о состоянии биомеханической системы. Абсолютная погрешность компонентов вектора состояния биомеханической системы не превысила 1,0° при темпе опроса датчиков более 100 Гц.

Совокупность конструктивных преимуществ, быстродействия и точности, достаточных для применения в экзоскелетах и локомоторных комплексах, позволяет предположить, что предложенная подсистема датчиков может найти широкое применение в реабилитационных биомеханических системах.

Работа была выполнена при поддержке Министерства образования и науки РФ в рамках проекта RFMEFI57514X0031 федеральной целевой программы «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технологического комплекса России на 2014-2020 годы».

Список литературы:

1. Fisher S., Lucas L., Thrasher T.A. Robot-assisted gait training for patients with hemiparesis due to stroke // Top Stroke Rehabil. 2011. Vol. 18 (3). PP. 269-276.
2. Bortole M. A robotic exoskeleton for overground gait rehabilitation / Proceedings of IEEE International Conference on Robotics and Automation. Karlsruhe, 2013.

3. Hassan M., Kadone H., Suzuki K. et al. Wearable Gait Measurement System with an Instrumented Cane for Exoskeleton Control // Sensors (Basel). 2014 Jan. Vol. 14 (1). PP. 1705-1722.
4. Tran H.-T., Cheng H., Lin X.C. et al. The relationship between physical human-exoskeleton interaction and dynamic factors: Using a learning approach for control applications // Sci. China Inf. Sci. 2014. Vol. 57.
5. Сысоева С. Автомобильные датчики положения. Современные технологии и новые перспективы. Часть 14. Итоговый сравнительный анализ // Компоненты и технологии. 2006. № 7.
6. Bortole M., Venkatakrishnan A., Zhu F. et al. The H2 robotic exoskeleton for gait rehabilitation after stroke: Early findings from a clinical study // Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation. 2015. Vol. 12. P. 54.
7. Mohammadi F., Azma K., Naseh I. et al. Military Exercises, Knee and Ankle Joint Position Sense, and Injury in Male Conscripts: A Pilot Study // Journal of Athletic Training. 2013. Vol. 48 (6). PP. 790-796.
8. Skau J.R., Souza F.A., dos Anjos Fernandes H.F. et al. Joint position sense is not affected by fatigue of hip abductors muscles / Proceedings of the XXIV Congress of the International Society of Biomechanics. Natal, Brazil, August, 2013.
9. Trousselard M., Barraud P., Nougier V. et al. Contribution of tactile and interoceptive cues to the perception of the direction of gravity // Cognitive Brain Research. 2004. Vol. 20. Iss. 3. PP. 355-362.
10. Mahony R., Hamel T., Pflimlin J.-M. Complementary filter design on the special orthogonal group SO(3) / Proceedings of the 44th IEEE Conference on Decision and Control, and the European Control Conference. 2005. Seville, Spain, December, 2005.

Сергей Алексеевич Минеев,
канд. физ.-мат. наук, доцент,
Владислав Антонович Новиков,
канд. физ.-мат. наук, ст. преподаватель,
Нижегородский государственный
университет им. Н.И. Лобачевского,
Ирина Валентиновна Кузьмина,
мл. научный сотрудник,
Научно-исследовательский
физико-технический институт
Нижегородского государственного
университета им. Н.И. Лобачевского,
Роман Андреевич Шаталин,
программист,
Илья Владимирович Гринь,
магистрант,
Нижегородский государственный
университет им. Н.И. Лобачевского,
г. Н.-Новгород,
e-mail: sergm@nifti.unn.ru

Д.С. Петухов, Д.В. Тельшев

Исследование чувствительности роторного насоса крови «Спутник» к преднагрузке и постнагрузке

Аннотация

Проведен анализ работы роторного насоса крови «Спутник» путем исследования его реакции на изменения в пред- и постнагрузке. Предложена математическая модель насоса, и проведено сравнение с моделями насосов «DuraHeart» и «Incor». Исследовано влияние постнагрузки на расход насосов и чувствительность к преднагрузке, продемонстрирована связь чувствительности к преднагрузке с формой расходно-напорных характеристик. Показано, что насос «Спутник» имеет большую чувствительность к преднагрузке [среднее значение $(0,121 \pm 0,0092)$ л·мин⁻¹·мм рт. ст.⁻¹] за счет более пологой формы расходно-напорной характеристики по сравнению с насосами «DuraHeart» и «Incor».

Введение

Имплантируемые роторные насосы крови (РНК), предназначенные для частичного замещения функции левого желудочка, помимо конструктивных особенностей [1] обладают уникальными расходно-напорными характеристиками. В литературных источниках приводятся различные варианты сравнения насосов с целью определения их влияния на эффективность разгрузки желудочка сердца и физиологичность поддержки кровообращения [2], [3]. Одним из вариантов такого сравнения является исследование формы расходно-напорных кривых и чувствительности к изменениям в пред- и постнагрузке [2], [3].

Так, предполагается, что увеличение чувствительности к преднагрузке у РНК может играть важную роль в разгрузке желудочка. Чем больше чувствительность РНК к преднагрузке, тем более эффективно осуществляется снижение расхода крови при уменьшении давления в желудочке, что, в свою очередь, понижает риск возникновения коллапса желудочка. В данном случае необходимость в регулировке скорости также будет минимальной [2], [4], [5].

Цель рассматриваемой работы заключается в анализе работы роторного насоса крови «Спутник» путем исследования его реакции на изменения в преднагрузке, постнагрузке и сравнении с другими роторными насосами крови. Исследуемый РНК, имеющий осевое направление течения крови, используется в российском аппарате вспомогательного кровообращения (АВК) «Спутник», который успешно эксплуатируется в клинических условиях [6].

Методы

Для анализа работы насоса была разработана его математическая модель. Теоретическое выражение для статической расходной характеристики осевых насосов записывается согласно [7] в следующем виде:

$$H_e = \frac{u}{g} \left(u - \frac{Q_e}{A_2} \cdot \text{ctg} \beta^2 \right)$$

где H_e – эйлеров гидростатический напор; Q_e – поток через насос; u – периферическая скорость ротора; A_2 – эффективная площадь выходного отверстия; β_2 – угол лопатки на выходе