

## Управление устойчивостью роботизированных медицинских экзоскелетов

*Ван Цзяньюань, В.М. Деваев*

*Казанский национальный исследовательский технический университет им. А. Н. Туполева – КАИ*

**Аннотация:** Предложено использовать систему управления устойчивостью небольших роботов для активных (роботизированных) экзоскелетов, используемых для реабилитации больных с нарушениями функций ходьбы. Предлагается метод управления устойчивостью ходьбы, основанный на методе точки нулевого момента с учетом угла наклона поверхности передвижения за счет управления голеностопным суставом экзоскелета. Результаты показывают, что предложенный метод управления обеспечивает устойчивость системы человек- экзоскелет, при ходьбе по качающейся поверхности при наличии моментных возмущений.

**Ключевые слова:** медицинский экзоскелет, антропоморфный робот, управление устойчивостью.

### Введение

В природе экзоскелет - это внешняя структура некоторых организмов, которая защищает и поддерживает мягкие внутренние органы, например, панцирь крабов, улиток и насекомых. Медицинский роботизированный экзоскелет представляет собой оборудование, надеваемое на человека с нарушением функций самостоятельного хождения, которое обеспечивает его устойчивое передвижение [1, 2]. Например, домашние роботы-экзоскелеты могут помочь пожилым и немощным людям нормально ходить [3, 4], роботы-экзоскелеты для медицинской реабилитации могут использоваться людьми с ограниченными возможностями передвижения [5, 6].

Работы по созданию таких экзоскелетов активно ведутся во всем мире, разрабатываются системы их автоматического и интеллектуального управления. В таких экзоскелетах обычно используется активное управление, обеспечивающее заданную программу ходьбы [7, 8]. Одной из проблем является устойчивость системы человек-экзоскелет. Для решения этой проблемы применяются системы, управляемые самим человеком-носителем экзоскелета. Сигналы управления снимаются с помощью

миографических интерфейсов, регистрирующих сигналы с периферической нервной системы человека [9]. При некоторых нарушениях в периферической нервной системе эти сигналы не могут обеспечить корректную стабилизацию системы.

Предложено использовать независимую от человека систему стабилизации, использующую сигналы стоп экзоскелета, разработанную для небольших антропоморфных роботов [10]. Работоспособность такой системы стабилизации не будет зависеть от состояния человека, и человек не будет отвлекаться на задачи стабилизации и управлять только целевым движением экзоскелета.

### **Система управления устойчивостью ходьбы**

Для моделирования динамики движения человека в экзоскелете использовались кинематическая схема и массово-инерционные характеристики антропоморфного робота AR-601, который был разработан Научно-производственным объединением "Андроидная техника" [11], его характеристики близки к человеку 10–12 летнего возраста. Для моделирования движения системы человек-экзоскелет к модели робота добавлена нагрузка. Нагрузка добавляется к левому бедру, чтобы имитировать ситуацию, когда центр тяжести пользователя отклоняется от плоскости симметрии. Это соответствует моментному возмущению, действующему на систему при манипулировании грузом или внешнему воздействию. Модель антропоморфного робота в среде моделирования ADAMS показана на рисунке 1.

В статье используется метод управления устойчивости на основе критерия точки нулевого момента (Zero-Moment Point - ZMP) [12]. ZMP относится к точке воздействия результирующей силы робота на опорную ногу. Рассчитывается момент от результирующей силы тяжести и сил инерции, результирующий момент этих сил в этой точке равен 0.

---

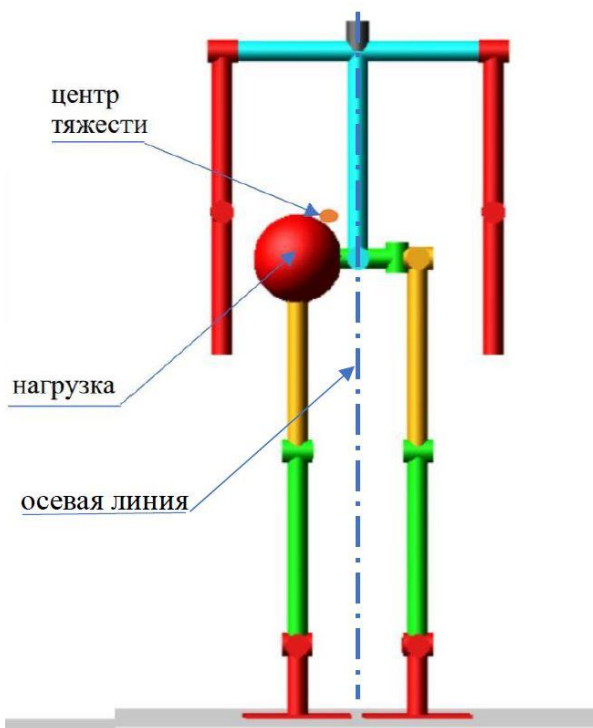


Рис. 1. – Схема моделирования системы человек-экзоскелет

Согласно критерию ZMP, точка нулевого момента системы человек-экзоскелет всегда должна находиться в заданной области устойчивости во время ходьбы. Заданная область устойчивости находится внутри многоугольника опор. Расстояние от ZMP до края заданной области устойчивости -  $d_{ZMP}$ . В методе управления устойчивостью на основе ZMP используются датчики для измерения положения ZMP робота в реальном времени. Управление осуществляется с помощью голеностопного сустава. Когда  $d_{ZMP}$  больше нуля, угол голеностопного сустава меняется так, чтобы ZMP системы находился в заданной области устойчивости. Уравнение для расчета угла голеностопного сустава, показано ниже.

$$\Delta\theta_a(nT_s) = \sum_{j=1}^n \delta\theta_a(jT_s), \quad (1)$$

$$\delta\theta_a(jT_s) = \begin{cases} K_{ac} * d_{ZMP}(jT_s), & d_{ZMP} > 0 \\ -K_{as}\Delta\theta_a((j-1)T_s), & d_{ZMP} \leq 0 \end{cases}, \quad (2)$$

где  $T_s$  - длительность цикла управления,  $nT_s$  - текущее время,  $d_{ZMP}(jT_s)$  - расстояние от ZMP до заданной стабильной области,  $K_{ac}$  и  $K_{as}$  - коэффициенты,  $d_{ZMP} > 0$  указывает, что ZMP находится вне заданной стабильной области.  $d_{ZMP} \leq 0$  указывает, что ZMP находится в заданной стабильной области, управление углом голеностопного сустава экзоскелета возвращает ZMP к запланированному значению.

Алгоритм управления может учитывать наклон поверхности передвижения. При наличии угла наклона, вся система человек-экзоскелет отклоняется от вертикального направления, и ZMP перемещается, в результате чего система теряет устойчивость в процессе ходьбы и даже падает. Угол наклона земли может быть измерен с помощью MEMS-гироскопа. С помощью управления голеностопным суставом в реальном времени можно вернуть систему к вертикальному положению. Управления устойчивостью при движении по наклонной поверхности описывается следующим образом:

$$\Delta\theta_a(nT_s) = \sum_{j=1}^n \delta\theta_a(jT_s), \quad (3)$$

$$\delta\theta_a(jT_s) = \begin{cases} K_{ac} * \Delta\theta_g(jT_s), & \Delta\theta_g \neq 0 \\ -K_{as}\Delta\theta_a((j-1)T_s), & \Delta\theta_g = 0 \end{cases}, \quad (4)$$

где  $\theta_g$  - угол наклона поверхности передвижения.

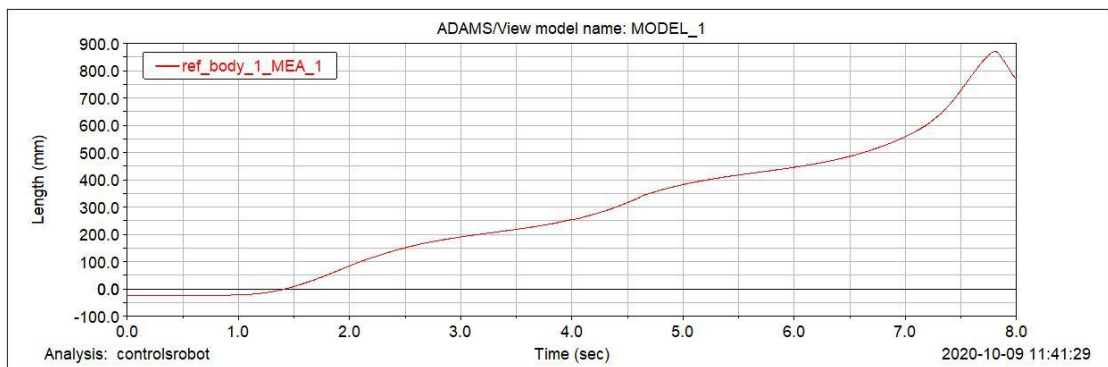
### Моделирование и анализ результатов

Чтобы проверить эффективность системы управления для устойчивости ходьбой экзоскелетного робота, мы используем совместное моделирование на основе пакетов ADAMS и MATLAB. Для моделирования наклонной поверхности использовалось ее периодическое качание относительно продольной оси. Уравнение угла отклонения поверхности от горизонтального положения выглядит следующим образом:

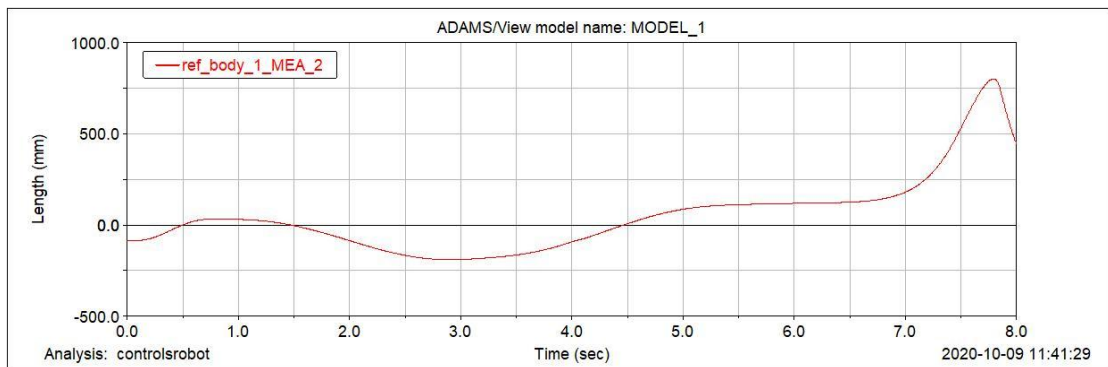
$$\theta_g = A[\sin(\pi/T_s t - 1/2\pi) + 1] \quad t \in [0, 2T_s], \quad (5)$$

где  $A$  представляет половину амплитуды угла раскачивания поверхности, а  $T_s$  – продолжительность цикла ходьбы робота.

При отсутствии управления результаты моделирования движения системы человек-экзоскелета (СЧЭ) по качающейся поверхности показаны на рис. 2а и б. Видно, что СЧЭ теряет устойчивость и падает после нескольких шагов.



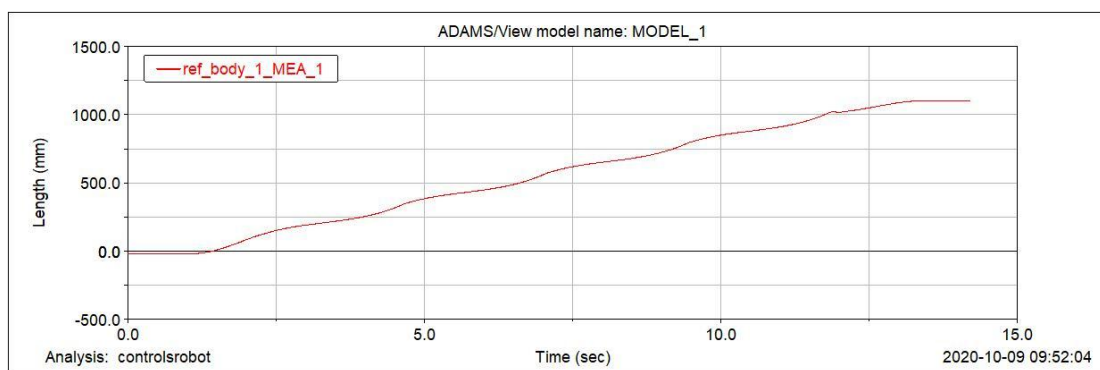
а)



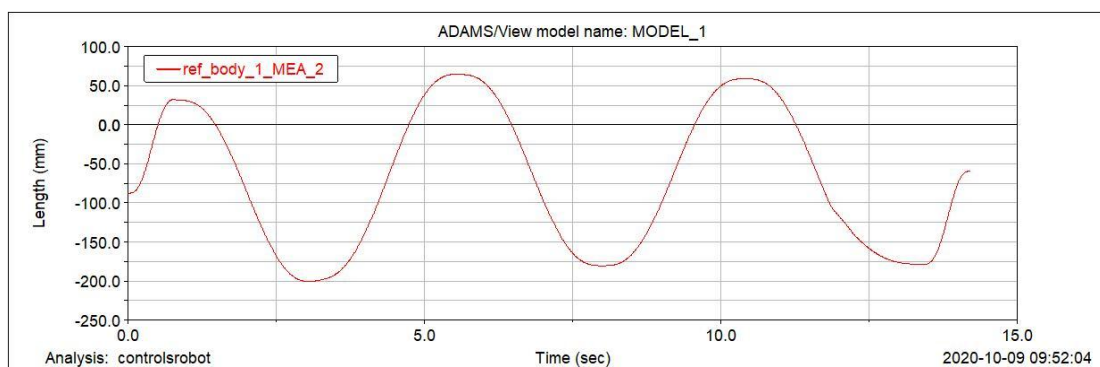
б)

Рис. 2. – Траектория центра тяжести СЧЭ без управления, а) - в прямом направлении, б) – в боковом направлении

При использовании предложенного алгоритма управления, результаты моделирования движения СЧЭ по качающейся поверхности показаны на рис. 3а и б.



а)



б)

Рис. 3. – Траектория центра тяжести робота при наличии управления, а) - в прямом направлении, б) – в боковом направлении

Из рисунка 3 видно, что после использования системы управления устойчивостью СЧЭ с грузом может нормально ходить по качающейся поверхности и всегда сохранять устойчивость.

### Выводы

Система управления устойчивости походки, разработанная для небольших роботов, может быть применена к управлению устойчивой ходьбой системы человек-экзоскелет. Такой метод управления обеспечивает устойчивость системы человек-экзоскелет при ходьбе по неровной и качающейся поверхности при наличии внутренних и внешних моментных возмущений. Система может быть применена для обеспечения мобильности людей с ограничениями функций ходьбы.

## Литература

1. Воробьев А. А., Андриященко Ф. А., Засыпкина О. А. Терминология и классификация экзоскелетов // Вестник Волгоградского государственного медицинского университета. 2015. №3. С. 71-77.

2. Dzeladini F., Wu A. R., et al. Effects of a neuromuscular controller on a powered ankle exoskeleton during human walking // 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). UTown, Singapore: 2016. pp. 617-622.

3. Young A. J., Ferris D. P. State of the art and future directions for lower limb robotic exoskeletons // IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2016. №25. pp. 171-182.

4. Chen B., Zi B., Qin L., et al. State-of-the-art research in robotic hip exoskeletons: A general review // Journal of Orthopaedic Translation. 2020. №20. pp. 4-13.

5. Banala S. K., Agrawal S. K., et al. Novel gait adaptation and neuromotor training results using an active leg exoskeleton // IEEE/ASME Transactions on mechatronics. 2010. №15. pp. 216-225.

6. Chen B., Zhong C. H., et al. A wearable exoskeleton suit for motion assistance to paralysed patients // Journal of orthopaedic translation. 2017. №11. pp. 7-18.

7. Воробьев А.А., Петрухин А.В., и др. Экзоскелет как новое средство в абилитации и реабилитации инвалидов (обзор) // Современные технологии в медицине. 2015. №2. С. 185.

8. Малюга О. В. Возможности и ограничения использования экзоскелетов // Инновации и Инвестиции. 2019. №2. С. 340.

9. Капустин А. В., Лоскутов Ю. В., и др. Способы поддержания устойчивого положения реабилитационного экзоскелета медицинского назначения при ходьбе // Вестник ПГТУ. 2018. №3. С. 44.

10. Ван Цзяньюань, Деваев В. М. Метод управления ходьбой малого антропоморфного робота по подвижной поверхности // Вестник КГТУ им. А.Н. Туполева. 2020. №3. С. 19.
11. Sirazetdinov, R., Devaev, V., et al. Program complex of modeling and virtualization anthropomorphic robot AR-601 bases on ROS and GAZEBO systems // IMMOD. 2015. №1. p. 328.
12. de Viragh Y., Bjelonic M., et al. Trajectory optimization for wheeled-legged quadrupedal robots using linearized zmp constraints // IEEE Robotics and Automation Letters. 2019. №4. pp. 1633-1640.

### References

1. Vorobiev A. A., Andrutshenko F. A., Zasypkina O. A. Vestnik Volgogradskogo gosudarstvennogo medicinskogo universiteta. 2015. №3. pp. 71-77.
2. Dzeladini F., Wu A. R., et al. 6th IEEE International Conference on Biomedical Robotics and Biomechatronics (BioRob). UTown, Singapore: 2016. pp. 617-622.
3. Young A. J., Ferris D. P. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering. 2016. №25. pp. 171-182.
4. Chen B., Zi B., Qin L., et al. Journal of Orthopaedic Translation. 2020. №20. pp. 4-13.
5. Banala S. K., Agrawal S. K., et al. IEEE/ASME Transactions on mechatronics. 2010. №15. pp. 216-225.
6. Chen B., Zhong C. H., et al. Journal of orthopaedic translation. 2017. №11. pp. 7-18.
7. Vorobiev A.A., Petrukhin A.V., et al. Sovremennyye tekhnologii v medicine. 2015. №2. pp. 185.
8. Malyuga O. V. Innovatsii i Investitsii. 2019. №2. pp. 340.
9. Kapustin A.V., Loskutov Yu.V., et al. Vestnik PGTU. 2018. №3. pp. 44.





10. Van Cz., Devaev, V. M. Vestnik KGTU im. A.N. Tupoleva. 2020. №3. pp. 19.
11. Sirazetdinov, R., Devaev, V., et al. IMMOD. 2015. №1. pp. 328.
12. de Viragh Y., Bjelonic M., et al. IEEE Robotics and Automation Letters. 2019. №4. pp. 1633-1640.