

13. Панафидина В.А., Шлык И.В. Целенаправленная поддержка гемодинамики при лапароскопических вмешательствах у пациентов с колоректальным раком // Анастезиологическая и реаниматологическая помощь взрослым. 2020. Вып. 17. № 1. С. 29-36.
14. Фишман М.Б. Модифицированный метод операции лапароскопического желудочного шунтирования // Вестник хирургии. 2017. Т. 176. № 2. С. 100-106.
15. Лисенко А.В., Андреевцев А.Н. Инсуффлятор с микропроцессорным управлением / Патент РФ на полезную модель № 176788. Оpubл. 29.01.2018 г.
16. Меркулов А.П. Вихревой эффект и его применение в технике. – М.: Машиностроение, 1969. 183 с.
17. Меркулов А.П. Гипотеза взаимодействия вихрей // Известия вузов. Энергетика. 1964. № 3. С. 74-82.
18. Keyes J.J. Jr. An Experimental Study of Gas Dynamics in High Velocity Vortex Flow / Report at Stanford University Conference. 1960.
19. Мартынов А.В., Бродянский В.М. Что такое вихревая труба? – М.: Энергия, 1976. 152 с.
20. Абрамович Г.Н. Прикладная газовая динамика. – М.: Наука, 1969. 824 с.
21. Дубинский М.Г. О вращающихся потоках газа // Известия АН СССР ОТН. 1954. № 8. С. 75.
22. Руководство пользователя электронное / <http://airflow-expert.ru/pdf/exair%202017/VortexTubes.pdf> (дата обращения: 2019.05.31).
23. https://www.etalonpribor.ru/catalog/multimetri/product/m890g_multimetr/ (дата обращения: 2019.05.31).
24. Бирюк В.В. Вихревой эффект. Технические приложения. Т. 2 / Под ред. В.В. Бирюка, Ш.А. Пиралишвили, С.В. Веретенникова, А.И. Гурьянова. – М.: Научтехлитиздат, 2014. 492 с.
25. Ворончихин С.Г., Туев М.А. Вихревой инсуффлятор / Патент РФ на изобретение № 2695626. Опубликовано 24.07.2019 г.

Сергей Геннадьевич Ворончихин,
канд. техн. наук, доцент, зав. кафедрой,
кафедра физики и методики обучения физике,
ФГБОУ ВО «Вятский государственный университет»,
Михаил Алексеевич Туев,
медицинский физик,
КОГКБУЗ КОКБ «Центр онкологии
и медицинской радиологии»,
аспирант,
кафедра инженерной физики,
ФГБОУ ВО «Вятский государственный университет»,
г. Киров,
e-mail: nolinsk94@yandex.ru

А.А. Гришин, Е.В. Боброва, В.В. Решетникова, Т.Р. Мошонкина, Ю.П. Герасименко

Система детектирования фаз шагательного цикла и стимуляции спинного мозга как инструмент управления локомоцией человека

Аннотация

Разработана измерительная система регистрации угловых движений в суставах ног для детекции фаз шагового цикла (фазы опоры и переноса), позволяющая определять моменты отрыва и постановки стопы на опорную поверхность при помощи датчиков, предназначенных для регистрации линейного ускорения и угловой скорости. Описан алгоритм запуска стимуляции спинного мозга в определенную фазу шагательного цикла, адресованной флексорным и экстензорным моторным пулам нижней конечности. Предложен способ запуска пространственно-временной спинальной стимуляции для «паретичной» конечности от «интактной» контралатеральной конечности, имитирующий условия стимуляции для пациентов с нарушением мозгового кровообращения. Предполагается, что данная система может использоваться в лечебных, лечебно-профилактических и научно-исследовательских медицинских учреждениях или в домашних условиях для регуляции и восстановления двигательных функций человека.

Введение

Для восстановления локомоции в случае спинальной травмы или инсульта широко используется нейромышечная электрическая стимуляция, причем хорошие результаты дает функциональная электростимуляция (ФЭС), осуществляющаяся в моменты, когда соответствующие мышцы должны активироваться (см., например, [1], [2]). Кроме того, в последние годы эффективно используются эпидуральная электрическая стимуляция спинного мозга (ЭССМ) [3] и неинвазивная чрескожная стимуляция спинного мозга (ЧССМ) [4], направленная на активацию нейронных локомоторных сетей, контролирующих ритмические движения нижних конечностей. Использование ЧССМ в соответствующие фазы шагового цикла открывает новые возможности управления локомоторной функцией и реабилитации двигательных нарушений [4], [5]. В связи с вышеизложенным актуальны разработки систем online детекции фаз шагового цикла для адресной стимуляции определенных моторных пулов.

В литературе описан ряд методов регистрации фаз ходьбы. Наиболее часто используются силовые платформы, контактные переключатели, датчики давления, видеорегистрация, светоотражающие маркеры, акселерометры и гироскопы. Показано, что при помощи акселерометров и гироскопов можно измерять кинематические параметры ходьбы, оценивать пространственно-временные характеристики [6], [7], суставные углы [8], [9], траектории движения частей конечностей [10].

Акселерометры – устройства, измеряющие векторную сумму линейного ускорения и ускорения свободного падения (силы тяжести), закрепленные на теле, в частности на туловище [11], [12], могут быть использованы для определения момента контакта стопы с опорной поверхностью, но для определения момента отрыва стопы от поверхности их сигнал ненадежен. Гироскопы – устройства, измеряющие угловую скорость, используются как детекторы фаз шагового цикла при анализе ходьбы здоровых людей и при использовании систем электрической стимуляции. Сопоставление результатов измерений, сделанных при помощи гироскопа, закрепленного на голени для опреде-

ления фаз шагового цикла, и системы, измеряющей давление при контакте стопы с опорой, показало, что гироскоп является корректным и достаточно точным прибором для детекции ходьбы как по ровной, так и по наклонной поверхности [13]. Гироскоп, закрепленный на бедре [14], дает достаточно четкие, но множественные пики изменения скорости в моменты контакта стопы с опорной поверхностью и отрыва от нее. В ряде исследований используют гироскопы, совмещенные с акселерометрами [15]-[17].

В данной статье описана измерительная система, обеспечивающая online детекцию фаз шагового цикла при помощи датчиков, расположенных на бедре. Система может быть дополнена аналогичными датчиками, располагающимися на других частях тела, что дает возможность определения кинематических параметров движения всех звеньев нижних конечностей. Система предусматривает возможность подключения электрического стимулятора и запуска стимуляции в определенные фазы шагового цикла, а также управление электрической стимуляцией пораженной конечности от движений сохранной конечности в случае гемипареза.

Датчики для определения фаз шагового цикла, основанные на регистрации кинематических параметров – линейного ускорения (акселерометр) и угловой скорости (гироскоп), являются ядром измерительной системы (рис. 1). Датчик содержит следующие компоненты: 1) измерительный элемент: трехосный гироскоп и трехосный акселерометр в одной микросхеме LSM6DSL; 2) микроконтроллер MSP430F5510; 3) радиомодуль; 4) блок питания, включающий в себя аккумулятор «Lilon».

Алгоритмы работы

Электронный гироскоп, используемый в датчике, позволяет с достаточной точностью измерять угловую скорость той части тела испытуемого, на которой установлен датчик. Алгоритм основан на численном интегрировании угловой скорости, измеряемой гироскопом, с коррекцией по показаниям акселерометра, входящего в состав используемого чувствительного элемента.

Для определения в реальном времени фаз шага при ходьбе достаточно измерять углы частей тела с вертикалью только в сагиттальной плоскости. Поэтому для датчиков, входящих в измерительную систему, принята следующая ориентация в пространстве: ось X направлена вправо, а при нулевом угле датчика с вертикалью ось Y направлена вперед, ось Z – вверх. Датчики устанавливаются на переднюю поверхность частей

тела, поэтому при движении в сагиттальной плоскости вращение датчика происходит вокруг оси X. Таким образом, для вычисления угла между вертикалью и измерительной осью Z датчика (угла датчика с вертикалью) используется следующая процедура:

- показания датчиков опрашиваются с частотой 100 Гц, и на каждом шаге делаются следующие вычисления:

- производится промежуточная оценка угла датчика с вертикалью α^1_N по формуле

$$\alpha^1_N = \alpha_{N-1} + (\omega - \omega_{N-1}) \cdot \tau,$$

где α_{N-1} – оценка угла датчика с вертикалью на предыдущем шаге; ω – составляющая угловой скорости по оси X по показаниям гироскопа; ω_{N-1} – оценка на предыдущем шаге смещения нуля показаний гироскопа; τ – период измерений (10 мс);

- определяется рассогласование δ промежуточной оценки угла датчика с вертикалью со значением, определяемым по показаниям акселерометра:

$$\delta = \arctg(A_Y / A_Z) - \alpha^1_N,$$

где A_Y и A_Z – показания акселерометра по оси Y и Z соответственно;

- корректируются оценка угла датчика с вертикалью и оценка смещения нуля показаний гироскопа:

$$\alpha_N = \alpha^1_N + K_\alpha \cdot \delta;$$

$$\omega_N = \omega_{N-1} - K_\omega \cdot \delta,$$

где K_α и K_ω – постоянные коэффициенты, подбираемые экспериментально, исходя из улучшения качества переходных процессов.

Такой алгоритм измерений дает ошибку даже в случае идеальных показаний датчика, поскольку сигнал акселерометра зависит не только от ориентации датчика (не только от угла датчика с вертикалью), но и от линейных ускорений, испытываемых датчиком. Но поскольку среднее ускорение за время шага равно нулю, величины ускорений сравнимы или малы по сравнению с ускорением свободного падения, а величины коэффициентов K_α и K_ω невелики, то ошибки, вносимые за счет линейных ускорений, оказываются незначительными.

Блок сопряжения датчиков и персонального компьютера соединяется с датчиками посредством радиоканала и с компьютером – посредством шины USB, содержит разъем для

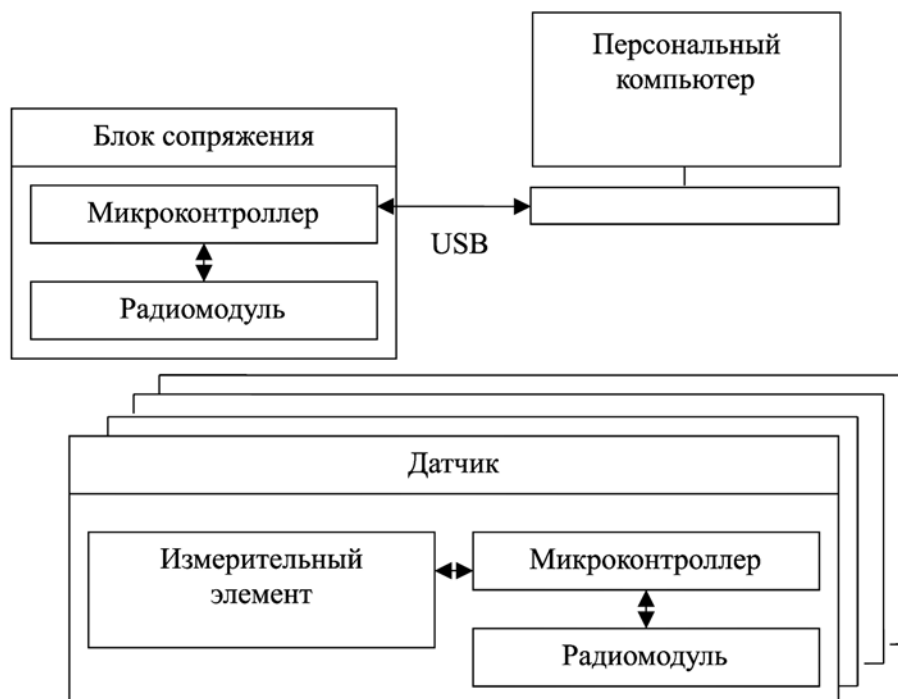


Рис. 1. Блок-схема измерительной системы

подключения стимулятора и запуска стимуляции и выполняет следующие функции: опрос датчиков с заданной частотой (как правило, 15 Гц); передачу информации в компьютер; анализ сигналов датчиков и выработку сигналов синхронизации для запуска стимуляции. В измерительную систему (рис. 1) входят: датчики; блок сопряжения; персональный компьютер. Программное обеспечение состоит из трех частей: 1) программа управления микроконтроллером датчика; 2) программа управления микроконтроллером блока сопряжения; 3) программа управления компьютером.

Online-алгоритмы детекции шагового цикла

Вариант 1. За момент постановки стопы на опору (окончание фазы переноса и начало фазы опоры) принимали момент начала разгибания бедра (рис. 2). Этот момент определялся изменением знака производной сигнала угла в тазобедренном суставе с плюса на минус. За момент отрыва стопы от опоры (окончание фазы опоры и начало фазы переноса) принимали момент начала сгибания бедра. Этот момент определялся изменением знака производной с минуса на плюс.

Вариант 2. Разработан для возможности осуществления электрической стимуляции в адекватные фазы шагового цикла у пациентов с гемипарезом, когда сохранная нога демонстрирует относительно нормальный паттерн движения, а пораженная нога может двигаться неравномерно, рывками и т. д., что делает невозможным использование для запуска стимуляции сигнала с датчика, расположенного на ней. Предложенный алгоритм дает возможность использовать для стимуляции пораженной ноги сигнал, зарегистрированный на сохранной ноге. Это обеспечивается переносом паттерна моментов детекции фаз шагового цикла с сохранной стороны на пораженную со сдвигом на половину длительности шагового цикла (на $T/2$).

Offline-анализ точности детекции фаз шагового цикла осуществляли, сопоставляя сигналы, зарегистрированные при помощи разработанной измерительной системы, с моментами отрыва и постановки стопы на опору по записям координат маркера, установленного на пятке испытуемого (регистрация при помощи системы видеонализа «Qualysis»). При детекции фаз шагового цикла непосредственно от сигнала ноги, осуществляющей шаг (вариант 1), средние величины ошибок у разных испытуемых составляют от -3 до +5 % от длительности шагового цикла (табл. 1). При детекции фаз шагового цикла при помощи датчика от условно здоровой ноги, осуществляющей шаг (вариант 2), ошибки испытуемых лежат в диапазоне от -6 до +10 %. Сравнение разбросов средних величин ошибок показывает, что стандартное отклонение при варианте 1 у

всех испытуемых достоверно меньше ($p = 0,05$), чем при варианте 2 (критерий Фишера). Это свидетельствует о том, что точность детекции при помощи датчиков, расположенных на контралатеральной ноге (вариант 2), несколько ухудшает точность начала стимуляции. Тем не менее ошибки детекции невелики, и в случае гемипареза предложенный алгоритм стимуляции от датчиков, расположенных на сохранной стороне, может быть использован.

Таблица 1

Ошибки детекции момента отрыва стопы от поверхности и ее контакта с поверхностью при помощи разработанной системы датчиков в процентах от длительности шагового цикла у четырех испытуемых

Но- мер ис- пыт.	Вариант 1		Вариант 2	
	Фаза опоры	Фаза переноса	Фаза опоры	Фаза переноса
1	3,76 ± 0,44	-2,02 ± 0,73	2,86 ± 0,74	-5,88 ± 0,94
2	-3,29 ± 1,10	0,16 ± 0,46	-5,18 ± 1,40	9,29 ± 1,36
3	1,86 ± 0,83	-1,00 ± 1,16	1,55 ± 1,54	1,84 ± 1,53
4	5,44 ± 0,48	-0,22 ± 0,70	2,51 ± 1,49	-5,07 ± 0,78

Пример ритмической стимуляции спинного мозга при детектировании фаз шагового цикла представлен на рис. 3.

Для стимуляции спинного мозга использовался неинвазивный электростимулятор спинного мозга [18]. Стимулирующие электроды располагались между позвонками T11-T12 (стимуляция мотонейронных пулов флексоров) и L1-L2 (стимуляция моторных пулов экстензоров) на расстоянии 1 см справа от средней линии позвоночника. Стимуляция флексорных пулов осуществлялась с частотой 30 Гц, а экстензорных пулов – с частотой 15 Гц.

При ходьбе испытуемого по тредбану без стимуляции (контроль) ритмическая ЭМГ-активность наблюдалась преимущественно в дистальных мышцах голени (ТА и МГ) (рис. 3). При стимуляции экстензорных пулов в фазу опоры увеличивалась ЭМГ-активность мышц бедра с преимущественной активацией экстензорной мышцы (VL). Стимуляция флексорных пулов в фазу переноса приводила к усиленной активации флексорных мышц (ТА и VF) и увеличению подъема конечности. При стимуляции флексорных и экстензорных пулов соответственно в фазу переноса и фазу опоры увеличивался подъем ноги (амплитуда Fing) и усиливалась ЭМГ-активность в мышцах бедра и голени.

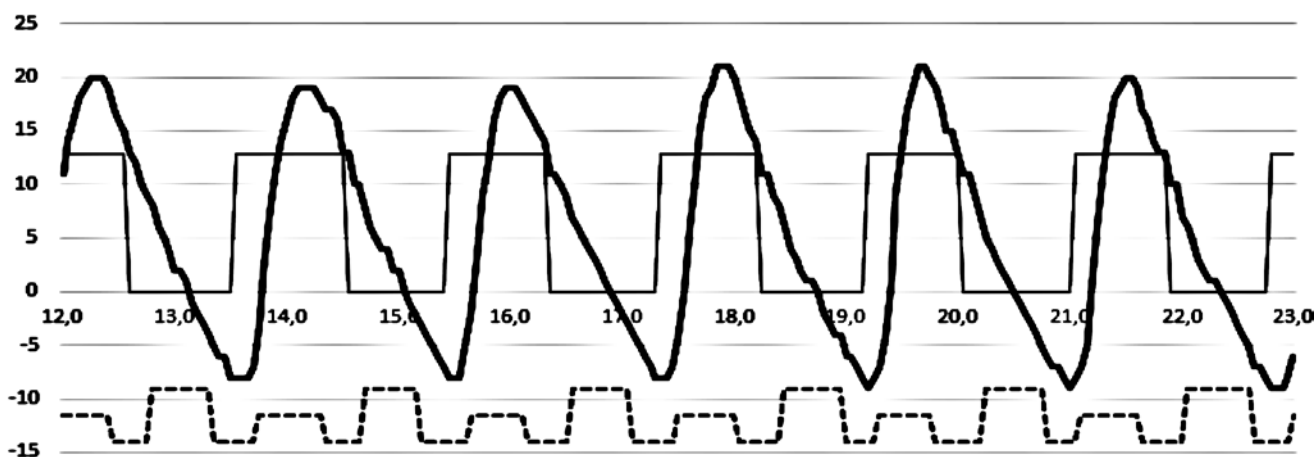


Рис. 2. Пример работы online-алгоритма детекции фаз шагового цикла при ходьбе испытуемого по беговой дорожке: жирная сплошная линия – угол правого бедра относительно вертикали, зарегистрированный при помощи разработанной измерительной системы (вверх на графике – сгибание бедра, вниз – разгибание); тонкая сплошная линия – сигнал от контактного датчика на правой пятке (вверх на графике – отрыв пятки от поверхности); пунктир – включение электрической стимуляции (вверх на графике); низкие прямоугольники – включение стимуляции моторных пулов флексоров правой стороны, высокие прямоугольники – левой стороны. Остальные объяснения – в тексте

Таким образом, полученные результаты свидетельствуют, что адресная стимуляция флексорных и экстензорных моторных пулов может эффективно регулировать локомоторную активность человека.

Заключение

Алгоритм детекции фаз шагового цикла по изменению угла в тазобедренном суставе дает возможность детектировать фазы опоры и переноса со средней ошибкой не более 5 % длительности шагового цикла. При детекции фаз шагового цикла при помощи датчиков, расположенных на контралатеральной стороне, средняя величина ошибки не превышает 10 %. Предложенный метод дает возможность не только детекции фаз опоры и переноса, но и анализа кинематических характеристик походки, а также адресной электрической стимуляции флексорных и экстензорных моторных пулов в определенные фазы шагового цикла.

Список литературы:

1. Гришин А.А., Солопова И.А., Алехин А.И., Тихонова А.Ю., Федин А.И. Комплексная ранняя двигательная нейрореабилитация с использованием аппаратно-программного лечебно-диагностического комплекса «Вертикаль» в остром периоде инсульта // Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова. 2009. № 5. С. 49-56.
2. Solopova I.A., Tihonova D.Y., Grishin A.A., Ivanenko Y.P. Assisted leg displacements and progressive loading by a tilt table combined with FES promote gait recovery in acute stroke // NeuroRehabilitation. 2011. Vol. 29. № 1. PP. 67-77.

3. Harkema S., Gerasimenko Yu., Hodes J. et al. Effect of epidural stimulation of the lumbosacral spinal cord on voluntary movement, standing, and assisted stepping after motor complete paraplegia: A case study // Lancet. 2011. Vol. 377. PP. 1938-1947.
4. Gerasimenko Y.P., Lu D.C., Modaber M., Zdurowski S., Gad P. et al. Noninvasive reactivation of motor descending control after paralysis // J. Neurotrauma. 2015. Vol. 32. № 24. PP. 1968-1980.
5. Grishin A.A., Moshonkina T.R., Bobrova E.V., Gerasimenko Yu.P. A device for the rehabilitation therapy of patients with motor pathology using mechanotherapy, transcutaneous electrical stimulation of the spinal cord, and biological feedback // Biomedical Engineering. 2019. Vol. 53. № 4. PP. 227-230.
6. Maffiuletti N.A., Gorelick M., Kramers-de Quervain I. et al. Concurrent validity and intrasession reliability of the IDEEA accelerometry system for the quantification of spatiotemporal gait parameters // Gait Posture. 2008. Vol. 27. PP. 160-163.
7. Sabatini A.M., Martelloni C., Scapellato S., Cavallo F. Assessment of walking features from foot inertial sensing // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2005. Vol. 52. PP. 486-494.
8. Findlow A., Goulermas J.Y., Nester C. et al. Predicting lower limb joint kinematics using wearable motion sensors // Gait Posture. 2008. Vol. 28. PP. 120-126.
9. Simcox S., Parker S., Davis G.M. et al. Performance of orientation sensor for use with a functional electrical stimulation mobility system // J. Biomech. 2005. Vol. 38. PP. 1185-1190.

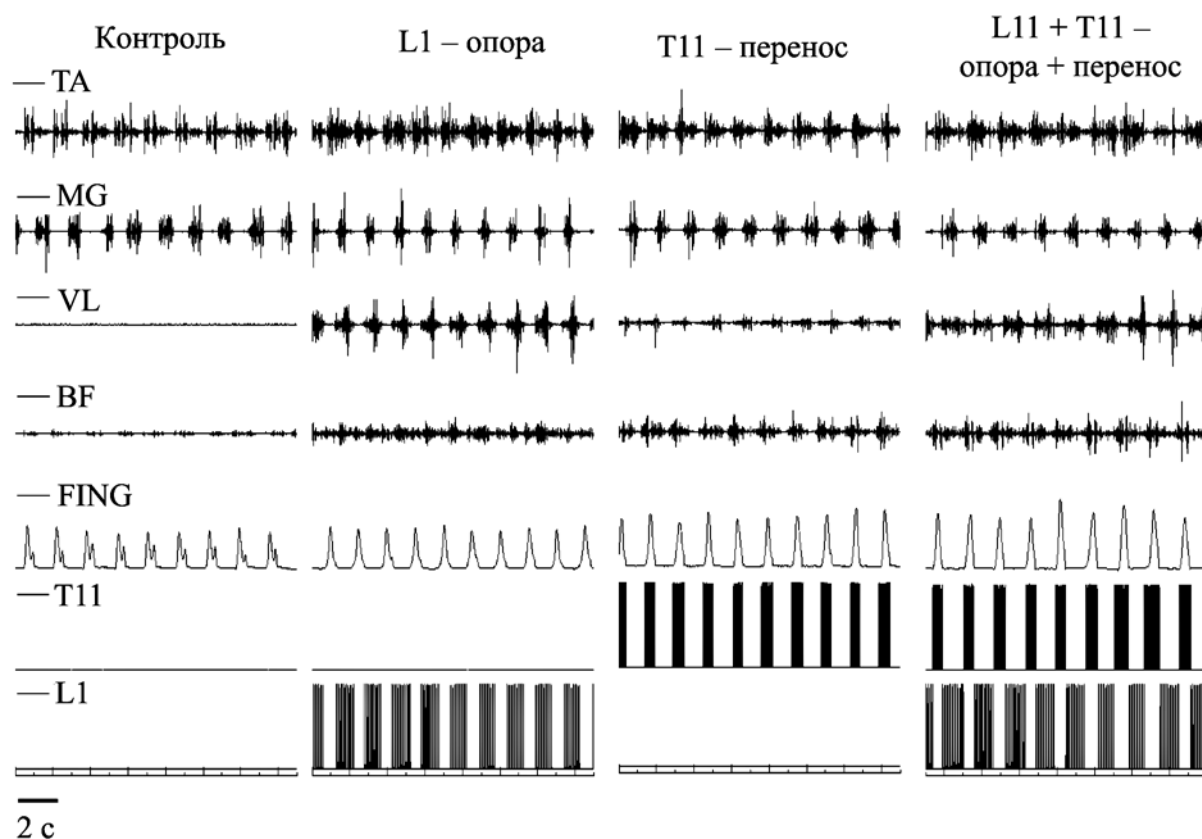


Рис. 3. Ходьба по движущейся ленте тредбана при ритмической стимуляции спинного мозга в разные фазы шагательного цикла: вверху – ЭМГ мышц правой ноги; TA – m. tibialis anterior; MG – m. medialis gastrocnemius; VL – m. vastus lateralis; BF – m. biceps femoris; Fing – вертикальная составляющая положения маркера, установленного на большом пальце правой ноги; T11 и L1 – отметки электрической стимуляции соответствующих локусов спинного мозга

10. *Mayagoitia R., Nene A., Veltink P.H.* Accelerometer and rate gyroscope measurement of kinematics: An inexpensive alternative to optical motion analysis systems // *J. Biomech.* 2002. Vol. 35. PP. 537-542.
11. *Henriksen M., Lund H., Moe-Nilssen R. et al.* Test-retest reliability of trunk accelerometric gait analysis // *Gait Posture.* 2004. Vol. 19. № 3. PP. 288-297.
12. *Zijlstra W., Hof A.L.* Assessment of spatiotemporal gait parameters from trunk acceleration during human walking // *Gait Posture.* 2003. Vol. 18. PP. 1-10.
13. *Catalfamo P., Ghoussayni S., Ewins D.* Gait event detection on level ground and incline walking using a rate gyroscope // *Sensors.* 2010. Vol. 10. № 6. PP. 5683-5702.
14. *Aminian K., Najafi B., Bula C. et al.* Spatio-temporal parameters of gait measured by ambulatory system using miniature gyroscopes // *J. Biomech.* 2002. Vol. 35. PP. 689-699.
15. *Chang H.-C., Hsu Y.-L., Yang S.-C. et al.* A wearable inertial measurement system with complementary filter for gait analysis of patients with stroke or Parkinson's disease // *IEEE Access.* 2016. Vol. 4.
16. *Jasiewicz J.M., Allum J.H.J., Middleton J.W. et al.* Gait event detection using linear accelerometers or angular velocity transducers in able-bodied and spinal-cord injured individuals // *Gait Posture.* 2006. Vol. 24. PP. 502-509.
17. *Seel T., Cermeño E., Raisch J., Schauer T.* Online gait phase detection with automatic adaption to gait velocity changes using accelerometers and gyroscopes // *Biomedical Engineering.* 2014. Vol. 59. PP. 758-909.
18. *Гришин А.А., Мошонкина Т.Р., Солопова И.А., Городничев Р.М., Герасименко Ю.П.* Пятиканальный неинвазивный электростимулятор спинного мозга для реабилитации пациентов с тяжелыми двигательными нарушениями // *Медицинская техника.* 2016. № 5. С. 8-11.

Александр Алексеевич Гришин,
 канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
 лаборатория физиологии движений,
 ФГБУН «Институт физиологии
 им. И.П. Павлова» РАН,
 г. С.-Петербург,
 технический директор,
 ООО «Косима»,
 г. Москва,
 Елена Вадимовна Боброва,
 д-р биол. наук, ведущ. научный сотрудник,
 Варвара Викторовна Решетникова,
 мл. научный сотрудник,
 Татьяна Ромульевна Мошонкина,
 д-р биол. наук, гл. научный сотрудник,
 лаборатория физиологии движений,
 ФГБУН «Институт физиологии
 им. И.П. Павлова» РАН,
 Юрий Петрович Герасименко,
 чл.-корр. РАН,
 зав. лабораторией,
 лаборатория физиологии движений,
 ФГБУН «Институт физиологии
 им. И.П. Павлова» РАН,
 г. С.-Петербург,
 научный руководитель,
 ООО «Косима»,
 г. Москва,
 e-mail: grishin-ckb@yandex.ru

С.Х. Али, Х.М. Али, Е.А. Безруков, С.В. Белов, Ю.К. Данилейко,
 А.Б. Егоров, В.А. Сидоров, В.Б. Цветков

Разрушение почечных конкрементов посредством электролитной плазмы тлеющего разряда

Аннотация

Представлены результаты экспериментальных исследований, подтверждающих возможность разрушения почечных конкрементов посредством электролитной плазмы тлеющего разряда. Проведена оценка скорости фрагментации мочевого камня в зависимости от мощности плазменного разряда и времени воздействия. Показано, что процесс плазмокинетической трипсии является достаточно эффективным и может использоваться для фрагментации различных видов мочевого камня. Сделан вывод о том, что плазмокинетическое разрушение почечных конкрементов является принципиально новым, эффективным и мало-затратным методом, который хорошо сочетается с технологиями радиочастотной хирургии в соляном растворе для лечения патологических процессов в урологии.

Введение

Мочекаменная болезнь (МКБ) является одним из самых распространенных урологических заболеваний. Операции по поводу МКБ являются наиболее частыми и составляют 19,1 % от всех урологических заболеваний [1]-[4]. До конца 70-х годов XX столетия основным хирургическим методом лечения МКБ являлись полостные операции. Поиск менее травматичных способов удаления камней из почек и мочевых путей привели к созданию специального эндоскопического оборудования и малоинвазивных пособий, основанных на дефрагментации почечных конкрементов методами литотрипсии. Одно из ведущих мест в лечении таких заболеваний, как уретеролитиаз (камни в мочеточниках) и нефролитиаз (камни в почках), занимает контактная литотрипсия, основанная на фрагмента-

ции конкрементов мочеточников путем их контактного разрушения [5]-[8]. Существующие контактные литотрипторы делятся на механические – устройства с жестким или полужестким проводником энергии и ударно-волновые с гибкой системой доставки энергии. Каждый вид литотрипторов имеет свои преимущества и недостатки [9]-[11]. К механическим литотрипторам относятся пневматический, ультразвуковой, и комбинированный. Их характерное отличие состоит в том, что механическая энергия, необходимая для фрагментации конкремента, формируется вне человеческого организма и затем передается только по жесткому или полужесткому проводнику к поверхности камня [12].

Пневматический литотриптор состоит из воздушного компрессора, блока управления, рукоятки держателя и жесткого зонда-аппликатора. Зонд связан с металлическим аппликато-