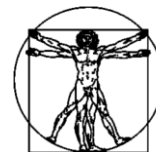


DOI: 10.15593/RJBiomech/2020.1.06  
УДК 531/534: [57+61]



**Российский  
Журнал  
Биомеханики**  
www.biomech.ru

## **ЭЛЕКТРОМИОГРАФИЧЕСКАЯ СИСТЕМА, КИНЕТИЧЕСКИЕ И КИНЕМАТИЧЕСКИЕ ПЕРЕМЕННЫЕ КАК ФАКТОРЫ, НЕДОСТАТОЧНЫЕ ДЛЯ ПРОГНОЗИРОВАНИЯ НЕВОЗМОЖНОСТИ ВОССТАНОВЛЕНИЯ НАДВИГАЮЩЕЙСЯ ПОТЕРИ РАВНОВЕСИЯ**

**М.Л. Агиар, К. Папке, Э.М. Шеерен**

Pontifical Catholic University of Parana, R. Imaculada Conceição Str. 1155, PR 80215-901, Curitiba, Prado Velho, Brazil

Папский католический университет Параны, Куритиба, Старый Прадо, Бразилия

**Аннотация.** Поддержание баланса тела с помощью синхронизированных движений позволяет сохранять функциональную маневренность. Цель исследования – сравнение механизмов восстановления равновесия у молодых людей в условиях надвигающейся потери равновесия. В исследовании приняли участие тридцать здоровых молодых людей (возраст  $(24,87 \pm 4,16)$  лет; вес  $(72,69 \pm 14,73)$  кг; рост  $(1,72 \pm 0,08)$  м). Семь возмущений было приложено с прогрессирующей скоростью колебания в передне-заднем направлении. Были проанализированы переменные: активное время сокращения мышц, латентность, амплитуда перемещения центра давления, изменение угла голеностопного сустава. Испытуемые были поделены на группы в соответствии с их способностью восстанавливать равновесие: группа «*no step*» и группа «шаг вперед», или держание за веревку с опорой на защитный жилет. Достоверных различий между группами по всем анализируемым переменным не было. При малых скоростях перемещение группы «*no step*» показало большее изменение угла коленного сустава, малый диапазон смещения центра давления, меньшее активное время нормализованного сокращения мышцы передней большеберцовой кости. Полученные результаты свидетельствуют о том, что анализируемых переменных было недостаточно для выявления существенных различий в принятии стратегии восстановления равновесия в условиях надвигающейся потери баланса.

**Ключевые слова:** нарушение равновесия, электромиографическая система, кинетика, кинематика, молодые люди, падения.

### **ВВЕДЕНИЕ**

Равновесие организма естественным образом нарушается ежедневной деятельностью и ее постоянным поддержанием, осуществляемым посредством синхронизированных движений, особенно на кортикальном уровне с целью сохранения функциональной мобильности [1, 9]. По данным Бразильской единой системы здравоохранения, стоимость хирургического и восстановительного лечения травм, полученных в результате падения, составляет около 13 млн долл., а послеоперационная смертность увеличивается [17]. Большинство падений происходит во время той или иной формы локомоции или в спокойном ортостатическом положении и является элементом, зависящим от неспособности восстановить поструральное равновесие при влиянии внешнего фактора, такого как скольжение или спотыкание [12, 13, 16].

---

© Агиар М.Л., Папке К., Шеерен Э.М., 2020

Матеус Лукас Агиар, студент программы медицинских технологий, Куритиба

Калуе Папке, магистр программы медицинских технологий, Куритиба

Эдуардо Мендонка Шеерен, доктор, профессор программы медицинских технологий, Куритиба

Падение вызывает телесные повреждения в 50% случаев, с риском переломов, травм и кровотечений [2], кроме того, оно компрометирует функциональную мобильность человека и увеличивает риск нового падения [14, 20]. Существует консенсус относительно необходимости разработки стратегии по снижению рисков, связанных с падениями, посредством, например, тренировочных программ обучения, однако различные программы, нацеленные на предотвращение падений, имеют неодинаковые результаты, хотя уменьшают риск падений и улучшают поддержание постурального баланса [4, 11].

В работе [5] установлено, что моделируемое возмущение на подвижной платформе способно вызывать биомеханические и нервно-мышечные реакции, аналогичные вызванному скольжением падению. В передне-заднем направлении подошвенные и дорсальные сгибатели голеностопного сустава контролируют центр давления, в то время как при срединно-латеральном возмущении этот контроль осуществляется преимущественно отводящими и тазобедренными аддукторами [22]. Авторы работы [15] наблюдали смещение центра масс испытуемых, подвергшихся протоколам нагружения, начиная со скорости 5 см/с и ускорения  $6,5 \text{ м/с}^2$  до 55 см/с и  $32 \text{ м/с}^2$ . Было установлено, что при более низкой скорости (0,1 м/с) восстановление равновесия осуществляется преимущественно по стратегии голеностопного сустава, но так как скорость увеличивается по 0,2 м/с, то восстановление осуществляется по смешанной стратегии (лодыжка и бедро) [15].

Исследования по моделированию возмущения запускают реактивные и нервно-мышечные реакции, безопасные для пациентов, и становятся технической и научной основой конкретных тренировочных программ, направленных на снижение частоты падений и повышение эффективности движений [3, 8, 21]. Несмотря на то, что пожилые люди относятся к группе с самой высокой частотой падений, авторы предлагают изучение нейромеханических параметров равновесия именно у здоровых людей, что обусловлено их лучшей способностью реагировать на риск воздействия [12, 13].

У неловких в силу возраста пожилых людей (хотя бы одно падение за последний год) обнаружен дефицит постурального контроля в ортостатическом положении по сравнению с ловкими [10]. Таким образом, молодые люди с быстрой способностью восстанавливать равновесие по сравнению с молодыми людьми, не способными эффективно восстанавливать свое равновесие в контролируемых условиях, могут вносить вклад в будущую прикладную программу для группы населения с высокими рисками нарушения равновесия, например для пожилых и особой группы людей. Цель исследования – сравнение кинематических, кинетических и электромиографических механизмов восстановления равновесия у молодых людей в условиях надвигающейся потери равновесия.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Экспериментальный протокол был одобрен Комитетом по этике исследований Папского католического университета Параны, регистрационный номер 1.666.607.

### Участники

В исследовании приняли участие тридцать добровольцев молодого возраста (возраст  $(24,87 \pm 4,16)$  лет; вес  $(72,69 \pm 14,73)$  кг; рост  $(1,72 \pm 0,08)$  м), не имевших в день проведения эксперимента никаких патологических симптомов.

## Оборудование

Возмущения равновесия подавались с помощью самодельной подвижной платформы, которая могла двигаться назад, вперед или в сторону со скоростью, ускорением и амплитудой, контролируемые компьютерным числовым контроллером. Силовая платформа (*OR6–7 Advanced Mechanical Technology Inc., Watertown, США*) была закреплена на подвижной платформе для контроля перемещения центра давления. Для кинематического анализа была использована *Vicon Bonita T (VICON, Colorado, США)* с шестью инфракрасными камерами. Электромиографическая система (*EMG 800C – электромиографическая система Бразилии, São Paulo, Бразилия*) использовалась для мониторинга электрической активности передней большеберцовой, камбаловидной и средней икроножной мышц голени и латеральной широкой мышцы бедра в соответствии с рекомендациями по поверхностной электромиографии для неинвазивной оценки мышц [18]. Данные регистрировались с частотой дискретизации 2000 Гц для электромиографической системы и кинематических переменных и 200 Гц для кинематических переменных.

## Условия эксперимента

Испытуемые стояли с раздвинутыми на 17 см ногами и выполняли отведение тазовой кости на  $14^\circ$  на силовой пластине, соединенной с подвижной платформой, которая перемещалась семь раз назад с возрастающей скоростью при каждом возмущении и случайным интервалом между возмущениями (от 3 до 15 секунд). Амплитуда перемещения платформы фиксировалась на уровне 600 мм, ускорение  $5000 \text{ мм/с}^2$ , стартовая пиковая скорость достигала 100 м/с, при этом увеличиваясь на 50 м/с за счет возмущения до 400 м/с ( $P1 = 100 \text{ м/с}$ ;  $P2 = 150 \text{ м/с}$ ;  $P3 = 200 \text{ м/с}$ ;  $P4 = 250 \text{ м/с}$ ;  $P5 = 300 \text{ м/с}$ ;  $P6 = 350 \text{ м/с}$ ;  $P7 = 400 \text{ м/с}$ ). Соотношение перемещения и скорости движения подвижной платформы принято считать трапециевидным, а время перемещения составляло от 6,09 с (скорость 100 м/с) до 1,63 с (скорость 400 м/с). Испытуемые были прикреплены к потолочной балке через трос защитным жилетом. Испытуемым по протоколу нагружения было приказано держать глаза открытыми и смотреть в одну точку на стене, расслабив руки вдоль тела, а также делать все возможное, чтобы восстановить равновесие после того, как платформа начнет смещение, и при необходимости делать шаг.

Испытуемые были классифицированы в соответствии с визуальным осмотром подготовленных исследователей независимо от того, смогли ли они восстановить свой постуральный баланс. В рамках этого исследования рассматривалась неспособность восстановить равновесие: шаг вперед или удержание троса с опорой на защитный жилет. Для каждого возмущения были созданы группы “no step” и “step/hold” (рис. 1).

## Анализ данных

Передне-заднее перемещение центра давления было низкочастотным аналоговым фильтром в 10 Гц, а амплитуда смещения от базовой линии (отсчет центра давления от базовой линии) до первого пика смещения в центре давления. Кинематика была низкочастотной аналоговой фильтрацией в 6 Гц и использовалась для вычисления изменения углов голеностопного, коленного и тазобедренного суставов. По сигналам электромиографической системы определяли начало активации мышц после начала смещения платформы (начало) и в конце активации (перемещение), а также время активного движения мышцы вместе с каждым возмущением. Поэтому сигнал был полосовым аналоговым фильтром в диапазоне от 10 до 500 Гц, полноволновым выпрямленным и низкочастотным фильтром в диапазоне 10 Гц с рекурсивным фильтром *Butterworth* третьего порядка. Порог был определен через  $\bar{x} + (3\sigma)$ ,

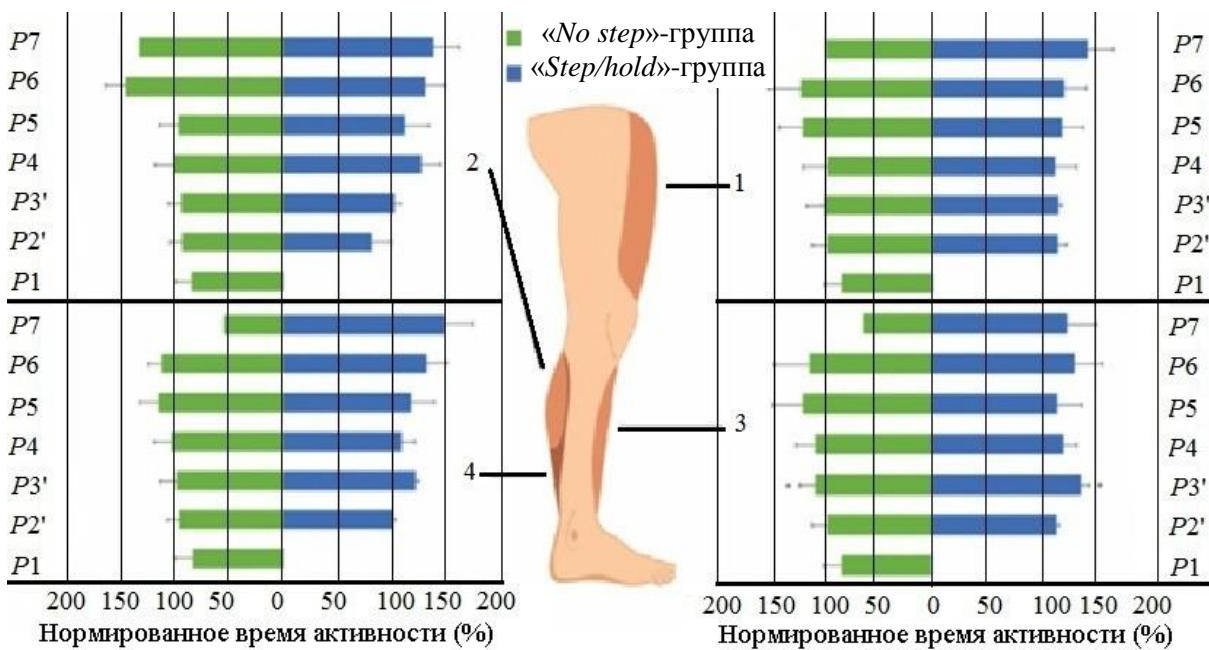


Рис. 1. Активное время сокращения (сигнал электромиографии) анализируемых мышц в межгрупповом сравнении по возмущениям для групп «no step» и «step/hold». Мышцы ноги: 1 – латеральная широкая мышца бедра; 2 – средняя икроножная мышца голени; 3 – передняя большеберцовая мышца голени; 4 – камбаловидная мышца голени

где  $\bar{x}$  – среднее арифметическое, а  $\sigma$  – стандартное отклонение. Начало мышечной реакции оценивалось через задержку между началом движения платформы и первым значением сигнала выше порога при времени более 25 мс. Таким же образом смещение оценивалось как первое значение сигнала ниже порога на время более 25 мс, а активное время мышцы определялось временем между началом и значениями перемещения и нормировалось на время смещения платформы.

### Статистический анализ

Цифровые данные статистически обрабатывались программным обеспечением SPSS (версия 24.0). Предположения непараметрической статистики проверялись с помощью критерия Колмогорова–Смирнова ( $P > 0,05$ ). Для сравнения переменных вдоль возмущений использовали *Friedman's ANOVA* с *post-hoc* тестом *Wilcoxon* с поправкой *Bonferroni* ( $P = \alpha/k$ ), где  $\alpha$  – уровень значимости (0,05) и  $k$  – число сравнений, выполненных в *post-hoc*-тесте.

### РЕЗУЛЬТАТЫ

Все испытуемые были классифицированы по каждому возмущению (таблица), когда им удалось восстановить равновесие в группе «no step» и группе «step/hold», когда они выполняли шаг или удерживались опорным канатом. В группе «step/hold» нет данных P1, так как при этом возмущении во время протокола нагружения нет сбоя при восстановлении равновесия в виде шага вперед или удержания тросом опоры защитного жилета. Ось X представляет нормализованное время сокращения мышц, нормализация проводилась к моменту, когда активность электромиографии мышц была выше начального порога, пока сигнал не опустился до порога смещения.

### Частота нового падения при каждом возмущении вдоль протокола нагружения

Параметр	P1	P2	P3	P4	P5	P6	P7	Всего
Частота первого падения от возмущения	0(0%)	2(100%)	2(67%)	8(80%)	9(43%)	5(19%)	3(10%)	29(97%)
Всего падений	0(0%)	2(2%)	3(3%)	10(11%)	21(23%)	26(29%)	29(32%)	91(100%)

Примечание: Процентные значения первого падения равны сумме падений в соответствующем возмущении. Есть одна тема, которая не попала в весь протокол нагружения.

### Время активности мышц

В P2 и P3 была обнаружена разница между четырьмя анализируемыми мышцами между группами (см. рис. 1). В частности, при P3 на передней большеберцовой мышце имеется статистическая значимость по тесту *Bonferroni post-hoc* ( $P = 0,041$ ). С внутригрупповой точки зрения была выявлена статистическая разница между передней большеберцовой, средней икроножной и камбаловидной мышцами. В группе «no step» среднее время мышечной активности превышает время возмущения (>100%) при P3, в то время как в группе «step/hold» оно превышено при P2.

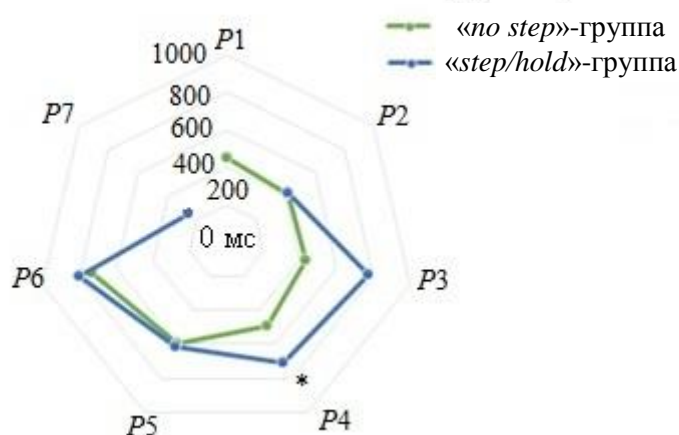


Рис. 2. Время задержки (мс) центра давления для всех возмущений для групп «no step» и «step/hold»

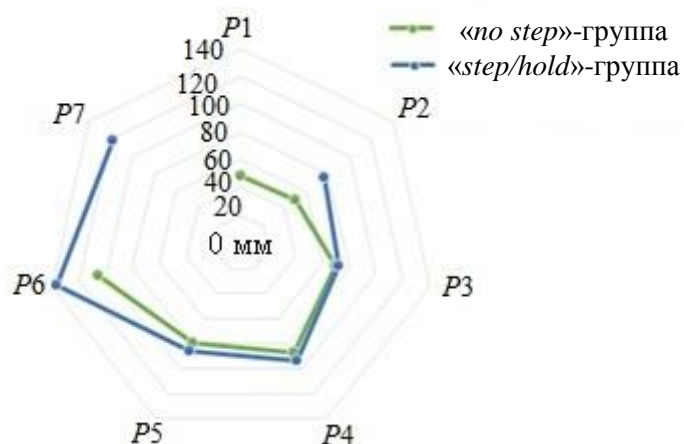


Рис. 3. Амплитуда смещения (мм) центра давления для всех возмущений для групп «no step» и «step/hold»

### Центр давления

В группе «*step/hold*» наблюдается увеличение латентного времени центра давления в  $P4$  ( $P = 0,019$ ) (рис. 2) и не наблюдается статистического различия при сравнении обеих групп по амплитуде смещения центра давления вдоль возмущений (рис. 3).

### Изменение угла

Для изменения угла голеностопного сустава обе группы показали сходное поведение, только для  $P2$ , который имеет статистическую разницу между группами ( $P = 0,007$ ) (рис. 4).

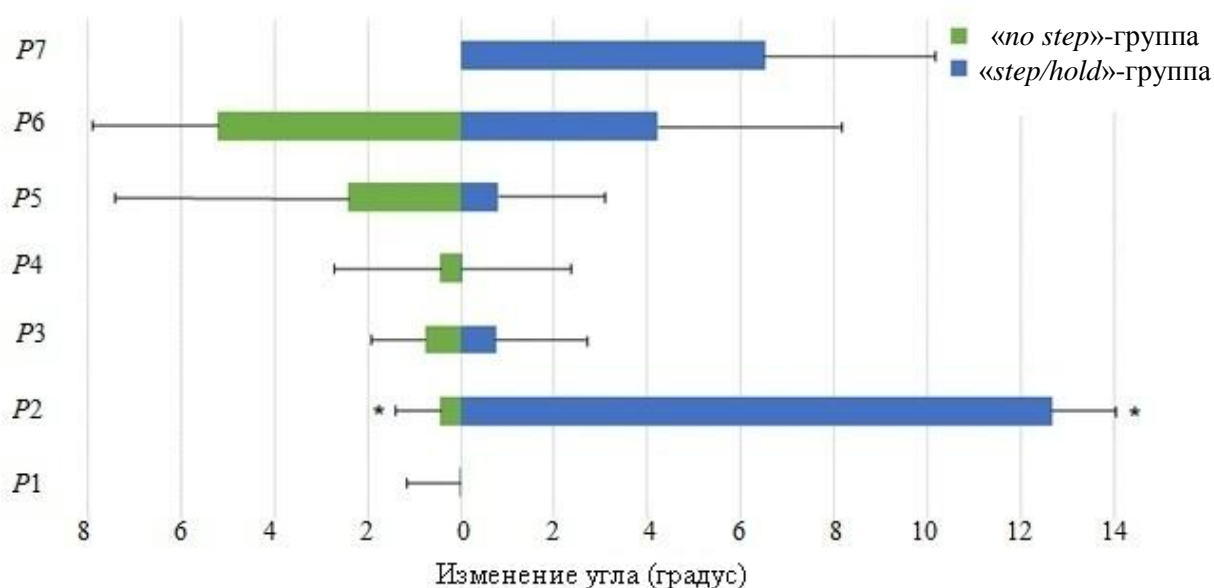


Рис. 4. Изменение угла лодыжки (градус) для всех возмущений для групп «*no step*» и «*step/hold*»

### ОБСУЖДЕНИЕ

Целью исследования явилось выявление наличия различий между нейромеханическими параметрами молодых людей, более восприимчивых к падениям, через возмущения постурального равновесия при помощи подвижной платформы с изменением скорости возмущения.

Для всех возмущений, кроме  $P5$ , передняя большеберцовая мышца оставалась дольше в группе «*step/hold*», также и латеральная широкая мышца бедра имеет более длительное время активности для всех возмущений (см. рис. 1). Несмотря на отсутствие статистической значимости, это позволяет предположить, что торможение антагонистических мышц к движению связано со стратегиями восстановления равновесия, которые субъект должен выполнить для восстановления своего равновесия. Стратегия голеностопного сустава, преобладающая при более низких скоростных возмущениях [15], возможно, породила большую зависимость передней большеберцовой мышцы от постурального контроля, однако восстановление равновесия происходило не только за счет этой стратегии [1]. Для каждого возмущения интервал от 3 до 15 секунд был достаточным для того, чтобы после возмущения субъект был готов и находился в исходном положении в момент начала перемещения платформы. Не исключено, что большой интервал времени между возмущениями

также был способен уменьшить один из способов адаптации [7], хотя они и являются различными, и что знание точного момента возмущения (“предшествующего”) облегчает стратегию прогнозирования [7, 18].

Авторы работы [19] также обнаружили расхождения в результатах у неловких пожилых и ловких людей. Выяснилось, что передняя большеберцовая и срединная икроножная мышцы (латеральная икроножная мышца) нетипично рекрутируются в ответ на возмущение. В исследовании, даже без статистического отличия, большие различия между группами наблюдались в антагонистических мышцах, особенно при более высоких скоростях. По-видимому, успех в восстановлении равновесия и постуральном контроле также связан со способностью взаимно ингибировать мышцы-антагонисты, что позволяет предвидеть неспособность восстановить равновесие из-за сбоя в рекрутинге и нервно-мышечной релаксации. Угловое изменение анализируемых соединений, по-видимому, формируется в соответствии со стратегией, используемой между группами, поскольку группы могут принимать разные стратегии для различных скоростей возмущений. В *P4* голеностопный сустав (см. рис. 4) показал внезапное снижение отклонения за счет увеличения подвижности тазобедренного сустава, усиливая временную связь стратегий компенсации баланса [4]. Все пики угловых изменений были выявлены во время перемещения платформы, что указывает на компенсаторные стратегии через суставы, которые начинаются одновременно с воздействием эффекта.

Учитывая, что вызов возмущения был прогрессивным, разница только в *P4* для времени задержки центра давления (см. рис. 2) не может объяснить сама по себе навык восстановления устойчивости равновесия от надвигающегося возмущения и от амплитуды смещения центра давления (см. рис. 3) также. Гипотеза о существовании различных механизмов восстановления равновесия у молодых людей, которые хорошо или плохо сопротивляются возмущению, не подтверждается. Поскольку это здоровая популяция, успех сопротивления нарушению равновесия не может зависеть исключительно от биомеханических факторов, таких как стратегии восстановления равновесия [4], и немеханических факторов, таких как страх падения [6].

В заключение следует отметить, что биомеханических переменных (электромиографическая система, кинетика и кинематика) было недостаточно для того, чтобы указать на различия в принятии стратегий восстановления равновесия в условиях надвигающейся потери равновесия у молодых людей. Возможно, способность к успешному восстановлению равновесия у молодых людей обусловлена внутренними способностями, зависящими от немеханических факторов, таких как экспериментирование, обучение, адаптация, удержание и страх падения.

## **БЛАГОДАРНОСТИ**

Мы хотели бы поблагодарить профессора Аньело Дени Виейру за техническую помощь.

## **СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Allum J., Tang K.-S., Carpenter M., Nijhuis L.O., Bloem B. Review of first trial responses in balance control: influence of vestibular loss and Parkinson's disease // *Human Movement Science*. – 2011. – Vol. 30, no. 2. – P. 279–295.
2. Anacleto T.A., Perini E., Rosa M.B., César C.C. Medication errors and drug-dispensing systems in a hospital pharmacy // *Clinics*. – 2005. – Vol. 60, no. 4. – P. 325–332.
3. Chen C.-L., Lou S.-Z., Wu H.-W., Wu S.-K., Yeung K.-T., Su F.-C. Effects of the type and direction of support surface perturbation on postural responses // *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*. – 2014. – Vol. 11, no. 1. – P. 1–12.

4. Horak F.B., Shupert C.L., Mirka A. Components of postural dyscontrol in the elderly: a review // *Neurobiology of Aging*. – 1989. – Vol. 10, no. 6. – P. 727–738.
5. Lockhart T.E., Woldstad J.C., Smith J.L. Effects of age-related gait changes on the biomechanics of slips and falls // *Ergonomics*. – 2003. – Vol. 46, no. 12. – P. 1136–1160.
6. Maki B.E., McIlroy W.E. Control of rapid limb movements for balance recovery: age-related changes and implications for fall prevention // *Age and Ageing*. – 2006. – Vol. 35, no. 2. – P. 12–18.
7. Mierau A., Hülsdünker T., Strüder H.K. Changes in cortical activity associated with adaptive behavior during repeated balance perturbation of unpredictable timing // *Frontiers in Behavioral Neuroscience*. – 2015. – Vol. 9 (272). – P. 1–12.
8. Oeur R.A., Gilchrist M.D., Hoshizaki T.B. Interaction of impact parameters for simulated falls in sport using three different sized Hybrid III headforms // *International Journal of Crashworthiness*. – 2019. – Vol. 24, no. 3. – P. 326–335.
9. Osoba M.Y., Rao A.K., Agrawal S.K., Lalwani A.K. Balance and gait in the elderly: A contemporary review // *Laryngoscope Investigative Otolaryngology*. – 2019. – Vol. 4, no. 1. – P. 143–153.
10. Ostrowska B., Giemza C., Wojna D., Skrzek A. Postural stability and body posture in older women: comparison between fallers and non-fallers // *Ortopedia, Traumatologia, Rehabilitacja*. – 2008. – Vol. 10, no. 5. – P. 486–495.
11. Parijat P., Lockhart T.E. Effects of moveable platform training in preventing slip-induced falls in older adults // *Annals of Biomedical Engineering*. – 2012. – Vol. 40, no. 5. – P. 1111–1121.
12. Ribeiro de Souza C., Betelli M.T., Takazono P.S., de Oliveira J.Á., Coelho D.B., Duysens J., Teixeira L.A. Evaluation of balance recovery stability from unpredictable perturbations through the compensatory arm and leg movements (CALM) scale // *PloS ONE*. – 2019. – Vol. 14, no. 8. – P. 1–17.
13. Robinovitch S.N., Feldman F., Yang Y., Schonnop R., Leung P.M., Sarraf T., Sims-Gould J., Loughin M. Video capture of the circumstances of falls in elderly people residing in long-term care: an observational study // *The Lancet*. – 2013. – Vol. 381 (9860). – P. 47–54.
14. Roelofs J.M., de Kam D., van der Zijden A.M., Robinovitch S.N., Weerdesteyn V. Effect of body configuration at step contact on balance recovery from sideways perturbations // *Human Movement Science*. – 2019. – Vol. 66. – P. 383–389.
15. Runge C., Shupert C., Horak F., Zajac F. Ankle and hip postural strategies defined by joint torques // *Gait & Posture*. – 1999. – Vol. 10, no. 2. – P. 161–170.
16. Salot P., Patel P., Bhatt T. Reactive balance in individuals with chronic stroke: biomechanical factors related to perturbation-induced backward falling // *Physical Therapy*. – 2016. – Vol. 96, no. 3. – P. 338–347.
17. Secretaria da Saúde. Plano Estadual de Saúde do Paraná 2016–2019, available at: <http://www.saude.pr.gov.br/modules/conteudo/conteudo.php?conteudo=3251> (accessed 5 November 2019).
18. Silva M.B., Coelho D.B., de Lima-Pardini A.C., Martinelli A.R., da Silva Baptista T., Ramos R.T., Teixeira L.A. Precueing time but not direction of postural perturbation induces early muscular activation: comparison between young and elderly individuals // *Neuroscience Letters*. – 2015. – Vol. 588. – P. 190–195.
19. Smith B.N., Segal R.L., Wolf S.L. Long latency ankle responses to dynamic perturbation in older fallers and non-fallers // *Journal of the American Geriatrics Society*. – 1996. – Vol. 44, no. 12. – P. 1447–1454.
20. Vallée P., Tisserand R., Robert T. Possible recovery or unavoidable fall? A model to predict the one step balance recovery threshold and its stepping characteristics // *Journal of Biomechanics*. – 2015. – Vol. 48, no. 14. – P. 3905–3911.
21. Welch T.D., Ting L.H. Mechanisms of motor adaptation in reactive balance control // *PloS ONE*. – 2014. – Vol. 9, no. 5. – P. 1–18.
22. Winter D.A. Human balance and posture control during standing and walking // *Gait & Posture*. – 1995. – Vol. 3, no. 4. – P. 193–214.



## **AN ELECTROMYOGRAPHY SYSTEM, KINETICS AND KINEMATICS VARIABLES ARE INSUFFICIENT TO PREDICT THE FAILURE-TO-RECOVER AN IMPENDING LOSS OF BALANCE**

**M.L. Aguiar, C. Papcke, E.M. Scheeren (Curitiba, Brazil)**

The body balance maintenance is performed through synchronized motor strategies, to preserve functional mobility. The purpose of this study is to compare the balance recovery mechanisms among young adults in an impending loss of balance. Thirty healthy young adults (age  $24.87 \pm 4.16$ ; weight  $72.69 \pm 14.73$  kg; growth  $1.72 \pm 0.08$  m) participated in the study. Seven perturbations were applied with a progressive velocity of the perturbation, in the antero-posterior direction. The following variables were analyzed: active time of muscle contraction, latency and displacement amplitude of the center of pressure, and angular variation of the ankle. For each perturbation, the subjects were classified according to their ability to recover balance: “no step” and step forward or hold the rope of the safety vest support. There were no significant differences between groups in all variables analyzed. At lower velocities of displacement, the group of “no step” presented greater angular variation for the knee joint, lower pressure center displacement range, and lower active time of normalized contraction of the muscle anterior tibial. The results suggest that the variables analyzed were insufficient to identify significant differences in the adoption of strategies for recovery of balance in an impending loss of balance.

**Key words:** balance disturbance, electromyography system, kinetics, kinematics, young adults, falls.

*Получено 6 ноября 2019*