DOI: <https://doi.org/10.34883/PI.2021.11.4.049>
УДК 616.858:616.8-009.1

Гурский И.С., Лихачев С.А., Марьенко И.П., Рушкевич Ю.Н., Буняк А.Г.

Республиканский научно-практический центр неврологии и нейрохирургии, Минск, Беларусь

Goursky I., Likhachev S., Maryenko I., Rushkevich Yu., Bunyak A.

Republican Research and Clinical Center of Neurology and Neurosurgery, Minsk, Belarus

Особенности применения видеоанализа движений и стабилотметрии с использованием стабилотплатформы для оценки произвольного постурального контроля

Issues of Utilization of Videomotion Analysis and Stabilometry with Force Platform in the Study of Voluntary Postural Sway

Резюме

Введение. Частым проявлением нейродегенеративных заболеваний является нарушение локомоции и поддержания равновесия, что снижает качество жизни пациентов и может стать причиной летального исхода (например, при тяжелой ЧМТ, переломе бедра).

Цель. Выявить особенности применения видеоанализа движений и стабилотметрии с использованием стабилотплатформы для изучения произвольного постурального контроля.

Материалы и методы. Использовались аппаратно-программный комплекс для осуществления анализа движений и биологической обратной связи на основе метода видеоанализа движений и стабилотплатформа «Стабилан-01-2». Обследовано 4 пациента с болезнью Паркинсона и 2 здоровых субъекта. В процессе выполнения испытуемым задач на произвольный постуральный контроль проводилась параллельная регистрация движений туловища методом видеоанализа и перемещений центра давления при помощи стабилотплатформы.

Результаты. У испытуемых, лучше выполнявших пробу, колебания центра давления в диапазоне частот от 0,25 до 1,0 Гц не сопровождались такими же выраженными колебаниями туловища, что отражает эффективный и упреждающий характер сокращений мышц нижних конечностей, направленных на выполнение движения туловища в соответствии с заданным паттерном.

Заключение. Методики видеоанализа движений и стабилотграфии с использованием стабилотплатформы позволяют оценить связанные между собой, однако различающиеся по физическому смыслу параметры поддержания вертикальной позы и произвольного постурального контроля, а их параллельное применение помогает получить более целостную картину явления.

Ключевые слова: стабилотметрия, видеоанализ движений, произвольный постуральный контроль, биологическая обратная связь, болезнь Паркинсона.

Abstract

Introduction. Impairment of balance and locomotion is a common manifestation of neurodegenerative disorders, that impairs patients' quality of life, and can be a cause of mortality (e.g., due to severe head trauma, or hip fracture).

Purpose. To assess the issues of utilization of videomotion analysis and stabilometry with force platform in the study of voluntary postural sway.

Materials and methods. We studied 4 patients with Parkinson's disease, and 2 healthy volunteers. The subjects performed voluntary postural sway tasks under the guidance of videomotion analysis with visual feedback, and concurrently center of pressure position was measured using the force platform.

Results. The subjects, who better performed the task, had less power of trunk oscillations in frequency range from 0.25 to 1.0 Hz, compared to oscillations of the center of pressure, that reflect an effective and anticipatory way of muscle contractions, that direct the body sway according to the given pattern.

Conclusion. Therefore, videomotion analysis and stabilometry with force platform can assess connected, but having different physical meaning, parameters of balance and voluntary postural sway; their concurrent utilization helps to achieve more universal picture of the phenomena.

Keywords: stabilometry, videomotion analysis, voluntary postural sway, biofeedback, Parkinson's disease.

■ ВВЕДЕНИЕ

Дегенеративные заболевания центральной нервной системы, такие как болезнь Паркинсона (БП), заболевания группы «паркинсонизм-плюс», болезнь двигательного нейрона (БДН), спиноцеребеллярные дегенерации и др., являются одними из основных причин неврологической инвалидизации [1]. Общим для многих нейродегенеративных заболеваний является нарушение локомоции и поддержания равновесия вследствие мышечно-тонических нарушений, парезов, нарушений координации, апраксических и когнитивных нарушений. Нарушения равновесия и локомоции приводят к учащению падений и травматизации у этих пациентов, что дополнительно снижает качество жизни и может стать причиной летального исхода (например, при тяжелой ЧМТ, переломе бедра).

Основные биомеханические нарушения при БП включают гипокинезию, брадикинезию, ригидность, тремор покоя и на поздних стадиях постуральную неустойчивость и постуральные деформации. Хотя классические симптомы БП не включают парезов, в литературе имеются указания на снижение мышечной силы у пациентов с БП, которое может включать как собственно снижение силы, так и сниженную скорость нарастания усилия, невозможность поддерживать постоянное усилие и избыточную коактивацию мышц в заданиях на поддержание равновесия. Очевидно, что данные нарушения, хотя и не включены в классические шкалы оценки двигательных нарушений при БП (например, шкалу UPDRS), тем не менее вносят вклад в ухудшение качества жизни при БП и могут приводить к учащению падений и случаев травматизма, а следовательно, нуждаются в коррекции [2–4].

Для БП существует патогенетическое лечение, включающее противопаркинсонические препараты различных групп, а также для определенных категорий пациентов – методы функциональной нейрохирургии. Однако эффективность фармакологических и хирургических методов лечения в отношении таких симптомов, как застывания при ходьбе

и падения, является ограниченной [5, 6]. В связи с этим актуальна разработка методов диагностики данных нарушений и методик их физической реабилитации.

При БМН основные симптомы обусловлены поражением верхнего и нижнего мотонейронов, что проявляется в виде смешанного, периферического или центрального пареза мускулатуры конечностей, туловища (в том числе дыхательной мускулатуры) и бульбарной мускулатуры. Однако по мере изучения этого заболевания с использованием современных методик появляются сведения о том, что дегенеративный процесс не ограничен верхним и нижним мотонейронами [7]. В частности, у пациентов с БМН выявляются нарушения активации дорсолатеральной префронтальной коры (DLPFC, BA 46 и 9), латеральной премоторной коры (BA 8) и дополнительной моторной коры (SMA, BA 6), медиальной префронтальной и премоторной коры (BA 8 и 9) и потеря нейронов в передней части поясной извилины (ACC), что говорит о заметном вовлечении фронто-стриарных цепей. Фронто-стриарная система (дорсолатеральная префронтальная кора, латеральная орбитофронтальная кора, передняя часть поясной извилины, дополнительная моторная кора и связанные с ними структуры базальных ядер) играет фундаментальную роль в познавательных функциях [8].

Фронто-стриарная система отвечает за корректную реакцию на внешние раздражители: ее инициацию, выполнение и поддержание. Нарушения ее функционирования лежат в основе некоторых психических, нейродегенеративных заболеваний и нарушений психического развития: обсессивно-компульсивного расстройства, синдрома Туретта, синдрома дефицита внимания с гиперактивностью, шизофрении, аутизма, и, вероятно, депрессии. Фронто-стриарные цепи тесно связаны с моторным программированием (идеомоторным праксисом), образованием глаголов, а также с общими речевыми навыками. Вероятно, ACC является мониторирующей (эндогенные стимулы) зоной, DLPFC – единицей контекста для инициации и программирования действий и речи (экзогенные стимулы), а SMA участвует в планировании движений, образовании глаголов и выработке синтаксиса. Например, очаговое поражение SMA в значительной части случаев может вызвать тяжелую и стойкую аграфию [7].

Исходя из того, что фронто-стриарная система, очевидно, участвует и в таких моторных актах, как поддержание вертикальной позы и локомоция, можно предположить, что у определенной части пациентов с БМН могут наблюдаться статокINETические нарушения, не объяснимые парезами и (или) спастичностью мышц туловища и конечностей. Следует ожидать, что эти нарушения будут проявляться в ситуациях, требующих быстрой адаптации к переменным условиям внешней среды, например, при ходьбе по неровной поверхности, поддержании равновесия или ходьбе на подвижной опоре (эскалатор, пол общественного транспорта) и т. п. При этом рутинный неврологический осмотр может не выявить подобные нарушения, что приведет к запаздыванию реабилитационных мероприятий и повышению риска травматизма. Таким образом, для выявления подобных нарушений у пациентов с БМН и оценки их значимости требуется проведение исследования патофизиологических особенностей поддержания вертикальной позы и локомоции.

В связи с этим является актуальной разработка методов диагностики и реабилитации нарушений равновесия при нейродегенеративных заболеваниях, таких как болезнь Паркинсона и болезнь моторного нейрона.

Нами разработан аппаратно-программный комплекс для осуществления анализа движений и биологической обратной связи на основе метода видеоанализа движений в рамках работ по теме НИР «Разработка и создание аппаратно-программного комплекса видеозахвата с биологической обратной связью, предназначенного для сенсомоторного перепрограммирования» по заданию 3.3.01 «Разработка технологий коррекции нарушений информационно-управляющих интегративных систем мозга при когнитивных расстройствах разной этиологии. Конструирование искусственных нейронных сетей с целью повышения эффективности диагностики заболеваний мозга и корректирующего научения с помощью биологической обратной связи» государственной программы научных исследований «Конвергенция», 2011–2015 гг., № госрегистрации 20130014 от 17-01-2013, отчет № ГР 20151733 [9, 10].

Привлекательной особенностью данного аппаратно-программного комплекса по сравнению с использованием стабилоплатформы является отсутствие необходимости приобретения дорогого оборудования – стабилоплатформы, что делает метод доступным и дешевым.

Имеющиеся литературные данные указывают на то, что стабилоплатформа измеряет положение центра давления тела, который не равнозначен проекции центра масс тела. В частности, при поддержании статического равновесия колебания центра давления заметно превышают колебания центра масс по амплитуде [11], что обусловлено тем, что поддержание даже статического равновесия является динамическим процессом, в ходе которого человек производит ряд небольших усилий стопами, направленных на коррекцию отклонений от равновесия. Эти небольшие усилия находят отражение в виде перемещений центра давления, но не обязательно соответствуют колебаниям положения центра масс.

Следует заметить, что для корректной интерпретации данных стабилومتрии с использованием стабилоплатформы следует избегать интерпретации положения центра давления как «проекции центра масс», которая справедлива только для неподвижного объекта в состоянии статического равновесия. Например, в момент потери человеком равновесия и начала падения положение центра давления заведомо не может отражать положение центра масс – положение центра давления будет находиться в пределах выпуклой оболочки, включающей проекцию на платформу стоп пациента, в то время как проекция центра масс может выйти далеко за пределы этой оболочки и платформы.

В связи с этим является актуальным сравнение результатов измерения движений пациента при поддержании динамического равновесия по данным видеоанализа движений и стабилоплатформы.

■ ЦЕЛЬ ИССЛЕДОВАНИЯ

Выявление особенностей применения видеоанализа движений и стабилومتрии с использованием стабилоплатформы для изучения произвольного постурального контроля.

■ МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Статистическая обработка данных осуществлялась в программном пакете R [12] с использованием непараметрических статистических методов; статистически значимыми корреляции переменных считались при $p < 0,05$.

Видеоанализ движений туловища пациента и биологическая обратная связь осуществлялись с использованием разработанной нами программы обработки видеоизображений (ПОВ), которая позволяет преобразовать уже имеющееся оборудование (персональный компьютер с монитором и USB-видеокамерой) в аппаратно-программный комплекс видеозахвата с биологической обратной связью (рис. 1, 2).

ПОВ оценивает смещения туловища пациента по закрепленным в области плечевых суставов и на передней брюшной стенке по средней линии контрастным цветным маркерам сферической формы. Распознавание координат маркеров и предъявление пациенту обратной связи происходит в реальном времени с минимальной задержкой.

При проведении сеанса на экране компьютера отображаются две отметки – отметка пациента (ОП), которая отражает перемещения туловища пациента, и мишень, перемещающаяся по заданному алгоритму, зависимо или независимо от движений пациента (рис. 3).

Перемещение ОП показывает смещения туловища пациента относительно опоры: ОП смещается вверх при движении туловища вперед, вниз – при движении туловища назад, влево и вправо – при движении туловища влево и вправо соответственно.

Рис. 1. Архитектура аппаратно-программного комплекса видеозахвата с биологической обратной связью

Fig. 1. Architecture of the hardware and software complex for video capture with biofeedback

Рис. 2. Схема расположения цветных маркеров на теле пациента

Fig. 2. Diagram, illustrating positioning of colored markers at the patient's body

Рис. 3. Снимок экрана с окном биологической обратной связи

Примечание: мишень и отметка пациента имеют разные цвета; для их различия при черно-белой печати добавлены подписи.

Fig. 3. Screenshot of the biofeedback window

Notes: the target and the patient's point have different colors; to distinguish them on black-and-white print, captions are added.

Смещение туловища во фронтальной плоскости оценивалось по формуле:

$$\text{deltaX} = \tan((\text{HorFOV} \times \pi / 180) \times (\text{dM3pos} / \text{FrameWidth})) \times \text{PatientDistance},$$

где HorFOV – горизонтальное поле зрения камеры (в градусах),
dM3pos – смещение вдоль горизонтальной оси изображения маркера на передней брюшной стенке относительно момента выполнения центровки (в пикселях),

FrameWidth – ширина кадра видеокамеры (в пикселях),
PatientDistance – расстояние от камеры до передней поверхности туловища пациента (в миллиметрах).

Смещение туловища в сагиттальной плоскости оценивалось по формуле:

$$\text{deltaY} = \text{ShoulderDistance_mm} / \tan((\text{HorFOV} \times \pi / 180) \times (\text{shouldersdistance_px} / \text{FrameWidth})) - \text{ShoulderDistance_mm} / \tan((\text{HorFOV} \times \pi / 180) \times (\text{initialdistance_px} / \text{FrameWidth})),$$

где ShoulderDistance_mm – расстояние между маркерами в области плечевых суставов (в миллиметрах),

shouldersdistance_px – расстояние между изображениями маркеров в области плечевых суставов в настоящий момент (в пикселях),

initialdistance_px – расстояние между изображениями маркеров в области плечевых суставов в момент выполнения центровки (в пикселях).

Перемещение мишени осуществлялось по алгоритму «Синусоида»: координаты мишени изменяются независимо от движений пациента по синусоидальному закону, при этом частота изменения координаты y в 2 раза выше, чем координаты x. Проба проводилась четыре раза: 2 раза с частотой изменения координаты x, равной 0,05 Гц с разным направлением движения мишени, и 2 раза с частотой изменения координаты x, равной 0,025 Гц с разным направлением движения мишени.

Параллельно с регистрацией движений туловища методом видеоанализа осуществлялась регистрация перемещений центра давления пациента с использованием стабилоплатформы «Стабилан-01-2».

Для оценки точности выполнения пациентом данной пробы рассчитываются коэффициенты корреляции по Спирмену:

- 1) КППКф (коэффициент произвольного постурального контроля во фронтальной плоскости) – между координатой X отметки пациента и координатой X мишени, который характеризует качество выполнения движений во фронтальной плоскости.
- 2) КППКс (коэффициент произвольного постурального контроля в сагиттальной плоскости) – между координатой Y отметки пациента и координатой Y мишени, который характеризует качество выполнения движений в сагиттальной плоскости.

Также рассчитывалось среднее квадратичное расстояние между ОП и положением мишени (коэффициент точности движений – КТД).

Для характеристики паттерна движений рассчитывались следующие характеристики, основанные на спектральных показателях:

- 1) «Коэффициент средних частот» (КСЧ), равный отношению мощности спектра скорости в диапазоне от 0,25 до 1,0 Гц к мощности спектра координаты в диапазоне от 0,01 до 0,25 Гц. Коэффициент рассчитывался для координаты и скорости движения туловища по данным видеоанализа (КСЧВф и КСЧВс для фронтальной и сагиттальной плоскостей соответственно) и для координаты и скорости перемещения центра давления по данным стабилоплатформы (КСЧПф и КСЧПс для фронтальной и сагиттальной плоскостей соответственно).
- 2) «Коэффициент демпфирования» (КД), отражающий разницу скоростей колебаний туловища и центра давления в диапазоне от 0,25

до 1,0 Гц, который рассчитывался как $KДф = KСЧВф / KСЧПф$ для фронтальной плоскости и как $KДс = KСЧВс / KСЧПс$ для сагитальной плоскости.

■ РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

По описанной методике обследовано 4 пациента с болезнью Паркинсона (2 со стадией 2,5 по Хен – Яру без DBS, 1 со стадией 2,5 по Хен – Яру на фоне DBS, 1 со стадией 1 по Хен – Яру без DBS) и 2 здоровых субъекта. Испытуемые проходили несколько сеансов (от 3 до 8), всего успешно выполнено 103 записи (на каждом сеансе выполнялось по 2 записи с частотой изменения координаты x , равной 0,05 Гц, и 2 записи с частотой изменения координаты x , равной 0,025 Гц).

По результатам проведенных обследований выявлена статистически значимая корреляция между:

- 1) $KДф$ и $КТД$ для частоты измерения координаты x , равной 0,05 Гц (Spearman, $\rho=0,444$, $p=0,001$) и 0,025 Гц (Spearman, $\rho=0,459$, $p=0,0006$), $KДс$ и $КТД$ для частоты измерения координаты x , равной 0,05 Гц (Spearman, $\rho=0,314$, $p=0,03$), то есть выявляется позитивная корреляция между показателями;
- 2) $KДф$ и $КППКф$ для частоты измерения координаты x , равной 0,05 Гц (Spearman, $\rho=-0,571$, $p=0,00002$) и 0,025 Гц (Spearman, $\rho=-0,550$, $p=0,00003$), $KДс$ и $КППКс$ для частоты измерения координаты x , равной 0,05 Гц (Spearman, $\rho=-0,287$, $p=0,04$) и 0,025 Гц (Spearman, $\rho=-0,326$, $p=0,02$), то есть выявляется негативная корреляция между показателями.

Полученные корреляции свидетельствуют о том, что более точному (в смысле корреляции и в смысле среднего квадратичного отклонения) выполнению описанной пробы на произвольный постуральный контроль у обследованных пациентов соответствовали меньшие значения $KД$. То есть у испытуемых, лучше выполнявших пробу, колебания центра давления в диапазоне частот от 0,25 до 1,0 Гц не сопровождалось такими же выраженными колебаниями туловища, что отражает эффективный и упреждающий характер сокращений мышц нижних конечностей, направленных на выполнение движения туловища в соответствии с заданным паттерном.

■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В то время как результаты измерений по методике видеоанализа отражают непосредственно перемещения туловища, данные стабиллоплатформы отражают перемещение центра давления пациента на платформу. Теоретически при нахождении на платформе неподвижного объекта в состоянии равновесия положение центра давления совпадает с проекцией на опору центра масс объекта. В то же время даже в состоянии покоя человеческое тело не является неподвижным, а поддержание равновесия является активным процессом. Поэтому и в состоянии покоя имеются активные сокращения мышц нижних конечностей, направленные на коррекцию равновесия (в том числе упреждающую), и эти мышечные сокращения проявляются в виде существенных колебаний положения центра давления при значительно меньших по амплитуде движениях туловища.

Таким образом, методики видеоанализа движений и стабилографии с использованием стабилоплатформы позволяют оценить связанные между собой, однако различающиеся по физическому смыслу параметры исследуемых явлений – поддержания человеком вертикальной позы и произвольного постурального контроля, а их параллельное приращение помогает получить более целостную картину явления.

Вклад авторов: Гурский И.С. – обзор литературы, разработка программного обеспечения, работа с испытуемыми, статистика, выводы; Лихачев С.А. – руководство, обзор литературы, выводы; Марьенко И.П. – обзор литературы, статистика, выводы; Рушкевич Ю.Н. – обзор литературы; Буняк А.Г. – обзор литературы, выводы.

Authors' contribution: Goursky I. – literature review, software development, work with subjects, statistics, conclusions; Likhachev S. – supervision, literature review, conclusions; Maryenko I. – literature review, statistics, conclusions; Rushkevich Yu. – literature review; Bunyak A. – literature review, conclusions.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

■ ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Hecht M.J., Graesel E., Tigges S., Hillemacher T., Winterholler M., Hilz M.J., Heuss D., Neundörfer B. (2003) Burden of care in amyotrophic lateral sclerosis. *Palliat Med.*, 17 (4), pp. 327–33.
2. Linda Kalilani, Mahnaz Asgharnejad, Tuire Palokangas, Tracy Durgin (2016) Comparing the Incidence of Falls/Fractures in Parkinson's Disease Patients in the US Population. *PLoS One*, 11 (9): e0161689.
3. Cano de la Cuerda, Roberto & Pérez-de-Heredia, Marta & Page, Juan-carlos & Muñoz-Hellin, Elena & Fernández-de-Las-Peñas, César (2009) Is There Muscular Weakness in Parkinson's Disease? *American journal of physical medicine & rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 89, pp. 70–6. doi: 10.1097/PHM.0b013e3181a9ed9b.
4. *Determination of Muscle Strength in Parkinsonian Patients Through the Use of an Isokinetic Dynamometer (CybexPD001)*. Available at: <https://clinicaltrials.gov/ct2/show/record/NCT02101528> (accessed 01.12.2017).
5. Smulders K., Dale M.L., Carlson-Kuhta P., Nutt J.G., Horak F.B. (2016) Pharmacological treatment in Parkinson's disease: Effects on gait. *Parkinsonism Relat Disord.*, 31, pp. 3–13. doi: 10.1016/j.parkreldis.2016.07.006
6. Karachi C., Cormier-Dequaire F., Grabli D. (2019) Clinical and anatomical predictors for freezing of gait and falls after subthalamic deep brain stimulation in Parkinson's disease patients. *Parkinsonism Relat Disord.*, 62, pp. 91–97. doi: 10.1016/j.parkreldis.2019.01.021
7. Buoianno G., Bongioanni P., Magoni M., Carboncini M.C., Rossi B. (2003) *Frontostriatal deficit in Motor Neuron Disease/Amyotrophic Lateral Sclerosis (MND/ALS) (Conference Poster)*. Available at: http://cogprints.org/3129/1/Frontostriatal_Deficit_in_MND-ALS.pdf (accessed 01.12.2017).
8. Grossman M., Anderson C., Khan A., Avants B., Elman L., McCluskey L. (2008) Impaired action knowledge in amyotrophic lateral sclerosis. *Neurology*, 71 (18), pp. 1396–1401.
9. Likhachev S. (2014) Method for assessing lumbar spine biomechanics using videomotion analysis in real-time. Medelektronika. Medical electronics equipment and new medical technologies. Proceedings of the *VIIIth International scientific and technical conference (Minsk, December 10–11, 2014)*. Minsk: BSUIR, pp. 243–246. Available at: <https://libeldoc.bsuir.by/handle/123456789/12451> (in Russian)
10. Likhachev S. (2015) Hardware and software biofeedback complex for correction of posture and balance impairments. Medelektronika. Medical electronics equipment and new medical technologies: proceedings of the *IXth International scientific and technical conference (Minsk, December 4–5, 2015)*. Minsk: BSUIR, pp. 173–175. Available at: <https://libeldoc.bsuir.by/handle/123456789/10791> (in Russian)
11. Hasan S., Samer S. (1996) Simultaneous measurement of body center of pressure and center of gravity during upright stance. Part II: Amplitude and frequency data. *Gait & Posture*, 4, pp. 11–20.
12. R Core Team (2021) *R: a language and environment for statistical computing*. R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. Available at: <https://www.R-project.org/>

Подана/Submitted: 19.11.2021

Принята/Accepted: 13.12.2021

Контакты/Contacts: isgur@mail.ru