Прокопенко С.В.1,2, Можейко Е.Ю. 1,2, Аброськина М.В. 1,2, Ондар В.С. 1,2, Исмаилова С.Б. 1,2, Субочева С.А. 1, Хомченкова А.А.1, Гуревич В.A1, Зубрицкая Е.М.1, Малков А.Б.2, Кондратьев С.Н.2

Prokopenko S.V. 1,2, Mozheiko E.Yu. 1,2, Abroskina M.V. 1,2, Ondar V.S. 1,2, Ismailova S.B. 1,2, Subocheva S.A. 1, Khomchenkova A.A. 1, Gurevich V.A. 2, Zubritskaya E.M. 1, Malkov A.B. 2, Kondrat'ev S.N. 2

ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННАЯ РЕАБИЛИТАЦИОННАЯ ОЦЕНКА ЛОКОМОТОРНЫХ ФУНКЦИЙ ПРИ БОЛЕЗНИ ПАРКИНСОНА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТРЕХМЕРНОГО ВИДЕОАНАЛИЗА ДВИЖЕНИЙ

PERSONALIZED REHABILITATION ASSESSMENT OF LOCOMOTOR FUNCTIONS IN PARKINSON'S DISEASE USING THREE-DIMENSIONAL VIDEO ANALYSIS OF MOTIONS

1ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия

2ФГБУ ФСНКЦ ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия

1 Prof. V.F. Voino-Yasenetsky Krasnoyarsk State Medical University, 660022, Krasnoyarsk, Russia

2 FSBI FSRCC FMBA Russia, 660037, Krasnoyarsk, Russia

Резюме: Болезнь Паркинсона (БП) является одним из распространенных нейродегенеративных заболеваний, основным клиническим проявлением которого являются расстройства движений. С учетом медленно прогрессирующего течения заболевания и сложного симптомокомплекса, формирующего впоследствии характерный двигательный паттерн, изучение инновационных объективных методов диагностики и реабилитации двигательных нарушений при БП является актуальным и востребованным.

В данной статье приведен пример персонализированной реабилитационной оценки биомеханических проявлений функции ходьбы пациента с уточненным диагнозом БП 3,5 стадии по Хен и Яру, имеющего постуральные нарушения и нарушения ходьбы, методом трехмерного видеоанализа движений (ВАД) на программно-аппаратном комплексе Vicon Motion Capture Systems. Метод ВАД применялся после прохождения курса реабилитации, основанного на активизации отрыва стопы от поверхности опоры («заднего толчка»). На основании проведенного обследования были выявлены изменения темпо-ритмовых параметров ходьбы пациента с БП в сравнении со здоровым человеком: ускорение темпа ходьбы при укорочении длины одиночного и двойного шага, уменьшение времени двойной опоры, ускорение момента отрыва ноги и снижение скорости ходьбы. При анализе угловых характеристик шага также было выявлено снижение амплитуды сгибания-разгибания в тазобедренном, коленном и голеностопном суставе с наибольшим проявлением на стороне с клинически более выраженным паркинсонизмом, недостаточное сгибание колена и разгибание бедра, избыточное дорсальное сгибание стопы при недостаточном плантарном сгибании. Выявление последних особенностей локомоции в конкретном случае позволяет сформировать план целенаправленной персонализированной реабилитационной программы для данной пациентки.

Таким образом, метод трехмерного видеоанализа движений является ценным диагностическим инструментом, позволяющим объективно оценить имеющиеся нарушения локомоции и выявить мишени реабилитационного воздействия.

Ключевые слова: видеоанализ движений, болезнь Паркинсона, ходьба, постуральные нарушения, реабилитация.

Abstract: Parkinson's disease is one of the most common neurodegenerative diseases, the main clinical manifestation of which is movement disorders. Taking into account the slowly progressing of the disease and the complexity of syndrome which subsequently forms a characteristic movement pattern, the study of innovative objective methods for the diagnosis and rehabilitation of movement disorders in PD is relevant and in demand.

This article provides an example of a personalized rehabilitation assessment of biomechanical manifestations of the gait function of a patient with a refined diagnosis of stage 3.5 PD according to Hoehn and Yahr, who has postural and gait disorders, using the method of three-dimensional movements video analysis using the Vicon Motion Capture Systems hardware and software complex. The method of movement video analysis was applied after undergoing a rehabilitation course based on the activation of the foot separation from the support surface (“back push”). Based on the examination, changes in the tempo-rhythm parameters of walking in a patient with PD in comparison with a healthy person were revealed: acceleration of the pace of walking when shortening the length of a single and double step, a decrease in the time of double support, an acceleration in the moment of leg separation and a decrease in walking speed. Analysis of locomotion also revealed a decrease in the amplitude of flexion in the hip joint in the phase of double support and in the phase of its transfer, insufficient extension and flexion of the lower limb of the most affected side, and a decrease in the amplitude of dorsal flexion of the foot. Revealing the last features of locomotion in a specific case allows forming a plan of a targeted personalized rehabilitation program for a given patient.

Thus, the method of three-dimensional video analysis of movements is a valuable diagnostic tool that makes it possible to objectively assess the existing disorders of locomotion and identify the targets of rehabilitation.

Key words: video analysis of movements, Parkinson's disease, walking, postural disorders, rehabilitation.

Введение

Болезнь Паркинсона (БП) — медленно прогрессирующее нейродегенеративное заболевание с накоплением альфа-синуклеина и формированием интранейрональных телец Леви, проявляющееся своеобразным паттерном двигательных нарушений, вызванных преимущественным поражением дофаминергических нейронов черной субстанции, а также широким спектром немоторных расстройств, включающим вегетативные, когнитивные, аффективные, сенсорные и другие нарушения [1]. Распространенность БП колеблется от 100 до 200 случаев на 100 000 населения, достигая 1% среди лиц старше 60 лет и 3-4% ― среди лиц старше 80 лет.

Основными клиническими проявлениями БП являются гипокинезия, ригидность мышц, тремор покоя, постуральные нарушения. Под гипокинезией понимают замедленность движений (брадикинезия), уменьшение их амплитуды, количества и степени разнообразия двигательных актов (олигокинезия). Для БП типичен тремор покоя, главной характеристикой которого являются устранение или ослабление с началом движения. Мышечная ригидность преобладает в дистальной группе мышц и лучше выявляется при сгибании-разгибании в лучезапястном и голеностопном суставах. Ригидность усиливается при повторяющихся движениях, а также при движении в других конечностях.

Постуральные нарушения развиваются, как правило, по мере прогрессирования заболевания, отсутствуя на ранних стадиях, особенно у молодых пациентов, и характеризуются изменением мышечного тонуса и формированием патологической позы [2]. Изменение позы связано с преобладанием тонуса в програвитационной (сгибательной) мускулатуре, что приводит к «позе просителя», характеризующейся наклоном головы и туловища вперед, сгибанием в коленных и тазобедренных суставах, приведением рук и бедер. Выделяют камптокормию – синдром «согнутой спины», антеколлис – синдром «свисающей головы», синдром «пизанской башни» – латеральный наклон туловища. В свою очередь, нарушения позы при длительном течении заболевания влекут за собой развитие спинальных деформаций – стойких патологических изменений формы и оси позвоночника с наличием искривления в одном и более его отделах [3, 4]. Спинальные деформации могут возникать во всех плоскостях: сагиттальной, фронтальной и аксиальной. Так называемая согбенная поза, или синдром «согнутой спины», – постуральное нарушение, являющееся отличительным признаком БП и наблюдающееся на определенном этапе у всех пациентов, в среднем через 7–8 лет после дебюта заболевания [5]. По данным разных исследований, при прогрессировании заболевания у 3–17% пациентов развивается камптокормия – более тяжелый вариант расстройства позы в сагиттальной плоскости [6-8], при этом термин «камптокормия» является валидным при угле наклона в грудопоясничном отделе позвоночника 45 градусов и более [4, 7, 8].

Нарушения ходьбы типичны для БП и наблюдаются начиная с ранней стадии заболевания. Поначалу они бывают представлены замедлением и уменьшением длины шага (микробазия), отсутствием содружественных движений рук при ходьбе (ахейрокинез), шарканьем. Характерна асимметрия ходьбы, соответствующая асимметрии симптомов паркинсонизма в конечностях. Причиной нарушения ходьбы, начиная с ранней стадии, может быть и дистония стопы, особенно часто развивающаяся при дебюте БП в молодые годы. На более поздней стадии заболевания в связи с нарастанием постуральных нарушений туловище при ходьбе наклоняется вперед, и чтобы сохранить равновесие, больные, пытаясь «догнать» центр тяжести своего тела, вынуждены постепенно ускоряться (пропульсия) [1,9].

Хотя классические симптомы БП не включают парезов, в литературе имеются указания на снижение мышечной силы у больных БП, которые могут включать как собственно снижение силы, так и сниженную скорость нарастания усилия, невозможность поддерживать постоянное усилие, и избыточную коактивацию мышц в заданиях на поддержание равновесия [10]. Снижение физической выносливости и развитие мышечной слабости у больных БП с течением заболевания вносят свой вклад в скоростные показатели ходьбы и устойчивости, приводя к высоким рискам падений. По результатам исследований силовые физические упражнения позволили увеличить мышечную силу и выносливость и улучшить показатели ходьбы и устойчивости, что позволило рекомендовать их применение [11].

Таким образом, основные биомеханические проявления БП включают гипокинезию, брадикинезию, ригидность, на поздних стадиях – постуральную неустойчивость и постуральные деформации, а также, начиная с ранних стадий – характерные изменения ходьбы. Развитие технологий восстановительного лечения больных с последствиями заболеваний и травм нервной системы и опорно-двигательного аппарата требует знания механизмов организации локомоций в норме и патологии, детального анализа структуры двигательных нарушений и их количественной оценки.

Инструментальная оценка биомеханических параметров ходьбы при БП изучена в ряде исследований. Большую диагностическую ценность в анализе локомоций пациента с БП может иметь исследование ходьбы методом видеоанализа движений.

Метод видеоанализа (видеозахвата) движений (ВАД) основан на технологии компьютерного анализа видеоизображений движений обследуемого, при этом видеозахват осуществляется бесконтактно, без использования кабельной связи регистрирующего устройства с объектом исследования [12-15]. Видеоанализ был впервые разработан в исследованиях по [биомеханике](https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%91%D0%B8%D0%BE%D0%BC%D0%B5%D1%85%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D0%BA%D0%B0), но в последнее время широко применяется в медицине, биомеханике и компьютерных играх.

Существует два типа систем видеозахвата — маркерные (с использованием маркеров, или датчиков, которые прикрепляются к телу обследуемого), и безмаркерные, основанные на технологиях компьютерного зрения и распознавания образов [16]. Существуют маркеры активные (передают информацию о своем состоянии, обеспечивают простоту и точность обработки информации, но зачастую имеют большой размер и поэтому могут затруднять само движение объекта) и пассивными (маркеры-отражатели) [17]. Безмаркерные технологии видеоанализа основаны на анализе взаимного расположения неоднородных частей изображений объекта на последовательных кадрах и требуют более сложных вычислений [18, 19].

В клинической практике в настоящее время наиболее широко распространены технологии видеозахвата с использованием пассивных маркеров. К телу обследуемого прикрепляют световозвращающие датчики, сигналы от которых регистрируются видеокамерами; данные передаются в компьютер, где на основании конкретной компьютерной модели проводится обработка информации и формируется отчет, позволяющий проанализировать наглядно представленные угловые и линейные кинематические характеристики изучаемых движений [19, 20]. Получение объективной и полезной информации зависит от количества видеокамер, конструкции, числа и расположения маркеров, построения отвечающей задачам исследования модели и выбора программного пакета аналитической обработки данных [21].

Число маркеров, устанавливаемых на сегменты тела, зависит от задачи исследования: в пределах видимости как минимум двух камер всегда должно быть не менее трех маркеров (так как плоскость определяется в пространстве тремя точками), в реальных условиях для учета изменения положения сегмента тела во время движения и перекрытия зон перемещения различных сегментов обычно используется значительно большее число маркеров [22].

В современных системах видеоанализа обычно реализована возможность построения любых двух- и трехмерных многозвенных моделей исследования, позволяющих отображать интересующие исследователя сегменты локомоторного аппарата [23, 24]. Для «привязки» индивидуальных размеров регистрируемых сегментов тела к компьютерной модели перед началом исследования проводят калибровку обследуемого. Для этого на нем размещают калибровочные маркеры, которые необходимы для определения физических размеров исследуемых сегментов. Стандарты регламентируют терминологию, костные ориентиры для определения границ сегментов тела, виды движений и их систему координат (оси). В настоящее время такие стандарты разработаны для движений стопы, голени, бедра, таза, позвоночника, кисти, предплечья, плеча [11].

В современной литературе накоплены результаты оценки параметров ходьбы в норме, у пожилых, а также при различных заболеваниях.

При БП кинематический анализ ходьбы с использованием результатов ВАД показал изменение структуры цикла шага, связанное с увеличением длительности периода двойной опоры, которая негативно коррелирует со скоростью ходьбы и длиной шага (Биомеханика, М-Траст). С.А. Лихачев с соавт., обследовав 113 пациентов с БП [25], провели сравнительный анализ показателей целенаправленных движений, показателей нецеленаправленных движений и коэффициентов полезности движений, полученных при видеозахвате функционально усложненного шагового движения. Результаты их исследования продемонстрировали глобальное искажение моторной программы при БП и позволили выделить критерии объективизации поражения базальных ганглиев при этом заболевании. Эти же авторы исследовали видеоаналитический профиль 34 пациентов с нарушениями координации (рассеянный склероз, спиноцеребеллярная дегенерация) и убедительно продемонстрировали, что оценка координаторных нарушений по визуальным признакам видеоаналитического профиля может являться адекватным дополнением к диагностике заболеваний нервной системы [26, 27].

Так, [Е. В. Грачева](https://www.r-n-j.com/index.php/jour/search?authors=%D0%95.%20AND%20%D0%92.%20AND%20%D0%93%D1%80%D0%B0%D1%87%D0%B5%D0%B2%D0%B0),  с соавторами исследовали клинические и биомеханические показатели ходьбы в динамике у пациентов на различных стадиях БП. Проведя обследование у 171 пациента с БП, с помощью клинических шкал и диагностического комплекса для биомеханической оценки параметров ходьбы “DIERS PEDOGAIT” при разделении пациентов на группы по стадиям БП получили статистически значимые различия по показателям угол ротации стопы, снижение длины двойного шага, скорости шага, удвоенное время шага и ритм шага. При длительности заболевания в группах до 2 лет и от 2 до 5 лет различия обнаружены в параметрах: время единичного шага и длина шага. При длительности болезни от 5 до 10 лет выявлены значимые различия показателей по шкале Тинетти (TBT). Также в данной группе статистически значимыми по данным биомеханического исследования оказались длина двойного шага, ширина шага, скорость, длительность фазы пресвинга, время единичного шага [28].

Особенностями нарушения ходьбы при дисциркуляторной энцефалопатии по сравнению с больными с БП является более низкие скорость ходьбы и длина шага, более широкая площадь опоры, отсутствие флексорной позы с сохранением содружественных движений рук, более выраженное ограничение способности к произвольному увеличению скорости ходьбы и наличие признаков нарушения праксиса ходьбы, а по данным подометрии и гониометрии - более значительное увеличение длительности периода двойной опоры и уменьшение амплитуды движений в тазобедренных и голеностопных суставах [29,30].

[Гурским И.С.](http://www.fesmu.ru/elib/search.aspx?author=%22%C3%F3%F0%F1%EA%E8%E9%20%C8.%D1.%22) и соавторами исследовались нарушения произвольного постурального контроля и возможностей их реабилитации у пациентов с БП, с использованием методик видеоанализа движений и биологической обратной связи. Диагностика статокинетических нарушений методом видеоанализа движений и биологической обратной связи выполнена в группе пациентов БП (87 пациентов). В ходе проводимых реабилитационных мероприятий, включая тренировки с биологической обратной связью, выявляется статистически значимый рост показателей произвольного постурального контроля (парный тест Wilcox, асимметричная альтернативная гипотеза, р<0.05) [28].

Таким образом, трехмерный ВАД является ценным диагностическим инструментом, позволяющим получить объективную информацию о состоянии статолокомоторной системы, что в случае БП является важным аспектом планирования и оценки динамики лечения и возможных реабилитационных вмешательств. Принцип персонализированной оценки локомоторных функций методом ВАД представлен в клиническом наблюдении ниже.

Клиническое наблюдение

Пациентка С., 61 год, наблюдается в кабинете экстрапирамидной патологии по поводу БП. Жалобы при обращении: грубое усиление тремора рук, подбородка; нарастание замедленности и скованности движений, больше слева, изменения ходьбы – уменьшение длины шага, руки подтягиваются к туловищу, на слабость, нарушение глотания. В анамнезе в течение 6 лет наблюдается в кабинете экстрапирамидной патологии, На основании осмотра диагностирована БП, 3,5 ст по Хен и Яру, преимущественно смешанная (акинетико-ригидно-дрожательная) форма, умеренно-прогредиентное течение, с наличием аксиальной ригидности, постуральной неустойчивости в виде пропульсий, с феноменом «ночных проблем»; доброкачественного галлюциноза в анамнезе. В связи с плохой переносимостью препаратов до середины 2019 г проводилась монотерапия ропиниролом в дозе 12мг/сутки. Состояние с ухудшением к текущему осмотру, наросла амплитуда тремора покоя рук, появился тремор подбородка, усилилась скованность и замедленность, снижено настроение, тревожность. Падений не было. После коррекции противопаркинсонической терапии (добавлены Таб. Леводопа+бенсеразид 250 мг по 1\4 таб х 3 р в день через 1-1,5 часа после еды – постоянно, Клоназепам 2мг по 1/4 таб на ночь, Проноран 50мг 1таб через час после еды – постоянно), пациентка проходила курс реабилитации нарушений ходьбы на базе кафедры нервных болезней в октябре 2019г. Реабилитация заключалась в использовании устройства, активизирующего задний толчок при ходьбе, на фоне занятий отмечалось нарастание длины шага, появление марша руками во время ходьбы, повысилась толерантность к физической нагрузке, рекомендовано продолжать реабилитационные мероприятия.

В неврологическом статусе: Глазные щели D=S, зрачки D=S, Зрачковые реакции удовлетворительные. Движения глазных яблок в полном объёме, несколько замедленные. Нистагма, диплопии – нет. Легкая слабость конвергенции. Тригеминальные точки безболезненные. Чувствительных расстройств – нет. Носогубные складки симметричны. Язык по средней линии. Мягкое небо подвижно, язычок по средней линии, глоточные рефлексы сохранены. Глотание – дисфагия. Голос монотонный. Сухожильные рефлексы высокие, без чёткой разницы. Патологических – нет. Мышечный тонус грубо повышен по экстрапирамидному типу, больше слева. Аксиальная ригидность выраженная. Мышечная сила сохранена. Гипокинезия выраженная, больше слева. Чувствительных расстройств – нет. КПП – норма. Тремор покоя пальцев рук – низкочастотный, крупно-среднеамплитудный, более выражен слева. Тремор покоя нижней челюсти. В позе Ромберга шаткость. Ходьба: ахейрокинез, длина шага снижена, шаркает, хуже левой ногой, пропульсии. Выраженная «поза просителя». Синергии нарушены в пробах. Менингеальные симптомы (-). Симптомы натяжения (-).

Обследование пациентки проводилось в лаборатории ВАД ФГБУ ФСНКЦ ФМБА России, использовался программно-аппаратный комплекс Vicon Motion Capture Systems. Комплекс состоит из 12 инфракрасных видеокамер, трех силовых платформ, коммутатора и компьютера с установленным программным обеспечением.

Процедура обследования включает в себя несколько этапов. Первым этапом проводится антропометрия, для «привязки» индивидуальных размеров регистрируемых сегментов тела к компьютерной модели, затем на костные ориентиры пациента прикрепляются светоотражающие маркеры, после чего обследуемому предлагается пройти по трем силовым платформам, в обычном темпе. Во время ходьбы камеры фиксируют положение маркеров в пространстве, а платформы регистрируют реакцию опоры. Для повышения достоверности результатов каждому испытуемому рекомендуется совершить как минимум 10 шаговых циклов по трем силовым платформам.

При оценке темпо-ритмовых параметров ходьбы с использованием трехмерного ВАД получены следующие данные:

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Показатели ВАД | | Пациент с БП | | | Здоровый пожилой человек | | |
| Левая нога | Правая нога | Обе ноги | Левая нога | Правая нога | Обе ноги |
| 1 | Темп ходьбы (шаг/мин) | 114 ± 3.22 | 120 ± 5.05 | 117 ± 5.12 | 101 ± 3.25 | 105 ± 3.46 | 103 ± 3.88 |
| 2 | Момент отрыва ноги (% в фазе двойного шага) | 60.4 ± 1.79 | 61.7 ± 6.19 | 61.0 ± 4.65 | 62.5 ± 2.32 | 63.0 ± 1.76 | 62.7 ± 2.07 |
| 3 | Момент контакта противоположной ноги (% в фазе двойного шага) | 50.2 ± 1.13 | 51.1 ± 7.65 | 50.7 ± 5.55 | 51.0 ± 1.21 | 50.6 ± 1.14 | 50.8 ± 1.18 |
| 4 | Момент отрыва противоположной ноги (% в фазе двойного шага) | 10.1 ± 1.41 | 11.0 ± 2.19 | 10.6 ± 1.89 | 11.5 ± 0.94 | 12.2 ± 0.85 | 11.9 ± 0.96 |
| 5 | Время одиночной опоры (с) | 0.43 ± 0.020 | 0.41 ± 0.066 | 0.42 ± 0.051 | 0.46 ± 0.026 | 0.44 ± 0.020 | 0.45 ± 0.025 |
| 6 | Время двойной опоры (с) | 0.21 ± 0.023 | 0.22 ± 0.019 | 0.22 ± 0.021 | 0.27 ± 0.023 | 0.28 ± 0.018 | 0.28 ± 0.021 |
| 7 | Время шага (с) | 0.53 ± 0.019 | 0.49 ± 0.078 | 0.51 ± 0.060 | 0.59 ± 0.027 | 0.57 ± 0.028 | 0.58 ± 0.028 |
| 8 | Время двойного шага (с) | 1.06 ± 0.031 | 1.01 ± 0.038 | 1.03 ± 0.042 | 1.20 ± 0.044 | 1.15 ± 0.040 | 1.17 ± 0.048 |
| 9 | Длина шага (м) | 0.46 ± 0.060 | 0.44 ± 0.039 | 0.45 ± 0.051 | 0.59 ± 0.033 | 0.58 ± 0.016 | 0.58 ± 0.027 |
| 10 | Ширина шага (м) | 0.17 ± 0.0100 | 0.17 ± 0.0048 | 0.17 ± 0.0080 | 0.17 ± 0.014 | 0.17 ± 0.0071 | 0.17 ± 0.011 |
| 11 | Длина двойного шага (м) | 0.92 ± 0.061 | 0.88 ± 0.051 | 0.90 ± 0.059 | 1.18 ± 0.028 | 1.16 ± 0.025 | 1.17 ± 0.028 |
| 12 | Скорость ходьбы (м/с) | 0.87 ± 0.075 | 0.87 ± 0.040 | 0.87 ± 0.059 | 1.00 ± 0.052 | 1.01 ± 0.041 | 1.01 ± 0.047 |

Таблица 1 – Темпо-ритмовые параметры ходьбы пациента с БП в сравнении со здоровым человеком.

Как следует из представленной таблицы, метод ВАД позволяет зарегистрировать такие изменения ходьбы пациента с БП, как ускорение смены шагов (темп ходьбы), при укорочении длины одиночного и двойного шага, уменьшении времени двойной опоры, ускорении момента отрыва ноги. Указанные изменения характеризуют переход пациента при БП на более быстрый короткий бегущий шаг (семенящая походка). Несмотря на ускорение смены шага, как видно из таблицы, скорость ходьбы снижается, по сравнению со здоровым испытуемым той же возрастной группы.

Ширина шага (расстояние между медиальными лодыжками) не изменяется, так как у пациентки на данном этапе нет признаков расширения площади опоры, в отличие от синдрома мозжечковой атаксии и подкорково-лобной дизбазии.

Метод трехмерного ВАД позволяет оценить амплитуду движения различных частей тела в разные моменты цикла шага, и провести сопоставление этой информации с показателями подометрии.

Исследование величины амплитуды движения в голеностопном, тазобедренном, коленном суставах у пациента с БП приведено в следующих графиках (Рис. 1-3).



а)



б)



в)

Рис.1 График сгибания-разгибания правого (красный) и левого (синий) бедра в тазобедренном суставе во время цикла ходьбы пациента с БП (а) и здорового пациента (б), где по оси Х - время в секундах, по оси Y – угол сгибания-разгибания в градусах. Ниже схема интерпретации показателей, включающая один цикл двойного шага (в), где по оси X- процент шагового цикла, по оси Y – угол сгибания-разгибания в градусах; Угол 1 - угол сгибания бедра в первый период двойной опоры; Угол 2 - угол максимального разгибания бедра во второй период двойной опоры; Угол 3 - угол максимального сгибания бедра в период переноса исследуемой конечности; Δ1 - амплитуда сгибания-разгибания бедра.

Как видно из графика Рис1. (а) во время ходьбы у пациента с БП присутствует асимметрия между левой и правой конечностями в виде снижения угла сгибания левой ноги в тазобедренном суставе в период ее переноса, что соответствует стороне с клинически более выраженным паркинсонизмом (Угол 3 слева - Ме [Р25; Р75]: 21,97 [20,18; 23,7]; Угол 3 справа - Ме [Р25; Р75]: 34,49 [32,63; 36,00]).

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Пациент с БП | | Здоровый пожилой человек | |
| Левая нога | Правая нога | Левая нога | Правая нога |
| Ме [Р25; Р75] | | | |
| Угол 2 | -9,48  [-11,85; -7,30] | -9,87  [-11,95; -5,95] | -15,17  [-16,49; -14,25] | -17,90  [-18,39; -17,18] |
| Угол 3 | 22,01  [20,25; 24,56] | 33,16  [31,50; 35,99] | 25,54  [24,44; 27,05] | 26,39  [24,94; 27,16] |
| Δ1 | 30,41  [28,93; 35,11] | 42,42  [37,74; 45,35] | 41,35  [39,65; 42,31] | 44,12  [43,53; 44,97] |

Таблица 2 – средние значения углов и амплитуды сгибания-разгибания бедра пациента с БП и здорового пациента за 10 циклов ходьбы.

При анализе всех циклов ходьбы больного с БП обращает на себя внимание значительное (более чем на 12 градусов) снижение амплитуды сгибания-разгибания бедра (Δ1, Таб. 2) на стороне клинически более выраженного паркинсонизма, а также недостаточное разгибание бедра (Угол 2, Таб. 2) по сравнению со здоровым испытуемым, как по левой, так и по правой ноге.

Ниже представлены результаты оценки методом трехмерного ВАД динамики сгибания-разгибания в коленном суставе во время цикла шага пациента с БП в сопоставлении с нормативными показателями и схемой интерпретации.



(а)



(б)



(в)

Рис. 2 График сгибания-разгибания правого (красный) и левого (синий) коленного сустава во время цикла ходьбы пациента с БП (а) и здорового пациента (б), где по оси Х - время в секундах, по оси Y - угол сгибания-разгибания в градусах. Ниже схема интерпретации показателей, включающая один цикл двойного шага (в), где по оси X- процент шагового цикла, по оси Y - угол сгибания-разгибания в градусах. Угол 1 - угол сгибания колена в начале периода одиночной опоры; Угол 2 - угол максимального разгибания колена в конце периода одиночной опоры; Угол 3 - Угол максимального сгибания колена в период переноса; Угол 4 - угол разгибания колена в конце периода переноса. Δ1 - амплитуда сгибания-разгибания коленного сустава.

При анализе графика сгибания-разгибания коленного сустава во время одного шагового цикла у пациента с БП (а) определяется значительная асимметрия угла сгибания колена в первый период двойной опоры и в начале периода одиночной опоры (Угол 1 слева – Me [P25; P75]: 18,62 [18,06; 19,90]; Угол 1 справа - Me [P25; P75]: 28.31 [25.10; 29.14]). В фазу одиночной опоры на графике каждого шагового цикла обращает внимание присутствие дополнительных пиков графика, больше с наиболее пораженной стороны (левой), со средней частотой колебаний слева 4,66, справа 3,92 Гц, амплитудой слева 6,94, справа 11,7 градусов, что возможно, является проявлением скрытого дрожания ног.

При сравнении графиков пациента с БП (а) и здорового добровольца (б), в целом, наблюдаются отличия как по амплитудным, так и по временным характеристикам (снижение скорости ходьбы при увеличении количества шагов).

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Пациент с БП | | Здоровый пожилой человек | |
| Левая нога | Правая нога | Левая нога | Правая нога |
| Ме [Р25; Р75] | | | |
| Угол 2 | 1,93  [1,27; 2,86] | 6,55  [5,14; 8,10] | 1,20  [0,50; 2,46] | -1,72  [-2,55; -0,32] |
| Угол 3 | 35,92  [33,75; 38,23] | 49,52  [47,87; 51,05] | 57,82  [56,04; 59,53] | 58,86  [56,87; 60,84] |
| Δ1 | 33,74  [30,97; 35,48] | 42,03  [40,47; 45,56] | 56,34  [55,54; 57,64] | 60,47  [57,86; 62,90] |

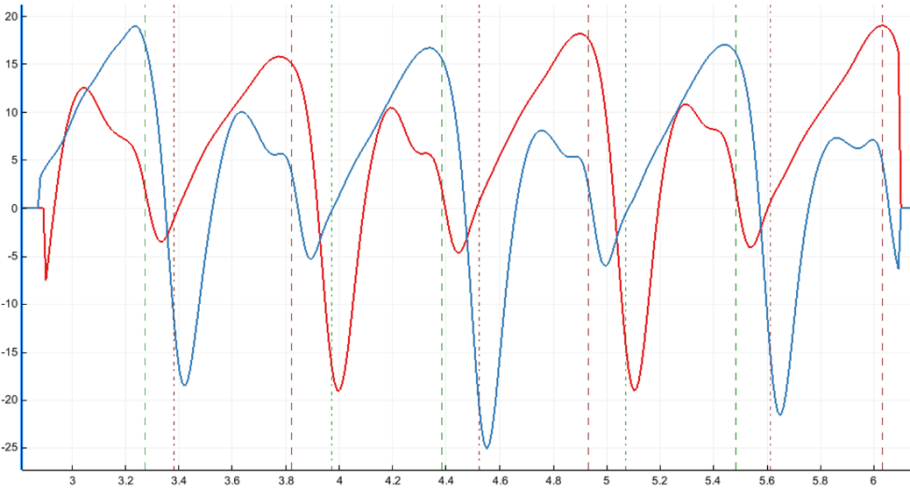
Таблица 3 – средние значения углов и амплитуды сгибания-разгибания коленного сустава пациента с БП и здорового пациента за 10 циклов ходьбы.

Анализ средних угловых и амплитудных значений за всю процедуру исследования у пациента с БП показывает асимметрию максимального разгибания колена в конце периода одиночной опоры (Угол 2, Таб. 3), а также, значительное снижение угла максимального сгибания (Угол 3, Таб.3), и амплитуды сгибания-разгибания коленного сустава в целом (Δ1, Таб. 3) выявляемое в большей мере на стороне с клинически более выраженным паркинсонизмом (слева).

Ниже представлены графики движения в голеностопном суставе во время аналогичного цикла ходьбы, зарегистрированные ВАД.



(а)



(б)



(в)

Рис 3. График сгибания-разгибания правого (красный) и левого (синий) голеностопного сустава во время цикла ходьбы пациента с БП (а) и здорового пациента (б), где по оси Х - время в секундах, по оси Y - угол сгибания-разгибания в градусах. Ниже схема интерпретации показателей, включающая один цикл двойного шага (в), где по оси X- процент шагового цикла, по оси Y - угол сгибания-разгибания в градусах. Угол 1 - угол максимального дорсального сгибания стопы в конце периода одиночной опоры; Угол 2 - угол максимального плантарного сгибания стопы в момент ее отрыва; Δ1 - амплитуда сгибания-разгибания голеностопного сустава.

|  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- |
|  | Пациент с БП | | Здоровый пожилой человек | |
| Левая нога | Правая нога | Левая нога | Правая нога |
| Ме [Р25; Р75] | | | |
| Угол 1 | 21,96  [19,80; 23,20] | 19,27  [17,62; 21,16] | 18,32  [17,41; 19,09] | 16,87  [16,27; 17,84] |
| Угол 2 | -0,04  [-1,69; 2,92] | -2,34  [-4,86; -0,09] | -17,79  [-21,38; -15,18] | -18,97  [-19,92; -16,34] |
| Δ1 | 20,86  [19,54; 23,16] | 22,52  [18,47; 24,01] | 36,47  [34,34; 39,55] | 35,47  [33,38; 37,05] |

Таблица 4 – средние значения углов и амплитуды сгибания-разгибания голеностопного сустава пациента с БП и здорового пациента 10 циклов ходьбы.

При оценке угловых характеристик голеностопного сустава у пациента с БП явной асимметрии между правой и левой стороной не отмечалось, однако по сравнению со здоровым пожилым человеком у пациента более выражено дорсальное сгибание стопы в конце периода одиночной опоры (Угол 1, таб. 4), и значительно снижено плантарное сгибание стопы в момент ее отрыва (Угол 2, таб. 4). В целом амплитуда движения в голеностопном суставе у пациента меньше, чем у здорового испытуемого (Δ1, таб. 4).

Таким образом, в результате инструментальной оценки локомоторной функции методом трехмерного ВАД у пациентки, прошедшей курс реабилитации, дополнительно выявлены следующие проблемы: переход пациентки на более быстрый короткий бегущий шаг (семенящая походка), асимметрия амплитуды сгибания-разгибания в тазобедренном и коленном суставе за счет отставания более пораженной стороны (левой), снижение общей амплитуды сгибания-разгибания в тазобедренном, коленном, голеностопном суставе по сравнению со здоровым пожилым человеком, колебание угла сгибания коленного сустава в период одиночной опоры с большей частотой на более пораженной стороне, как возможное проявление скрытого дрожания ног, недостаточное сгибание коленных и разгибание тазобедренных суставов по сравнению со здоровым испытуемым, а также избыточная дорсальная флексия стопы при недостаточной плантарной флексии. При формировании программы реабилитации данные трехмерного ВАД могут быть использованы для целенаправленной реабилитации:

– выноса левой ноги (воздействие на ягодичные мышцы, проксимальные мышцы бедра методами ЛФК, механотерапии, применение CI-терапии);

– сгибания левой ноги в коленном суставе; (воздействием на задние мышцы бедра, голени, велотренировки);

– ригидности стопы (кинезиотерапевтические подходы по работе с мышцами голеностопного сустава, мобилизация методами мануальной терапии).

Обсуждение и выводы

# В последние годы долгосрочная стратегия медикаментозного лечения БП направлена на создание путем медикаментозной терапии условий для сохранения физической активности, поэтому актуальным является разработка программ индивидуальной двигательной активности и физических тренировок, для поддержания оптимальной мобильности пациента в течение максимально длительного времени при сведении к минимуму риска побочных действий и долгосрочных осложнений терапии [31]. Такая программа должная учитывать результаты подробного клинического и параклинического обследования пациента, при этом важную информацию о проблемах статолокомоторной системы могут дать результаты видеоанализа движений. Пример использования данных трехмерного ВАД в реабилитационной оценке локомоторной системы показал, что для выраженных стадий БП характерны темпо-ритмовые изменения в виде «бегущей», «семенящей» походки с укорочением длины одиночного шага, ускорением наступления момента отрыва стопы, сокращения фазы двойной опоры, при этом в целом скорость ходьбы падает. Характерно выявление асимметрии симптомов.

При исследовании движения суставов нижних конечностей методом видеоанализа отмечено снижение амплитуды сгибания-разгибания в тазобедренном, коленном и голеностопном суставе с наибольшим проявлением на более пораженной стороне. Недостаточное сгибание в коленном суставе в фазу переноса более пораженной ноги, наряду со снижением амплитуды движения в голеностопном суставе приводит к шаркающей походке, интересным было присутствие дополнительных пиков графика в коленном суставе в фазу одиночной опоры у пациентки, с большей частотой на наиболее пораженной стороне (левой), что, возможно, является проявлением скрытого дрожания ног. В представленном нами клиническом примере не было отмечено расширения ширины шага, что является отражением отсутствия у пациентки элементов лобной дизбазии. Выявленные нами данные сопоставляются с результатами ведущих российских и зарубежных лабораторий оценки ходьбы.

Ценным результатом в исследовании локомоций при ВАД является анализ движений верхней части туловища, а также позвоночника и таза, чему посвящено значительно меньше публикаций [11]. Важным в решении указанных проблем является проработка методологии расположения регистрирующих датчиков и приемы проведения исследования, для получения наиболее достоверной информации Ограничивающими факторами нашего исследования явились невозможность одновременной записи движений обоих нижних конечностей, при этом оценка движений одной и другой конечности проводилась последовательно, с последующим сопоставлением полученной информации с помощью специального компьютерного приложения, что снижает возможность одномоментной оценки положения и движения обоих конечностей в один и тот же определенный момент времени, однако в целом не мешают получению другой ценной информации о состоянии стато-локомоторной системы.

Остающейся проблемой распространения ВАД в широкой практике является дороговизна исследования, при этом в последние годы все больше центров на территории России осваивают данную технологию.

Важным в выполнении исследования при БП является соблюдение временных параметров повторной оценки, связанных с возможным влиянием лекарственной терапии и наличием двигательных флуктуаций и дискинезий. Одной из проблем записи пациентов в продвинутых стадиях заболевания является опасность падения, невозможность выполнения пациентов процедуры исследования из-за выраженной обездвиженности.

Таким образом, персонализированная оценка локомоторной системы методом трехмерного ВАД представляет собой ценный инструмент диагностики и динамического наблюдения за пациентом, а также позволяет целенаправленно планировать лекарственное и реабилитационное воздействие, с учетом выявленных проблем пациента.

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ, Правительства Красноярского края, Краевого фонда науки и АО «Научно-производственного предприятия «Радиосвязь» в рамках научного проекта № 20-415-242902.

Конфликта интересов нет.

Список литературы:

1. Левин О.С., Федорова Н.В. Болезнь Паркинсона. 3-е изд. М.: МЕДпресс-информ; 2006. 352. Levin O.S., Fedorova N.V. Parkinson’s disease. 3-e izd. M.: MEDpress-inform; 2006. 352. (Russian).
2. Doherty K.M., van de Warrenburg B.P., Peralta M.C., Silveira-Moriyama L., Azulay J.P., Gershanik O.S., Bloem B.R. Postural deformities in Parkinson’s disease. *The Lancet Neurology.* 2011;10(6):538-49. <https://doi.org/10.1016/S1474-4422(11)70067-9>
3. Watanabe K., Hirano T., Katsumi K., Ohashi M., Shoji H., Hasegawa K., Yamazaki A., Ishikawa A., Koike R., Endo N., Nishizawa M., Shimohata T. Characteristics of spinopelvic alignment in Parkinson’s disease: comparison with adult spinal deformity. *Journal of Orthopedic Science*. 2017;22(1):16-21. <https://doi.org/10.1016/j.jos.2016.09.013>
4. Ailon T., Smith J.S., Shaffrey C.I., Lenke L.G., Brodke D., Harrop J.S., Fehlings M., Ames C.P. Degenerative spinal deformity. *Neurosurgery*. 2015;77(Suppl. 4):S75-91. <https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000938>
5. Бородулина И.В., Арестов С.О., Гуща А.О. Особенности дегенеративного поражения позвоночника у пациентов с постуральными нарушениями на фоне болезни Паркинсона. *Нервные болезни*. 2019;2:40-45. Borodulina I.V., Arestov S.O., Gushcha A.O. Features of degenerative lesions of the spine in patients with postural disorders associated with Parkinson's disease. *Nervnye bolezni*. 2019; 2:40-45. (Russian). [https://doi.org/10.24411/2226- 0757-2019-12103](https://doi.org/10.24411/2226-%200757-2019-12103)
6. Djaldetti R., Mosberg-Galili R., Sroka H., Merims D., Melamed E. Camptocormia (bent spine) in patients with Parkinson’s disease – characterization and possible pathogenesis of an unusual phenomenon. *Movement Disorders*. 1999;14(3):443-7. [https://doi.org/10.1002/1531-8257(199905)14:3<443::AID-MDS1009>3.0.CO;2-G](https://doi.org/10.1002/1531-8257(199905)14:3%3c443::AID-MDS1009%3e3.0.CO;2-G)
7. Vialle R., Levassor N., Rillardon L., Templier A., Skalli W., Guigui P. Radiographic analysis of the sagittal alignment and balance of the spine in asymptomatic subjects. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American volume*. 2005;87(2):260-7. [https://doi.org/10.2106 / JBJS.D.02043](https://doi.org/10.2106%20/%20JBJS.D.02043)
8. Azher S.N., Jankovic J. Camptocormia: pathogenesis, classification, and response to therapy. Neurology. 2005; 65(3):355-9. <https://doi.org/10.1212/01.wnl.0000171857.09079.9f>
9. Левин О.С., Артемьев Д.В., Бриль Е.В., Кулуа Т.К. Болезнь Паркинсона: современные подходы к диагностике и лечению. М.: Практическая медицина; 2017; т.1. Levin O.S., Artem'ev D.V., Bril' E.V., Kulua T.K. Parkinson's disease: modern approaches to diagnosis and treatment. M.: Prakticheskaya meditsina; 2017; t.1. (Russian)
10. [Гурский И.С.](http://www.fesmu.ru/elib/search.aspx?author=%22%C3%F3%F0%F1%EA%E8%E9%20%C8.%D1.%22), [Лихачев С.А.](http://www.fesmu.ru/elib/search.aspx?author=%22%CB%E8%F5%E0%F7%E5%E2%20%D1.%C0.%22), [Ващилин В.В.](http://www.fesmu.ru/elib/search.aspx?author=%22%C2%E0%F9%E8%EB%E8%ED%20%C2.%C2.%22), [Буняк А.Г.](http://www.fesmu.ru/elib/search.aspx?author=%22%C1%F3%ED%FF%EA%20%C0.%C3.%22) Нарушения произвольного постурального контроля при болезни Паркинсона и возможности их реабилитации по данным видеоанализа движений. *Уральский медицинский журнал*.  2018;11:27-31. Gurskiy I.S., Likhachev S.A., Vashchilin V.V., Bunyak A.G. Violations of voluntary postural control in Parkinson's disease and the possibility of their rehabilitation according to video analysis of movements*. Ural'skiy meditsinskiy zhurnal*. 2018;11:27-31. (Russian) <https://doi.org/10.25694/URMJ.2018.11.16>
11. Wu G., Van Der Helm F.C.T., Veeger H.E.J., Makhsous M., Van Roy P., Anglin C., Nagels J., Karduna A.R., McQuade K., Wang X., Werner F.W., Buchholz B. (ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion - Part II: Shoulder, elbow, wrist and hand. Journal of Biomechanics. 2005;38(5):981-992. [https://doi.org/10.1016 / j.jbiomech.2004.05.042](https://doi.org/10.1016%20/%20j.jbiomech.2004.05.042)
12. Harris G.F., Smith P.A. (editors). Human motion analysis: current applications and future directions. New York: IEEE Press; 1996;37. [https://doi.org/10.1002 / 047134608X.W6606.pub2](https://doi.org/10.1002%20/%20047134608X.W6606.pub2)
13. Isard M., Blake A. Visual tracking by stochastic propagation of conditional density. In: Proceeding of the 4th European Conference on Computer Vision. New York. 1996; 343–356.
14. Bregler C., Malik J. Tracking people with twists and exponential maps. Proceedings 1998 IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. 1998; <https://doi.org/10.1109/CVPR.1998.698581>
15. Ma Y., Soatto S., Košecká J., Sastry S. An invitation to 3D vision. Interdisciplinary Applied Mathematics. New York:Springer; 2004. [https://www.springer.com/gp/book/9780387008936](https://www.springer.com/gp/book/9780387008936%20)
16. Cappozzo A., Cappello A., Croce U.D., Pensalfini F. Surface-marker cluster design criteria for 3-D bone movement reconstruction*. IEEE transactions on bio-medical engineering.* 1997; 44(12): 1165–1174. <https://doi.org/10.1109/10.649988>
17. Mündermann L., Corazza S., Andriacchi T. The evolution of methods for the capture of human movement leading to markerless motion capture for biomechanical applications. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation.* 2006;3:6. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-3-6>
18. Lanshammar H., Persson T., Medved V. Comparison between a marker-based and a marker-free method to estimate centre of rotation using video image analysis. In: *Second World Congress of Biomechanics.* Amsterdam; 1994.
19. Борзиков В.В., Рукина Н.Н., Воробьева О.В., Кузнецов А.Н., Белова А.Н. Видеоанализ движений человека в клинической практике. *Современные технологии в медицине.* 2015;7 (4): 201. Borzikov V.V., Rukina N.N., Vorob'eva O.V., Kuznetsov A.N., Belova A.N. Video analysis of movements of the person in the clinical practice. *Sovremenniyi technologii v meditsine.* 2015;7(4): 201. (Russian). <https://doi.org/10.17691/stm2015.7.4.26>
20. Moeslund T.B., Granum E. A survey of computer vision based human motion capture. *Computer Vision and Image Understanding.* 2001;81(3):231–268. <https://doi.org/10.1006/cviu.2000.0897>
21. Wang l., Hu W., Tan T. Recent developments in human motion analysis. *Pattern Recognition.* 2003;36(3):585–601. <https://doi.org/10.1016/S0031-3203(02)00100-0>
22. Скворцов Д.В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ. *Лечебная физкультура и спортивная медицина.* 2012;12: 4–10. Skvorcov D.V. Technique to study the kinematics of movements and modern standards. Video analysis. Lechebnaja fizkul'tura i sportivnaja medicina. 2012; 12: 4–10. (Russian).
23. Herda L., Fua P., Plänkers R., Boulic R., Thalmann D. Using skeleton-based tracking to increase the reliability of optical motion capture. *Human Movement Science.* 2001; 20(3): 313–341.
24. Royo Sánchez A.C., Aguilar Martín J.J., Santolaria Mazo J. Development of a new calibration procedure and its experimental validation applied to a human motion capture system*. Journal of Biomechanical Engineering.* 2014; 136(12):124–502. <http://dx.doi.org/10.1016/s0167-9457(01)00050-1>
25. Лихачев С.А., Лукашевич В.А., Хроменков А.В. Метод видеоанализа ходьбы как способ объективизации поражения базальных ганглиев при болезни Паркинсона. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. 2011; 111(12): 44–47. Lihachev S.A., Lukashevich V.A., Hromenkov A.V. Method of video analysis of walking as a way of objectifying lesions of the basal ganglia in Parkinson's disease. *Zhurnal nevrologii i psihiatrii im. S.S. Korsakova*. 2011; 111(12): 44–47. (Russian).
26. Лихачев С.А., Лукашевич В.А. Видеоанализ шагового движения: феноменология визуальной оценки. *Международный неврологический журнал.* 2012; 2:178–182. Lihachev S.A., Lukashevich V.A. Step motion video analysis: phenomenology of visual assessment. *Mezhdunarodnyj nevrologicheskij zhurnal*. 2012; 2:178–182. (Russian).
27. Ondar V., Agaev A., Ismailova S., Prokopenko S., Isaeva N. Efficacy of current methods for correction of talipes eqvuinovarus in patients with central hemiparesis*. Medical university*. 2020;3(1):44-46.
28. Грачева Е.В., Милюхина И.В., Лебедев П.В., Цикунов С.Г. Биомеханические маркеры прогрессирования нарушений ходьбы при болезни Паркинсона. *Российский Неврологический Журнал*. 2019; 4:16-22. Gracheva E.V., Miljuhina I.V., Lebedev P.V., Cikunov S.G. BIOMECHANICAL MARKERS OF GAIT IMPAIRMENT PROGRESSION IN PARKINSON`S DISEASE. Russian neurological journal. 2019;(4):16-22. (In Russ.)
29. Левин О.С., Юнищенко Н.А. Нарушение ходьбы и постуральной устойчивости при болезни Паркинсона: клинико-кинематический анализ. Современные технологии диагностики и реабилитации в неврологии и ортопедии, под редакцией Д.В. Скворцова. М.: Медика; 2005. 130-137. Levin O.S., Yunishchenko N.A. Gait and postural stability disorder in Parkinson's disease: clinical and kinematic analysis. Modern technologies of diagnostics and rehabilitation in neurology and orthopedics, edited by D.V. Skvortsova. M.: Medika; 2005. 130-137.
30. Левин О.С., Юнищенко Н.А. Сравнительный анализ нарушений ходьбы у пациентов с дисциркуляторной энцефалопатией и болезнью Паркинсона. Тезисы участников Международного конгресса «Восстановительная медицина и реабилитация - 2005». М.: 2005. 83-84. Levin O.S., Yunishchenko N.A. Comparative analysis of gait disorders in patients with discirculatory encephalopathy and Parkinson's disease. Theses of the participants of the International Congress "Restorative Medicine and Rehabilitation - 2005». M.: 2005. 83-84.
31. Амосова Н. А., Смоленцева И. Г. Методы реабилитации при болезни Паркинсона. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. Спецвыпуски. 2014; 114(6): 80-86.Amosova N. A., Smolenceva I. G. Rehabilitation methods for Parkinson's disease. *Zhurnal nevrologii i psihiatrii im. S.S. Korsakova*. Specvypuski. 2014; 114(6): 80-86 (inRussian).

Информация об авторах:

Прокопенко Семен Владимирович (Prokopenko Semen Vladimirovich), д.м.н., профессор, заведующий кафедрой нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0002-4778-2586>

Автор для корреспонденции: Можейко Елена Юрьевна (Mozhejko Elena Jur'evna), д.м.н., профессор, заведующая кафедрой медицинской реабилитации ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; врач невролог ФГБУ ФСНКЦ ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия; E-mail: [el\_mozheiko@mail.ru](mailto:el_mozheiko@mail.ru) <http://orcid.org/0000-0002-9412-1529>

For correspondence: Elena Yu. Mozheiko, Dr. Sci. Med., professor of the department of nervous diseases and medical rehabilitation PE Prof. V.F. Voino-Yasenetsky Krasnoyarsk State Medical University, E-mail: [el\_mozheiko@mail.ru](mailto:el_mozheiko@mail.ru); <http://orcid.org/0000-0002-9412-1529>

Аброськина Мария Васильевна (Abros'kina Marija Vasil'evna), к.м.н., доцент кафедры нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; врач невролог ФГБУ ФСНКЦ ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0002-1454-1807>

Ондар Вера Семеновна (Ondar Vera Semenovna), к.м.н., ассистент кафедры нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; врач невролог ФГБУ ФСНКЦ ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0003-2194-8557>

Исмаилова Сайкал Баатырбековна (Ismailova Saikal Baatyrbekovna), ассистент кафедры нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; врач невролог центра инновационной неврологии, экстрапирамидных заболеваний и ботулинотерапии ФГБУ ФСНКЦ ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия; E-mail: [sbismailova@gmail.com](mailto:sbismailova@gmail.com); <http://orcid.org/0000-0002-9890-9874>

Субочева Светлана Алексеевна (Subocheva Svetlana Alekseevna), к.м.н., ассистент кафедры нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0001-9916-6235>

Хомченкова Александра Андрееевна (Khomchenkova Aleksandra Andreeevna), аспирант кафедры нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0001-9458-1608>

Гуревич Владимир Александрович (Gurevich Vladimir Aleksandrovich), ординатор кафедры нервных болезней ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0002-1565-1020>

Зубрицкая Екатерина Михайловна (Zubrickaja Ekaterina Mihajlovna), к.м.н., ассистент кафедры медицинской реабилитации ПО, ФГБОУ ВО КрасГМУ им. проф. В.Ф. Войно-Ясенецкого Минздрава России, 660022, Красноярск, Россия; <http://orcid.org/0000-0001-7407-8837>

Малков Алексей Борисович (Malkov Aleksej Borisovich), к.м.н., врач по спортивной медицине ФГБУ «Федеральный Сибирский научно-клинический центр» ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия; <https://orcid.org/0000-0003-2282-7407>

Кондратьев Станислав Николаевич (Kondrat'ev Stanislav Nikolaevich) технический специалист по системам видеоанализа движений ФГБУ «Федеральный Сибирский научно-клинический центр» ФМБА России, 660037, Красноярск, Россия. <http://orcid.org/0000-0003-1909-7829>