

# ПРИМЕНЕНИЕ 2D GAIT-АНАЛИЗА ДЛЯ ОЦЕНКИ НАРУШЕНИЯ ПОХОДКИ У ПАЦИЕНТОВ СО СПАСТИЧЕСКИМ ТЕТРАПАРЕЗОМ

DOI: 10.17691/stm2021.13.5.03

УДК 616.832.12–009.12–07:004.891.3

Поступила 20.04.2021 г.



**А.С. Елисеев**, ассистент кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии им. М.В. Колокольцева<sup>1</sup>;  
**С.Я. Калинина**, к.м.н., ассистент кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии им. М.В. Колокольцева<sup>1</sup>;  
**К.С. Яшин**, к.м.н., ассистент кафедры травматологии, ортопедии и нейрохирургии им. М.В. Колокольцева<sup>1</sup>;  
**А.С. Золотова**, студентка<sup>1</sup>;  
**И.Н. Морозов**, д.м.н., руководитель центра нейрореабилитации пациентов с позвоночно-спинномозговой патологией<sup>1</sup>;  
**К.В. Славин**, Professor, Head of Stereotaxic and Functional Neurosurgery Department<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Приволжский исследовательский медицинский университет, пл. Минина и Пожарского, 10/1, Н. Новгород, 603005;

<sup>2</sup>University of Illinois at Chicago, 1200 W Harrison St., Chicago, IL, 60607, USA

**Цель исследования** — изучить возможность использования 2D gait-анализа для оценки походки у пациентов со спастическим тетрапарезом на фоне спинномозговой травмы и с другими заболеваниями на уровне шейного отдела спинного мозга.

**Материалы и методы.** В исследование включено 12 пациентов с тетрапарезом, возникшим вследствие разных причин. Оценку походки выполняли посредством видеонализа с применением пассивных маркеров (1,5 см) со светоотражающим материалом и специальной платформы для ходьбы. Определение координат маркеров в пространстве осуществляли благодаря захвату отраженного света инфракрасными светодиодами вокруг объективов видеокамер.

**Результаты.** С помощью 2D gait-анализа получены числовые показатели нарушения походки при спастическом тетрапарезе. Установлено увеличение фазы опоры с укорочением фазы переноса (с 81,9 [76,1; 89,2] до 85,3 [74,4; 90,2]%;  $p=0,97$ ) и уменьшение периода двойного шага (с 0,50 [0,45; 0,96] до 0,40 [0,34; 0,66];  $p=0,4$ ) в сравнении с целевыми (нормативными) показателями (60% — для фазы опоры; 1,41 — для периода двойного шага). Посредством числовых значений описаны движения в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах.

Проведена сравнительная оценка данных, полученных с левой и правой сторон тела пациентов. Статистически значимой разницы между оцениваемыми параметрами на разных сторонах тела не выявлено. Сравнение параметров до и после проведенного лечения выполнено у 4 пациентов. Получены статистически значимые различия значений при оценке фазы опоры и фазы переноса ( $p=0,035$ ), объема движений в тазобедренном суставе ( $p=0,01$ ), скорости походки ( $p=0,046$ ). Корреляционный анализ Кендалла не выявил статистически значимой взаимосвязи между параметрами, оцениваемыми при помощи видеонализа походки, и их значениями по Модифицированной шкале Эшворта ( $p>0,05$ ).

**Заключение.** 2D gait-анализ является перспективным методом количественной оценки нарушения походки у пациентов со спастическим тетрапарезом. Он позволяет выявить характерные паттерны походки, заключающиеся в увеличении фазы опоры с укорочением фазы переноса и периода двойного шага, а также в уменьшении объема движений в тазобедренных суставах с увеличением в коленных и голеностопных.

**Ключевые слова:** 2D gait-анализ; походка при спастическом тетрапарезе; спастический тетрапарез; биомеханика походки при тетрапарезе.

**Как цитировать:** Eliseev A.S., Kalinina S.Ya., Yashin K.S., Zolotova A.S., Morozov I.N., Slavin K.V. Application of 2D gait analysis for the assessment of gait disturbance in patients with spastic tetraparesis. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2021; 13(5): 24–30, <https://doi.org/10.17691/stm2021.13.5.03>

Для контактов: Морозов Иван Николаевич, e-mail: [ivanmorozov@list.ru](mailto:ivanmorozov@list.ru)

## Application of 2D Gait Analysis for the Assessment of Gait Disturbance in Patients with Spastic Tetraparesis

**A.S. Eliseev**, Assistant, Kolokoltsev Department of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery<sup>1</sup>;  
**S.Ya. Kalinina**, MD, PhD, Assistant, Kolokoltsev Department of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery<sup>1</sup>;  
**K.S. Yashin**, MD, PhD, Assistant, Kolokoltsev Department of Traumatology, Orthopedics and Neurosurgery<sup>1</sup>;  
**A.S. Zolotova**, Student<sup>1</sup>;  
**I.N. Morozov**, MD, DSc, Head of the Center for Neurorehabilitation in Spine and Spinal Cord Disorders<sup>1</sup>;  
**K.V. Slavin**, Professor, Head of the Stereotaxic and Functional Neurosurgery Department<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Privolzhsky Research Medical University, 10/1 Minin and Pozharsky Square, Nizhny Novgorod, 603005, Russia;

<sup>2</sup>University of Illinois at Chicago, 1200 W Harrison St., Chicago, IL, 60607, USA

**The aim of the study** was to explore the use of 2D gait analysis for assessing gait abnormalities in patients with spastic tetraparesis associated with spinal cord injury and other lesions of the cervical spinal cord.

**Materials and Methods.** The study included 12 patients with tetraparesis of various etiologies. Gait assessment was performed by video analysis using reflective markers (1.5 cm) and a special walking platform. The spatial coordinates of the markers were determined by capturing the reflected light with infrared LEDs located around the lenses of video cameras.

**Results.** Using 2D gait analysis, numerical indicators of gait disturbance in spastic tetraparesis were obtained. We found a prolongation of the stand phase with a shortening of the swing phase (from 81.9 [76.1; 89.2] to 85.3 [74.4; 90.2]%;  $p=0.97$ ) and the period of the double step (from 0.50 [0.45; 0.96] to 0.40 [0.34; 0.66];  $p=0.4$ ) in comparison with the target (normal) values (60% — for the stand phase; 1.41 — for the double-step period). The movements in the hip, knee, and ankle joints are described using numerical values.

We then compared the data obtained from the left and right sides of the patient's body: there were no statistically significant differences between the two sets of data. We also compared the gait characteristics before and after treatment (in 4 patients). Statistically significant differences in values were obtained for the stand and swing phases ( $p=0.035$ ), the range of motion in the hip joint ( $p=0.01$ ), and gait velocity ( $p=0.046$ ). Kendall's analysis revealed no significant correlation between the data obtained by video gait analysis and the gait changes by the Modified Ashworth Scale ( $p>0.05$ ).

**Conclusion.** 2D gait analysis is a promising method for quantifying gait disturbance in patients with spastic tetraparesis. It allows one to identify characteristic gait patterns, in particular, an increase in the stand phase with a shortening of the swing phase and the double step period, as well as a decrease in the range of motion in the hip joints with an increase in the knee and ankle ones.

**Key words:** 2D gait analysis; gait in spastic tetraparesis; spastic tetraparesis; gait biomechanics in tetraparesis.

### Введение

Повышение мышечного тонуса в верхних и нижних конечностях отмечается при многих заболеваниях, затрагивающих шейный отдел позвоночника. С проявлениями мышечной спастичности сталкиваются до 93% пациентов со спинномозговой травмой шейного отдела позвоночника и до двух третей больных со спондилогенной и сосудистой миелопатией [1, 2]. Повышение тонуса в большинстве случаев приводит к нарушению походки и, как следствие, к снижению качества жизни и высокому проценту инвалидизации в данной группе пациентов [3–5].

В настоящее время используются консервативные и оперативные методы лечения, которые могут применяться как в качестве монотерапии, так и в комбинации. Однако остается актуальным вопрос оценки эффективности проводимого лечения, особенно с учетом того, что в клинической практике используется преимущественно субъективная оценка степени тяжести нарушения походки.

В литературе описаны клинические, биомеханические и электрофизиологические методы оценки эффективности лечения у пациентов с повышенным тонусом верхних и нижних конечностей [6]. В качестве клинического метода наиболее часто применяется Модифицированная шкала Эшворта (Modified Ashworth Scale) [7, 8]. Ее использование сопряжено с субъективной оценкой мышечного тонуса исследователем. В качестве биомеханических методов некоторые авторы указывают на применение изокинетических динамометров, позволяющих количественно оценить спастичность, но в повседневной клинической практике данный метод почти не применяется. Примером электрофизиологического метода является электромиография, но она не обеспечивает простой и надежной оценки спастичности [6].

В последнее время встречаются публикации, в которых показана возможность использования для диагностики и оценки эффективности лечения спастического тетрапареза видеоанализа — 2D gait-анализа (2DGA), однако результаты приводятся

только для группы пациентов с детским церебральным параличом [9].

Авторами настоящего исследования получены первые результаты применения 2DGA для оценки нарушений походки у пациентов со спастическим тетрапарезом на фоне спинномозговой травмы и других заболеваний. Эти результаты свидетельствуют, что данная технология дает возможность количественной оценки состояния походки пациента и является перспективной при выборе метода лечения и оценки его эффективности.

**Цель исследования** — изучить возможность использования 2D gait-анализа для оценки походки у пациентов со спастическим тетрапарезом на фоне спинномозговой травмы и с другими заболеваниями на уровне шейного отдела спинного мозга.

### Материалы и методы

**Пациенты.** В исследование включено 12 пациентов (10 мужчин, 2 женщины) с тетрапарезом, возникшим вследствие разных причин. Давность заболевания — 5,0 [1,9; 8,5] года.

Работа была проведена в соответствии с положениями Хельсинкской декларации (2013) и одобрена Этическим комитетом Приволжского исследовательского медицинского университета (Н.Новгород). Каждый пациент подписал информированное согласие на участие в исследовании.

Причиной развития спастического тетрапареза в 7 случаях являлась позвоночно-спинномозговая травма, в 2 случаях — спондилогенная миелопатия, сопряженная с дегенеративно-дистрофическими изменениями

позвоночника, в 3 случаях — сосудистая миелопатия вследствие спинального инсульта. У всех пациентов, включенных в исследование, топический очаг поражения был расположен на уровне шейного отдела спинного мозга ниже уровня С<sub>2</sub>-позвонка.

Проведенное лечение включало в 5 случаях имплантацию интратекальной баклофеновой помпы, в 4 случаях — имплантацию эпидуральных электродов, в 3 случаях выполнялась консервативная терапия (применение препаратов, улучшающих кровообращение и нейромышечную проводимость, физиотерапия, массаж, лечебная физкультура). Оценку гипертонуса проводили по Модифицированной шкале Эшворта.

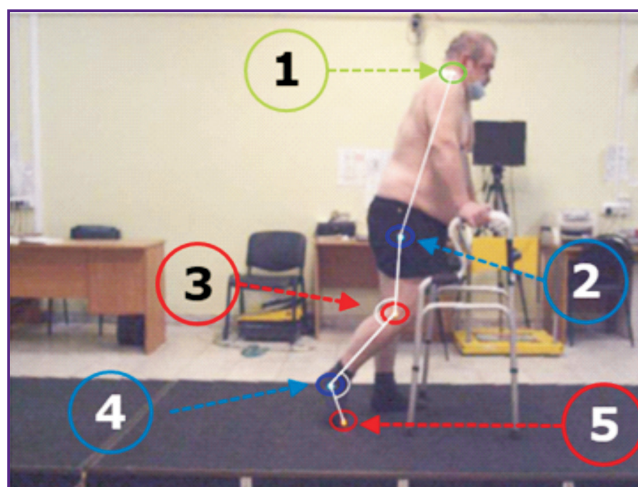
**2D gait-анализ.** Оценку нарушений походки выполняли посредством видеоанализа с применением пассивных маркеров (1,5 см) со светоотражающим материалом и специальной платформы для ходьбы. Определение координат маркеров в пространстве осуществляли благодаря захвату отраженного света инфракрасными светодиодами вокруг объективов видеокамер [10].

По протоколу сагиттального анализа походки было использовано 5 маркеров, расположенных на ключевых анатомических точках в соответствии с программой Simi Reality Motion Systems 2D (Германия) (рис. 1). Для правильного определения координат маркеры были закреплены на коже. Пациенты передвигались с помощью шагающих ходунков (ширина — 54,5 см, длина — 47,5 см, высота которых регулировалась индивидуально).

Особенностью двумерного анализа походки является видеофиксация в двух осях координат, из-за чего необходимо отдельно регистрировать данные с правой и левой сторон тела пациента. После проведения тестирования походки создается отчет на основании данных о движении пациента в реальном масштабе времени с наглядным представлением кинематических характеристик (рис. 2).

В ходе исследования были оценены следующие параметры ходьбы: фаза опоры (stand phase), фаза переноса (swing phase), период двойного шага (double step length), объем движений при разгибании в тазобедренном (hipflex), сгибании в коленном (kneeflex) и голеностопном (ankle) суставах. Дополнительно анализировали скорость походки (gait velocity). По каждому из параметров оценивали результаты на настоящий момент (actual) и их девиацию относительно целевых значений (deviation). Целевые значения, отражающие характеристики походки в норме, были получены в Университетской клинике Приволжского исследовательского медицинского университета ранее на этапе настройки работы программы [11].

**Статистический анализ.** Статистическую обработку проводили с помощью программы MS Excel 2010 и Statistica 10.0. Анализ Колмогорова–Смирнова показал отсутствие нормального распределения в выборке ( $p < 0,05$ ). Различия между группами оценивали с



**Рис. 1. Размещение световозвращающих датчиков на теле пациента в проекции суставов:**

1 — плечевой сустав — в области акромиона; 2 — тазобедренный сустав — в области головки бедренной кости; 3 — коленный сустав — в проекции латерального мыщелка большеберцовой кости; 4 — голеностопный сустав — в проекции латеральной лодыжки; 5 — головка V плюсневой кости



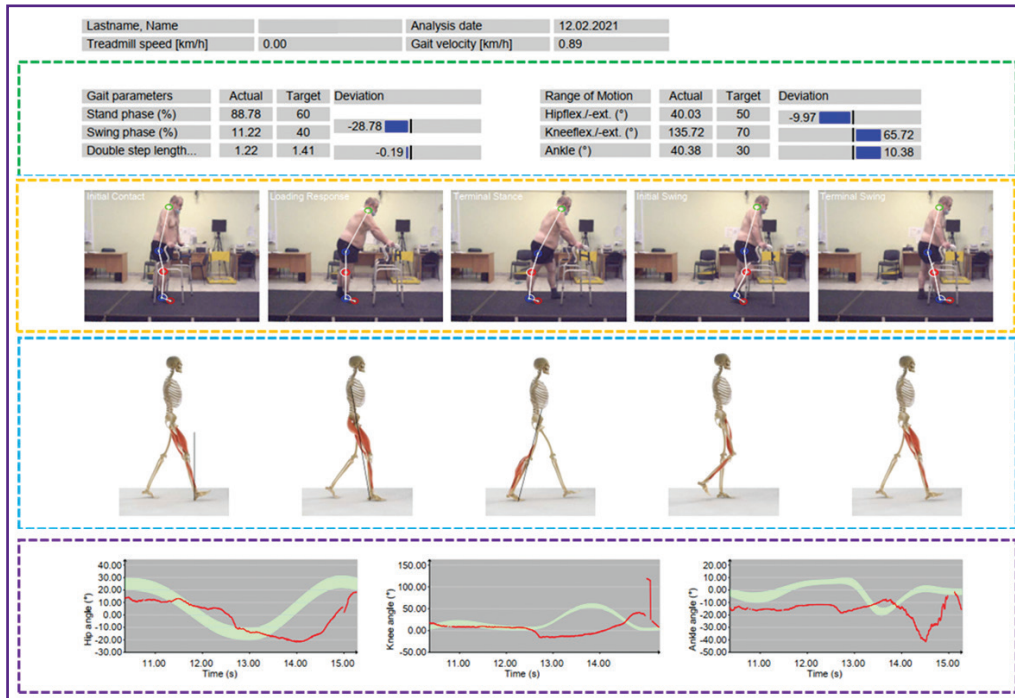


Рис. 2. Числовые (а) и визуальные (б), моделированные (в) и графические (г) представления кинематических характеристик ходьбы на основании сопоставления данных о движении пациента в реальном масштабе времени с моделью нормальной походки

помощью критерия Манна–Уитни. Для оценки среднего значения были использованы медиана и интерквартильный размах. Различия считались статистически значимыми при  $p < 0,05$ .

(табл. 2). Получены статистически значимые различия при оценке фазы опоры и фазы переноса ( $p = 0,035$ ),

Таблица 1

Параметры походки пациентов с двух сторон тела до лечения, полученные посредством 2D gait-анализа, Me [Q1; Q3]

**Результаты**

**Сравнение 2DGA-параметров походки, полученных с правой и левой сторон тела пациентов.** В ходе сравнительной оценки данных статистически значимой разницы между оцениваемыми параметрами на разных сторонах тела до лечения не выявлено ни в одном случае (табл. 1). Стоит при этом отметить, что целевых значений (нормы) не получено ни у одного пациента.

**Сравнение 2DGA-параметров походки до и после проведенного лечения.** Такое сравнение выполнено у 4 пациентов. Определено улучшение походки по следующим параметрам: 1) фаза опоры и фаза переноса; 2) объем движений в тазобедренном суставе; 3) скорость походки

Параметр	Целевое значение	Правая сторона	Левая сторона	p
<b>Изменения в настоящий момент</b>				
Параметры походки:				
фаза опоры, %	60,0	81,9 [76,1; 89,2]	85,3 [74,4; 90,2]	0,97
фаза переноса, %	40,0	18,0 [10,7; 23,8]	14,6 [9,7; 25,5]	0,97
период двойного шага	1,41	0,50 [0,45; 0,96]	0,40 [0,34; 0,66]	0,4
Объем движений, град:				
тазобедренный сустав (разгибание)	40,0	25,5 [21,6; 36,4]	27,9 [22,3; 40,6]	0,67
коленный сустав (сгибание)	135,7	30,9 [24,3; 51,2]	58,8 [34,5; 123,2]	0,08
голеностопный сустав	40,4	19,5 [16,8; 26,3]	22,5 [17,2; 28,6]	0,71
<b>Отклонение</b>				
Параметры походки:				
фаза опоры и переноса, %	60,0	-21,9 [-29,2; -16,1]	-25,3 [-30,2; -14,4]	0,97
период двойного шага	1,41	-0,91 [-0,96; -0,45]	-0,98 [-1,0; -0,75]	0,4
Объем движений, град:				
тазобедренный сустав (разгибание)	40,0	-24,4 [-28,3; -13,5]	-22,1 [-27,6; -0,5]	0,55
коленный сустав (сгибание)	135,7	-39,0 [-45,6; -18,7]	-17,6 [-37,3; 50,0]	0,14
голеностопный сустав	40,4	-10,4 [-13,1; -3,6]	-6,4 [-12,7; 10,6]	0,55
Скорость походки, км/ч	4,50	0,51 [0,26; 1,12]	0,41 [0,25; 1,18]	0,71

Таблица 2

Сравнение параметров походки до и после проведенного лечения (Me [Q1; Q3])

Параметр	До лечения	После лечения	p
<i>Изменения в настоящий момент</i>			
Параметры походки:			
фаза опоры, %	86,0 [79,3; 90,2]	79,5 [72,9; 85,3]	0,035
фаза переноса, %	14,0 [9,7; 20,6]	20,4 [14,6; 27,0]	0,035
период двойного шага	0,50 [0,34; 0,96]	0,71 [0,44; 0,99]	0,34
Объем движений, град:			
тазобедренный сустав (разгибание)	24,3 [20,0; 29,1]	33,4 [24,5; 37,9]	0,01
коленный сустав (разгибание)	37,3 [26,0; 80,4]	42,1 [32,5; 55,8]	0,77
голеностопный сустав	20,7 [16,6; 41,6]	39,5 [14,6; 51,3]	0,32
<i>Отклонение</i>			
Параметры походки:			
фаза опоры и переноса, %	-26,0 [-30,2; -19,3]	-19,5 [-25,3; -12,9]	0,035
период двойного шага	-0,91 [-1,0; -0,45]	-0,71 [-0,97; -0,42]	0,34
Объем движений, град:			
тазобедренный сустав (разгибание)	-25,6 [-29,9; -20,9]	-16,5 [-25,4; -11,6]	0,011
коленный сустав (разгибание)	-32,6 [-43,9; 10,4]	-27,8 [-37,4; 13,5]	0,67
голеностопный сустав	-9,2 [-13,3; 11,9]	9,5 [-15,3; 31,2]	0,16
Скорость походки, км/ч	0,44 [0,26; 1,80]	0,80 [0,68; 2,0]	0,046

объема движений в тазобедренном суставе (p=0,01) и скорости походки (p=0,046).

### Обсуждение

Для правильной оценки изменений походки и понимания смысла анализа необходимо представлять, как происходит движение человека в пространстве.

Ходьба человека является сложным механизмом взаимодействия нервной и опорно-двигательной систем. При повреждении кортикоспинальных путей спинного мозга вследствие травмы или сосудистой катастрофы происходит нарушение проведения импульса к периферическому мотонейрону. При сохранении возможности ходить развивается патологическая походка. Как и нормальная, патологическая ходьба состоит из нескольких этапов. Периодом двойного шага (полный цикл ходьбы) считается момент во времени от соприкосновения с опорой пятки опорной ноги до повторного их соприкосновения. Нога в тазобедренном суставе согнута, но выпрямлена в коленном, голеностопный сустав находится в положении тыльного сгибания. Весь период двойного шага состоит из фазы опоры и фазы переноса [11, 12].

В фазу опоры (рис. 3, а) вес тела приходится на всю опорную стопу. Передвижение тела в пространстве осуществляется преимущественно по инерции, с минимальной мышечной активностью. Нога в тазобедренном суставе согнута, в коленном суставе отмечается небольшое сгибание, голеностопный сустав находится в среднем положении между тыльным и подошвенным сгибанием стопы. В конце фазы опоры

происходит толчок тела вперед и вверх, преимущественно за счет активности мышц голеностопного сустава и стопы. В отличие от начала фазы перемещение тела происходит преимущественно уже за счет мышечной силы [11, 12].

В фазу переноса (рис. 3, б) происходит подъем стопы от поверхности. Перемещение тела осуществляется за счет инерции. Нога в тазобедренном и коленном суставах максимально согнута. Фаза, как и весь цикл ходьбы, завершается контактом стопы с опорой [11, 12].

По данным проведенного обследования получены объективные показатели нарушения походки при спастическом тетрапарезе. Отличительной особенностью является увеличение фазы опоры с укорочением фазы переноса (от 81,9 [76,1; 89,2] до 85,3 [74,4; 90,2]%; p=0,97) и уменьшение периода двойного шага (от 0,50 [0,45; 0,96] до 0,40 [0,34; 0,66]; p=0,4) в сравнении с целевыми показателями (60% — для фазы опоры; 1,41 — для периода двойного шага). Описание движения в тазобедренных, коленных и голеностопных суставах посредством числовых значений показало, что происходит уменьшение объема движений в тазобедренных суставах с увеличением в коленных и голеностопных. Таким образом, субъективную оценку «паретическая походка» можно дополнить числовыми значениями. Это позволяет понять степень тяжести нарушения и динамику изменений на фоне лечения.

У 4 пациентов с центральным спастическим тетрапарезом, которым была проведена оценка походки до и после лечения, отмечено ее улучшение по несколь-

ким параметрам. Учитывая пилотный характер исследования и малый объем выборки, настоящая работа не может ответить на вопрос о влиянии выбора метода лечения на параметры походки пациентов и не позволяет сделать вывод об универсальности данных параметров. Однако возможность регистрации 2DGA-изменений походки пациента на фоне лечения определяет перспективность дальнейших исследований в этой области.

Сравнительная оценка данных с датчиков, оценивающих перемещение в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах, не показала статистически значимых различий показателей в левой и правой нижних конечностях ( $p > 0,05$ ). Таким образом, при центральном спастическом тетрапарезе значимых различий гипертонауса в левой и правой ногах нет. Данный результат обусловлен «симметричностью» пареза у исследуемых пациентов, что наблюдается при таком поражении спинного мозга. У пациентов с иным топическим уровнем поражения изменения мышечного тонуса могут значимо варьировать. Для диагностики нарушения походки при поражении спинного мозга на уровне шейного отдела позвоночника ниже уровня  $C_2$ -позвонокка может быть достаточно выполнения видеонализа по одной ноге.

Анализ изменения походки на фоне проводимого лечения продемонстрировал статистически значимое уменьшение времени фазы опоры ( $p = 0,035$ ) и увеличение фазы переноса ( $p = 0,035$ ). Выявлено увеличение объема движений в тазобедренных суставах ( $p = 0,011$ ) и скорости походки ( $p = 0,046$ ). Отмечено уменьшение времени «ожидания» начала ходьбы и увеличение амплитуды сгибания в тазобедренных суставах.

Результаты проведенного исследования показали, что 2DGA может быть применен к оценке нарушения ходьбы пациентов при спастическом тетрапарезе различной этиологии. В перспективе мы собираемся изучить, есть ли корреляция между нарушением стереотипа ходьбы, выявленным при помощи видеонализа, с нарушением качества жизни, со способностью к самообслуживанию и мобильностью пациентов.

### Заключение

2D gait-анализ является перспективным методом количественной оценки нарушения походки у лиц со спастическим тетрапарезом. Он позволяет выявить характерные паттерны походки в данной группе пациентов, заключающиеся в увеличении фазы опоры с укорочением фазы переноса и периода двойного



Рис. 3. Основные фазы периода двойного шага: а — фаза опоры, б — фаза переноса

шага и в уменьшении объема движений в тазобедренных суставах с увеличением в коленных и голеностопных. Дальнейшие исследования 2D gait-анализа могут быть направлены на возможность оценки данным методом эффективности проводимого лечения и исследования.

**Финансирование исследования и конфликт интересов.** Исследование не финансировалось какими-либо источниками, и конфликты интересов, связанные с данным исследованием, отсутствуют.

### Литература/References

1. Janssen I., Nouri A., Tessitore E., Meyer B. Cervical myelopathy in patients suffering from rheumatoid arthritis — a case series of 9 patients and a review of the literature. *J Clin Med* 2020; 9(3): 811, <https://doi.org/10.3390/jcm9030811>.
2. Пономарев Г.В., Скоромец А.А., Краснов В.С., Родионова О.В., Глистенкова Д.Д., Порхун Н.Ф., Дамбинова С.А. Сосудистая миелопатия: причины и механизмы, возможности диагностики и лечения. *Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика* 2018; 10(1): 12–16, <https://doi.org/10.14412/2074-2711-2018-1-12-16>.
3. Ponomarev G.V., Skoromets A.A., Krasnov V.S., Rodionova O.V., Glistenkova D.D., Porkhun N.F., Dambinova S.A. Vascular myelopathy: causes and mechanisms, possibilities of diagnosis and treatment. *Nevrologia, nejropsihiatria, psihosomatika* 2018; 10(1): 12–16, <https://doi.org/10.14412/2074-2711-2018-1-12-16>.
4. Natale M., Mirone G., Rotondo M., Moraci A. Intrathecal baclofen therapy for severe spasticity: analysis on a series of 112 consecutive patients and future perspectives. *Clin Neurol Neurosurg* 2012; 114(4): 321–325, <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2011.10.046>.
5. Fjelstad A.B., Hommelstad J., Sorteberg A. Infections related to intrathecal baclofen therapy in children and adults: frequency and risk factors. *J Neurosurg Pediatr* 2009; 4(5): 487–493, <https://doi.org/10.3171/2009.6.peds0921>.

5. Pittelkow T.P., Bendel M.A., Lueders D.R., Beck L.A., Pingree M.J., Hoelzer B.C. Quantifying the change of spasticity after intrathecal baclofen administration: a descriptive retrospective analysis. *Clin Neurol Neurosurg* 2018; 171: 163–167, <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2018.06.010>.
6. Biering-Sørensen F., Nielsen J., Klinge K. Spasticity-assessment: a review. *Spinal Cord* 2006; 44(12): 708–722, <https://doi.org/10.1038/sj.sc.3101928>.
7. Ashworth B. Preliminary trial of carisoprodol in multiple sclerosis. *Practitioner* 1964; 192: 540–542.
8. Супонева Н.А., Юсупова Д.Г., Жирова Е.С., Мельченко Д.А., Таратухина А.С., Бутковская А.А., Ильина К.А., Зайцев А.Б., Зимин А.А., Клочков А.С., Люкманов Р.Х., Калинкина М.Э., Пирадов М.А., Котов-Смоленский А.М., Хижникова А.Е. Валидация модифицированной шкалы Рэнкина (The Modified Rankin Scale, MRS) в России. *Неврология, нейропсихиатрия, психосоматика* 2018; 10(4): 36–39, <https://doi.org/10.14412/2074-2711-2018-4-36-39>.
- Suponeva N.A., Yusupova D.G., Zhironova E.S., Melchenko D.A., Taratukhina A.S., Butkovskaya A.A., Ilyina K.A., Zaitsev A.B., Zimin A.A., Klochkov A.S., Lyukmanov R.Kh., Kalinkina M.E., Piradov M.A., Kotov-Smolensky A.M., Khizhnikova A.E. Validation of The Modified Rankin Scale in Russia. *Nevrologia, neyropsihiatriya, psichosomatika* 2018; 10(4): 36–39, <https://doi.org/10.14412/2074-2711-2018-4-36-39>.
9. Langerak N.G., Lamberts R.P., Fieggen A.G., Peter J.C., Merwe L., Peacock W.J., Vaughan C.L. A prospective gait analysis study in patients with diplegic cerebral palsy 20 years after selective dorsal rhizotomy. *J Neurosurg Pediatr* 2008; 1(3): 180–186, <https://doi.org/10.3171/ped/2008/1/3/180>.
10. Borzikov V.V., Rukina N.N., Vorobyova O.V., Kuznetsov A.N., Belova A.N. Human motion video analysis in clinical practice (review). *Sovremennye tehnologii v medicine* 2015; 7(4): 201–210, <https://doi.org/10.17691/stm2015.7.4.26>.
11. Морозов И.Н. *Позвоночно-спинномозговая травма: восстановительное лечение в промежуточном и позднем периодах*. Автореф дис. ... докт. мед. наук. М; 2011.
- Morozov I.N. *Pozvonochno-spinnomozgovaya travma: vosstanovitel'noe lechenie v promezhtochnom i pozdnyem periodakh*. Avtoref. dis. ... dokt. med. nauk [Spinal cord injury: rehabilitation treatment in the intermediate and late periods. DSc Thesis]. Moscow; 2011.
12. Витензон А.С., Петрушанская К.А., Скворцов Д.В. *Руководство по применению метода искусственной коррекции ходьбы и ритмических движений посредством программируемой электростимуляции мышц*. М; 2005.
- Vitenzon A.S., Petrushanskaya K.A., Skvortsov D.V. *Rukovodstvo po primeniyu metoda iskusstvennoy korrektsii khod'by i ritmicheskikh dvizheniy posredstvom programmiruemykh elektrostimulyatsii myshts* [Guidelines for the application of the method of artificial correction of walking and rhythmic movements through programmed electrical muscle stimulation]. Moscow; 2005.