

Дата публикации: 01.06.2022
DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_46
УДК 612.76; 612.74-073; 004.92

Publication date: 01.06.2022
DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_46
UDC 612.76; 612.74-073; 004.92

ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ПРОФИЛЕЙ ПОВЕРХНОСТНОЙ ЭЛЕКТРОМИОГРАФИИ ПРИ ХОДЬБЕ В НОРМЕ

Т.И. Долганова^{1,2}, А.О. Трофимов¹, А.Ю. Аксенов^{1,3}, Д.В. Долганов¹

¹Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, г. Курган, Россия.

²Курганский государственный университет, г. Курган, Россия

³Санкт-Петербургский государственный электротехнический институт «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), г. Санкт-Петербург, Россия

Аннотация. Представлен обзор литературы интерпретации профилей поверхностной электромиографии при ходьбе в норме. Приведены примеры графиков сопоставления кинематики, кинетики и профиля поверхностной ЭМГ здоровых обследуемых. Исследования выполнены в лаборатории анализа походки Центра Илизарова. Кинетические и кинематические данные регистрировались оптическими камерами Oqus 7+ (8 камер компании Qualisys) с использованием пассивных светоотражающих маркеров. Система камер синхронизировалась с шестью динамометрическими платформами KISTLER (Швейцария). Регистрировалась мышечная активность (m. Biceps femoris, m. Gluteus maximus, m. Gastrocnemius, m. Tibialis ant, m. Rectus femoris) с помощью системы электромиографии TeleMyo Desktop DTS (Noraxon USA). При анализе результатов необходимо учитывать форму активности мышцы и её распределение в течение цикла шага сопоставляя с данными кинематики и кинетики суставов при ходьбе, т.к. в стандартном клиническом блоке видеоанализа походки используется алгоритм масштабирования поверхностной электромиографии.

Ключевые слова: видеоанализ походки, поверхностная электромиография, кинетика и кинематика ходьбы.

INTERPRETATION OF SURFACE ELECTROMYOGRAPHY PROFILES IN NORMAL WALKING

T.I. Dolganova^{1,2}, A.O. Trofimov¹, A.Yu. Aksenov^{1,3}, D.V. Dolganov¹

¹National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Orthopedics, Kurgan, Russia

²Kurgan State University, Kurgan, Russia

³Saint Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg, Russia

Annotation. This article presents a review of the literature on the interpretation of surface electromyography profiles during normal walking. Examples of graphs comparing the kinematics, kinetics and surface electromyography profile of healthy subjects were demonstrated. The studies were carried out in the Gait Analysis Laboratory of the Ilizarov Centre. Kinetic and kinematic data were recorded with Oqus 7+ optical cameras (8 cameras from Qualisys) using passive reflective markers. Camera system was synchronized with six KISTLER dynamometric platforms (Switzerland). Muscle activity (m. Biceps femoris, Gluteus maximus, m. Gastrocnemius, m. Tibialis ant, m. Rectus femoris) was recorded using the TeleMyo Desktop DTS EMG system (Noraxon USA). When analyzing the results, it was necessary to take into account the form of muscle activity and its distribution during the step cycle, comparing it with the data of the kinematics and kinetics of the joints during walking, because the surface electromyography scaling algorithm was used in the standard clinical gait video analysis block.

Keywords: gait video analysis, surface electromyography, gait kinetics and kinematics.

Введение. Альтернативной объективной оценкой функциональной мышечной силы являются данные электромиографии (ЭМГ). Записи ЭМГ отражают активность основных двигательных единиц, в то время как динамометрия измеряет производные мышечной силы – момент силы, прилагаемый к суставу. Поверхностная ЭМГ (sEMG) может быть легко зарегистрирована во время функциональной активности, такой как ходьба, и является основным неинвазивным методом, используемым для регистрации электрической активности мышц при выполнении динамических задач. Данная методика включена в стандартный медицинский блок комплексного клинического анализа походки в сочетании с данными кинематики и кинетики [1-4].

Цель исследования: несистематизированный обзор литературы, отражающий клинический анализ профиля сигналов sEMG нижних конечностей в сочетании с данными кинематики и кинетики для оценки электрической активности мышц при ходьбе.

Методы и организация исследования. Информация по исследуемой проблеме получена в результате поиска научных статей среди электронных ресурсов на платформе баз данных Web of Science, Scopus, PubMed, Cochrane Library, eLIBRARY, CYBERLENINKA. Использованы ключевые слова и словосочетания: трехмерный клинический анализ походки, поверхностная электромиография, кинетика и кинематика ходьбы.

Результаты исследования и их обсуждение. Одним из преимуществ поверхностной ЭМГ является его прямая связь с работой мышц. Она легко регистрируется при ходьбе и отражает активность лежащих в основе двигательных единиц, в то время как кинетика измеряет производные мышечной силы, такие как моменты, действующие на сустав. На форму сигнала ЭМГ так же влияют такие факторы, как структура тканей между активными двигательными единицами и электродами, перекрестные помехи, типы активных волокон, длина и физиологическое состояние мышцы [5-6].

Профили динамической ЭМГ показывают период и интенсивность мышечной деятельности в зависимости от цикла шага, что позволяет описывать время действия (например, отсутствие, отсроченная или постоянная активность), периоды совместных сокращений, а также спастичность мышц во время ходьбы, способствуя описанию модели ходьбы пациента для выявления функциональной причины нарушения походки [7].

Изучение мышечной активности при локомоции используется для исследования нервно-мышечной активации нижних конечностей при ходьбе у здоровых людей [8-10], имеет первостепенное значение в клинике при ведении больных, страдающих самыми разнообразными неврологическими [11-12], ортопедическими заболеваниями [13-14], у пациентов с хронической болью в пояснице [15], заболеваниями периферических сосудов, нарушающими паттерн походки [16], постинсультные [17-18], и дети с гемиплегией [17, 19, 21, 22]. Большинство исследований посвящены анализу ЭМГ, мышечной силы и параметров ходьбы у детей с церебральным параличом (ДЦП) [19-24].

Дети с ДЦП неспособны эффективно синхронизировать скорость возбуждения активных двигательных единиц, чтобы увеличить генерируемую мышечную силу [23], что является основной причиной мышечной слабости. Существует очень сложная взаимосвязь между мышечной силой, ЭМГ и скоростью ходьбы, при этом мышечная сила является ведущим признаком в нарушениях локомоции походки [24].

Учитывая, что скорость ходьбы и мышечная сила влияют на ЭМГ, но вклад мышечной силы всегда выше, анализ динамической ЭМГ проводится на основании средних значений. У пациентов увеличения частоты ЭМГ при снижении мышечной силы может указывать на то, что более слабые мышцы характеризуются более высокими средними частотами ЭМГ при выполнении функциональных задач [25].

Регистрацию поверхностной электромиограммы обычно проводят биполярными

электродами с фиксированным межэлектродным расстоянием и постоянной площадью. Биполярный электрод устанавливается в двигательной точке таким образом, чтобы продольная ось располагалась вдоль мышцы. В стандартном обследовании клинического анализа походки (sEMG-GA) [26] датчики sEMG размещаются, по крайней мере, над m. tibialis anterior (TA), m. gastrocnemius (LGS), m. rectus femoris (RF) и латеральными или медиальными подколенными сухожилиями Hamstrings (LH) (m. semimembranosus, m. semitendinosus и m. biceps femoris) с двух сторон. Это позволяет анализировать, по крайней мере, пару мышц агонистов-антагонистов, действующих в каждом суставе обеих нижних конечностей (лодыжка: TA/LGS; колено: LH-LGS/RF; бедро: RF/LH). При регистрации ЭМГ поверхностные электроды устанавливаются в соответствии с рекомендациями SENIAM [27].

В литературе приводятся данные средней электрической активности мышц (в мкВ) нижних конечностей в течение двойного периода цикла при ходьбе в норме и у больных ДЦП, и отмечается, что для анализа данных ЭМГ при ходьбе необходимо учитывать форму активности и её распределение в течение цикла шага [28].

В стандартном блоке клинической формы заключения видеоанализа ходьбы имеются встроенные эталонные наборы данных в соответствии с рекомендациями, установленными согласно принятым во всем мире стандартам, специально разработанным для клинического анализа походки [29]. В последние годы внедрен алгоритм кластеризации для управления внутрисубъектной вариабельностью sEMG при ходьбе. Этот алгоритм, названный CIMAP (clustering to identify muscle activation patterns – кластеризация для идентификации паттернов мышечной активации), позволяет группировать вместе паттерны sEMG, имеющие схожие временные параметры [30-32]. Этот процесс является масштабируемым, чтобы облегчить интерпретацию

рандомизированных клинических испытаний с использованием измерений sEMG [33].

С точки зрения анализа sEMG, огибающая сигнала ЭМГ [34] отслеживает продолжительность начала и прекращения мышечной активности в фазу цикла шага [34-35].

Необработанные данные sEMG подвергаются полосовой фильтрации с использованием фильтра Баттерворта, также используется фильтр, удаляющий сердцебиение [35]. Чтобы обеспечить возможность сравнения между субъектами, пик активности sEMG каждой мышцы нормализован по среднему значению в цикле шага [34,36] или до максимальной амплитуды ЭМГ при ходьбе [37-38].

Особенности возрастного профиля с сигналов sEMG нижних конечностей у детей при ходьбе не выявлены [39-41], все стандартизированные по весу параметры мощности суставов соответствовали зарегистрированным у взрослых.

Для анализа работа мышц-агонистов рассчитывается индекс коактивации для шести фаз ходьбы по парам мышц (TA/GM, RF/HM) с использованием следующих двух индексов [42],

$$CoA1 = 2 * \frac{sEMG_{antagonist}}{sEMG_{agonist} + sEMG_{antagonist}} * 100$$
$$CoA2 = \frac{sEMG_{antagonist}}{sEMG_{agonist}} * 100$$

В индексе коактивации 1 (CoA1) активность антагониста была нормализована по отношению к средней общей мышечной активности и умножена на два, чтобы уравновесить активность агониста. В индексе коактивации 2 (CoA2) антагонист выражался только в процентах от мышечной активности агониста. Для обоих индексов индекс коактивации, равный 100%, представляет одинаковую активность мышц-агонистов и мышц-антагонистов, тогда как 0% представляет собой активацию исключительно агонистов.

Для коактивации TA/GM m. Tibialis anterior (TA) был определен как агонист во время начала опорной фазы цикла шага,

контролирующий опускание стопы, и во время начального и среднего и окончания не опорного периода цикла шага, отрыв стопы от земли и обеспечение клиренса стопы. m. Gastrocnemius (GM) был определен как агонист во время середины и окончания опорного периода цикла шага, где основной вклад – это стабилизация, контроль тыльного сгибания голеностопного сустава и подготовка к опорному толчку. Для коактивации RF/HM m. rectus femoris (RF) был определен как агонист во время начала опорного периода цикла шага, ограничивающий величину сгибания, возникающего при ударе стопы о землю в среднем и конечном опорном периоде, инициирующим разгибание колена, и предварительный мах голенью, контролирующий сгибание колена. M. Viceps femoris, как медиальное подколенное сухожилие m. Hamstring (HM), было определено как агонист во время начала, середины и окончания не опорного периода цикла шага, инициирующего сгибание колена.

Получены значения нормы индексов коактивации. Повышенные показатели коактивации можно объяснить либо снижением активности агонистов, либо повышением активности антагонистов [5]. Так, у детей с ДЦП активация передней большеберцовой мышцы была по сравнению со здоровыми сверстниками в фазу начала опорного периода и к середине/концу не опорного периода. Перед не опорным периодом цикла шага ТА значительно увеличилась в группе ДЦП. Активность m. Gastrocnemius значительно увеличена в фазу начала опорного периода и снижена к концу опорного периода. Активность RF была значительно уменьшена к окончанию опорного периода, и весь не опорный период цикла шага (табл. 1). При анализе кривой поверхностной ЭМГ в цикле шага выделяют не опорный и опорный периоды.

Таблица 1

Значения индексов коактивации в норме [5]

	Опорный период цикла шага			Не опорный период цикла шага		
	начало	середина	конец	начало	середина	конец
агонист	ТА	GM	GM	GM	ТА	ТА
CoA1	10-65	80-100	45-55	80-210	60-100	50-70
CoA2	10-45	85-100	30-35	55-110	35-55	25-45
агонист	RF	RF	RF	RF	HM	HM
CoA1	80-110	170-200	60-110	45-80	90-110	55-100
CoA2	90-300	100-200	10-150	10-50	80-120	40-110

Примеры графиков кинематики, кинетики и профиля поверхностной ЭМГ получены у здоровых обследуемых при компьютерном анализе параметров ходьбы в лаборатории анализа походки Центра Илизарова (Ilizarov Gait Analysis Laboratory). Обследуемые ходили босиком с привычной для них скоростью на 7-метровой дорожке. Кинетические и кинематические данные регистрировались оптическими камерами Oqus 7+ (8 камер компании Qualisys) с частотой регистрации 100 Гц с использованием пассивных светоотражающих маркеров. Система камер

синхронизировалась с шестью динамометрическими платформами KISTLER (Швейцария), которые производили измерения с частотой 1000 Гц и 16-ти канальной системой ЭМГ TeleMyo Desktop DTS (Noraxon USA) с частотой 3000 Гц. В методике использован фильтр верхних частот (Highpass filter) с частотой среза 10 Гц, определяют изменения среднего квадратичного значения (the moving root mean Square, RMS) с окном в 100 миллисек. Результат умножается на 1 000 000, чтобы получить амплитуды sEMG (мкВ). Полученная кривая отображается на графике sEMG

в сравнении с должной нормой (серая кривая). Регистрировалась мышечная активность m. Biceps femoris, m. Gluteus maximus, m. Gastrocnemius, m. Tibialis ant, m. Rectus femoris. Пары биполярных поверхностных электродов устанавливались с соблюдением рекомендации SENIAM [27] по технике поверхностной ЭМГ. При установке маркеров использовалась модель IOR [43]. Анализ кинематики и кинетики проводился в программах QTM (Qualisys) и Visual3D (C-Motion) с автоматизированным расчетом

значений [44]. ЭМГ-анализ проводился методом огибающей кривой (linear envelope). Данные кинетики нормализовались по весу пациента. Все данные по оси абсцисс нормализовались в диапазоне от 0 до 100%, который соответствовал полному циклу шага. Был выделен каждый цикл шага, и на графиках построены средние значения.

Сопоставление графиков кинематики, кинетики и профили поверхностной ЭМГ представлено на рис 1-5.

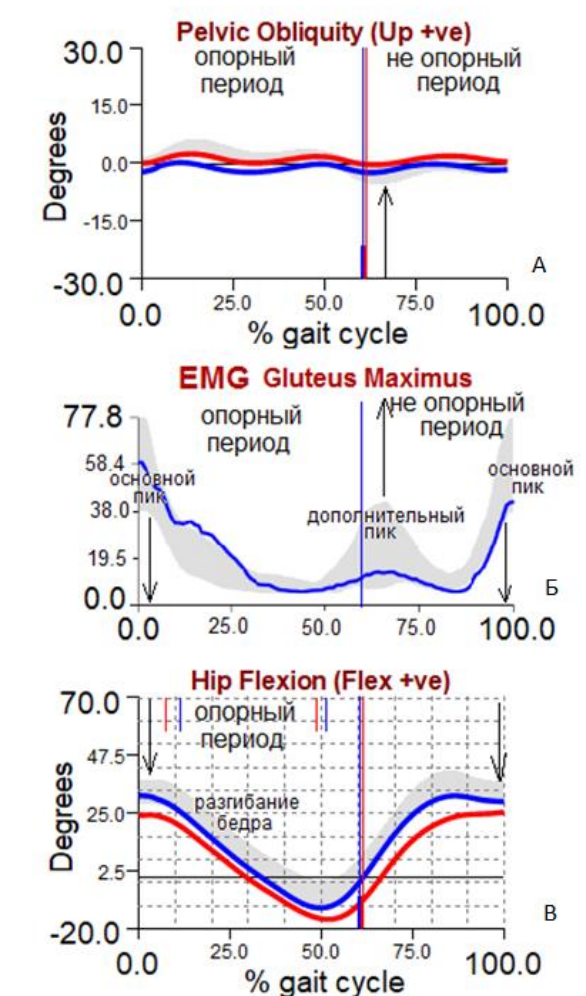


Рис. 1 Графики кинематики таза (А), тазобедренного сустава (В) в сагиттальной плоскости, sEMG m. Gluteus Maximus (Б)

M. Gluteus Maximus (рис. 1). Размещение датчиков в области наибольшей мышечной массы проксимальнее линии

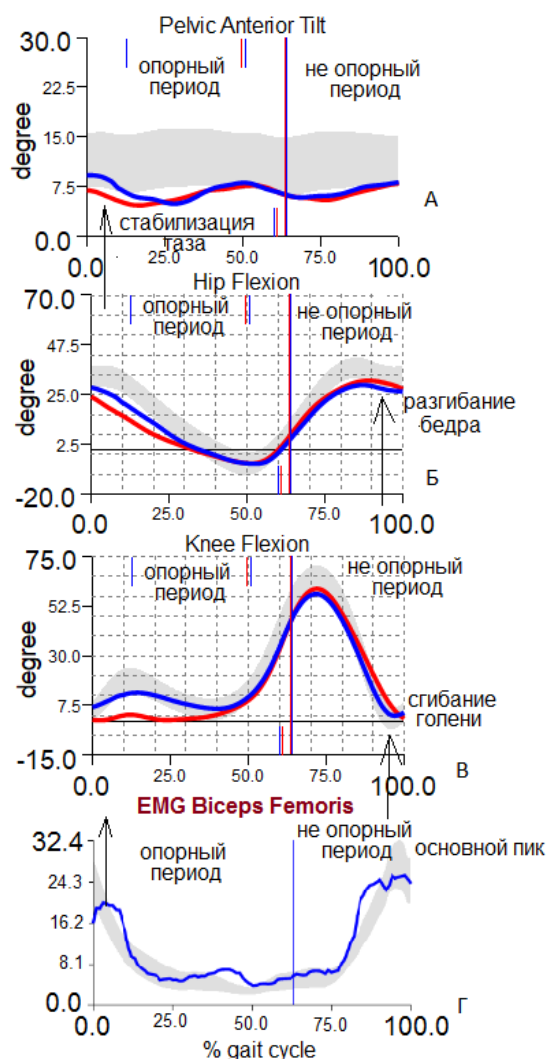


Рис. 2. Графики кинематики таза (А), тазобедренного сустава (Б), коленного сустава (В) в сагиттальной плоскости, sEMG m. Biceps femoris (Г)

между большим вертелом и седалищным бугорком. Основная активность начинается поздно и достигает пика во время опорного

периода цикла шага (шаг $\approx 10\%$), уменьшаясь до минимума к концу середины опорного периода цикла шага. Второй дополнительный пик активности происходит в первой половине не опорного периода цикла шага. Большая ягодичная мышца является разгибателем бедра и действует во время опорного периода (основной пик активности) как разгибатель бедра, наружная торсия бедра и, таким образом, обеспечивает степень сгибания колена. Также во время опорного периода обеспечивает стабилизацию таза при ротации туловища вперед. Дополнительный тип активности – стабилизация таза. Мышца уравнивает таз на головках бедренных костей, таким образом сохраняя вертикальное положение тела. Прикрепление через

подвздошно-большеберцовый тракт позволяет мышце поддерживать боковую часть колена и обеспечивает наружное вращение тазобедренного сустава в положении стоя, а также помогает поднимать медиальный продольный свод стопы.

M. Biceps Femoris (рис. 2). Активность начинается в не опорный период шага и достигает пика во второй половине не опорного периода шага ($\approx 90\%$ цикла шага), продолжается в начале опорного периода. Максимум регулярной активности мышцы при фиксированном тазе служит для сгибания голени, разгибания бедра (фаза переноса конечности). В опорный период шага ($\approx 4\%$ цикла шага) – за счет разгибания бедра участвует в стабилизации таза в сагиттальной плоскости и предотвращает наклон туловища вперед.

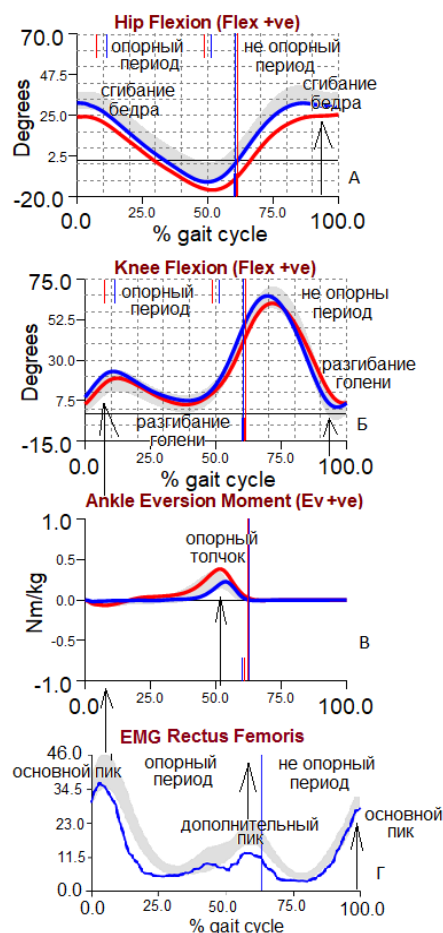


Рис. 3. Графики кинематики тазобедренного сустава (А), коленного сустава (Б) в сагиттальной плоскости, мощности работы голеностопного сустава – формирование опорного толчка (В), sEMG m. rectus femoris (Г)

М. Rectus Femoris (рис. 3). Регистрируется основной и дополнительный пик активности в опорный период цикла шага. Основной пик начинается в не опорный период шага и достигает пика в начале опорного периода ($\approx 10\%$ цикла шага) – формирует разгибание голени и сгибание бедра в опорный период цикла шага. Дополнительный пик активности начинается с момента отрыва пятки стопы для формирования опорного толчка и разгибания голени в не опорный период цикла шага для переноса конечности вперед.

М. Gastrocnemius (рис. 4). В опорный период цикла шага мышца удлиняется в процессе тыльного сгибания, достигает пика к середине опорного периода (40% цикла шага), формируя один максимум регулярной активности. При формировании

опорного толчка – мышца укорачивается наряду с другими подошвенными сгибателями, чтобы генерировать опорный толчок. Активность быстро падает и начинает возрастать в период переноса стопы, участвуя в сгибании голени как мышца-синергист с m. Rectus Femoris и m. Vastus.

М. Tibialis anterior (рис. 5). Основной максимум регулярной активности мышцы начинается в период переноса конечности, функция – удержать стопу в позиции тыльного сгибания до контакта пятки с опорой. После опоры всей стопой мышечная активность снижается. Дополнительный пик активности мышцы начинается при отрыве пальцев и приводит к сгибанию стопы для формирования клиренса во время фазы переноса стопы.

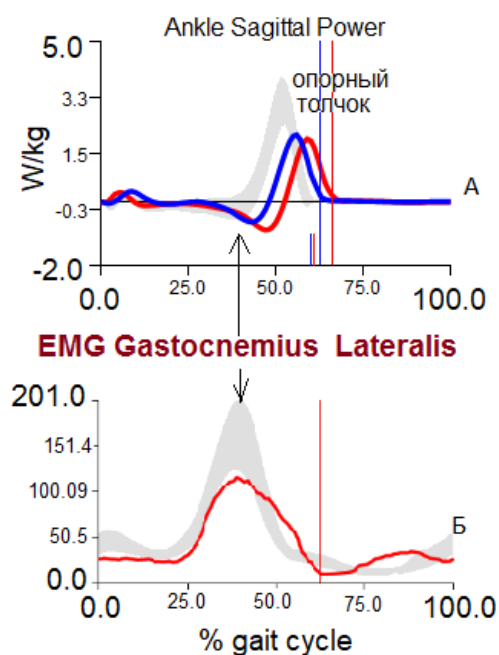


Рис. 4. Графики мощности работы голеностопного сустава – формирование опорного толчка (А), sEMG m. Gastrocnemius (Б)

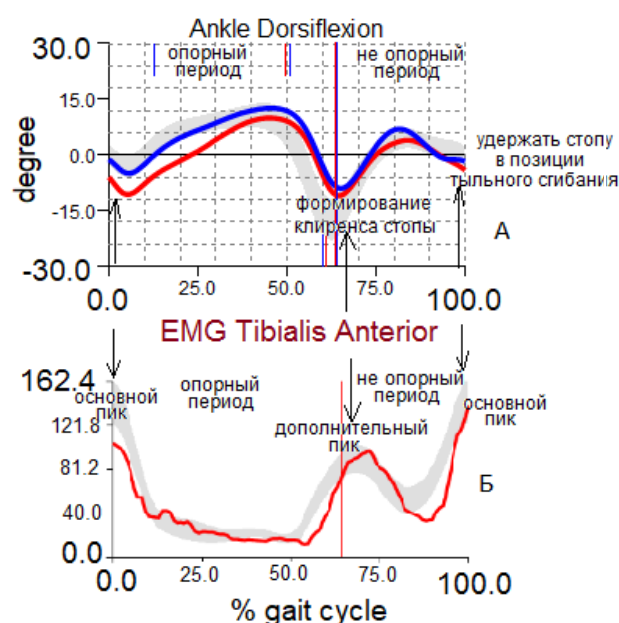


Рис. 5. Графики кинематики голеностопного сустава (А), sEMG m. Tibialis anterior (Б)

Заключение. В стандартном клиническом блоке видеоанализа походки использован алгоритм масштабирования, чтобы облегчить интерпретацию рандомизированных клинических испытаний с использованием данных sEMG. При анализе

результатов необходимо учитывать форму активности мышцы и её распределение в течение цикла шага, сопоставляя с данными кинематики и кинетики суставов при ходьбе.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Surface Electromyography Applied to Gait Analysis: How to Improve Its Impact in Clinics? / Agostini V., Ghislieri M., Rosati S. [et al] // *Front. Neurol.* – 2020. – № 11. – pp. 994. DOI: 10.3389/fneur.2020.00994.
2. Merletti, R. Surface electromyography for noninvasive characterization of muscle. / R. Merletti, A. Rainoldi, D. Farina // *Exerc Sport Sci Rev.* – 2001. – Vol. 29. – pp. 20-25. DOI: 10.1097/00003677-200101000-00005.
3. Reaz, M.B.I. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. / M. B. I. Reaz, M. S. Hussain, F. Mohd-Yasin // *Biol Proc Online.* – 2006. – № 8. – pp. 11-35. DOI: 10.1251/bpo115.
4. Disselhorst-Klug, C. Surface electromyography and muscle force: limits in sEMG-force relationship and new approaches for applications. / C. Disselhorst-Klug, T. Schmitz-Rode, G. Rau // *Clin Biomech.* – 2009. – Vol. 24. – pp. 225-235. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2008.08.003.
5. Gagnat, Y. Surface Electromyography Normalization Affects the Interpretation of Muscle Activity and Coactivation in Children With Cerebral Palsy During Walking. / Y. Gagnat, S. M. Brændvik, K. Roeleveld // *Front Neurol.* – 2020. – Vol. 11. – pp. 202. DOI: 10.3389/fneur.2020.00202
6. Advances in surface EMG: Recent progress in detection and processing techniques / Merletti R., Avenaggiato M., Botter A. [et al] // *Critical Reviews in Biomedical Engineering.* – 2010. – Vol. 38. – pp. 305-345. DOI: 10.1615/critrevbiomedeng.v38.i4.10.
7. Armand, S. Gait analysis in children with cerebral palsy. / S. Armand, G. Decoulon, A. Bonnefoy-Mazure // *EFORT Open Rev.* – 2016. – № 1. – pp. 448-460. DOI: 10.1302/2058-5241.1.000052.
8. Winter, D. A. EMG profiles during normal human walking: Stride-to-stride and inter-subject variability. / D. A. Winter, H. J. Yack // *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* – 1987. – Vol. 67. – pp. 402-411. DOI: 10.1016/0013-4694(87)90003-4.
9. Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. / Kadaba M. P., Ramakrishnan H. K., Wootten M. E. [et al] // *J Orthop Res.* – 1989. – № 7. – pp. 849-860. DOI: 10.1002/jor.1100070611.
10. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. / D. Burnett, N. Campbell-Kyureghyan, P. Cerrito, P. Quesada // *J Electromyogr Kinesiol.* – 2011. – Vol. 21. – pp. 610-615. DOI: 10.1016/j.jelekin.2011.03.006.
11. Gait Analysis in Parkinson's Disease: An Overview of the Most Accurate Markers for Diagnosis and Symptoms Monitoring. / Di Biase L., Di Santo A., Caminiti M. L. [et al] // *Sensors.* – 2020. – Vol. 20. – № 12. – pp. 3529. DOI: 10.3390/s20123529.
12. Increased neuromuscular consistency in gait and balance after partnered, dance-based rehabilitation in parkinson's disease. / Allen J. L., McKay J. L., Sawers A. [et al] // *J Neurophysiol.* – 2017. – Vol. 118. – № 1. – pp. 363-373. DOI: 10.1152/jn.00813.2016.
13. Shanbehzadeh, S. Knee muscle activity during gait in patients with anterior cruciate ligament injury: a systematic review of electromyographic studies. / S. Shanbehzadeh, M. A. M. Bandpei, F. Ehsani // *Knee Surg Sport Traumatol Arthrosc.* – 2017. – Vol. 25. – № 5. – pp. 1432-1442. DOI: 10.1007/s00167-015-3925-9.
14. Repeatability of knee impulsive loading measurements with skin-mounted accelerometers and lower limb surface electromyographic recordings during gait in knee osteoarthritic and asymptomatic individuals. / Lyytinen T., Bragge T., Hakkarainen M. [et al] // *J. Musculoskelet Neuronal Interact.* – 2016. – Vol. 16. – № 1. – pp. 63-74.
15. Spatial and temporal characteristics of the spine muscles activation during walking in patients with lumbar instability due to degenerative lumbar disk disease: evaluation in pre-surgical setting. / Miscusi M., Serrao M., Conte C. [et al] // *Hum Mov Sci.* – 2019. – Vol. 66. – pp. 371-382. DOI: 10.1016/j.humov.2019.05.013.
16. Kinetics and kinematics of diabetic foot in type 2 diabetes mellitus with and without peripheral neuropathy: a systematic review and meta-analysis / A. Hazari, A.G. Maiya, K.N. Shivashankara [et al] // *Springerplus.* – 2016. – Vol. 5. – № 1. – pp. 1819. DOI: 10.1186/s40064-016-3405-9.
17. Immediate kinematic and muscle activity changes after a single robotic exoskeleton walking session post-stroke. / C. Swank, S. Almutairi, S. Wang-Price, F. Gao // *Top Stroke Rehabil.* – 2020. – Vol. 27. – № 7. – pp. 503-515. DOI: 10.1080/10749357.2020.1728954.
18. Assessment Methods of Post-stroke Gait: A Scoping Review of Technology-Driven Approaches to Gait Characterization and Analysis. / Mohan D. M., Khandoker A. H., Wasti S. A. [et al] // *Front Neurol.* – 2021. – Vol. 12. – pp. 650024. DOI: 10.3389/fneur.2021.650024.

19. Muscle Shortening and Spastic Cocontraction in Gastrocnemius Medialis and Peroneus Longus in Very Young Hemiparetic Children / Vinti M., Bayle N., Merlo A. [et al] // *BioMed Research International*. – 2018. – Vol. 2018. – Article ID 2328601. – 10 p. DOI:10.1155/2018/2328601.
20. Repeatability of electromyography recordings and muscle synergies during gait among children with cerebral palsy / Steele K. M., Munger M. E., Peters K. M. [et al] // *Gait Posture*. – 2019. – Vol. 67. – № 1. – pp. 290-295. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.10.009.
21. Gait training facilitates central drive to ankle dorsiflexors in children with cerebral palsy / M. Willerslev-Olsen, T. Petersen, S. Farmer, J. Nielsen // *Brain*. – 2015. – Vol. 138. – № 3. – pp. 589-603. DOI: 10.1093/brain/awu399.
22. Lower limb muscle fatigue during walking in children with cerebral palsy / Eken M. M., Brændvik S. M., Bardal E. M. [et al] // *Dev Med Child Neurol*. – 2019. – Vol. 61. – pp. 212-218. DOI:10.1111/dmcn.14002.
23. Lower extremity muscle activity during cycling in adolescents with and without cerebral palsy / R. Lauer, T. Johnston, B. Smith, S. Lee // *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). – 2008. – Vol. 23. – № 4. – pp. 442-449. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2007.11.004.
24. Relation between muscle thickness, spasticity, and activity limitations in children and adolescents with cerebral palsy / Ohata K., Tsuboyama T., Haruta T. [et al] // *Developmental Medicine and Child Neurology*. – 2008. – Vol. 50. – pp. 152-156. DOI: 10.1111/j.1469-8749.2007.02018.x.
25. To what extent is mean EMG frequency during gait a reflection of functional muscle strength in children with cerebral palsy? / Van Gestel L., Wambacq H., Aertbelie E. [et al.] // *Research in Developmental Disabilities*. – 2012. – Vol. 33. – № 3. – pp. 916-923 DOI: 10.1016/j.ridd.2011.12.010.
26. Asymmetry index in muscle activations. / Castagneri C., Agostini V., Rosati S. [et al] // *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng*. – 2019. – Vol. 27. – № 4. – pp. 772-779. DOI: 10.1109/TNSRE.2019.2903687.
27. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures / H. Hermens, B. Freriks, C. Disselhorst-Klug, G. Rau // *J Electromyogr Kinesiol*. – 2000. – Vol. 10. – № 5. – pp. 361-374 DOI: 10.1016/S1050-6411(00)00027-4.
28. Петрушанская, К. А. Исследование структуры ходьбы больных детским церебральным параличом / К. А. Петрушанская, А. С. Витензон. // *Российский журнал биомеханики*. – 2005. – Т. 9. – № 3. – С. 56-69. [In English] Petrushanskaya K.A., Vitenzon A.S. Study of the walking structure of patients with cerebral palsy. *Russian Journal of Biomechanics*, 2005, vol. 9, no. 3, pp. 56-69.
29. SIAMOC position paper on gait analysis in clinical practice: general requirements, methods and appropriateness / Benedetti M.G., Beghi E., De Tanti A. [et al] // In: *Results of an Italian Consensus Conference in Gait and Posture*. Milan: Elsevier, 2017. pp. 252-260 DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.08.003.
30. Clustering analysis of EMG cyclic patterns: A validation study across multiple locomotion pathologies / Agostini V., Rosati S., Castagneri C. [et al] // In: *I2MTC 2017 – IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference*. Turin, 2017. – pp. 1-5. DOI: 10.1109/I2MTC.2017.7969746.
31. Muscle contractions in cyclic movements: optimization of CIMAP algorithm / Rosati S., Castagneri C., Agostini V. [et al] // In: *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*. Jeju. 2017. – pp. 58-61. DOI: 10.1109/EMBC.2017.8036762.
32. Muscle activation patterns during gait: a hierarchical clustering analysis / S. Rosati, V. Agostini, M. Knaflitz, G. Balestra // *Biomed Signal Process Control*. – 2017. – Vol. 31. – № 1. – pp. 463-469. DOI: 10.1016/j.bspc.2016.09.017.
33. Longitudinal assessment of muscle function after total hip arthroplasty: use of clustering to extract principal activations from EMG signals. / Castagneri C., Agostini V., Rosati S. [et al] // In: *MeMeA 2018. – IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications*, Proceedings. Rome, 2018. – pp. 1-5. DOI: 10.1109/MeMeA.2018.8438802.
34. Abnormal muscle activation during gait in diabetes patients with and without neuropathy. / Sawacha Z., Spolaor F., Guarneri G. [et al.] // *Gait Posture*. – 2012. – Vol. 35. – № 1. – pp. 101-105. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.08.016.
35. Bonato, P. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. / P. Bonato, T. D'Alessio, M. Knaflitz // *IEEE Trans. Biomed.*

- Eng. – 1998. – Vol.45. – № 3. – pp. 287-299. DOI: 10.1109/10.661154.
36. Reliability of surface electromyographic recordings during walking in individuals with knee osteoarthritis. / C. Hubley-Kozey, S. Robbins, D. Rutherford, W. Stanish // *J Electromyogr Kinesiol.* – 2013. – Vol. 23. – № 2. – pp. 334-341. DOI: 10.1016/j.jelekin.2012.12.002.
37. Methodologies to assess muscle co-contraction during gait in people with neurological impairment – a systematic literature review. / Rosa M. C., Marques A., Demain S. [et al] // *J Electromyogr Kinesiol.* – 2014. – Vol. 24. – № 2. – pp. 179-191. DOI: 10.1016/j.jelekin.2013.11.003.
38. Can activities of daily living contribute to EMG normalization for gait analysis? / A. Ghazwan, S. Forrest, C. Holt, G. Whatling // *PLoS ONE.* – 2017. – Vol. 12. – № 4. – pp. e0174670. DOI: 10.1371/journal.pone.0174670.
39. Gait analysis on force treadmill in children: comparison with results from ground-based force platforms / Tesio L., Malloggi C., Portinaro N.M. [et al] // *Int J Rehabil Res.* – 2017. – Vol. 40. – № 4. – pp. 315-324. DOI: 10.1097/MRR.0000000000000243.
40. Wittle, M. W. *Gait Analysis an introduction* / M. W. Wittle. – UK: Butterworth-Elsevier Ltd., 2007, 4th ed. – 232 p.
41. Crouch gait can be an effective form of forced-use/no constraint exercise for the paretic lower limb in stroke / Tesio L., Rota V., Malloggi C. [et al] // *Int J Rehabil Res.* – 2017. – Vol. 40. – № 3. – pp. 254-267. DOI: 10.1097/MRR.0000000000000236.
42. Quantification of cocontraction in spastic cerebral palsy / A. Ikeda, M. Abel, K. Granata, D. Damiano // *Electromyogr Clin Neurophysiol.* – 1998. – Vol. 38. – № 8. – pp. 497-504.
43. Методология видеоанализа в диагностике нарушений локомоторной функции у детей с церебральным параличом при использовании ограниченного числа светоотражающих камер (обзор литературы). / А.Ю. Аксенов, Г.Х. Хит, Т.А. Клишковская, Т.И. Долганова // *Гений ортопедии.* – 2019. – Т. 25. – № 1. – С. 102-110. DOI: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110. [In English] Aksenov A.Yu., Khit G.H., Klishkovskaya T.A., Dolganova T.I. Optimizing video-based data capture for pathological gait analysis in children with cerebral palsy using a limited number of retro-reflective cameras (literature review). *Genius of Orthopedics*, 2019, vol. 25, no. 1, pp. 102-110. DOI: 10.18019/1028-4427-2019-25-1-102-110.
44. Свидетельство 2020665238 Программа формирования отчета биомеханики ходьбы человека / А. Ю. Аксенов, Т. А. Клишковская (RU) Правообладатель – ФГБУ "НМИЦ ТО им. акад. Г. А. Илизарова" МЗ РФ (RU) № 2020665238, заявлено 24.11.2020; дата регистрации: 24.11.2020. [In English] Aksenov A.Yu., Klishkovskaya T.A. The program of generation of human walking biomechanics. Certificate for program registration 2020665238 RF, 2020.

СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ:

Тамара Игоревна Долганова – доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник научной лаборатории клиники нейроортопедии и системных заболеваний, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, профессор кафедры анатомии и физиологии, Курганский государственный университет, Курган, e-mail: rjik532007@rambler.ru.

Анатолий Олегович Трофимов – аспирант, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, Курган, e-mail: a4texa@yandex.ru.

Андрей Юрьевич Аксенов – PhD в здравоохранении, ведущий специалист службы главного инженера, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, Курган, доцент кафедры ЛИНС Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина), Санкт-Петербург, e-mail: a.aksenov@hotmail.com.

Дмитрий Владимирович Долганов – кандидат биологических наук, старший научный сотрудник научной лаборатории клиники нейроортопедии и системных заболеваний, Национальный медицинский исследовательский центр травматологии и ортопедии имени академика Г.А. Илизарова, Курган, e-mail: paradigma-dv@rambler.ru.

INFORMATION ABOUT THE AUTHORS:

Tamara Igorevna Dolganova – Doctor of Medical Sciences, Leading Researcher of the Scientific Laboratory of the Neuroorthopedics and Systemic Diseases Clinic, National Ilizarov Medical Research

Centre for Traumatology and Ortopaedics, Professor of the Department of Anatomy and Physiology, Kurgan State University, Kurgan, e-mail: rjik532007@rambler.ru.

Anatolij Olegovich Trofimov – Post-Graduate Student, National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Ortopaedics, Kurgan, e-mail: a4texa@yandex.ru.

Andrej Yur'evich Aksenov – PhD in healthcare, Leading Expert of the Chief Engineer Service, National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Ortopaedics, Kurgan, the Russian Federation, Associate Professor of the Department of Laser Measuring and Navigation Systems, Saint Petersburg Electrotechnical University, Saint Petersburg, e-mail: a.aksenov@hotmail.com.

Dmitrij Vladimirovich Dolganov – Candidate of Biological Sciences, Senior Researcher of the Scientific Laboratory of the Neuroorthopedics and Systemic Diseases Clinic, National Ilizarov Medical Research Centre for Traumatology and Ortopaedics, Kurgan, e-mail: paradigma-dv@rambler.ru.

Для цитирования: Интерпретация профилей поверхностной электромиографии при ходьбе в норме / Т.И. Долганова, А.О. Трофимов, А.Ю. Аксенов, Д.В. Долганов // Современные вопросы биомедицины. – 2022. – Т. 6. – № 2. DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_46

For citation: Dolganova T.I., Trofimov A.O., Aksenov A.Yu., Dolganov D.V. Interpretation of surface electromyography profiles in normal walking. *Modern Issues of Biomedicine*, 2022, vol. 6, no. 2. DOI: 10.51871/2588-0500_2022_06_02_46