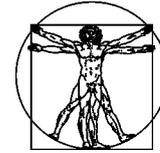


DOI: 10.15593/RZhBiomech/2019.4.06
УДК 531/534:[57+61]



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

ВЛИЯНИЕ АСИММЕТРИЧНОЙ НАГРУЗКИ НА РЕАКЦИИ ОПОРЫ ПРИ ПОХОДКЕ

И. Талар¹, К. Газиньский¹, П.-А. Семма², Б. Загородний¹

¹ Lodz University of Technology, 116 Zeromskiego Street, 90-924, Lodz, Poland, e-mail: bartlomiej.zagrodny@p.lodz.pl

Политехнический Университет Лодзи, Лодзь, Польша

² Ecole Normale Supérieure des Arts et Métiers, 151 Boulevard de l'Hôpital, 75013, Paris, France

Национальная высшая школа искусств и ремёсел, Париж, Франция

Аннотация. Асимметричный перенос тяжестей может привести к патологическим изменениям опорно-двигательного аппарата или к его перегрузке и травмам. Целью данной работы является демонстрация и анализ распределения реакции опоры в случаях, когда человек несет груз асимметрично различными способами. Данные были получены для молодых мужчин. Значения сил были зафиксированы на педобарографической силовой платформе для 0, 5, 10 и 15% массы тела и при различных способах переноса груза (рюкзак на одном плече, перенос сумки для ноутбука в одной руке, перенос сумки для ноутбука на одном плече). Данные виды асимметричной нагрузки характерны для сотрудников и учащихся университета. Для всех рассмотренных случаев асимметричной нагрузки были получены статистически значимые различия по силе реакции опоры по сравнению с походкой без нагрузки. Это указывает на необходимость избегать асимметричной нагрузки при переносе тяжестей.

Ключевые слова: реакции опоры, стабиллоплатформа, асимметричная нагрузка при походке.

ВВЕДЕНИЕ

Основной опорой и движущей силой для ходьбы являются человеческие ноги. Они отвечают за обеспечение поддержки и гибкости для эффективного переноса веса [12]. Изменение нагрузки может повлиять на нашу стабильность и мобильность. Для изучения функций нижних конечностей используются различные методы. Одним из них является педобарография – изучение распределения нагрузок под стопой. Правильное распределение нагрузки в статике и динамике даёт представление о постуральной и опорно-двигательной стабильности.

Значительное число исследователей провели биомеханические исследования осанки с использованием педобарографической техники. *Menezes* и соавт. [9] опубликовали исследование распределения давления под стопами в вертикальном положении для пациентов с гемиплегией. *Kaercher* и соавт. [6] также изучали взаимосвязь между подошвенным давлением и тазовыми болями. Было проведено много исследований, касающихся диабета и подошвенного давления, например, в работе *Ayumi* и соавт. [2]. Эти исследования показывают, насколько сложным

© Талар И., Газиньский К., Семма П.-А., Загородний Б., 2019

Талар Изабелла, инженер кафедры механики, Лодзь

Газиньский Кшиштоф, инженер кафедры механики, Лодзь

Семма Пьер-Албан, инженер кафедры механики, Париж

Загородний Бартоломей, доцент кафедры механики, Лодзь

является распределение давления под стопами и как на него могут влиять различные факторы. *Winiarski* и соавт. [16] оценили реакции опоры при нормальной и патологической походке. Они учитывали различные этапы цикла походки. Это исследование показало возможность получения реакция опоры только с использованием двух цифровых камер и стабиллоплатформы. Аналогичным образом в работе [11] авторы использовали стабиллоплатформу для анализа различных параметров, в том числе реакции опоры для здоровых людей и пациентов после ишемического инсульта. Стабиллоплатформа может также использоваться для изучения ходьбы по лестнице [15].

При надлежащем измерении реакции опоры и таких параметров, как моменты инерции сегментов тела, геометрия и топология мышц, можно с хорошим приближением рассчитать силы и крутящие моменты в скелетно-мышечной системе при совершении динамических движений. Пример метода описан в статье [1]. Зная силы и крутящие моменты, можно рассчитать нагрузку на суставы и долговечность эндопротезов (например, тазобедренных эндопротезов) [4].

Одним из очень важных направлений использования стабиллоплатформ является обеспечение точных измерений реакции опоры для математических моделей опорно-двигательного аппарата (как в работе [7]), где для моделирования динамики системы должны быть известны граничные и начальные условия.

Влиянию типа нагрузки и её веса на давление и, следовательно, на сам объект было посвящено множество исследований. В работе *Wontae* и соавт. [17] исследовано сравнение давления ступней в положении стоя и при походке с различными видами переноса сумок. Результаты показали разницу в планарном давлении левой и правой стоп при ассиметричной нагрузке в положении стоя. Однако во время походки такой разницы не наблюдалось.

Также в работе [17] исследователи провели эксперименты по сравнению давления под ногами для статического случая и походки на основе различных типов сумок и грузов. Исследование показало, что ношение рюкзака на обоих плечах не выявило существенных различий между обеими ногами. Однако при ношении сумки от 5% массы тела на одном плече наблюдался дисбаланс давления, уравновешенный одной из двух ног. Во время походки никакой разницы не выявлено. Если сумка весит более 5% от массы тела, то с одной стороны могут быть нарушения опорно-двигательного аппарата, вызванные компенсацией мышц тела с другой стороны.

В статье [16] показана эволюция походки у 8–9-летних детей в зависимости от типа переноски рюкзака (в руке, на обоих плечах в высоком положении, на обоих плечах в нижнем положении). Исследование показало, что при ношении школьной сумки весом 17% от веса человека походка изменяется независимо от пола человека. Ношение сумки в одной руке замедляет ходьбу и увеличивает силу реакции опоры. Ношение рюкзака на плечах в высоком или низком положении мало влияет на изменение величины реакции.

Австралийский журнал фундаментальных и прикладных наук опубликовал в 2011 г. [13] статью исследовательской группы, которая провела исследование 26 добровольцев. Было установлено, что ношение рюкзака на спине вместе с рюкзаком на груди гораздо полезнее, чем ношение рюкзака только сзади. Действительно, не было замечено заметной разницы между походкой без рюкзака и походкой с обоими рюкзаками. При одинаковой нагрузке на спину и переднюю часть положение центра тяжести во время ходьбы не изменяется. При переносе рюкзака только на спине центр тяжести резко сдвигается вперед, в результате чего значительные усилия действуют на лодыжки и колени.

Исследования показали, что ношение рюкзаков в течение учебного дня и вес рюкзаков независимо связаны с возникновением боли в спине у подростков [14]. Согласно другому исследованию [3], средний вес рюкзака составляет примерно $8,5 \pm 5\%$ на протяжении всего периода обучения ребенка в школе, начиная от 6% в детском саду до 12% для учащихся 5 класса. Однако масса рюкзака может превышать 15% или 20% массы тела [8], но в некоторых странах она может достигать 30% массы человеческого тела у детей не реже одного раза в неделю, особенно в Италии, как отмечается в данном исследовании [10]. У взрослых при таком проценте массы обнаружено явление компенсации за счет активизации мышц живота и поясницы с увеличением более чем на 40% сжимающей силы поясничного уровня [5], которая несоразмерно возрастает, вызывая значительную нагрузку на диск между позвонками L5/S1.

Были проведены многочисленные исследования о соотношении нагрузки, походки и давления, однако мало что было сделано для сравнения реакций опоры во время походки с различными значениями и типами приложения асимметричной нагрузки. Наиболее популярным случаем в других исследованиях является анализ походки при ношении рюкзака на обоих плечах [13, 16, 17]. В данном исследовании этот случай не рассматривается.

Данная работа направлена на то, чтобы показать и проанализировать распределение сил под ногами, когда человек несет нагрузку асимметрично для различных значений нагрузки и для различных методов ее переноса.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Объекты исследования

Девять здоровых студентов-мужчин вызвались добровольно принять участие в этом исследовании. Эксперимент был организован в соответствии с Хельсинкским регламентом. Все участники были подробно проинформированы о цели, объеме и порядке проведения эксперимента и подписали письменное согласие. Все добровольцы были здоровы, без нервно-мышечно-скелетных расстройств. Возраст составил $23,5 \pm 2,5$ года, рост $181,1 \pm 6,5$ см, вес $78 \pm 18,5$ кг и индекс массы тела $23,7 \pm 4,2$ кг/м². Во время экспериментальных исследований объекты ходили босиком.

Методология

Были рассмотрены четыре различных вида переноса ассиметричной нагрузки, которые наиболее распространены среди учащихся мужского и женского пола (в возрасте 19–29 лет): рюкзак на правом плече, перенос сумки через плечо, перенос сумки в одной руке, перенос сумки на плече, как показано на рис. 1. Влияние груза проверялось для четырех различных нагрузок в зависимости от процента массы тела (0, 5, 10 и 15%).

Каждое измерение проводилось на педобарографической стабиллоплатформе длиной 1,5 м с дополнительной пешеходной дорожкой длиной 6 м (система *Footscan*[®], *RSscan International*, датчик 12288 в матрице 192×64 , сканирование до 200 Гц). Стабиллоплатформа находилась посередине. Каждый тест требовал, чтобы испытуемый шесть раз проходил по дорожке, которая располагалась таким образом, чтобы уменьшить влияние фаз начала и окончания ходьбы на результаты. На рис. 2 изображен измерительный стенд. Для измерения естественной походки при ассиметричной нагрузке каждому измерению предшествовала пятиминутная ходьба по беговой дорожке (*York Fitness T500 6010*) со скоростью 4 км/ч.

Вначале производилась видеозапись походки без груза. Затем участники провели тесты с переносом груза, составляющего 5% массы тела: сначала с рюкзаком на одном плече, затем с сумкой на плече, затем с сумкой через плечо и, наконец, с сумкой на плече. Во всех случаях груз был размещен с правой стороны. Такая же последовательность была проведена для грузов 10% и 15% массы тела. Всего было проведено 13 тестов для каждого добровольца. Все участники заявили о правой ноге как ведущей при ходьбе.



Рис. 1. Четыре вида переноски груза: *а* – перенос рюкзака на одном плече; *б* – перенос сумки для ноутбука через плечо; *в* – перенос сумки для ноутбука в одной руке; *г* – перенос сумки для ноутбука на одном плече

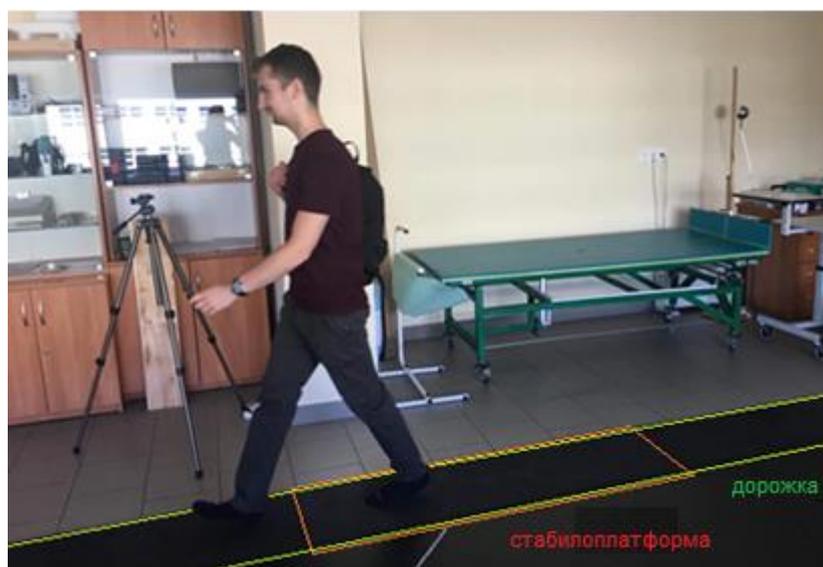


Рис. 2. Измерительный стенд

Были получены средние значения реакций для каждого прохождения. На их основе были построены графики изменения реакции опоры от времени и произведены расчеты средних значений для данного случая. Пример распределения усилий под различными участками стопы представлен на рис. 3.

Дальнейший анализ, проведенный в данном исследовании, основан на общем наблюдении графиков реакций и определении значений максимально приемлемого веса

(точка F_1), максимальной силы в средней фазе шага (точка F_2) и максимальной силы в фазе отталкивания (точка F_3) (рис. 4).

Значения показателя F_1 для всех пропусков в одном случае для одного добровольца были усреднены, и было рассчитано процентное соотношение к ненагруженному телу. Аналогичные расчеты были проведены для F_2 и F_3 . Затем были рассчитаны средние глобальные значения F_1 , F_2 и F_3 для всех добровольцев. Позднее эти значения были сопоставлены между различными случаями.

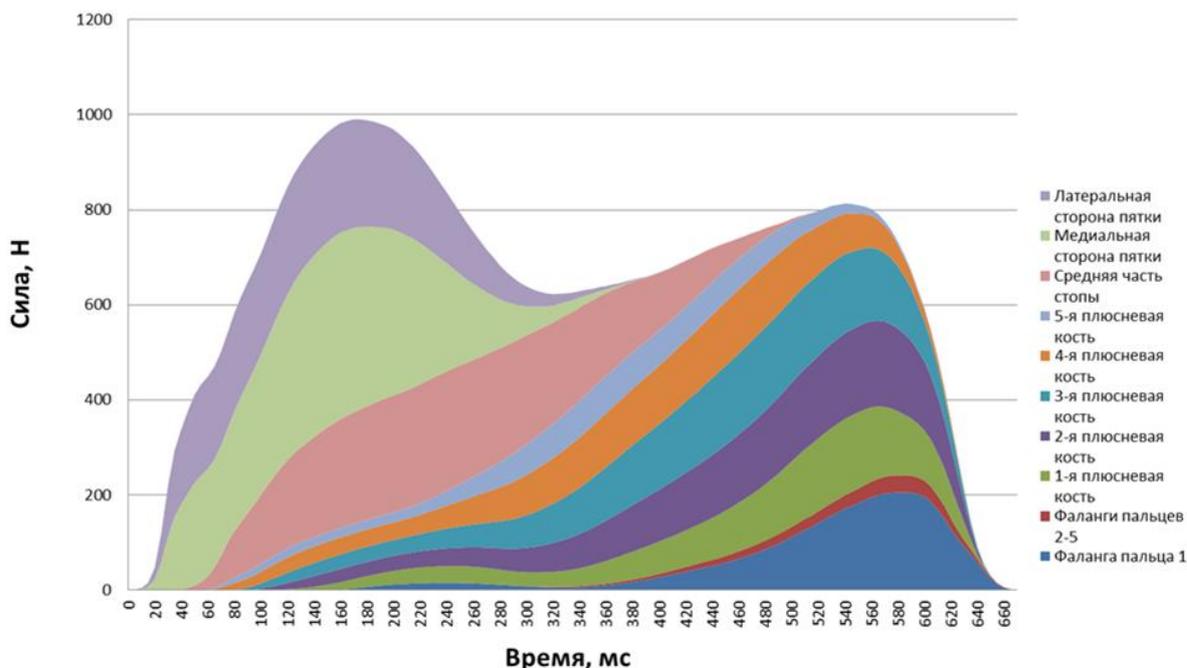


Рис. 3. Изменение величины реакции опоры с заданным влиянием каждой части стопы

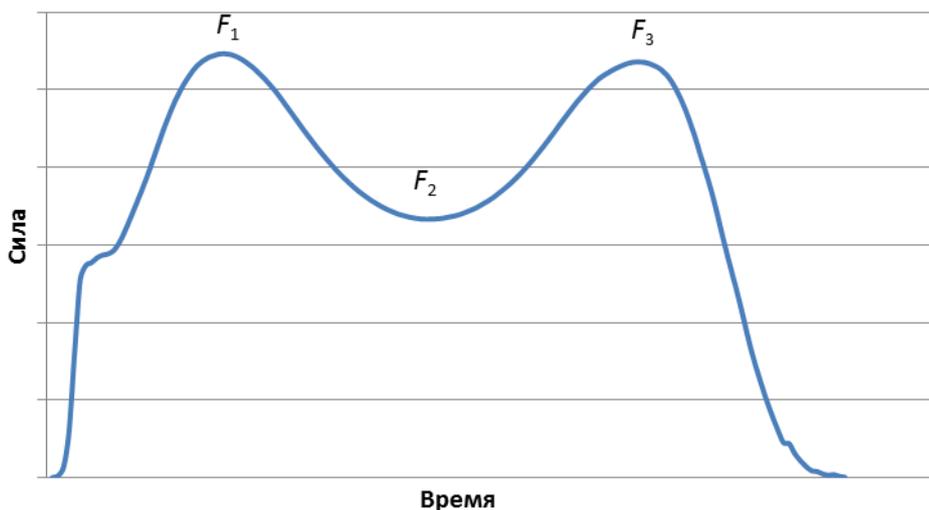


Рис. 4. Схема изменения реакции опоры

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В табл. 1–3 представлено процентное соотношение каждого случая к незагруженному случаю для максимального принятия веса (F_1) (см. табл. 1), максимальной силой в среднем положении (F_2) (см. табл. 2) и максимальной силой в отжимании (F_3) (см. табл. 3).

Таблица 1

Процентное соотношение для величины F_1

F_1				
5%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	3,70 ± 4,61	5,37 ± 5,23	4,29 ± 8,34	5,79 ± 9,21
правая	2,24 ± 5,41	6,43 ± 6,43	4,20 ± 10,08	5,29 ± 11,88
обе	2,97 ± 5,08	5,90 ± 0,53	4,24 ± 9,26	5,54 ± 10,63
10%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	7,08 ± 9,46	8,14 ± 6,05	5,69 ± 7,62	6,04 ± 7,23
правая	9,49 ± 9,76	9,21 ± 18,59	8,10 ± 11,29	7,87 ± 6,63
обе	8,8 ± 9,69	8,68 ± 13,83	6,90 ± 9,71	6,95 ± 6,99
15%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	11,19 ± 8,21	15,77 ± 4,56	10,44 ± 10,48	12,58 ± 10,35
правая	10,82 ± 9,67	16,56 ± 12,79	12,53 ± 10,17	11,34 ± 9,04
обе	11,00 ± 8,97	16,16 ± 9,61	11,48 ± 10,38	11,96 ± 9,74

Таблица 2

Процентное соотношение для величины F_2

F_2				
5%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	4,85 ± 7,09	2,53 ± 5,26	6,85 ± 9,61	6,55 ± 12,41
правая	3,54 ± 4,38	4,34 ± 6,13	5,80 ± 10,21	3,63 ± 7,57
обе	4,20 ± 5,93	3,44 ± 5,78	6,32 ± 9,93	5,09 ± 10,38
10%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	11,86 ± 13,04	11,87 ± 8,94	14,16 ± 9,35	13,65 ± 7,20
правая	12,92 ± 7,76	12,13 ± 14,92	14,35 ± 10,28	12,70 ± 9,94
обе	12,39 ± 10,74	12,00 ± 12,30	14,25 ± 9,83	13,17 ± 8,69
15%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	19,86 ± 11,19	18,01 ± 13,34	22,49 ± 11,89	21,00 ± 12,65
правая	15,70 ± 5,96	19,59 ± 6,11	21,24 ± 13,16	18,62 ± 12,19
обе	17,78 ± 9,20	18,80 ± 10,40	21,86 ± 12,56	19,81 ± 12,48

Как показано в табл. 1–3, даже для 5% массы тела существует разница в реакционных силах.

Таблица 3

Процентное соотношение для величины F_3

F_3				
5%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	6,89 ± 5,22	7,18 ± 4,78	8,88 ± 9,82	8,53 ± 10,46
правая	2,74 ± 5,45	6,12 ± 6,33	6,01 ± 8,01	5,00 ± 9,07
обе	4,81 ± 5,73	6,65 ± 5,63	7,45 ± 9,07	6,77 ± 9,95
10%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	10,76 ± 8,89	10,35 ± 7,76	9,89 ± 7,87	11,25 ± 5,00
правая	11,74 ± 7,62	7,54 ± 14,46	11,44 ± 7,20	10,26 ± 6,77
обе	11,25 ± 8,29	8,94 ± 11,69	10,67 ± 7,58	10,75 ± 5,97
15%				
стопа	рюкзак на одном плече	сумка в руке	сумка на плече	сумка через плечо
левая	16,87 ± 8,34	13,96 ± 7,42	14,30 ± 11,27	17,77 ± 10,41
правая	13,40 ± 6,80	12,47 ± 10,04	15,69 ± 7,57	13,89 ± 8,46
обе	15,14 ± 7,81	13,21 ± 8,86	14,99 ± 9,63	15,83 ± 9,68

Тем не менее в большинстве случаев не наблюдается существенной разницы между нагрузкой с левой или правой стороны во время походки. Аналогичный вывод сделан и в работе *Wontae* и соавт. [17].

Этот вывод получился неожиданным, поскольку нагрузка была добавлена только с правой стороны, что наводит на мысль о том, что реакция опоры для этой стороны будет увеличиваться. Однако такого поведения не наблюдалось. Это означает, что даже для 5% нагрузки от массы тела происходит компенсация асимметричной нагрузки, и человек компенсирует приложенную нагрузку, перемещая верхнюю часть тела влево. Такое поведение изгибает позвоночник и сильно влияет на осанку ходячего человека, что в дальнейшем может привести к неправильной осанке. При длительном действии асимметричной нагрузки существует риск необратимого изменения формы позвоночника и влияния на мышечную активность.

В отличие от *Safikhani* и соавт. [13], можно наблюдать разницу между реакцией опоры при F_1 , F_2 , F_3 . Наблюдается общая тенденция к увеличению значений соотношения каждого типа переноски груза с увеличением веса.

Наибольшая разница наблюдается в фазе F_2 для средней части тела, а наименьшая – в фазе F_1 для максимальной приемлемости веса (рис. 5).

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В данном исследовании рассмотрены наиболее важные аспекты асимметричной нагрузки при походке. Основной вывод заключается в том, что при внешней нагрузке 5% массы тела уже наблюдается противовес. В большинстве случаев уже при 5% нагрузки наблюдалось заметное изменение значений реакции опоры. Практически невозможно найти другие модели поведения, которые подходили бы всем, поскольку не может быть найдено двух идентичных по позе людей. Поэтому в данном исследовании выбор метода усреднения был сделан в пользу усреднения.

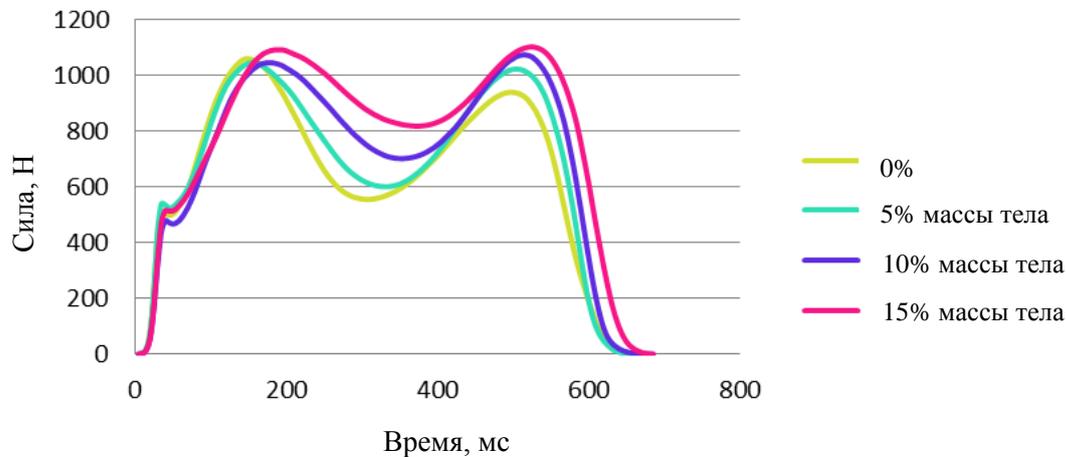


Рис. 5. Визуализация изменения величин F_2 и F_3 с увеличением нагрузки для переноса сумки через плечо

Для получения более качественных данных можно использовать визуальную систему. Перекодировка участников во время походки с корреляцией с движением позвоночника и ствола и кинематикой нижних конечностей позволила бы получить более широкий спектр результатов. В данной методологии только поле $\pm 1,5$ стандартного отклонения является фактором отбора, который может быть улучшен для дальнейшего анализа.

БЛАГОДАРНОСТИ

Данный проект был поддержан грантом для молодых ученых Политехнического университета Лодзи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Akulich Yu.V., Zinatulin E.A., The determination method of muscle forces and joint reactions under moving of man extremity in the trainer // Russian Journal of Biomechanics. – 2011. – Vol. 15. – P. 5–12.
2. Ayumi A., Noguchi H., Makoto O., Yumiko O., Kohjiro U., Takashi K., Taketoshi M., Hiromi S. Elevated plantar pressure in diabetic patients and its relationship with their gait features // Gait & Posture. – 2014. – Vol. 40. – P. 408–414.
3. Forjuoh S, Lane B, Schuchmann J. Percentage of body weight carried by students in their school backpacks // Arch. Phys. Med. Rehabil. – 2003. – Vol. 82. – P. 261–266.
4. Gitman M.B., Scriabin V.L., Sotin A.V., Stolbov V.Yu., Batin S.E. Methods for complex assessment of operational life of the functional material in hip replacement. Report 1 // Russian Journal of Biomechanics. – 2017. – Vol. 21. – P. 310–318.
5. Goh J.A. Thambyah K.B. Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking // Clinical Biomechanics. – 1998. – Vol. 13. – P. 26–31.
6. Kaercher C.W., Genro V.K., Souza C.A., Alfonsin M., Berton G., Cunha Filho J.S. Baropodometry on women suffering from chronic pelvic pain: a cross-sectional study // BMC Women's Health. – 2011. – Vol. 11. – P. 1–5.
7. Kolesnikov G.N. Biomechanical model of the musculoskeletal system constructed without subjective optimality criteria // Russian Journal of Biomechanics. – 2004. – Vol. 8. – P. 18–27.
8. Mackenzie W.G., Sampath J.S., Kruse R.W., Sheir-Neiss G.J. Backpacks in children // Clin. Orthop. Relat. Res. – 2003. – Vol. 409. – P. 78–84.
9. Menezes L.T., Barbosa P.H.F.A., Costa A.S., Mundim A.C., Ramos G.C., Paz C.C.S.C., Martins E.F., Baropodometric technology used to analyze types of weight-bearing during hemiparetic upright position // Fisioter. Mov. – 2012. – Vol. 25. – P. 583–594.

10. Negrini S., Carabalona R., Sibilla P. Backpacks as a daily load for schoolchildren // *Lancet*. – 1999. – Vol. 354. – P. 39–54.
11. Pismennaya E.V., Petrushanskaya K.A., Kotov S.V., Avedikov G.E., Mitrofanov I.E., Tolstov K.M., Efarov V.A. Clinical and biomechanical foundation of application of the exoskeleton Exoatlet at walking of patients with poststroke disturbances // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2019. – Vol. 23. – P. 16–19.
12. Rosário J.L.P. A review of the utilization of baropodometry in postural assessment // *Journal of Bodywork and Mov. Therapies*. – 2014. – Vol. 18. – P. 215–219.
13. Safikhani H., Tengku F., Tengku K., Saidon A., Megat A. Ground reaction force during walking with and without counterbalance load system // *Australian J. of Basic and Appl. Sci.* – 2011. – Vol. 12. – P. 2704–2708.
14. Sheir-Neiss G., Kruse R., Rahman T., Jacobson L.P., Pelli J. The association of backpack use and back pain in adolescents // *Spine*. – 2003. – Vol. 28. – P. 922–930.
15. Vitenson A.S., Petrushanskaya K.A. Phase analysis of walking and some rhythmical motions of a man // *Russian Journal of Biomechanics*. – 2005. – Vol. 9. – P. 19–34.
16. Winiarski S., Rutkowska-Kucharska A. Estimated ground reaction force in normal and pathological gait // *Acta of Bioeng. and Biomech.* – 2009. – Vol. 11. – P. 53–60.
17. Wontae G., Sangybol L., Byunggon K. The comparison of pressure of the feet in stance and gait by the types of bags // *J. Phys. Ther. Sci.* – 2010. – Vol. 22. – P. 255–258.

INFLUENCE OF AN ASYMMETRICAL LOAD ON GROUND REACTION FORCES DURING GAIT

I. Talar, K. Hasiński (Lodz, Poland), P.-A. Semmad (Paris, France),
B. Zagrodny (Lodz, Poland)

Carrying loads asymmetrically can lead to pathological changes in musculoskeletal system or to its overload and injury. This work aims to show and analyze the distribution of ground reaction forces under the feet when an individual carries a load asymmetrically with different methods of carrying. The data were collected for young males. The values of forces were recorded on a pedobarographic force platform for 0%, 5%, 10% and 15% of the body mass and different way of carrying the load (backpack carried on one shoulder, cross body laptop bag, laptop bag held in one hand and laptop bag carried on one shoulder). This kind of carrying the asymmetrical load is most commonly observed on the university facilities. For all considered cases of asymmetrical loading, there were statistically important differences at the ground reaction forces in comparison to gait without any load. This indicates that wearing asymmetrical loading should be avoided.

Key words: ground reaction forces, force platform, asymmetrical loading during gait.

Получено 13 сентября 2019