

## БИОМЕХАНИКА ХОДЬБЫ В НОРМЕ И ПРИ НАЛИЧИИ ПРОТЕЗА НОГИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ КОМПЛЕКСА Xsens

**В.В. Эрлих**, [erlikhvuv@susu.ru](mailto:erlikhvuv@susu.ru), <http://orcid.org/0000-0003-4416-1925>

**В.В. Епишев**, [epishevuv@susu.ru](mailto:epishevuv@susu.ru), <http://orcid.org/0000-0002-7284-7388>

**С.Б. Сапожников**, [sapozhnikovsb@susu.ru](mailto:sapozhnikovsb@susu.ru), <http://orcid.org/0000-0002-7022-4865>

Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия

**Аннотация. Цель:** сравнительная оценка кинематики движений человека с протезом и без протеза с использованием компьютерного комплекса захвата движений. **Материалы и методы.** Исследование проводилось с использованием компьютерного комплекса захвата движений Xsens. В исследовании приняли участие 2 добровольца, схожих по антропометрическим данным: № 1 – здоровый доброволец (масса тела 78,1 кг), № 2 – доброволец с ампутированной левой нижней конечностью на уровне верхней 1/3 бедра (масса тела без протеза 67 кг). Сравнительная оценка ходьбы со скоростью 3 км/ч на расстояние 100 м проводилась на беговой дорожке Life Fitness. Для косвенного определения энергетической стоимости ходьбы проводилось измерение ЧСС до ходьбы и сразу после. **Результаты.** У добровольца с протезом при ходьбе на тредбане со скоростью 3 км/час зафиксированы большие (на 28,5 %) вертикальные колебания таза, большая вариация вертикальных ускорений таза. У добровольца с протезом ходьба на 100 м приводит к увеличению ЧСС на 22 уд./мин (с 74 до 96 уд./мин), что в совокупности с кинематическими параметрами ходьбы свидетельствует о существенно большем количестве энергии, затрачиваемом на движение. **Заключение.** На основе данных, полученных с комплекса Xsens, а также расчётных массовых параметров сегментов тел разработана методика и определены максимальные усилия в точках контакта с поверхностью беговой дорожки, а также энергетические затраты на движение по изменению ЧСС. Поскольку ЦТ расположен в зоне таза, то для повышения оперативности отмеченных выше измерений для будущих исследований предлагается использовать тазовый сенсор (*pelvis*). В этом случае не потребуются численное дифференцирование, так как система Xsens это делает на аппаратном уровне для всех сегментов тела человека.

**Ключевые слова:** биомеханика, кинематика, протез, ходьба, Xsens

**Благодарности.** Работа выполнена в рамках госзадания Министерства науки и высшего образования РФ FENU-2023-0017 (2023217ГЗ).

**Для цитирования:** Эрлих В.В., Епишев В.В., Сапожников С.Б. Биомеханика ходьбы в норме и при наличии протеза ноги с использованием комплекса Xsens // Человек. Спорт. Медицина. 2023. Т. 23, № 4. С. 145–154. DOI: 10.14529/hsm230418

Original article  
DOI: 10.14529/hsm230418

## GAIT BIOMECHANICS IN NORMAL CONDITIONS AND WITH A LOWER-EXTREMITY PROSTHESIS CAPTURED BY THE Xsens SYSTEM

**V.V. Erlikh**, [erlikhvuv@susu.ru](mailto:erlikhvuv@susu.ru), <http://orcid.org/0000-0003-4416-1925>

**V.V. Epishev**, [epishevuv@susu.ru](mailto:epishevuv@susu.ru), <http://orcid.org/0000-0002-7284-7388>

**S.B. Sapozhnikov**, [sapozhnikovsb@susu.ru](mailto:sapozhnikovsb@susu.ru), <http://orcid.org/0000-0002-7022-4865>

South Ural State University, Chelyabinsk, Russia

**Abstract. Aim.** To compare kinematics between normal conditions and a lower-extremity prosthesis by using the Xsens motion capture system. **Materials and methods.** Two volunteers with similar anthropometry participated in the study: one apparently healthy individual weighing 78.1 kg and another weighing 67 kg without the prosthesis. A gait assessment was undertaken on the Life Fitness treadmill, covering

a distance of 100 meters at a speed of 3 km/h. Heart rate measurements were obtained at baseline and immediately after exercise. **Results.** Walking with the prosthesis on the treadmill at a speed of 3 km/h resulted in 28.5 % more vertical pelvic oscillations and a greater variety of vertical pelvic accelerations. In a volunteer with prosthesis, walking at a distance of 100 meters resulted in an increase in HR of 22 bpm (from 74 to 96 bpm). The results obtained along with kinematic walking data show a significantly higher energy cost compared to walking in normal conditions. **Conclusion.** Based on the data obtained with the Xsens motion capture system and a calculated segmental body mass, the method was developed, and maximal efforts in contact areas on the treadmill were measured along with the energy cost of HR modulation. As soon as the CoM is located in the pelvis area, a pelvis sensor is recommended for further studies to provide a timely assessment of changes. This makes numerical differentiation unnecessary, as the Xsens system provides it automatically for all body segments.

**Keywords:** biomechanics, kinematics, prosthesis, walking, Xsens

**Acknowledgements.** This work was accomplished as part of the state assignment of the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation FENU-2023-0017 (2023217Г3).

**For citation:** Erlich V.V., Epishev V.V., Sapozhnikov S.B. Gait biomechanics in normal conditions and with a lower-extremity prosthesis captured by the Xsens system. *Human. Sport. Medicine.* 2023;23(4):145–154. (In Russ.) DOI: 10.14529/hsm230418

**Введение.** Биомеханика движений человека широко изучается в научной литературе применительно к различным условиям: ходьбе по неровной поверхности, по снегу, бегу, прыжкам, при выполнении типовых движений у спортсменов и военнослужащих [1–6]. Анализ движений людей при наличии протезов представляет собой отдельное научное направление, связанное, как правило, с реабилитацией после тяжёлых травм [1, 4]. Движения людей в норме существенно отличны от движений с протезами, так как протезы не обладают источниками энергии и механизмами для силового поворота соседних сегментов. Современные протезы колена или стопы [11, 14] оснащают системой сенсоров, микропроцессором для управления лишь жёсткостью в суставах и демпфированием при сгибе или распрямлении, а также элементами искусственного интеллекта. Следует заметить, что такие протезы сложны в обслуживании и настройке и весьма дороги. Больше распространение получили настраиваемые на определённые движения механические протезы [12–14].

Очевидно, что первоочередным требованием к протезу ноги, в частности, относится обеспечение самостоятельных перемещений: ходьбы по ровной поверхности с умеренной скоростью (до 2–3 км/ч). Более сложными движениями считаются посадка и подъём со стула, движение по ступеням вверх и вниз, движение по поверхности с неровностями, бег, прыжки и т. п.

Протезы, выпускаемые в мире, имеют определённые пределы по нагрузке, амплитуде движений, отличаются массой и размерами,

а также материалами, из которых они изготовлены (алюминиевые сплавы, титан, стали, стекло- и углепластики, полиуретан и др.) [9–11, 13, 14].

Существенной проблемой для человека при обеспечении необходимой эргономики движений является настройка протеза. Даже при подгонке длины и углов ориентации частей нового протеза специалистами протезно-ортопедических предприятий это занимает длительное время и зачастую требует итераций. Более того, в процессе эксплуатации мягкие ткани культи могут деформироваться, и реальная длина протезированной конечности уменьшается, что приводит к ходьбе с заметной хромотой, к увеличению энергозатрат на движение (увеличение амплитуды колебаний центра тяжести). Как и какими средствами это можно оперативно оценить – актуальная проблема, практически не освещённая в литературе [2].

В настоящей работе рассмотрено применение компьютерного комплекса захвата движений Xsens [12] с использованием внешних датчиков, регистрирующих положение, линейные и угловые скорости и ускорения в местах их установки на теле человека.

**Цель исследования** – сравнительная оценка кинематики движений человека с протезом и без протеза с использованием компьютерного комплекса захвата движений.

**Материалы и методы.** Исследование проводилось с использованием компьютерного комплекса захвата движений Xsens. Комплекс состоит из аппаратной и программной части. К аппаратной относятся: костюм и эла-

стичные ремни для крепления до 34 автономных радиосенсоров (рис. 1) вместе с приёмным модулем Awinda Station. Программное обеспечение Motion Tracking Manager Software работает под Windows и может фиксировать трёхмерную ориентацию модели человека, данные сенсоров и их экспорт в виде ASCII-файлов для последующего анализа.



Рис. 1. Костюм, эластичные ремни и сенсор (размеры 47×30×13 мм, вес 16 г)  
Fig. 1. Xsens motion capture suit, elastic bands, and a sensor (dimensions: 47×30×13 mm, 16 g)

Перед проведением кинезиметрии в систему необходимо ввести ряд параметров испытуемого: рост, вес, охват талии, ширину плеч и т. п. Для калибровки сенсоров комплекса рекомендуется записать положение человека стоя, а также в процессе ходьбы по ровной поверхности с разворотом и ходьбой в обратном

направлении. После успешной калибровки возможны любые изменения положения человека в радиусе 50 м от приёмного модуля.

В экспериментах на тело человека были установлены 17 сенсоров (рис. 2) на следующих сегментах: голова (1), лопатки (2), шея (1), таз (1), плечи (2), предплечья (2), кисти (2), бедра (2), голени (2), стопы (2).

На основании введённых массо-геометрических данных по конкретному человеку ПО комплекс Xsens рассчитывает положения сенсоров на сегментах, длины сегментов и координаты суставов, используя статистические параметры, внесённые производителем в базу данных комплекса. Это позволяет определять не только параметры движения точек установки сенсоров, но и вычислять углы поворота в суставах, угловые ускорения сегментов, положение центра массы тела и др. [5, 12].

В таблице приведены обозначения сенсоров в выходном файле Xsens.

Сравнительная оценка ходьбы со скоростью 3 км/ч на расстояние 100 м проводилась на беговой дорожке Life Fitness в научно-исследовательском центре спортивной науки ЮУрГУ. В исследовании приняли участие 2 добровольца, схожих по антропометрическим данным: № 1 – здоровый доброволец (масса тела 78,1 кг), № 2 – доброволец с ампутированной левой нижней конечностью на уровне верхней 1/3 бедра (масса тела без протеза 67 кг) (рис. 3). Для косвенного определения энергетической стоимости ходьбы проводилось измерение ЧСС до ходьбы и сразу после.

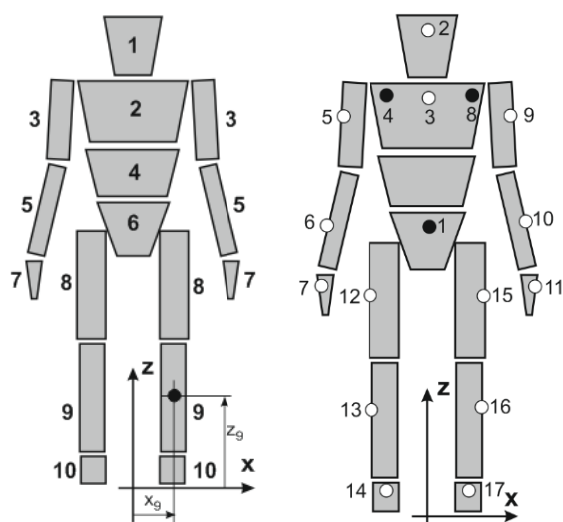


Рис. 2. Схематизация человека по сегментам с местами установки сенсоров и стандартная таблица весов сегментов в норме

Fig. 2. Body segments with sensor placement and reference values for segmental weights

сегмент	%	число	итог %
1	6,93	1	6,93
2	15,55	1	15,55
3	2,70	2	5,40
4	16,30	1	16,30
5	1,70	2	3,40
6	11,18	1	11,18
7	0,61	2	1,22
8	14,30	2	28,60
9	4,33	2	8,66
10	1,38	2	2,76
		сумма:	100,00

Обозначения сенсоров в комплексе Xsens  
Xsens sensor legend

1	Таз (pelvis)	10	Левое предплечье (left lower arm)
2	Голова (head)	11	Левая кисть (left hand)
3	Шея (neck)	12	Правое бедро (right upper leg)
4	Правая лопатка (right shoulder)	13	Правая голень (right lower leg)
5	Правое плечо (right upper arm)	14	Правая стопа (right foot)
6	Правое предплечье (right lower arm)	15	Левое бедро (left upper leg)
7	Правая кисть (right hand)	16	Левая голень (left lower leg)
8	Левая лопатка (left shoulder)	17	Левая стопа (left foot)
9	Левое плечо (left upper arm)		

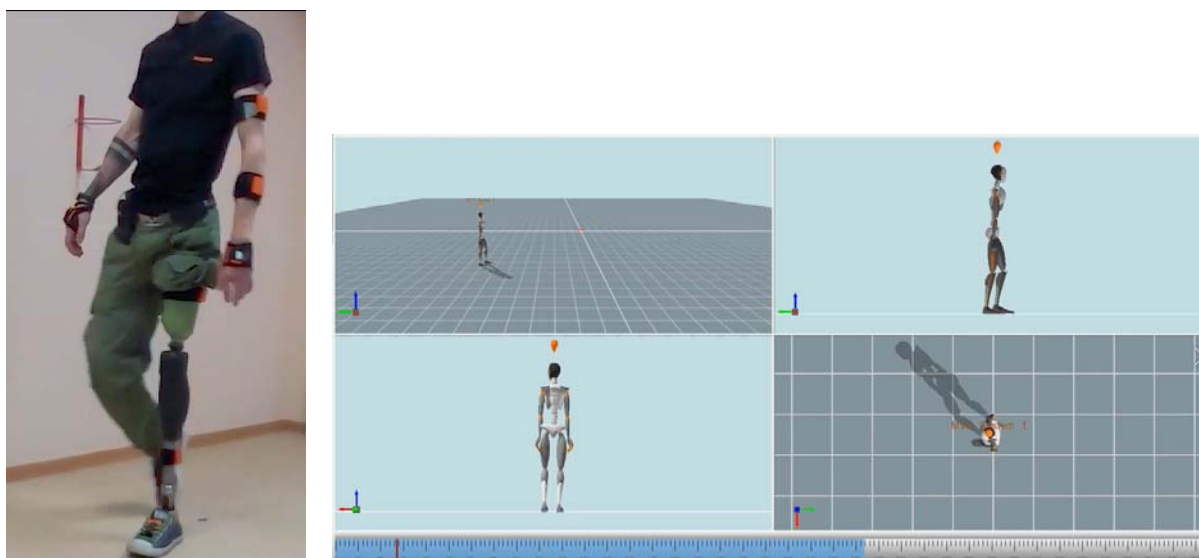


Рис. 3. Пример исследования добровольца № 2 с использованием комплекса Xsens  
Fig. 3. Motion capture with the Xsens system for volunteer 2

**Результаты.** Обработка результатов осуществлялась по разработанной методике обработки данных. После проведения исследования в системе Xsens был сформирован файл \*.xlsx, данные которого далее анализируются в пакете Excel. На рис. 4 приведены фрагменты соответствующих страниц.

Отметим, что положение сенсоров определяется в системе координат принимающей станции. Шаг между записями (колонка Frame) составляет 1/60 с.

Для примера методических особенностей измерений на рис. 5 показаны графики изменения расчётного положения центра тяжести человека (ЦТ – center of mass – CoM) и сенсора, установленного на тазе (pelvis).

Можно заметить практически полное их совпадение со сдвигом на 63 мм (ЦТ выше). Вертикальное ускорение ЦТ  $a(t)$  можно получить с использованием двойного численного дифференцирования координаты  $Z(t)$  (рис. 6):

$$a(t) = dV(t) / dt, V(t) = dZ(t) / dt, dZ_{i+1} \approx Z_{i+1} - Z_i, dt = 1/60 \text{ с}, dV_{i+1} \approx V_{i+1} - V_i, i - \text{номер кадра.}$$

Можно заметить, что графики на рис. 6 а, б качественно совпадают, а количественно – отличаются в 1,75 раза. Максимальное расчётное ускорение ЦТ существенно ниже реального для тазовых костей (4 и 7 м/с<sup>2</sup>).

В итоге использование сенсора *pelvis* намного предпочтительнее *вычисления* положения ЦТ, так как в случае *pelvis* система рассчитывает и скорости, и ускорения на аппаратном уровне. Добавим, что получить вертикальную реакцию  $R_z$  тела человека в любой момент времени  $t$  на опорную поверхность (рис. 6) можно, просуммировав вклады инерционных составляющих всех сегментов тела:

$$R_z(t) = Mg + \sum_{i=1}^n m_i a_{zi}(t). \quad (1)$$

Здесь  $M$  – масса тела,  $g$  – ускорение свободного падения,  $m_i$  – масса  $i$ -го сегмента (см. таблицу на рис. 2),  $a_{zi}$  – вертикальное ускорение  $i$ -го сегмента.

*Segment position (положение сегментов)*

Frame	Pelvis x	Pelvis y	Pelvis z	Neck x	Neck y	Neck z	Head x	Head y	Head z
0	0,98127	-2,848	0,982085	0,981803	-2,84049	1,548216	0,978079	-2,81194	1,63003
1	0,980563	-2,8472	0,982117	0,980378	-2,8387	1,548235	0,976598	-2,80999	1,629994
2	0,979855	-2,84639	0,982149	0,978953	-2,8369	1,548253	0,975117	-2,80805	1,629958
3	0,979068	-2,84556	0,982156	0,977475	-2,83505	1,548242	0,973578	-2,80605	1,629892
4	0,978167	-2,84469	0,982122	0,975933	-2,83312	1,548186	0,971971	-2,80398	1,62978

*Segment velocity (скорость сегментов)*

Frame	Pelvis x	Pelvis y	Pelvis z	Neck x	Neck y	Neck z	Head x	Head y	Head z
0	-0,0541	0,041551	0,005639	0	0	0	-0,08612	0,137871	-0,03375
1	-0,05601	0,042254	0,004551	-0,01179	0,0234	-0,00268	-0,09093	0,140829	-0,03354
2	-0,05793	0,042956	0,003462	-0,02359	0,0468	-0,00536	-0,09574	0,143788	-0,03332
3	-0,06043	0,043489	0,00283	-0,03602	0,066572	-0,00719	-0,10068	0,146762	-0,0331
4	-0,06405	0,043332	0,003087	-0,05041	0,080904	-0,00747	-0,10594	0,149886	-0,03303

*Segment acceleration (ускорения сегментов)*

Frame	Pelvis x	Pelvis y	Pelvis z	Neck x	Neck y	Neck z	Head x	Head y	Head z
0	-0,15129	0,086358	0,042045	-0,26181	0,168023	-0,04896	-0,2548	0,134515	0,009993
1	-0,15823	-0,12297	-0,06353	-0,2603	0,15764	0,019892	-0,28135	0,199501	0,054796
2	-0,13138	0,054371	-0,07062	-0,287	0,185526	-0,04356	-0,28219	0,146237	-0,01773
3	-0,10313	0,225771	-0,03357	-0,29656	0,2186	-0,06645	-0,30755	0,19723	0,000315
4	-0,19006	0,184334	0,026988	-0,30891	0,193438	-0,03775	-0,33586	0,207213	-0,04094

*Segment angular velocity (угловые скорости сегментов)*

Frame	Pelvis x	Pelvis y	Pelvis z	Neck x	Neck y	Neck z	Head x	Head y	Head z
0	-0,06655	-0,01939	0,026774	-0,09065	-0,01327	0,040009	-0,03915	0,013647	0,037152
1	-0,0867	-0,02116	0,030639	-0,09149	-0,01284	0,040717	-0,02862	0,014632	0,036698
2	-0,09115	-0,02778	0,03028	-0,09352	-0,01389	0,037081	-0,02816	0,010556	0,032382
3	-0,07754	-0,03324	0,028368	-0,09335	-0,01566	0,036986	-0,02297	0,012504	0,031715

*Segment angular acceleration (угловые ускорения сегментов)*

Frame	Pelvis x	Pelvis y	Pelvis z	Neck x	Neck y	Neck z	Head x	Head y	Head z
0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
1	-1,20906	-0,10624	0,231864	-0,0506	0,02565	0,04244	0,631992	0,059128	-0,02725
2	-0,26676	-0,39753	-0,02149	-0,12157	-0,06259	-0,21816	0,027096	-0,24457	-0,25896
3	0,816162	-0,32749	-0,11475	0	0	0	0,311885	0,11687	-0,04004
4	0,447579	0,10348	0,705739	-0,14742	-0,12427	-0,16884	0,044862	-0,0658	0,00705

*Center of mass (положение центра тяжести)*

Frame	CoM x	CoM y	CoM z
0	0,985526	-2,84747	1,039383
1	0,984654	-2,84655	1,039425
2	0,983783	-2,84562	1,039467
3	0,982857	-2,84466	1,039484
4	0,981857	-2,84364	1,03946

Рис. 4. Фрагменты записей в файл данных исследований с использованием комплекса Xsens

Fig. 4. Study records obtained with the Xsens system

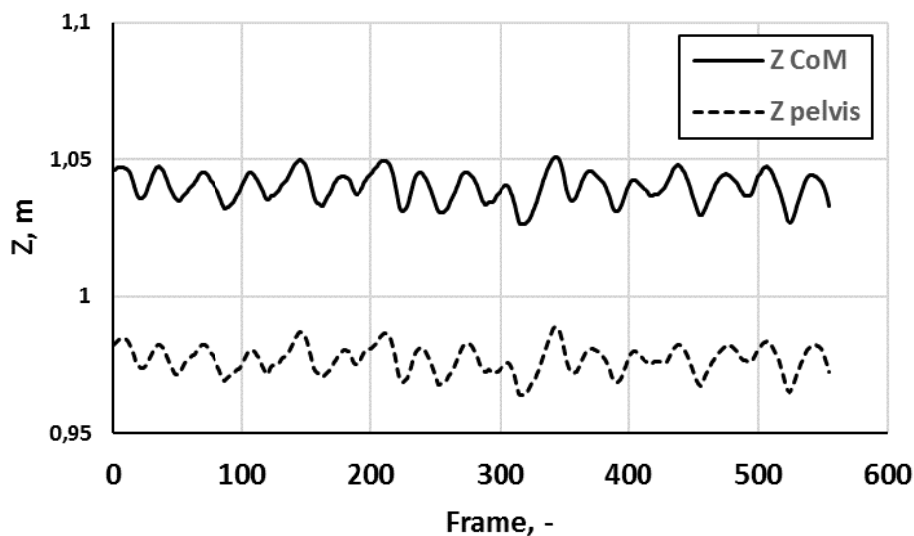


Рис. 5. Изменение положения ЦТ и сенсора, установленного на тазе  
Fig. 5. Changes in CoM and pelvis sensor

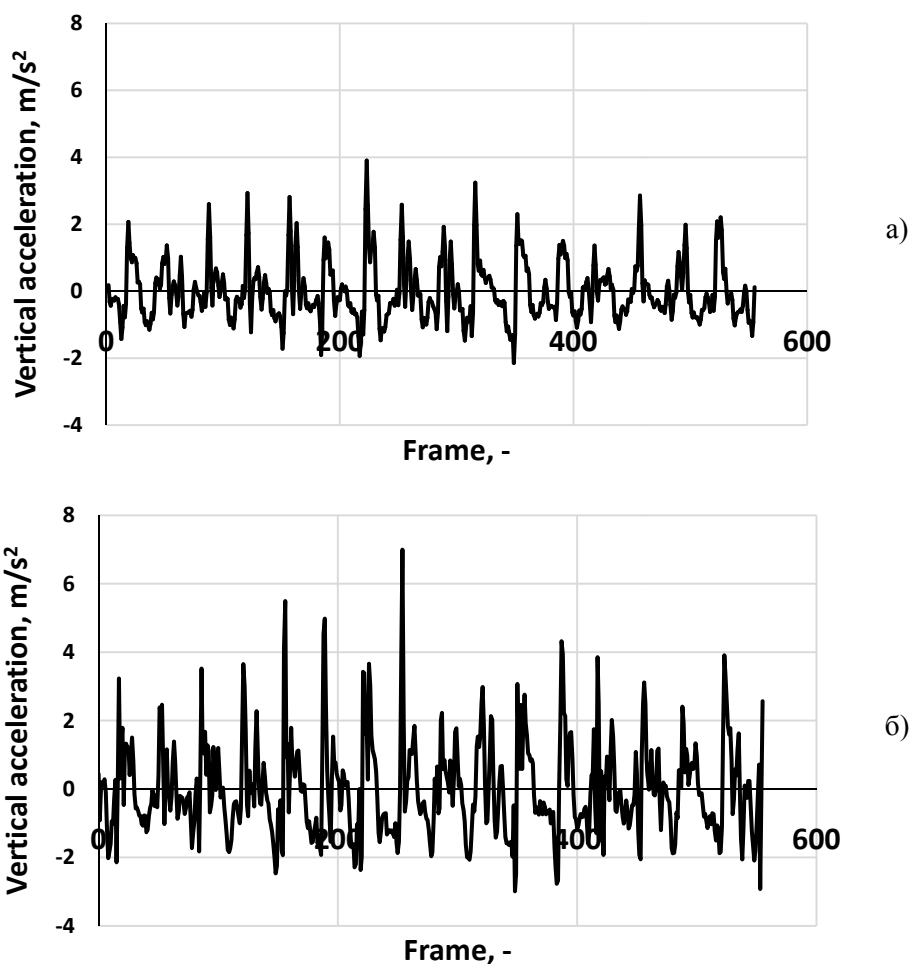


Рис. 6. Ускорения ЦТ (а) и таза (б) в процессе ходьбы  
Fig. 6. CoM (a) and pelvis (б) accelerations during walking

Зависимость  $R_z(t)$  полезна при определении нагрузки на голеностопные суставы при движении человека в норме или после протезирования (рис. 7).

Вариация усилия на беговую дорожку связана, очевидно, с непривычной обстановкой, не позволяющей вестибулярному аппарату человека нормально работать из-за движения опорной поверхности при покое окружающих предметов.

Для оценки «качества» движения в норме и с протезом рассмотрим изменение вертикальной координаты тазового сенсора *pelvis* при ходьбе на тредбане с постоянной скоростью (3 км/ч) и соответствующего вертикального ускорения (рис. 8, 9).

Из рис. 8, 9 видно, что кинезиметрия человека в норме и с протезом ноги существенно отличается. У добровольца 1 анализ данных Xsens показывает, что за время 9,283 с

сделано 557 кадров (скорость съёмки 60 кадров в секунду). Пройденное расстояние  $S = 7,736$  м, средняя длина шага  $l = 0,833$  м, частота ходьбы  $f = 1,83$  Гц, колебания таза в среднем составили 2,5 см. Вертикальные ускорения таза  $a(t)$  варьировались в диапазоне  $-3...7$  м/с<sup>2</sup> (в дополнение к ускорению силы тяжести  $g = 9,86$  м/с<sup>2</sup>).

У добровольца 2 при ходьбе на тредбане со скоростью 3 км/ч колебания таза в среднем составили 3,5 см, вертикальные ускорения таза варьировались в диапазоне  $-2...11$  м/с<sup>2</sup>. Установлено увеличение длины шага при росте амплитуды вертикальных колебаний таза на 28,5 % и повышение амплитуды вертикальных ускорений таза: у добровольца 1 варьировалось в диапазоне 10 м/с<sup>2</sup>, у добровольца 2–13 м/с<sup>2</sup>. Можно утверждать, что добровольцу с протезом пришлось затратить существенно большее количество энергии на движение.

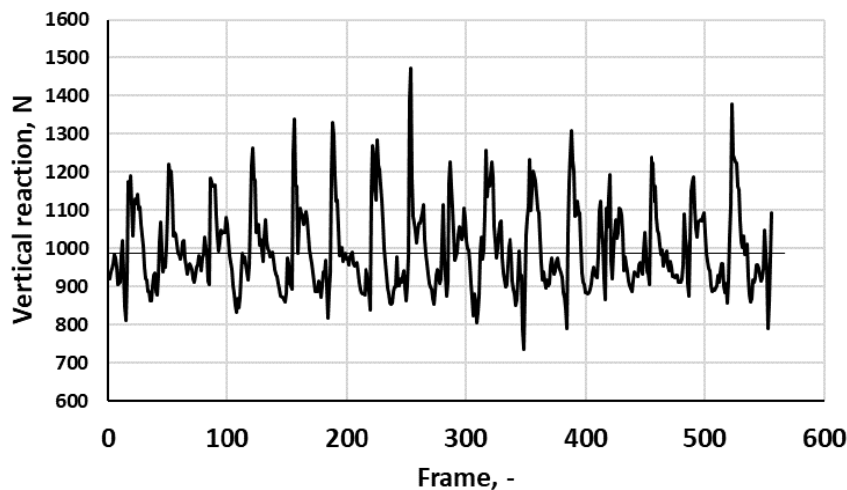


Рис. 7. Вертикальное усилие на поверхность беговой дорожки при ходьбе.  
Горизонтальная линия – вес тела человека  
Fig. 7. Vertical reaction on treadmill surface during walking.  
The horizontal line stands for body weight

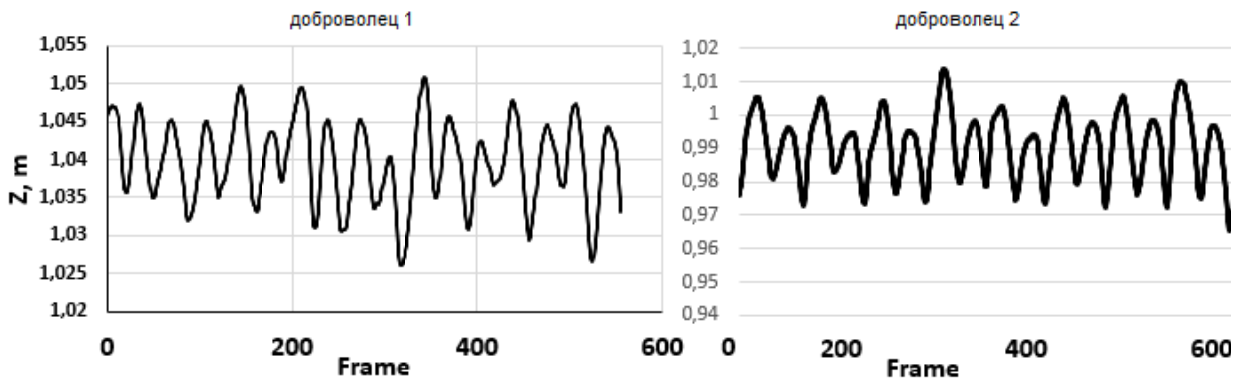


Рис. 8. Положение центра тяжести тазового сенсора при ходьбе со скоростью 3 км/ч у добровольцев  
Fig. 8. CoM location of the pelvis sensor when walking with a speed of 3 km/h



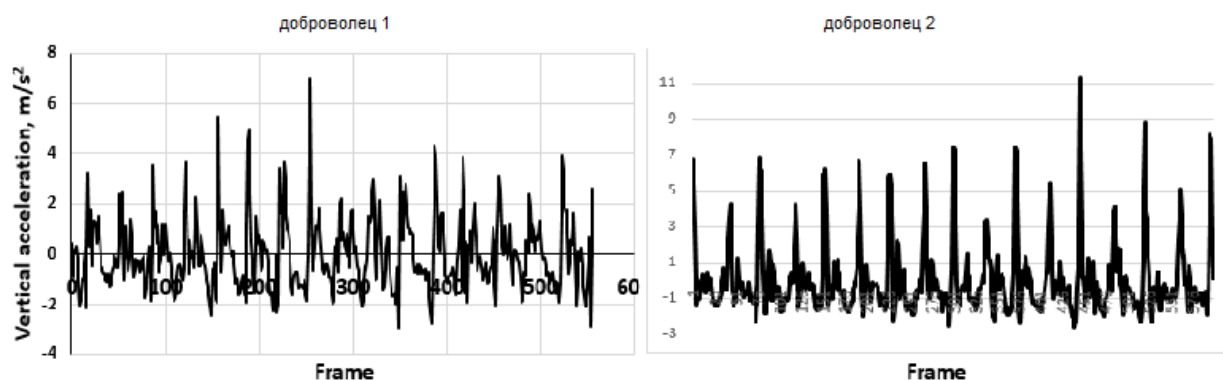


Рис. 9. Вертикальное ускорение тазового сенсора при ходьбе со скоростью 3 км/час у добровольцев  
Fig. 9. Vertical acceleration of the pelvis sensor when walking with a speed of 3 km/h

Измерение частоты сердечных сокращений также является подтверждением: у добровольца без протеза ЧСС до ходьбы 100 м составила 84 уд./мин, после – 84 уд./мин; у добровольца с протезом ЧСС до ходьбы 100 м 74 уд./мин., после – 96 уд./мин.

**Заключение.** В работе проведена кинезиметрия ходьбы на комплексе Xsense двух добровольцев со схожими антропометрическими данными и отличающимися состоянием нижней конечности: с протезом и без него. В комплексе Xsense установленные на человека сенсоры позволяют с частотой 60 Гц регистрировать их положение, скорости и ускорения в трёх измерениях в процессе движений. На основе этих данных, а также расчётных массовых параметров сегментов тел разработана методика и определены максимальные усилия в точках контакта с поверхностью

беговой дорожки, а также энергетические затраты на движение по изменению пульса. Показано, что движение с протезом требует больших энергозатрат, так как связано с большим изменением положения центра масс и большими амплитудами колебаний тела по сравнению с теми же характеристиками здорового человека. Поскольку ЦТ расположен в зоне таза, для повышения оперативности отмеченных выше измерений для будущих исследований предлагается использовать тазовый сенсор (*pelvis*). В этом случае не потребуются численное дифференцирование, так как система Xsens это делает на аппаратном уровне для всех сегментов тела человека.

**Авторы также признательны Ф.В. Меркулеву за возможность проведения экспериментов на протезированной конечности.**

#### Список литературы

1. Белянин, О.Л. Биомеханика ходьбы инвалидов при коротких культях бедер на усовершенствованных протезах / О.Л. Белянин, Л.М. Смирнова, И.М. Беляев // Вестник гильдии протезистов-ортопедов. – 2003. – № 2. – С. 18–24.
2. Григоренко, Д.Н. Анализ кинематических параметров движений в упражнении «подъем по штурмовой лестнице на четвертый этаж учебной башни» / Д.Н. Григоренко, К.К. Бондаренко, С.В. Шилько // Рос. журнал биомеханики. – 2012. – Т. 16, № 2 (56). – С. 95–106.
3. Кручинин, П.А. Об использовании свойств решений оптимальных механических задач при оценке эффективности движений человека. Материалы Всероссийской научно-практической конференции по вопросам спортивной науки в детско-юношеском спорте и спорте высших / П.А. Кручинин. – М.: ГКУ «ЦСТыСК» Москомспорта, 2016. – С. 189–195.
4. Рукина, Н.Н. Особенности биомеханических характеристик опороспособности и походки у пациентов с экзопротезом нижней конечности / Н.Н. Рукина, А.Н. Кузнецов, А.Н. Белова // Рос. журнал биомеханики. – 2014. – Т. 18, № 3 (65). – С. 389–397.
5. Ципин, Л.Л. Анализ движения общего центра масс легкоатлетов-спринтеров при старте / Л.Л. Ципин, М.А. Самсонов // Рос. журнал биомеханики. – 2013. – Т. 17, № 3 (61). – С. 122–130.
6. Brave steps to the future. <https://kinez.ru/en>.
7. Freedom Innovations Portfolio. <https://us.proteor.com/freedom-innovations-portfolio>.



8. Looney, D.P. *Metabolic Costs of Military Load Carriage over Complex Terrain* / D.P. Looney // *Military Medicine*. – 2018. – Vol. 183. – P. 357–362.
9. MTw Awinda. – <https://www.movella.com/products/wearables/xsens-mtw-awinda>.
10. Pandolf, K.B. *Metabolic energy expenditure and terrain coefficients for walking on snow* / K.B. Pandolf, M.F. Haisman, R.F. Goldman // *Ergonomics*. – 1976. – Vol. 19. – P. 683–690.
11. *Products and services from Ottobock*. <https://www.ottobock.com>.
12. *The Most Advanced Lower Limb Prosthetics in the World*– <https://www.blatchfordmobility.com>.
13. Voloshina, A.S. *Biomechanics and energetics of walking on uneven terrain* / A.S. Voloshina, A.D. Kuo, M.A. Daley // *Journal Experimental Biology*. – 2013. – Vol. 216. – P. 3963–3970.
14. *Welfare Equipment*. [www.nabtesco.com/en/products/welfare.html](http://www.nabtesco.com/en/products/welfare.html).

### References

1. Belyanin O.L., Smirnova L.M., Belyayev I.M. [Biomechanics of Walking of Disabled People with Short Stumps of the Thighs on Improved Prostheses]. *Vestnik gil'dii protezistov-ortopedov* [Bulletin of the Guild of Prosthetists and Orthopedists], 2003, no. 2, pp. 18–24. (in Russ.)
2. Grigorenko D.N., Bondarenko K.K., Shil'ko S.V. [Analysis of Kinematic Parameters of Movements in the Exercise Climbing the Assault Ladder to the Fourth Floor of the Training Tower]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2012, vol. 16, no. 2 (56), pp. 95–106. (in Russ.) DOI: 10.1134/S0036029512010041
3. Kruchinin P.A. [On the Use of Properties of Solutions to Optimal Mechanical Problems in Assessing the Effectiveness of Human Movements]. *Materialy Vserossiyskoy nauchno-prakticheskoy konferentsii po voprosam sportivnoy nauki v detsko-yunosheskom sporte i sporte vysshikh* [Materials of the All-Russian Scientific and Practical Conference on Sports Science in Children's and Youth Sports and Higher Sports], 2016, pp. 189–195. (in Russ.)
4. Rukina N.N., Kuznetsov A.N., Belova A.N. [Features of Biomechanical Characteristics of Support Ability and Gait in Patients with Lower Limb Exoprosthesis]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2014, vol. 18, no. 3 (65), pp. 389–397. (in Russ.)
5. Tsipin L.L., Samsonov M.A. [Analysis of the Movement of the General Center of Mass of Track and Field Sprinters at the Start]. *Rossiyskiy zhurnal biomekhaniki* [Russian Journal of Biomechanics], 2013, vol. 17, no. 3 (61), pp. 122–130. (in Russ.)
6. Brave Steps to the Future. Available at: <https://kinez.ru/en>.
7. Freedom Innovations Portfolio. Available at: <https://us.proteor.com/freedom-innovations-portfolio>.
8. Looney D.P. *Metabolic Costs of Military Load Carriage over Complex Terrain*. *Military Medicine*, 2018, vol. 183, pp. 357–362. DOI: 10.1093/milmed/usx099.
9. MTw Awinda. Available at: <https://www.movella.com/products/wearables/xsens-mtw-awinda>.
10. Pandolf K.B., Haisman M.F., Goldman R.F. *Metabolic Energy Expenditure and Terrain Coefficients for Walking on Snow*. *Ergonomics*, 1976, vol. 19, pp. 683–690. DOI: 10.1080/00140137608931583
11. *Products and Services from Ottobock*. Available at: <https://www.ottobock.com>
12. *The Most Advanced Lower Limb Prosthetics in the World*. Available at: <https://www.blatchfordmobility.com>
13. Voloshina A.S., Kuo A.D., Daley M.A. *Biomechanics and Energetics of Walking on Uneven Terrain*. *Journal Experimental Biology*, 2013, vol. 216, pp. 3963–3970. DOI: 10.1242/jeb.081711
14. *Welfare Equipment*. Available at: [www.nabtesco.com/en/products/welfare.html](http://www.nabtesco.com/en/products/welfare.html)

### Информация об авторах

**Эрлих Вадим Викторович**, доктор биологических наук, профессор, директор Института спорта, туризма и сервиса, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

**Епишев Виталий Викторович**, директор научно-исследовательского центра спортивной науки, доцент кафедры теории и методики физической культуры и спорта, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия

**Сапожников Сергей Борисович**, доктор технических наук, профессор, главный научный сотрудник кафедры технической механики, Южно-Уральский государственный университет, Челябинск, Россия.

***Information about the authors***

**Vadim V. Erlikh**, Doctor of Biological Sciences, Professor, Director of the Institute of Sport, Tourism and Service, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

**Vitaly V. Epishev**, Director of the Research Center for Sports Science, Associate Professor of the Department of Theory and Methods of Physical Education and Sports, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia

**Sergey B. Sapozhnikov**, Doctor of Technical Sciences, Professor, Chief Researcher of the Department of Technical Mechanics, South Ural State University, Chelyabinsk, Russia.

***Вклад авторов:*** все авторы сделали эквивалентный вклад в подготовку публикации.

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

***Contribution of the authors:*** the authors contributed equally to this article.

The authors declare no conflicts of interests.

***Статья поступила в редакцию 20.08.2023***

***The article was submitted 20.08.2023***