

# Сравнение двух методов регистрации кинематики и кинетики голеностопного сустава при использовании видеоанализа

## Аксенов А. Ю.<sup>1</sup>, Матвеева В. Н.<sup>2</sup>, Клишковская Т. А.<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Аксенов Андрей Юрьевич / Aksenov Andrey Jur'evich - PhD доктор философии, ассистент;

<sup>2</sup>Матвеева Виктория Николаевна / Matveeva Viktoriya Nikolaevna – бакалавр;

<sup>3</sup>Клишковская Татьяна Алексеевна / Klishkovskaya Tatiana Alexeevna – бакалавр,  
кафедра биотехнических систем,

Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет им. В. И. Ульянова (Ленина),  
г. Санкт-Петербург

**Аннотация:** статья посвящена системе видеоанализа и его методам. Данное исследование показало, что два метода регистрации кинематики и кинетики голеностопного сустава имели статически значимые изменения для угла и мощности голеностопного сустава между 0-18% и 70-100% цикла переката стопы.

**Ключевые слова:** биомеханика, видеоанализ, кинематика, кинетика, голеностопный сустав, конструкция обуви.

### 1. Введение

Видеоанализ как метод исследования биомеханики движений позволяет проводить регистрацию кинематических данных с высокой точностью (до 0,1 мм), в связи с чем он широко применяется в медицине, спорте, реабилитации, киноиндустрии и робототехнике.

В клинической практике видеоанализ движений человека используется с целью диагностики локомоторных нарушений и мониторинга динамики восстановления двигательных функций в процессе лечения [1]. Он позволяет изучать кинематику, а комбинированное применение видеоанализа, силовых платформ и электромиографии — исследовать кинетику движений [2, с. 4-10]. Наиболее существенное влияние на качество принимаемых решений видеоанализ оказывает в восстановительной медицине, травматологии и ортопедии, протезировании и ортезировании.

Видеоанализ активно применяется различными зарубежными компаниями для разработки ортопедических изделий, таких как корректирующие стельки и терапевтическая обувь [3-5]. Они активно используются для лечения и профилактики плоскостопия, занимающего первое место среди деформаций стоп, которым страдают 26,4% населения [6, с. 400]. В этой связи регулярное использование корректирующих стелек предупреждает его развитие и уменьшает усталость ног за счёт поддерживающего эффекта.

Также одной из самых распространённых после плоскостопия патологий является вальгусная деформация первой метатарзальной кости стопы. По данным различных авторов соотношение мужчин и женщин варьирует от 70–80% к 20–25% [7, 8]. Видеоанализ также активно используется и для разработки индивидуальной ортопедической обуви в целях лечения и реабилитации данного заболевания.

Зарубежные фирмы и компании, такие как Reebok, Adidas, Scholl и многие другие, уже давно используют системы измерения давления под стопами с применением оптического видеоанализа для регистрации движений голеностопного сустава с помощью инфракрасных камер, что обеспечивает сбор данных, необходимых при разработке спортивной и реабилитационной обуви, в том числе обуви для диабетических стоп, а также ортопедических стелек и протезов. При этом анализ литературы показал, что основной метод регистрации кинематики и кинетики голеностопного сустава для разработки реабилитационной обуви заключается в установке маркеров лишь только на тестируемой обуви [3, 9-12].

Однако, как показали наши исследования, локомоторные движения, совершаемые одновременно в пространстве стопой и обувью, могут существенно отличаться [13, с. 390].

Так, рисунок 1 демонстрирует возможное дополнительное движение стопы в обуви, которое может остаться не учтённым при установке маркеров на поверхность тестируемой обуви.

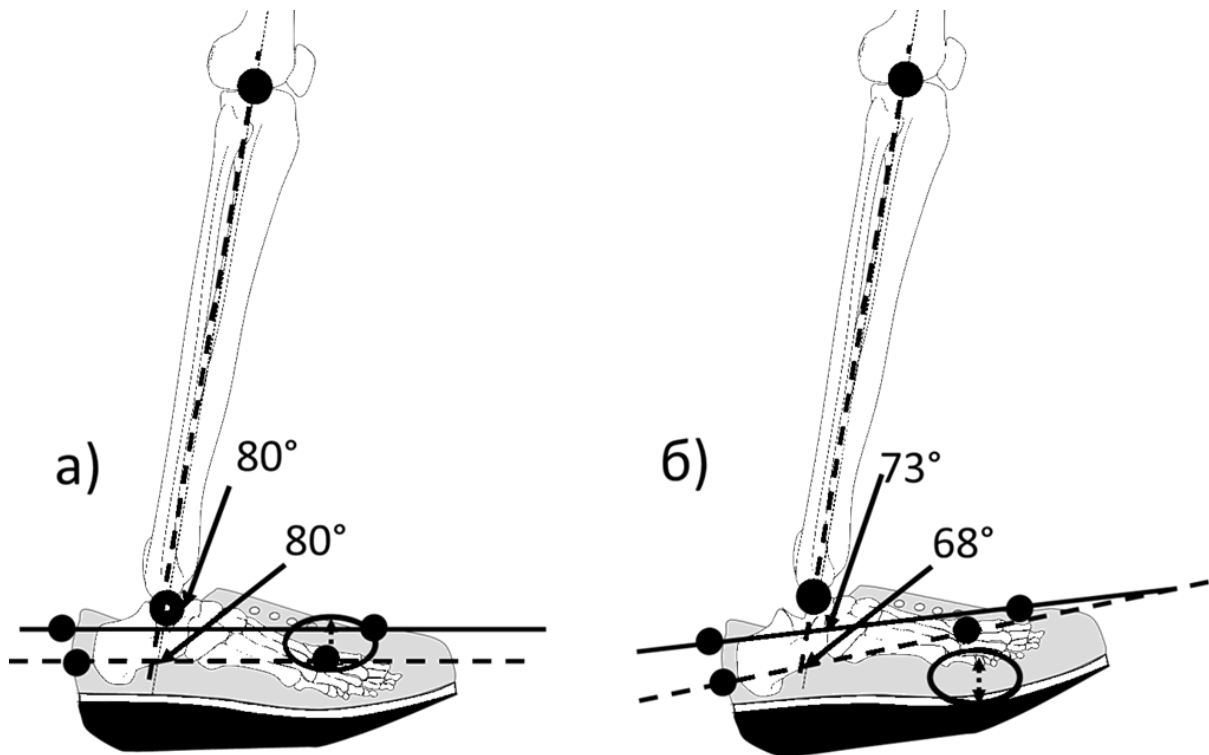


Рис. 1. Изменение угла голеностопного сустава, где красные маркеры установлены на обувь, фиолетовые – на кожу стопы: а) начальное положение ноги, угол голеностопного сустава равен  $80^\circ$ ; б) начало шага, угол голеностопного сустава при установке маркеров на обувь -  $73^\circ$ , на кожу -  $68^\circ$

Использование такого метода для регистрации движений, т.е. без учета движения стопы в тестируемой обуви, может привести к получению недостоверных данных и, следовательно, к разработке неадекватной конструкции обуви, не позволяющей достичь соответствующего лечебного эффекта при ее ношении, что в свою очередь может лишь усугубить протекание болезни.

Поэтому существует множество исследований, направленных на разработку ортопедической обуви, результаты которых при сравнении одних и тех же конструкций могут значительно отличаться друг от друга из-за недоработанной методики регистрации.

Цель данного исследования - оптимизация метода регистрации кинематики и кинетики голеностопного сустава и оценки вариабельности кинематических и кинетических данных.

## 2. Методология

Исследование проводилось в клинко-биомеханической лаборатории видеоанализа. Общий вид лаборатории анализа походки движения человека представлен на рисунке 2.

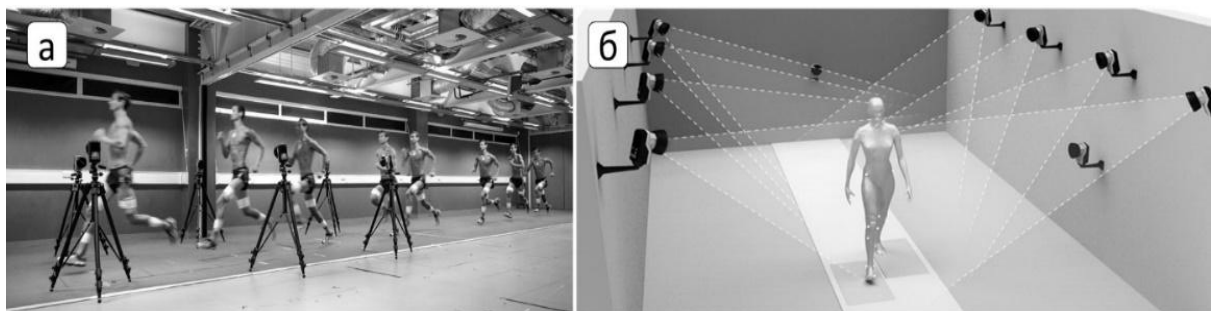


Рис. 2. Пример использования системы видеоанализа: а – общий вид лаборатории видеоанализа; б – схема расположения камер и силовых платформ

В исследовании приняли участие 9 мужчин в возрасте  $25.3 \pm 2.73$  лет с массой тела  $71.3 \pm 8.5$  кг, ростом  $1.74 \pm 0.06$  м и размером стопы, соответствующим 8 размеру обуви по европейской системе. Кинематические данные регистрировались в трех плоскостях с помощью 16 высокоскоростных инфракрасных камер компании Qualisys (Швеция) OQUS™ 3+ с установленной частотой 100 Гц. Регистрация кинетических данных осуществлялась четырьмя силовыми платформами с частой измерения 1000 Гц (AMTI, Watertown, MA, USA, model BP600400).

В процессе биомеханических исследований тестировались 5 пар обуви с разной высотой каблука 1.5 см, 2.5 см, 3.5 см, 4.5 см и 5.5 см.

Рисунок 3 демонстрирует конструкцию и характеристики обуви, которая использовалась при тестировании.

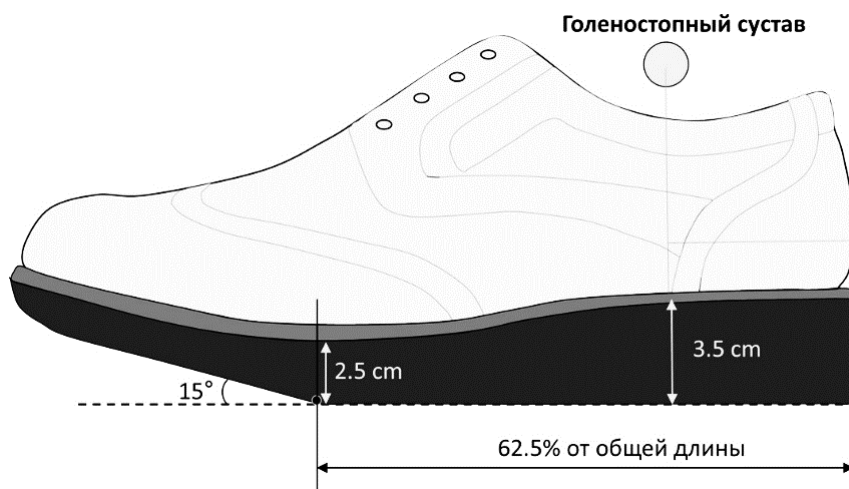


Рис. 3. Конструкция обуви

Производился контроль скорости ходьбы  $5 \text{ км/час} \pm 2.5\%$  [14, 15]. Данные обрабатывались в программном пакете Visual3D (C-Motion). При обработке кинематические данные фильтровались низкочастотным фильтром четвёртого порядка Баттерворта с частотой среза 12 Гц. Кинетические данные фильтровались с частотой 25 Гц.

Подсчет импульса (площадь кривой графика) мощности и момента голеностопного сустава осуществлялись по формуле трапеции для вычисления определённых интегралов [16]. Статистические данные были обработаны в программе IBM SPSS statistics V.23 методом однофакторного дисперсионного анализа (ANOVA). Уровень статистической значимости был установлен  $p < 0.05$ .

### 3. Результаты

Таблица 1 и рисунок 4 демонстрируют различия биомеханических показателей голеностопного сустава при установке маркеров на поверхность обуви и непосредственно на кожу стопы через проделанные отверстия в обуви.

Таблица 1. Результаты экспериментальных данных средних значений и среднеквадратического отклонения (в скобках), где (\* $p < 0.05$ , \*\* $p < 0.01$ , \*\*\* $p < 0.0001$ ) в индексе отражают статистическую значимость сравнения двух методов

		Угол голеностопного сустава (°)		
			Макс. дорсифлексия (0-62%)	Макс. флексия сустава (10-50%)
Высота каблука	1.5 см	Кожа	7.7 (1.5) **	13.7 (1.9) **
		Обувь	6.7 (1.6) **	12.7 (1.8) **
	2.5 см	Кожа	6.0 (1.0) **	15.8 (1.2) **
		Обувь	4.3 (1.3) **	14.5 (1.3) **
	3.5 см	Кожа	5.3 (1.1) ***	16.2 (1.4) ***
		Обувь	3.4 (1.3) ***	14.7 (1.5) ***
	4.5 см	Кожа	6.3 (1.1) **	17.7 (1.6) **
		Обувь	5.2 (1.2) **	16.8 (1.7) **
5.5 см	Кожа	5.5 (1.0) **	17.6 (1.4) **	
	Обувь	4.1 (1.0) **	16.1 (1.4) **	
		Импульс мощности голеностопного сустава (W/kg*s)		
			Генерация мощности	Абсорбция мощности
Высота каблука	1.5 см	Кожа	30.7(3.7)	-77.8(17.3)*
		Обувь	31.5(3.8)	-72.3(17.0)*

	<b>2.5</b> см	Кожа	28.8(2.5)	-61.5(11.1)**	
		Обувь	29.1(3.1)	-56.4(10.7)**	
	<b>3.5</b> см	Кожа	24.6(3.0)	-66.3(14.2)*	
		Обувь	25.0(3.5)	-61.3(13.0)*	
	<b>4.5</b> см	Кожа	22.4(3.5)	-76.4(15.5)*	
		Обувь	22.2(3.6)	-71.6(15.7)*	
	<b>5.5</b> см	Кожа	23.3(2.9)*	-73.9(16.5)**	
		Обувь	22.2(2.5)*	-65.2(14.8)**	
	<b>Максимум мощности генерации/абсорбции голеностопного сустава (W/kg)</b>				
				Максимум мощности генерации (60-100%)	Максимум мощности абсорбции (60-100%)
<b>Высота каблука</b>	<b>1.5</b> см	Кожа	2.02(0.25)	-0.53(0.19)*	
		Обувь	2.02(0.29)	-0.48(0.21)*	
	<b>2.5</b> см	Кожа	2.30(0.22)	-0.67(0.16)*	
		Обувь	2.28(0.29)	-0.57(0.22)*	
	<b>3.5</b> см	Кожа	2.09(0.28)	-0.88(0.24)***	
		Обувь	2.02(0.31)	-0.67(0.23)***	
	<b>4.5</b> см	Кожа	1.80(0.25)*	-0.95(0.22)**	
		Обувь	1.74(0.25)*	-0.82(0.24)**	
	<b>5.5</b> см	Кожа	1.81(0.23)*	-0.95(0.21)***	
		Обувь	1.76(0.24)*	-0.75(0.21)***	
	Статистически значимые, когда в индексе *p<0.05, **p<0.01, ***p<0.000				

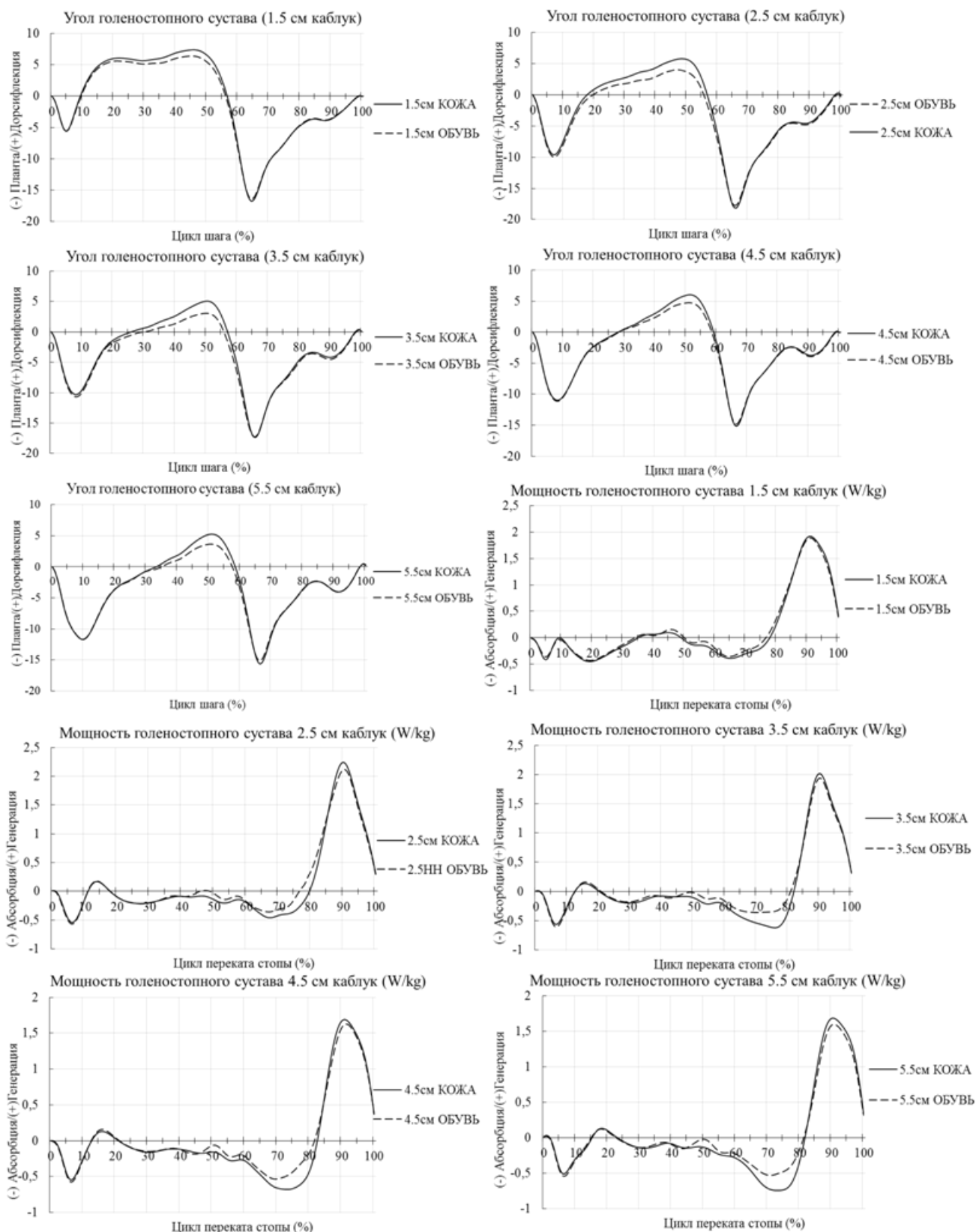


Рис. 4. Графики изменения угла и мощности голеностопного сустава при сравнении двух методов установки маркеров

По анализу статистических данных видно, что в промежутке 30-60% цикла шага значительно увеличивается дорсифлексия угла голеностопного сустава для данных, полученных при использовании метода установки маркеров на кожу. Разница сравнения данных, полученных разными методами,

показала статистическую значимость для мощности абсорбции сустава между 60-100% фазы переката стопы для всех пар обуви, однако для генерации мощности значимыми оказались данные для обуви с высотой каблука 4.5 и 5.5 см. Результаты импульса мощности (площадь графиков) аналогичны результатам, полученным для максимумов значений, различаются только значения статистической значимости для мощности генерации при ходьбе в обуви с высотой каблука 4.5 см, что отражено в таблице 1.

#### **4. Дискуссия**

Исследование проводилось с целью сравнения двух методов установки пассивных маркеров для оптимизации метода регистрации кинематики и кинетики голеностопного сустава. Статистический анализ данных показал высокую вариабельность двух методов. Очевидно, что маркеры, установленные на кожу человека, предоставляют более детальную картину движения стопы, чем маркеры, установленные на обувь. В клинической практике и исследованиях для врачей и ортопедов точность регистрируемых данных движения стопы является приоритетной для лечения и реабилитации пациентов.

Результаты исследования показали, что угловые движения стопы и обуви в значительной степени отличаются. Данные свидетельствуют, что пространство внутри обуви имеет дополнительный объем для передвижения стопы. Этот объем может меняться для разных людей в силу анатомических особенностей.

Можно отметить, что при расчете мощности используются данные угловых измерений голеностопного сустава, силы реакции опоры и расстояния плеча до сустава. Поэтому разброс угловых значений и изменения плеча повлек за собой высокую вариабельность получаемой мощности.

Учитывая это обстоятельство, при использовании метода установки маркеров на обувь рекомендуется изготавливать обувь для каждого испытуемого индивидуально для уменьшения свободного пространства внутри. Конечно же данный подход несет огромные расходы, связанные со снятием антропометрических данных и изготовлением тестируемой обуви, которая будет отличаться между собой за счет анатомических особенностей строения стопы каждого испытуемого. В силу этих причин метод установки маркеров именно на кожу испытуемого (через отверстия, специально проделанные на поверхности обуви) является оптимально точным, быстрым и удобным для большинства исследователей.

#### **5. Заключение**

Современные технологии видеоанализа вывели диагностику опорно-двигательного аппарата на новый уровень, однако метод регистрации может в значительной степени исказить получаемые данные. Результаты исследования показали, как два разных метода регистрации одного и того же сигнала могут изменить значения кинематики и кинетики голеностопного сустава. Основываясь на этом, при проведении исследований в ортопедии с использованием видеоанализа рекомендуется детально прорабатывать методологию регистрации биомеханики стопы, чтобы повысить качество диагностики и обеспечить более точную подборку ортопедических средств.

#### *Литература*

1. Simon S. R. Quantification of human motion: gait analysis-benefits and limitations to its application to clinical problems // J Biomech, 2004. 37 (12): 7. 1869-80.
2. Скворцов Д. В. Методика исследования кинематики движений и современные стандарты. Видеоанализ. Лечебная физкультура и спортивная медицина, 2012; 12: 4–10. //.
3. Romkes J., Rudmann C. and Brunner R. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique // Clinical Biomechanics, 2006. 21 (1): 7. 75-81.
4. Long J. T., Klein J. P., Sirota N. M., Wertsch J. J., Janisse D. and Harris G. F. Biomechanics of the double rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics // Journal of Biomechanics, 2007. 40 (13): 7. 2882-2890.
5. Duivenvoorden T., van Raaij T. M., Horemans H. L., Brouwer R. W., Bos P. K., Bierma-Zeinstra S. M., Verhaar J. A. and Reijman M. Do laterally wedged insoles or valgus braces unload the medial compartment of the knee in patients with osteoarthritis? // Clin Orthop Relat Res, 2015. 473 (1): 7. 265-74.
6. Котельников Г. П. М.С.П., Мирошниченко В. Ф. // Травматология и ортопедия: Учебник. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2006: 7. 400.
7. Корышков Н. А. П.С.М., Корышков А. Н., Яснев Д. С. Эндопротезирование мелких суставов стоп // Вестник травматологии и ортопедии России, 2005. № 3. С. 74–76 //.
8. Kuhn H. G.-K. R., Kuster H. H. Das Cinderella-Schuh-Syndrom // Fuss und Sprungge lenk, 2007. № 1. P. 26–31. //.
9. Sobhani S., Hijmans J., van den Heuvel E., Zwerver J., Dekker R. and Postema K. Biomechanics of slow running and walking with a rocker shoe // Gait & Posture, 2013. 38 (4): 7. 998-1004.
10. Kurup H. V., Clark C. I. M. and Dega R. K. Footwear and orthopaedics // Foot and Ankle Surgery, 2012. 18 (2): 7. 79-83.

11. Lee C. The Effects of Lower Extremity Angle According to Heel-height Changes in Young Ladies in Their 20s during Gait // *Journal of Physical Therapy Science*, 2014. 26 (7): 7. 1055-1058.
12. Esenyel M., Walsh K., Walden J. G. and Gitter A. Kinetics of high-heeled gait // *J Am Podiatr Med Assoc*, 2003. 93 (1): 7. 27-32.
13. Aksenov A. An investigation into the relationship between rocker sole designs and alteration to lower limb kinetics, kinematics and muscle function during adult gait, 2014. University of Salford: Manchester. p. 390.
14. Смирнова Л. М., Никулина С. Е. Игнорирование фактора скорости локомоции как причина снижения точности динамоплантографического исследования. *Биомедицинская радиоэлектроника*, 2010 (№ 5): p. 19-25.//.
15. Chung M.-J. and Wang M.-J. J. The change of gait parameters during walking at different percentage of preferred walking speed for healthy adults aged 20–60 years // *Gait & Posture*, 2010. 31 (1): 7. 131-135.
16. Liengme B. V. *A Guide to Microsoft Excel 2007 for Scientists and Engineers*, 2009. Academic Press: Boston. p. ix-x.