

## **Кинематика локомоций на дорожке с различной устойчивостью**

Воронов А. В., Саенко И. В., Саенко Д. Г.

*Методика.* На расстоянии 3 м слева от тренажера была установлена видеокамера типа *Panasonic AG1400*. Использовали нормальный случай видеосъемки, т.е. оптическая ось объектива камеры была перпендикулярна плоскости съемки. На «устойчивой» и «неустойчивой» дорожках с частотой 25 Гц регистрировали кинематику следующих локомоций: ходьбы, медленного, среднего и быстрого бега. Регистрацию кинематики локомоций проводили непрерывно в течение всего эксперимента.

*Аппаратная составляющая* видеоанализирующего комплекса состояла из видеокамеры, видеомэгнитофона, видеокарты, записывающей видеоряд на твердый носитель типа HDD и компьютера. На жесткий носитель компьютера с помощью видеокарты записывали 3-5 последовательных локомоторных циклов ходьбы и бега в следующей временной последовательности:

- в середине второй минуты ходьбы;
- в конце второй минуты на медленной и средней скоростях бега;
- в конце первой минуты быстрого бега.

*Программная часть* комплекса состояла из двух расчетных блоков: 1) обработки координат маркеров тела человека и; 2) графического представления кинематических характеристик.

При сравнительном анализе локомоций на дорожках с различной устойчивостью опоры использовали два показателя: угол в суставе и угловая скорость. Для расчета углов в суставах использовали продольные оси сегментов тела (рис. 1). Оси были направлены следующим образом:

- на туловище продольная ось проходила по середине тазобедренного и плечевого суставов;
- на бедре по середине тазобедренного и коленного суставов;
- на голени по середине коленного и голеностопного суставов;

- на стопе по середине голеностопного сустава и плюснефалангового сустава большого пальца.

Углы в суставах отсчитывали следующим образом: в тазобедренном суставе между продольной осью туловища и продольной осью бедра; в коленном суставе между продольной осью бедра и голени; в голеностопном суставе между продольными осями голени и стопы (рис. 1).

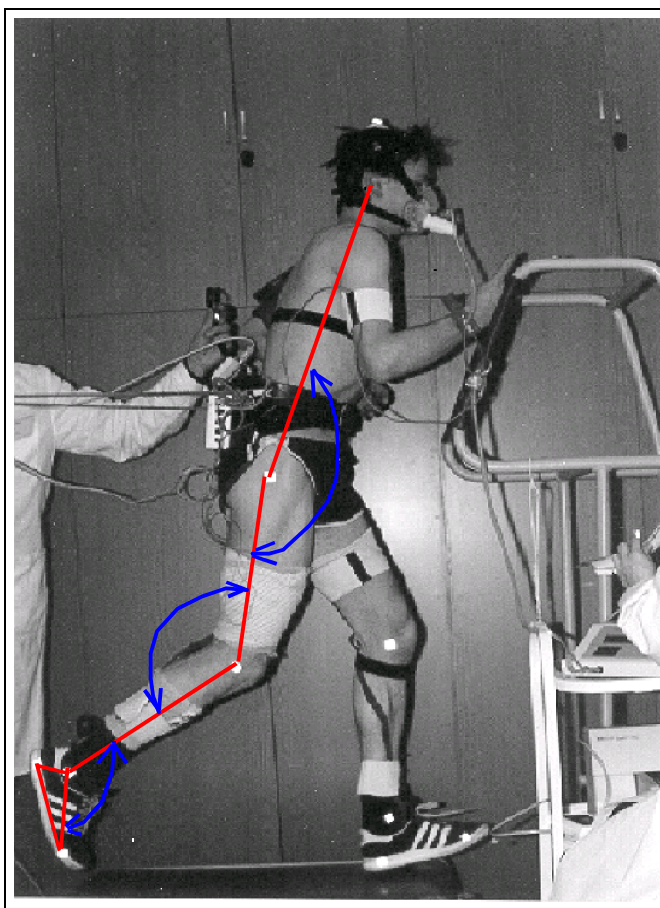


Рис. 1. Направление отсчета углов и угловых скоростей в суставах

*Точность регистрации кинематики.* Для определения точности регистрации кинематических характеристик, провели эксперимент по оценке ускорения свободного падения мяча. Сравнение экспериментальных значений ускорения, полученного численными методами, по вертикальной траектории движения мяча, с величиной ускорения свободного падения, является стандартным биомеханическим способом оценки точности расчета производных. В плоскости полета мяча находился тест-объект размерами высотой 70 см и длиной 70 см. Зная масштаб снимка, пересчитывали

вертикальные координаты мяча из масштаба видеонализатора в инерциальную систему координат, связанную с тест-объектом. Для получения «не зашумленных» вторых производных, кинематические данные сглаживали фильтром Баттерворта второго порядка. Результаты исследования представлены на рис. 2.

Наилучшие результаты (экспериментальное ускорение мяча по вертикали должно быть близко к  $9,81 \text{ м/с}^2$ ), получали при использовании фильтра Баттерворта второго порядка с частотой отсечки  $5,5 \text{ Гц}$ . Такой вид сглаживающего фильтра использовали при расчетах углов и угловых скоростей. Для расчета верхней частоты среза для каждого сустава использовали показатель 90% мощности спектра сигнала (рис. 3). Как следует из результатов расчета мощности спектра сигнала при ходьбе угловые характеристики локомоций можно сгладить: в тазобедренном и коленном суставах  $3 \text{ Гц}$  фильтром; в голеностопном –  $5 \text{ Гц}$ . При беге необходимо использовать параметры фильтра Батттерворта, обрезающего частоты выше  $4 \text{ Гц}$  в тазобедренном суставе и  $5 \text{ Гц}$  в коленном и голеностопном.

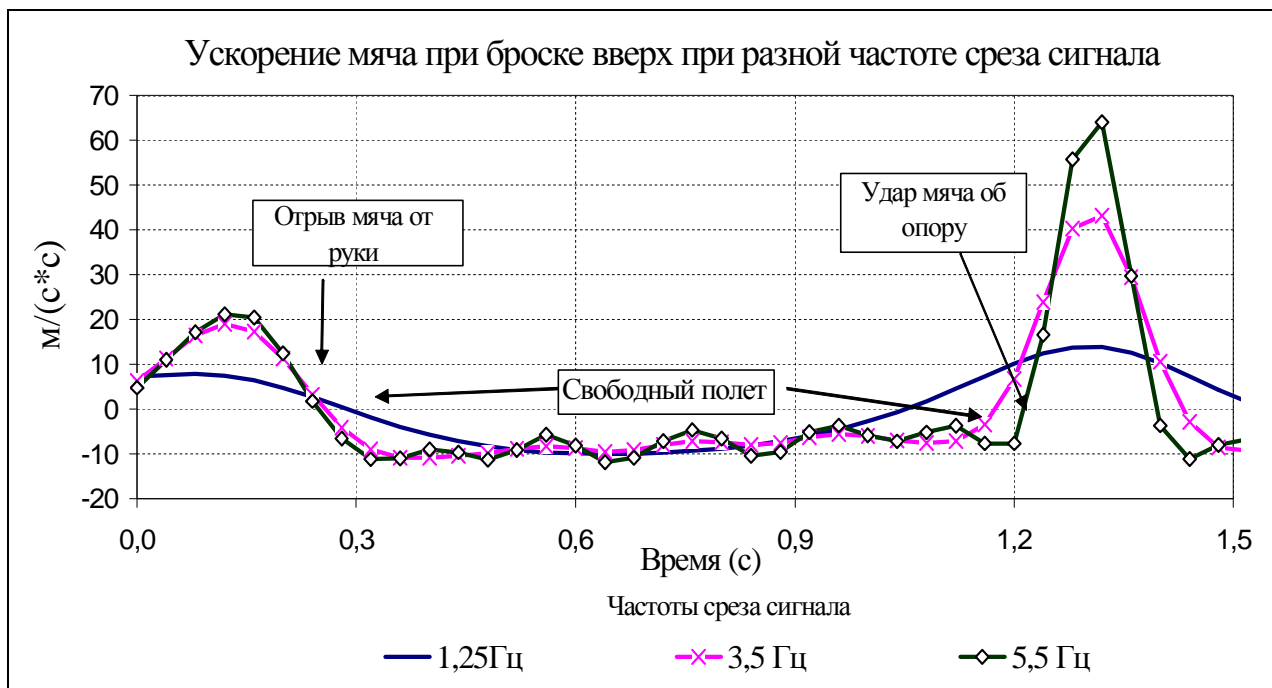


Рис. 2. Ускорение свободного падения мяча, рассчитанное с различной частотой среза сигнала

*Методика построения фазовых траекторий угол-угловая скорость.*

Анализировали шаг левой ногой - от постановки до постановки стопы на опору. В связи с вариативностью кинематических характеристик шага применяли следующий способ:

- анализировали 3-5 последовательных шага левой ногой;
- рассчитывали временную длительность  $i$ -того шага;
- принимали длительность  $i$ -того шага за 100% , т.е. переходили от временной к относительной длительности шага;
- интерполировали траектории углов и угловых скоростей так, чтобы в каждом шаге было ровно 50 точек (в этом случае при разной временной длительности шага интерполяцию проводили с разным временным интервалом);
- в каждой относительной временной точке усредняли полученные кинематические характеристики, так как это показано на рис. 4 и 5.
- фазовые траектории (*угол-угловая скорость*) строили по усредненным кинематическим данным 3-5 шагов.

Пример фазовых траекторий для коленного сустава при беге в среднем темпе приведен на рис. 6.

На рис. 6 представлена зависимость угловой скорости в коленном суставе от угла в суставе. Буквами «Н» и «К» отмечены начало и конец шага. Положительная угловая скорость на рис. 6 и 7 соответствует разгибанию суставов, отрицательная - сгибанию. Стрелками с подписями указаны фазы бегового шага и соответствующие им участки фазовых траекторий.

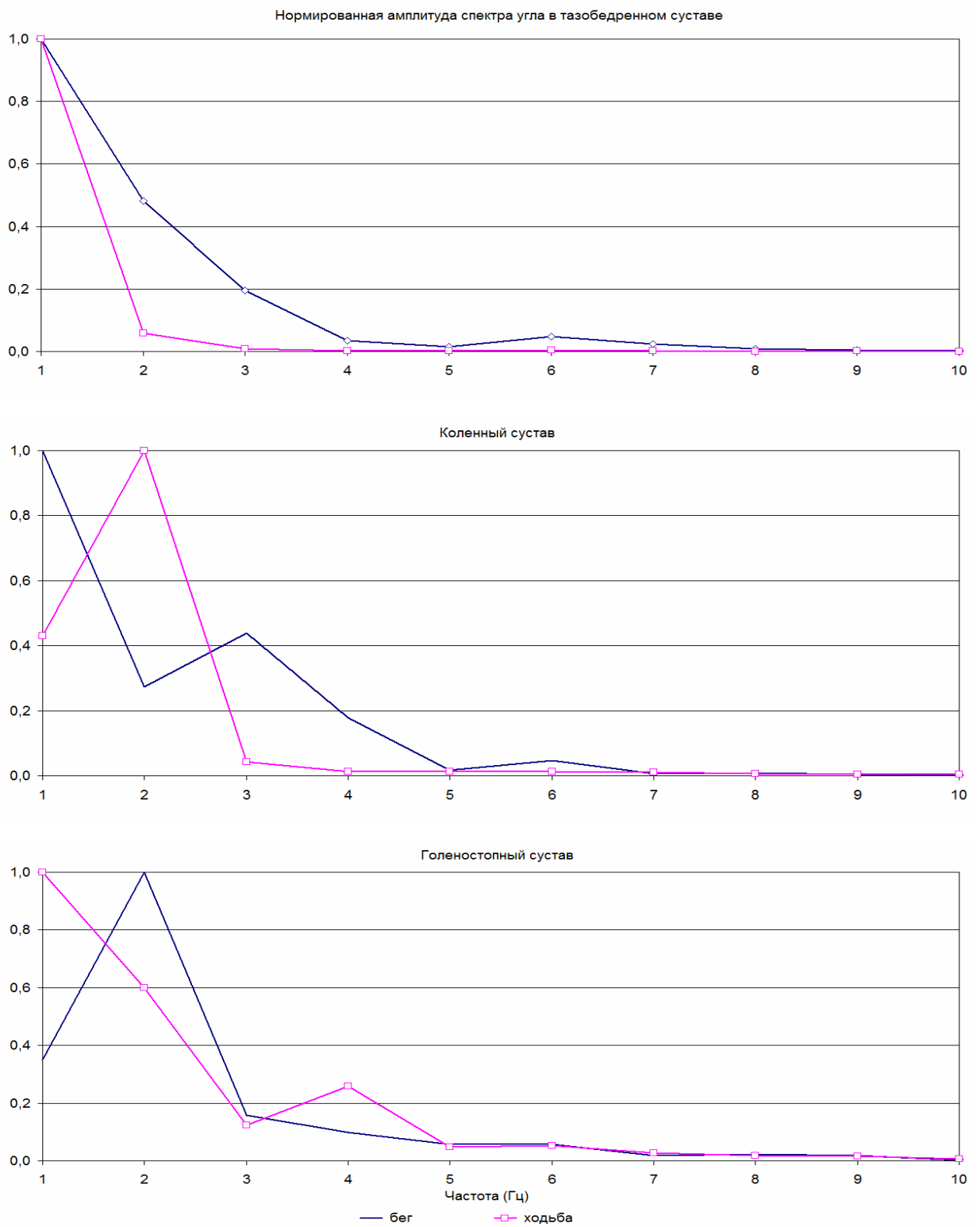


Рис. 3. Спектральный анализ кинематики анализ кинематики локомоций на «устойчивой» дорожке

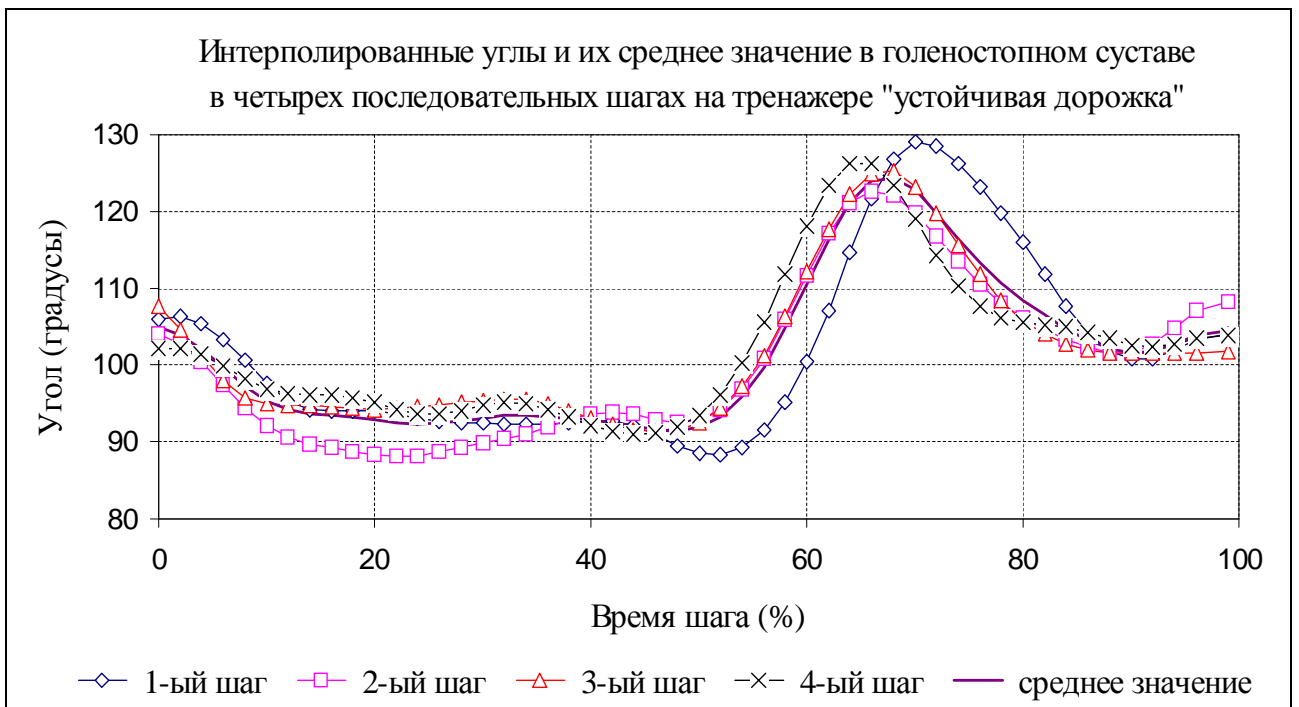
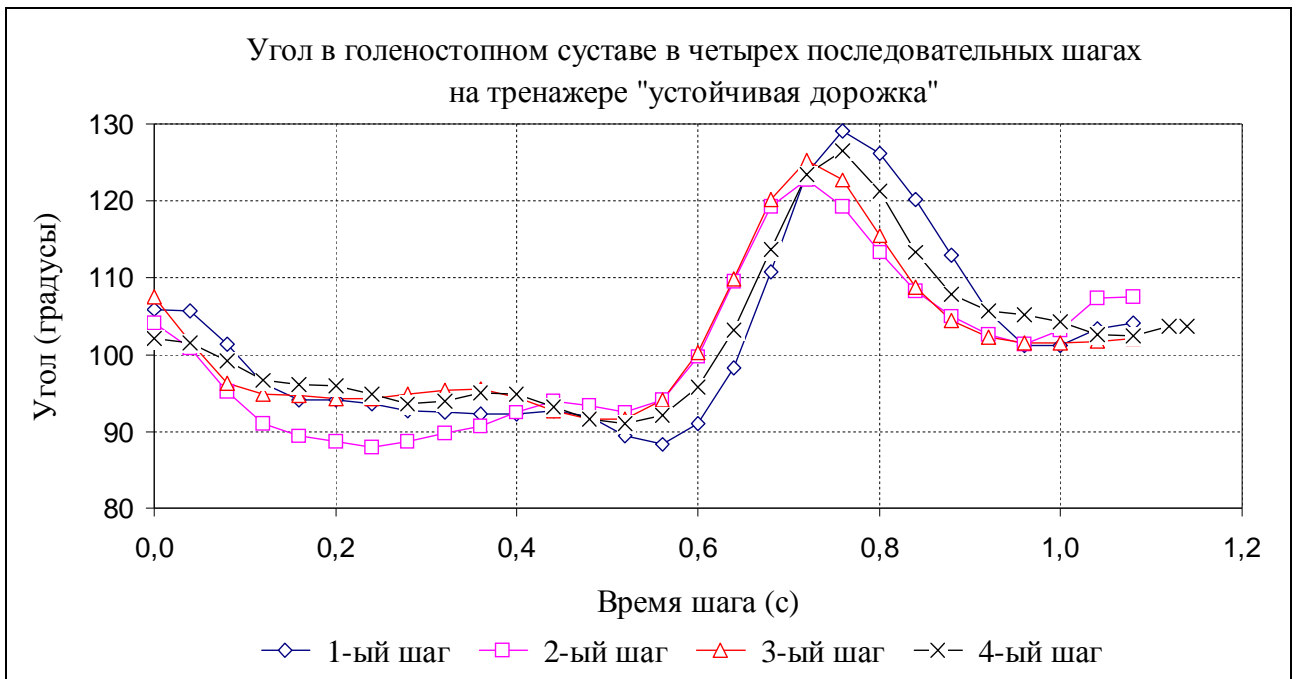


Рис. 4. Углы в суставах и их среднее значение при ходьбе

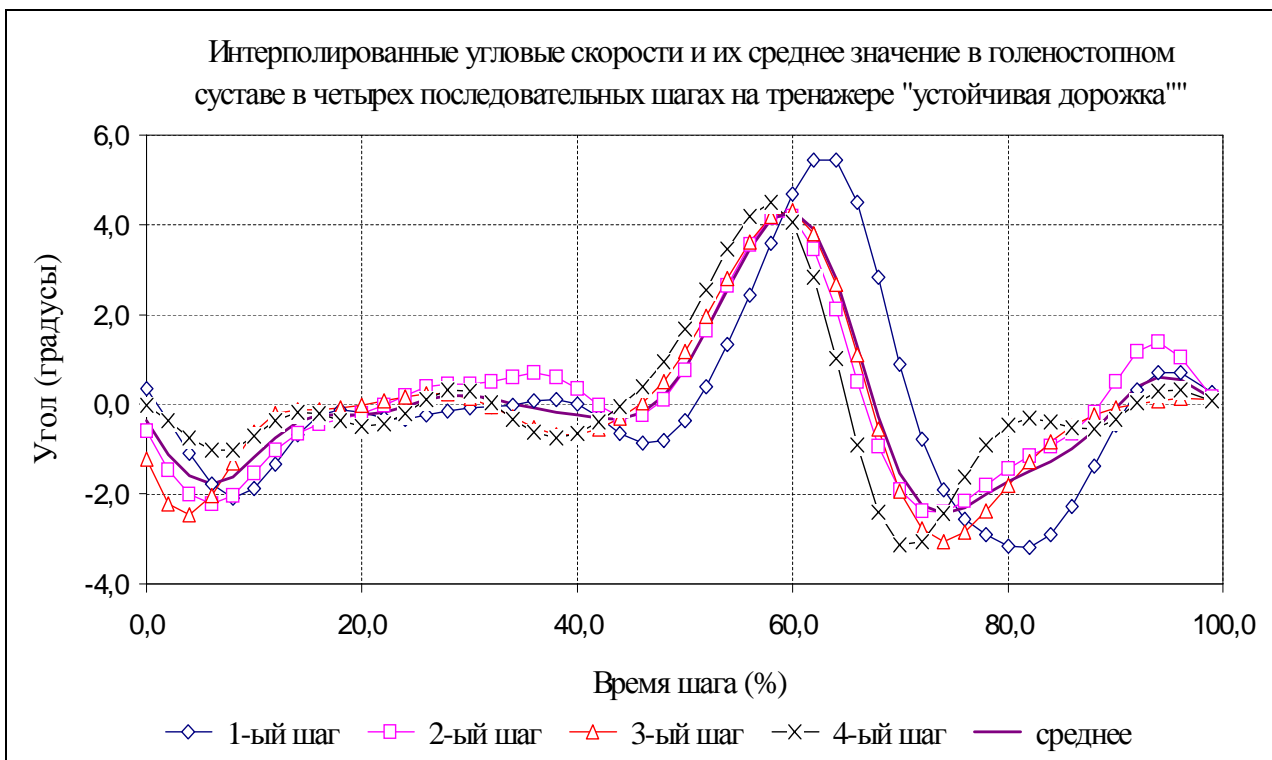
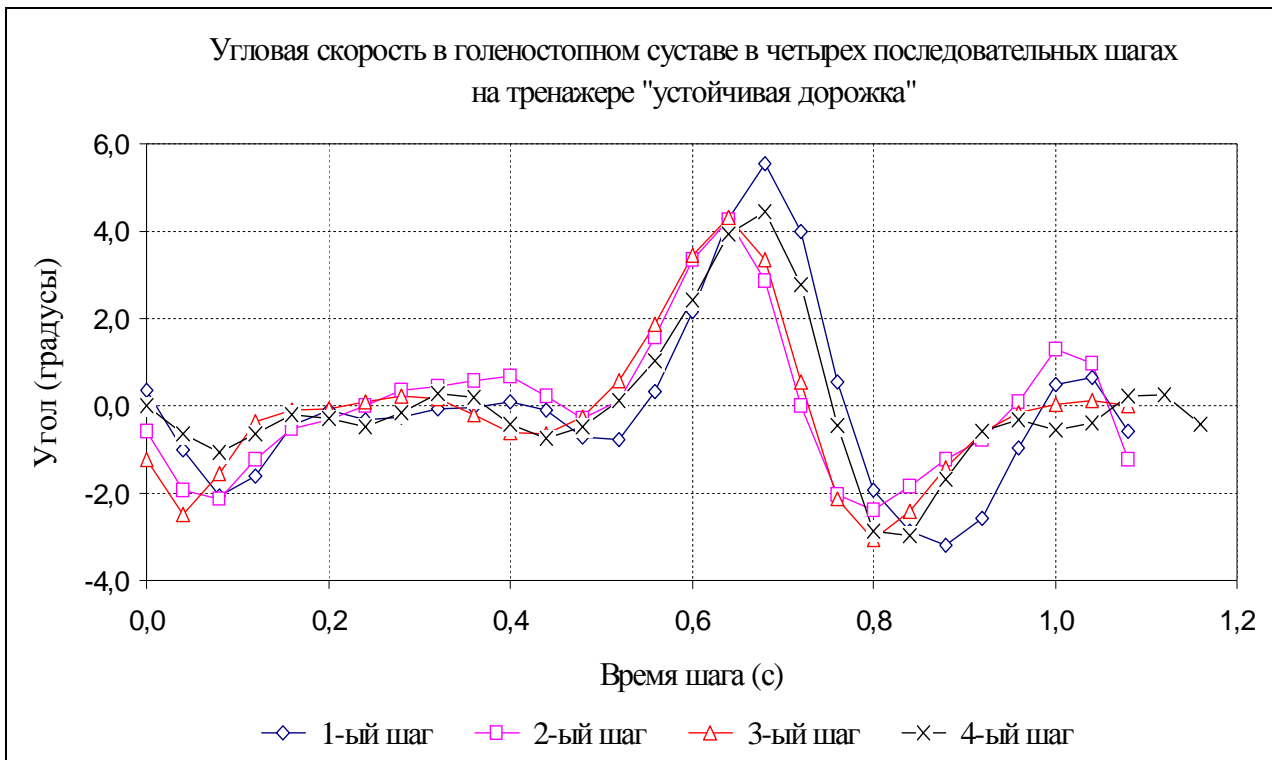


Рис. 5. Угловые скорости в суставах и их среднее значение при ходьбе

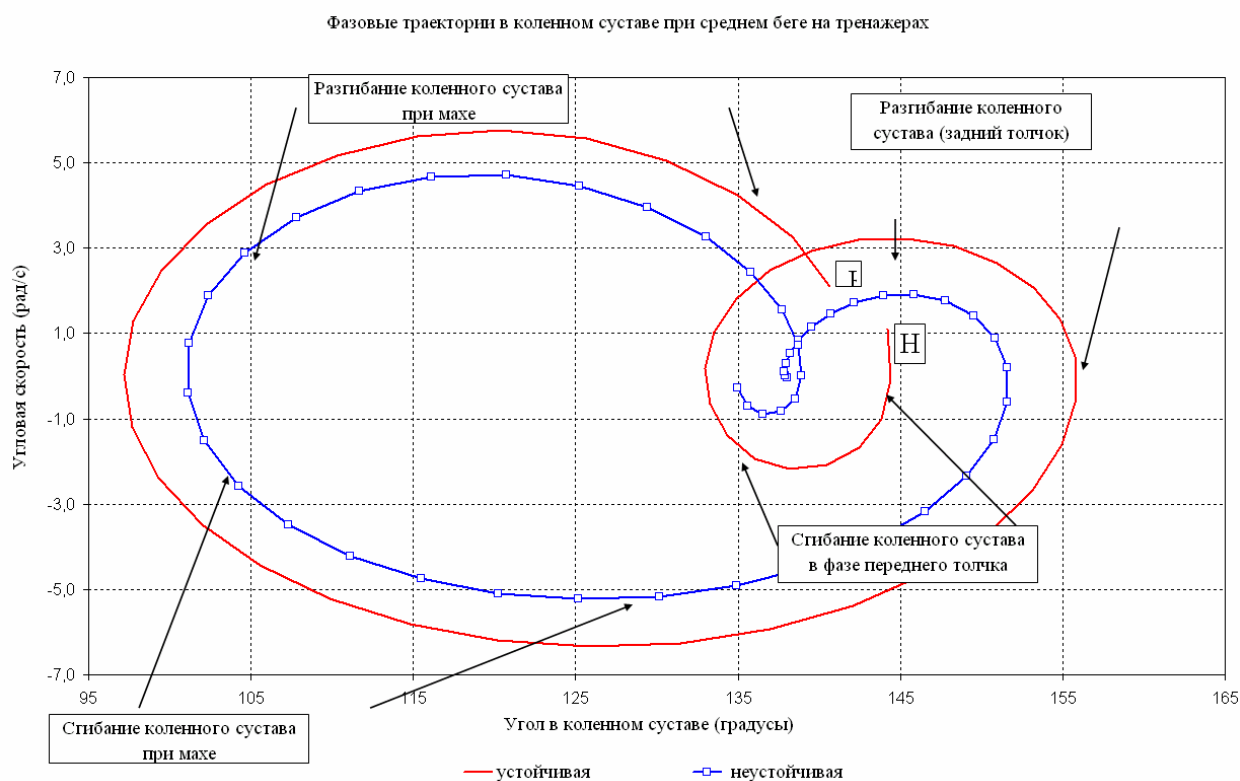
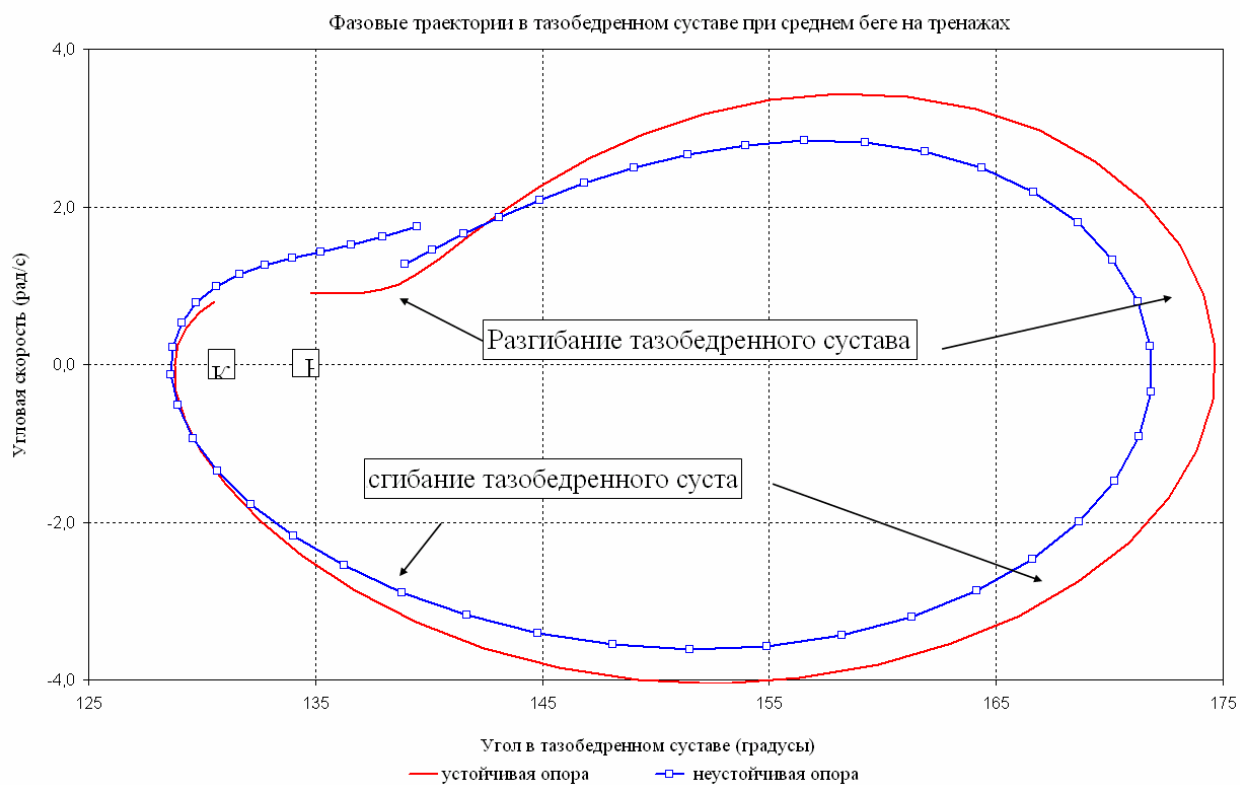


Рис. 6. Фазовые траектории в тазобедренном и коленном суставах при среднем беге



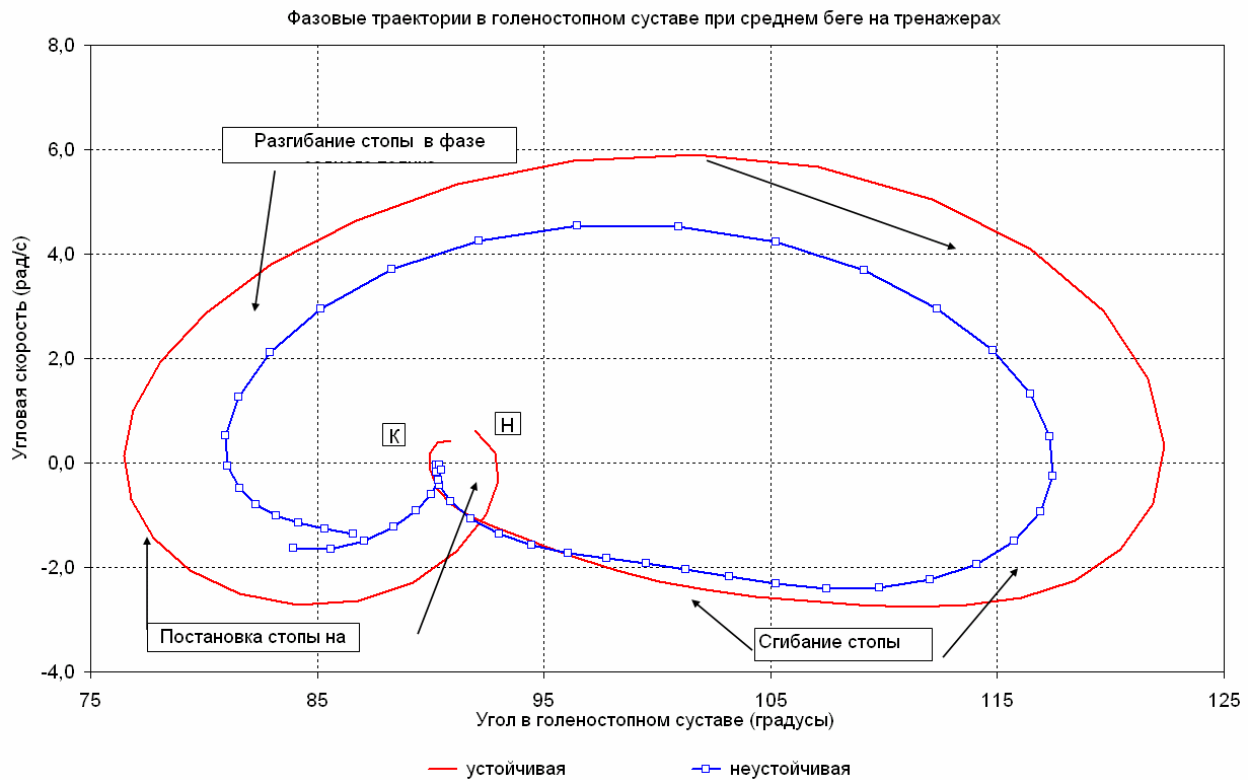


Рис. 7. Фазовые траектории в голеностопном суставе при среднем беге

**Сравнение кинематических характеристик локомоций на неустойчивой и устойчивой опорах.** При анализе двигательных действий человека имеется большое количество кинематических параметров, по которым можно проводить сравнительный анализ локомоций, например:

- линейные скорости и ускорения суставов или центров масс звеньев тела;
- угловые характеристики движения, такие как: углы, угловые скорости и ускорения;
- длительность различных фаз движения;
- фазовые траектории в суставах.

Важно, чтобы выбранные кинематические параметры являлись различительными признаками изучаемых локомоций, т.е. отражали основные динамические составляющие анализируемого движения. Фазовая траектория является информативным показателем двигательной активности в суставе,

так как при её построении используются следующие показатели: амплитуда суставного угла и экстремумы угловой скорости.

Сравнение кинематики локомоций на тренажерах с различной устойчивостью опоры проводили на примере фазовых траекторий *угол-угловая скорость* в тазобедренном, коленном и голеностопном суставах. По этим двум показателям провели сравнение кинематики локомоций на тренажерах с различной жесткостью опоры. На рис. 8-10 представлены индивидуальные кинематические зависимости *угол-угловая* скорость при ходьбе на тренажерах с различной жесткостью опоры. При сравнении суставных кинематических профилей испытуемых выявили существенные индивидуальные различия в структуре двигательных действий при ходьбе (рис. 8-10). Аналогичная вариативность фазовых траекторий была обнаружена и при беге с различной скоростью.

Значительные различия профилей фазовых траекторий по формам делают невозможным построение усредненных зависимостей *угол-угловая скорость* для всех участников исследования. Поэтому, сравнивали *индивидуальные* зависимости *угол-угловая скорость* при ходьбе и беге на устойчивой и неустойчивой опорах. По результатам тестирования построили таблицу 1. В таблице 1 ввели следующие обозначения:

- «+» - увеличение площади, ограниченной периметром фазовой траектории *угол-угловая скорость* при ходьбе и беге на неустойчивой опоре по сравнению с аналогичным показателем при локомоциях на устойчивой опоре;

- «-» - уменьшение площади, ограниченной периметром фазовой траектории *угол-угловая* скорость при ходьбе и беге на неустойчивой опоре по сравнению с площадью фазовой траектории при ходьбе и беге на устойчивой опоре;

- «0» - минимальные изменения площади, ограниченной периметром фазовой траектории *угол-угловая скорость* при ходьбе и беге на неустойчивой опоре в сравнении с локомоциями на устойчивой опоре.

В таблице 1 в нижней строке «уменьшение» представлено процентное количество локомоций, при которых при неустойчивой опоре снижается кинематическая подвижность в суставе, а значит и площадь, ограниченной периметром зависимости *угол-угловая скорость*. Сравнение ходьбы и бега по величине «площади периметра *угол-угловая скорость*», по мнению авторов, может быть косвенным параметром, оценивающим сложность удержания вертикальной позы при локомоциях на тренаже с неустойчивой опорой. Действительно, только в двух случаях у испытуемых *Кo* при среднем беге и *Бе* при быстром беге на неустойчивой опоре наблюдали увеличение подвижности во всех суставах. Во всех других случаях, хотя бы в одном суставе наблюдали уменьшение кинематической подвижности («-») или одинаковые значения площадей («0») зависимости *угол-угловая скорость* на неустойчивой опоре по сравнению с устойчивой. Снижение кинематической подвижности (площади) связано с тем, что при неустойчивой опоре сохранить равновесие сложнее, чем на устойчивой опоре. Отметим, что условием сохранения неустойчивого равновесия<sup>1</sup> при прямохождении является уменьшение амплитуды колебаний *ЦМ* в передне-заднем направлении. Следовательно, снижение подвижности в суставе, представленное в таблице 1 в виде площади зависимости *угол-угловая скорость* является отражением локомоторной стратегии, применяемой участниками эксперимента, для поддержания вертикальной позы при локомоциях на неустойчивой опоре.

---

<sup>1</sup> Центр масс (*Ц М*) находится выше точки опоры – стопы

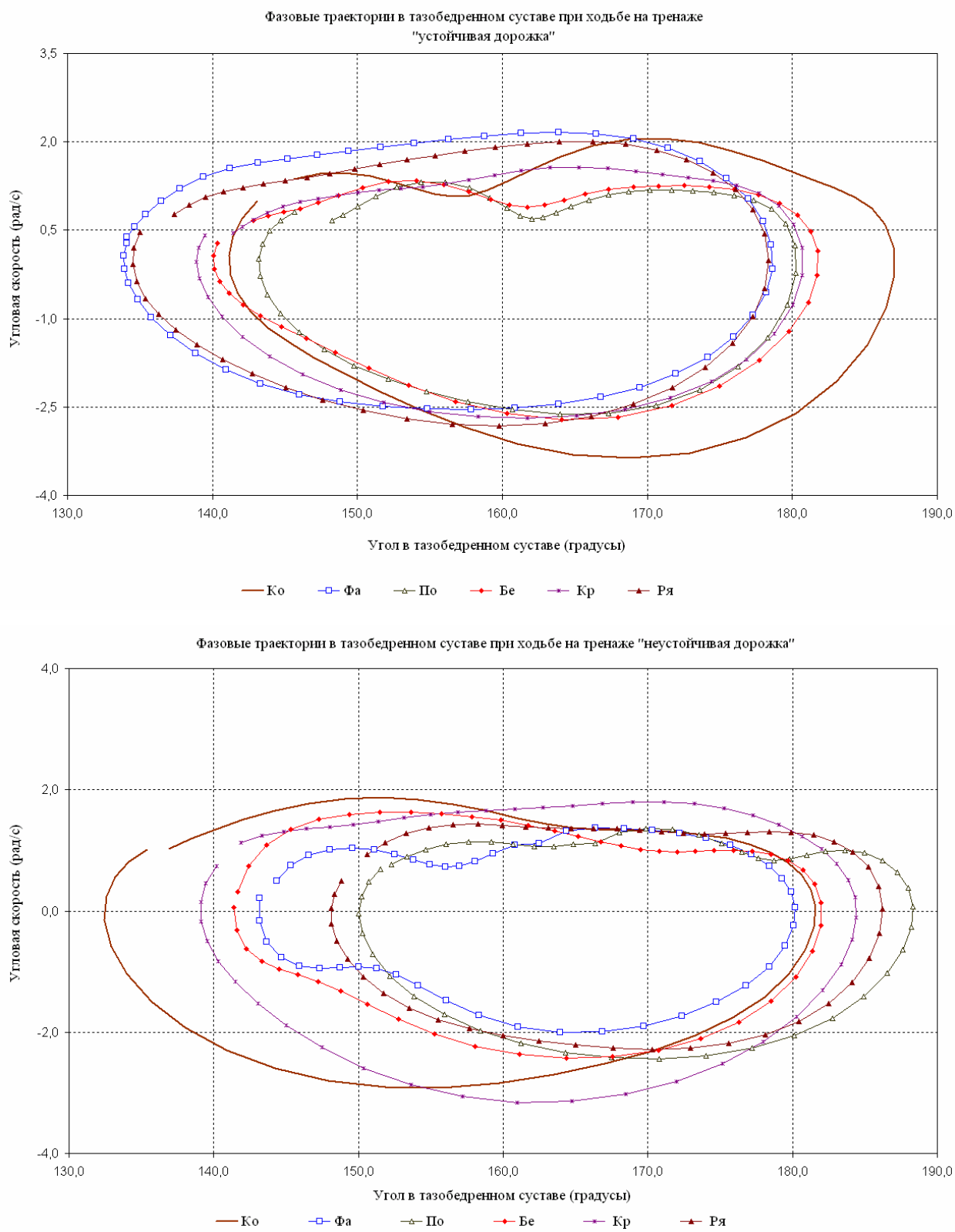


Рис. 8. Фазовые портеты в тазобедренном суставе при ходьбе на тренажерах

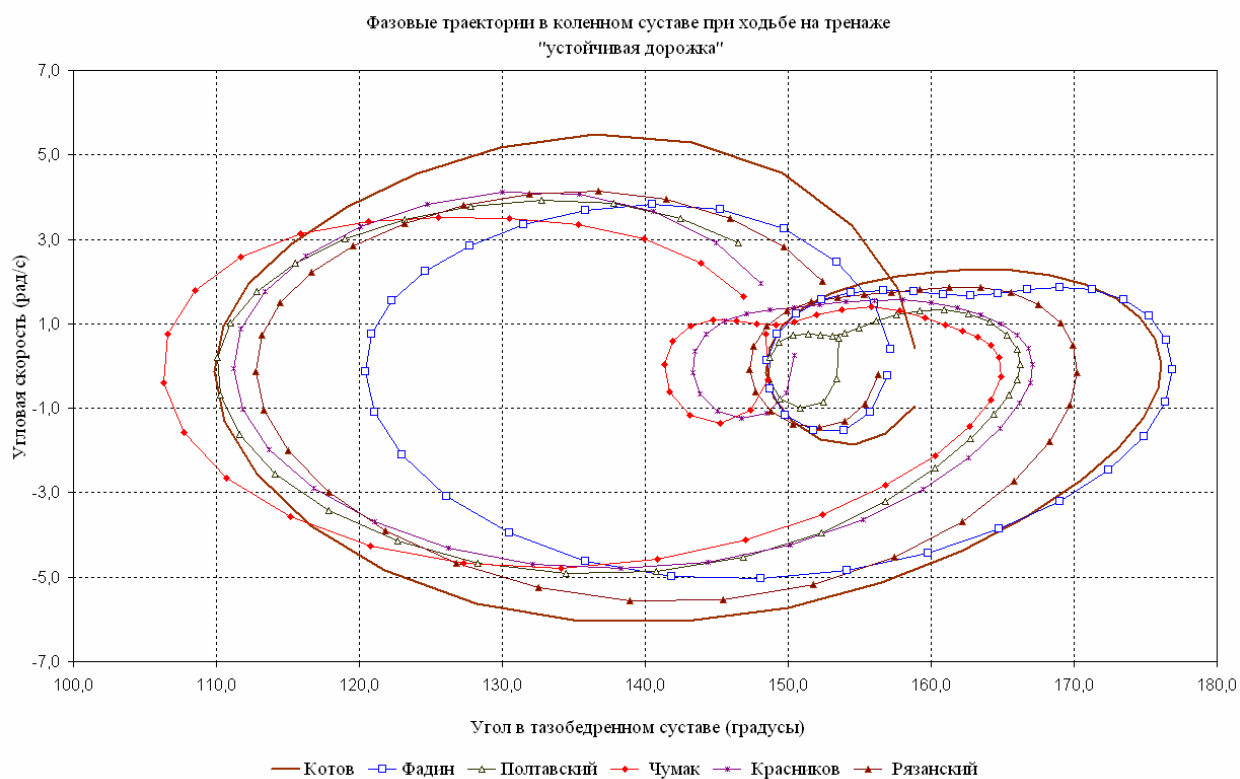
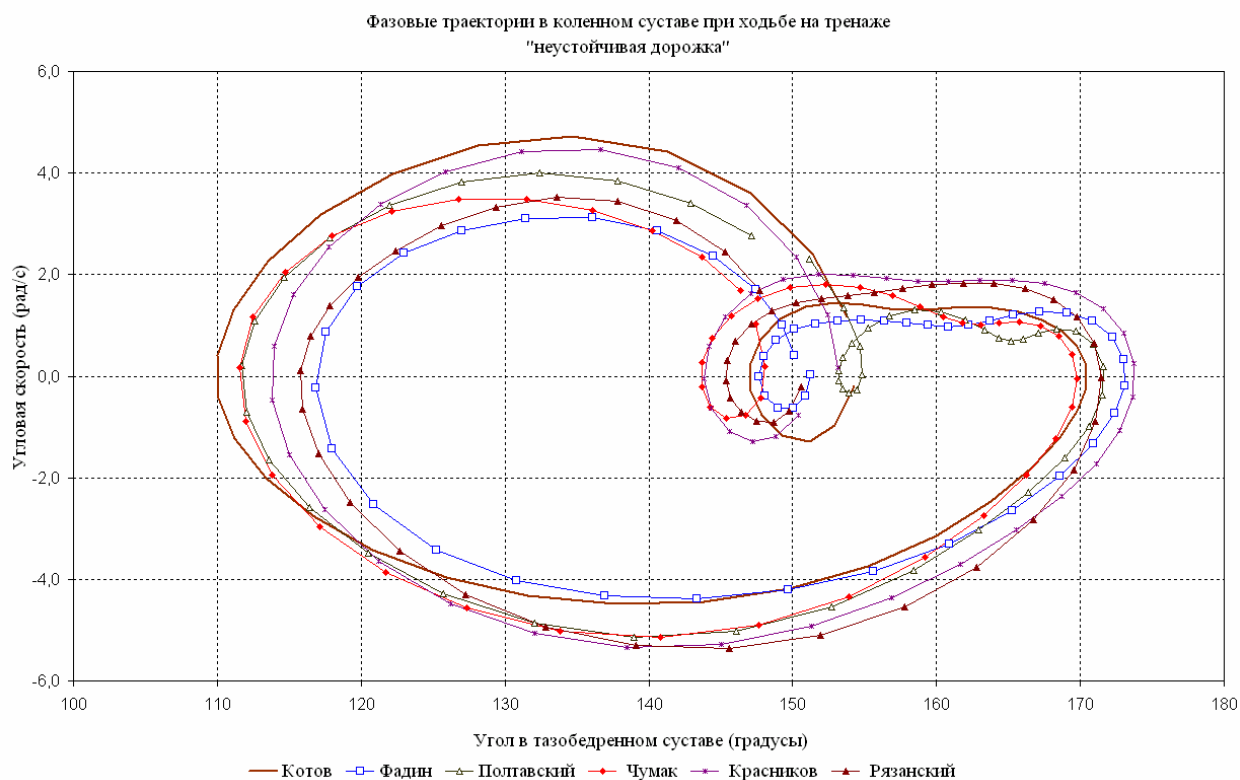


Рис. 9. Фазовые портреты в коленном суставе при ходьбе на тренажерах

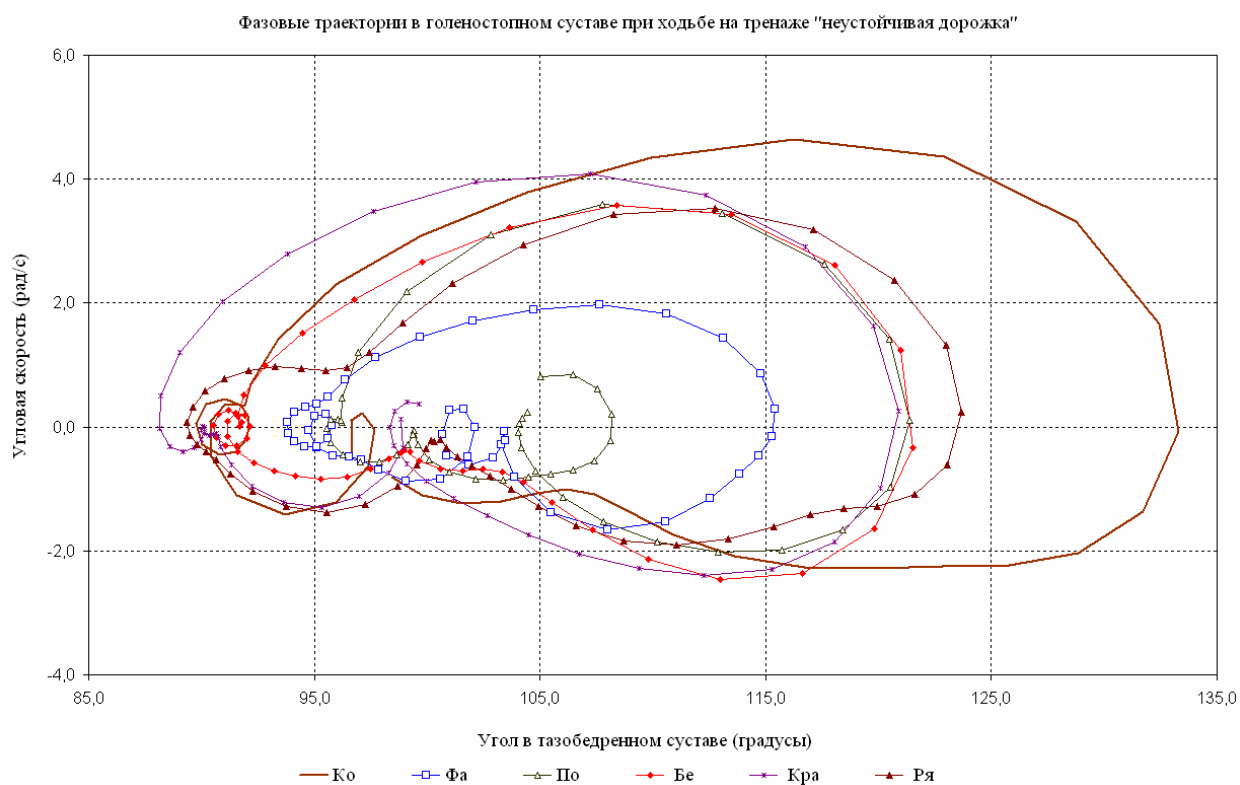
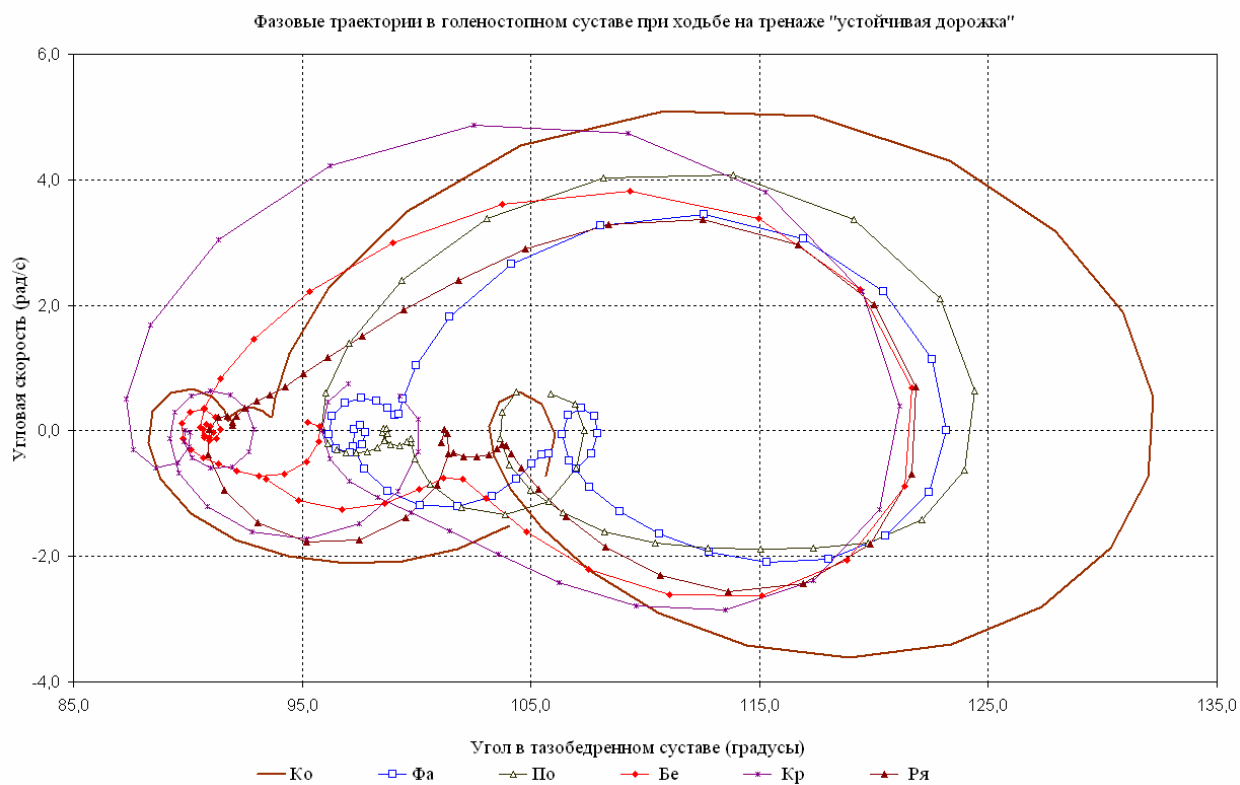


Рис. 10. Фазовые портреты в голеностопном суставе при ходьбе на тренажерах

Таблица 1

Сравнение площадей фазовых траекторий при локомоциях на дорожке с различной жесткостью покрытия

Испытуемые	Виды локомоций											
	Ходьба			Медленный бег			Средний бег			Быстрый бег		
	Суставы			Суставы			Суставы			Суставы		
	<i>T</i>	<i>K</i>	<i>Г</i>	<i>T</i>	<i>K</i>	<i>Г</i>	<i>T</i>	<i>K</i>	<i>Г</i>	<i>T</i>	<i>K</i>	<i>Г</i>
<i>Кo</i>	+	-	0	0	0	+	+	+	+	+	0	+
<i>Фа</i>	-	-	-	0	+	-						
<i>По</i>	0	0	-	0	0	-						
<i>Чy</i>	0	0	0	-	+	0						
<i>Кр</i>	+	0	-	0	+	-	-	0	-	-	-	+
<i>Ря</i>	-	-	0	0	0	-	-	0	0	0	+	0
<i>Бе</i>				-	0	-	-	0	-	+	+	+
<i>На</i>	0	0	-	-	0	-	-	-	-	-	0	-
Уменьшение (%)	28	43	57	37	0	75	80	20	60	40	20	20

Примечание: *T*- тазобедренный сустав; *K*- коленный сустав; *Г* - голеностопный сустав.

Необходимо отметить, что необходимым условием поддержания вертикальной позы является сохранение равновесия в голеностопном суставе, достаточным – во всех суставах нижней конечности. Поэтому количество попыток, при которых площадь фазовой траектории в голеностопном суставе меньше, чем локомоциях на устойчивой опоре для ходьбы составляет 57%; для медленного и бега в среднем темпе 75% и 60% соответственно. При быстром беге с возрастанием инерционных сил вертикальную позу поддерживать легче, поэтому и минимально количество

попыток, при которых сохранение равновесия на неустойчивой опоре обеспечивается снижением кинематической подвижности в суставах нижней конечности.

### **Оценка техники локомоций на устойчивой и неустойчивой опорах.**

Для оценки техники четырех видов локомоций в условиях искусственной тренажерной среды использовали четыре показателя:

- максимальный угол разгибания в суставах ноги;
- максимальный угол сгибания в суставах;
- максимальную угловую скорость разгибания;
- максимальную угловую скорость сгибания.

На рис. 11 представлены максимальные углы разгибания в суставах нижней конечности при выполнении заднего толчка при ходьбе и беге. В тазобедренном суставе имеет место тенденция к уменьшению угла разгибания, как на устойчивой, так и на неустойчивой опорах. При ходьбе угол разгибания в суставе больше 180 градусов, при беге несколько меньше 180 градусов. В коленном суставе тенденция к уменьшению максимального угла разгибания такая же, как и в тазобедренном, только более выраженная: максимальный угол разгибания в коленном суставе уменьшается на 10 градусов при переходе от ходьбы к бегу. Различия между устойчивой и неустойчивой опорами незначительные. В голеностопном суставе максимальный угол разгибания увеличивается с ростом скорости передвижения: при ходьбе на устойчивой и неустойчивой опорах меньше 120 градусов и при увеличении скорости передвижения возрастает до 130 градусов, причем на неустойчивой опоре максимальный угол разгибания возрастает до 135 градусов.



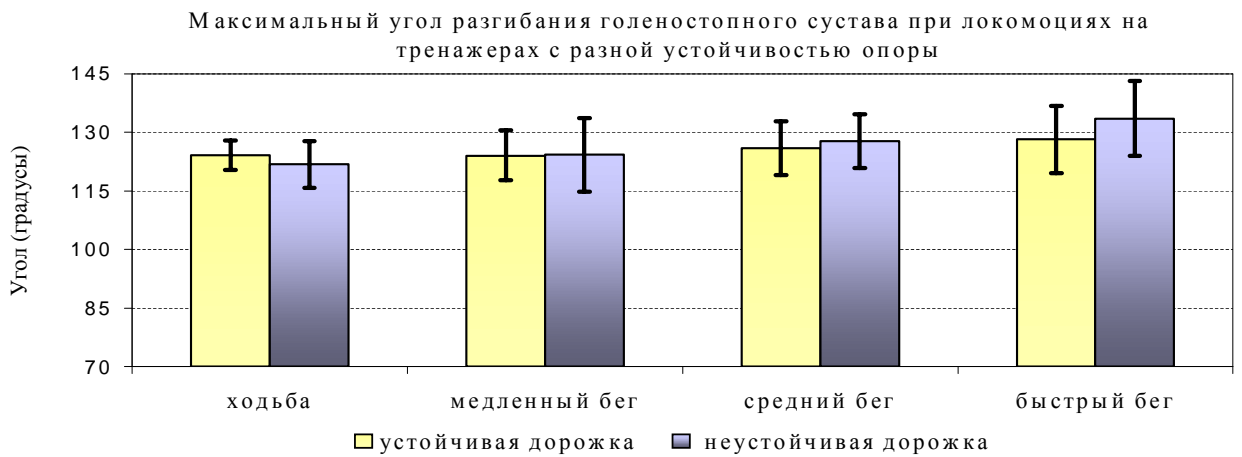
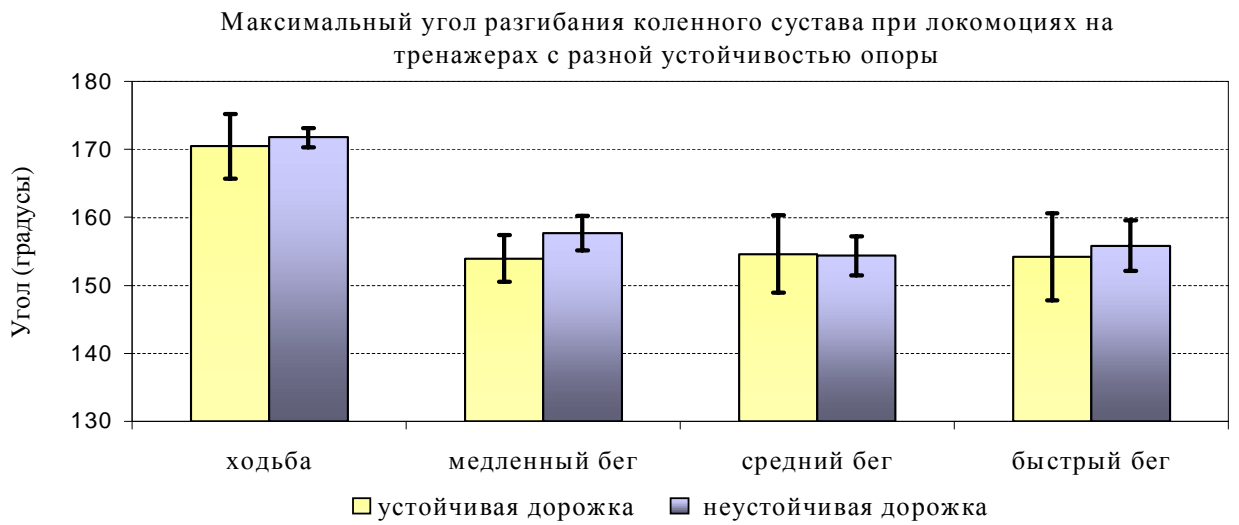
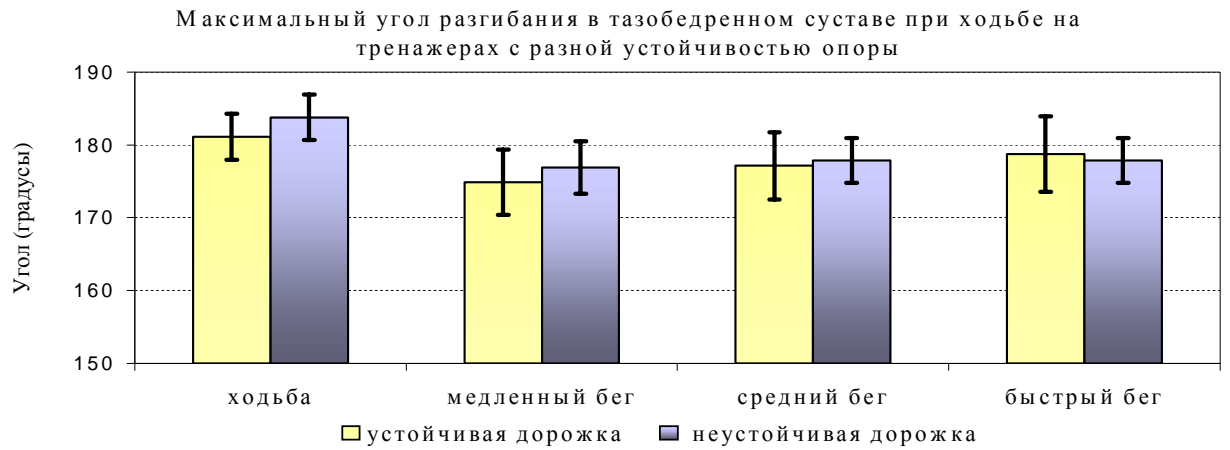


Рис. 11. Максимальный угол разгибания в суставах нижней конечности при ходьбе и бега на тренажерах с различной устойчивостью поверхности

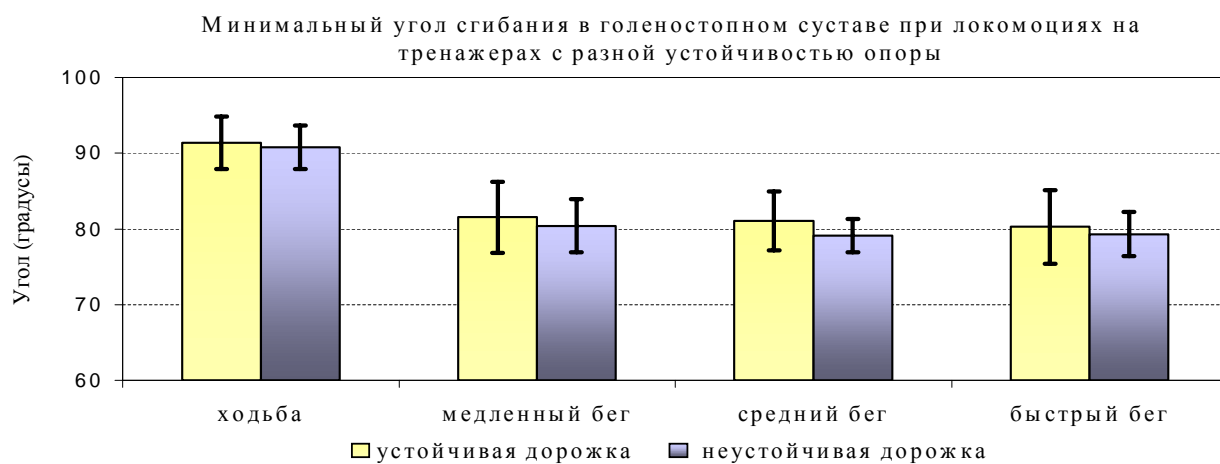
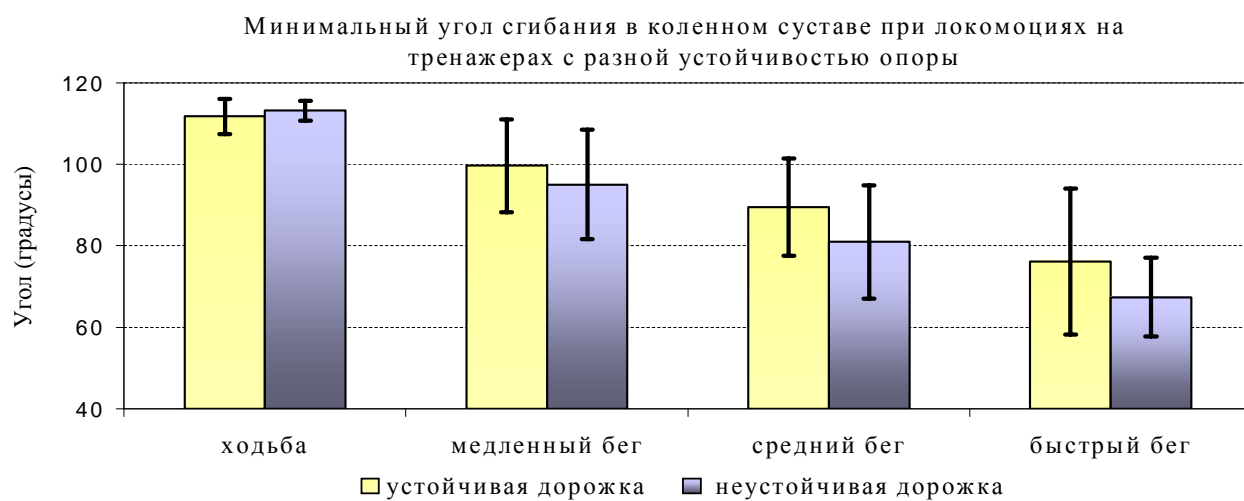
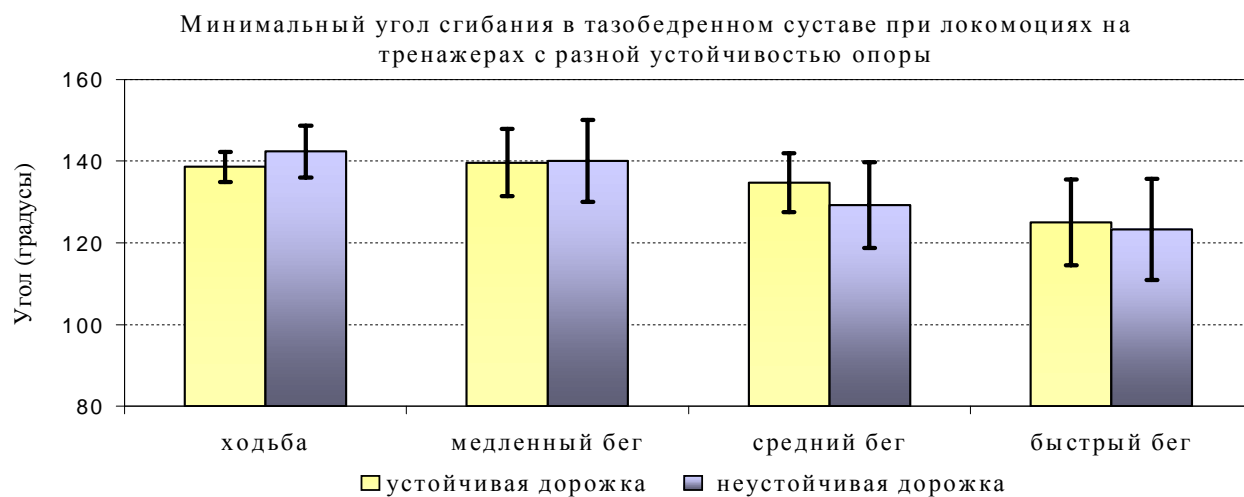


Рис. 12. Минимальный угол сгибания в суставах нижней конечности при ходьбе и бега на тренажерах с различной устойчивостью поверхности

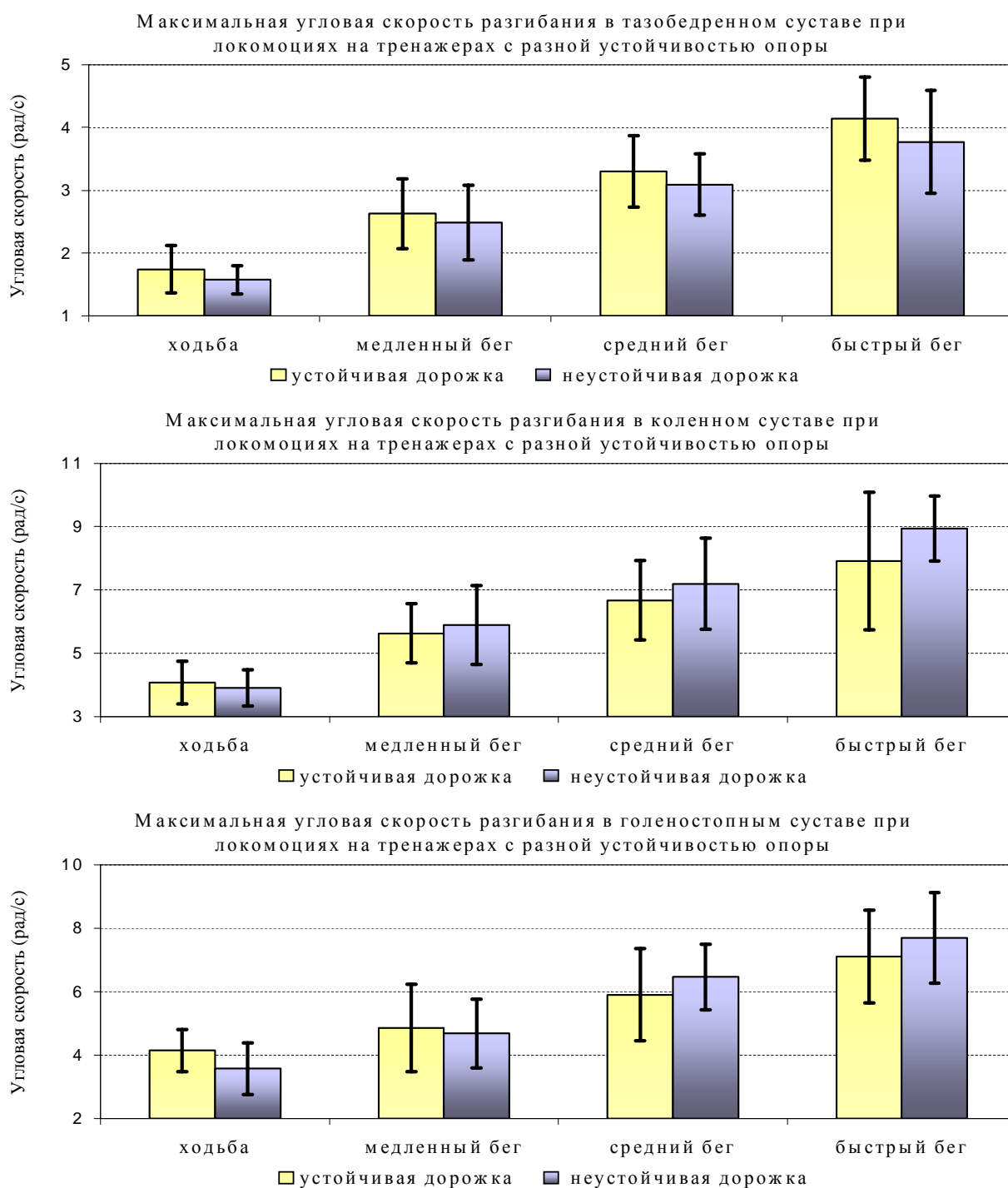


Рис. 13. Максимальная угловая скорость разгибания в суставах нижней конечности при ходьбе и бега на тренажерах с различной устойчивостью поверхности

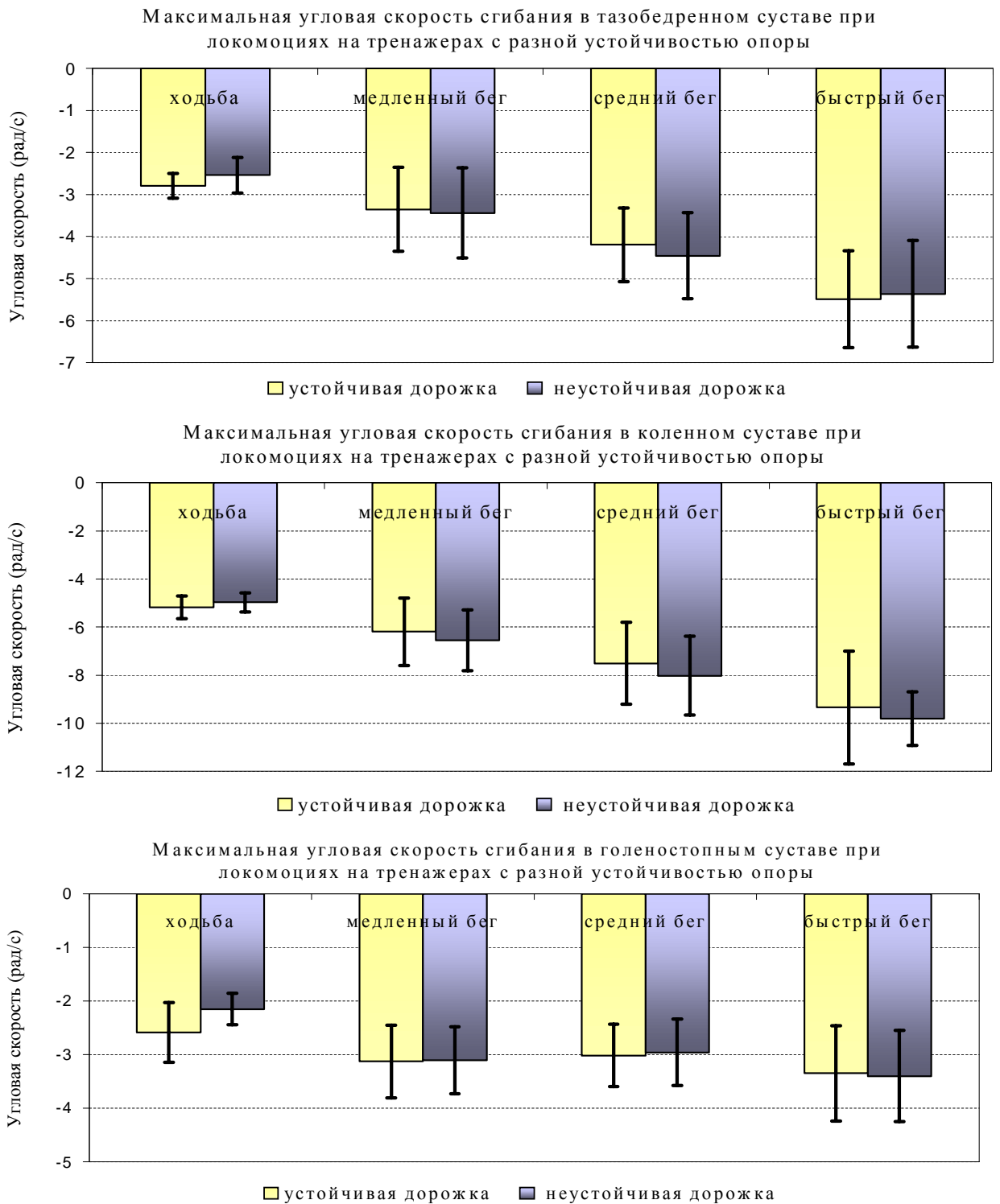


Рис. 14. Максимальная угловая скорость сгибания в суставах нижней конечности при ходьбе и бега на тренажерах с различной устойчивостью поверхности

Минимальный угол сгибания в суставах нижней конечности (рис. 12) при увеличении скорости передвижения уменьшается независимо от устойчивости опорной поверхности: в тазобедренном суставе на 15 градусов, в коленном и голеностопном суставах на 20 и 30 градусов соответственно. В коленном суставе при локомоциях на неустойчивой опоре сгибание в коленном суставе на 5 градусов больше, чем при передвижении на устойчивой.

Максимальная угловая скорость разгибания в условиях неподвижного контакта стопы с опорой влияет на линейную скорость передвижения: при возрастании угловой скорости разгибания почти линейно увеличивается скорость передвижения, как на устойчивой, так и на неустойчивой опорах (рис. 13). Аналогичную тенденцию наблюдали для показателя «минимальная скорость сгибания в суставах»: чем выше скорость передвижения, тем значительнее угловая скорость сгибания. Устойчивость опоры на этот параметр техники не влияет (рис. 14).

### **Результаты и выводы**

Оптико-электронные методы контроля локомоций применяются в различных областях медицины (нейрофизиология, ортопедия, моторный контроль, гравитационная медицина), физиологии, психологии и спорте. Кинематические, динамические и электромиографические характеристики движений количественно и качественно оценивают базисные механизмы организации локомоций человека, определяют величину отклонения от нормы при двигательной патологии, позволяют внести целенаправленную коррекцию при восстановлении ходьбы, оценить нагрузку на суставной и мышечный аппарат.

В настоящем исследовании метод киноциклографии использовали для оценки кинематических характеристик локомоций (ходьба и бег ) в условиях искусственной тренажерной среды. Продольные и поперечные размеры

тренажеров, жесткость опоры создавали определенные кинематические трудности при передвижении с произвольной скоростью:

- необходимость выполнения двигательного действия в ограниченном пространстве;

- сложность сохранения вертикального положения в условиях неустойчивой опоры.

Отсюда исследовали две задачи: 1) сохранение вертикальной позы и; 2) сравнительный анализ техники локомоций на подвижной и неподвижной опорах.

Для исследования первой задачи строили фазовые траектории *угол-угловая скорость*. Вертикальное равновесие перевернутого маятника (модель нижней конечности) является неустойчивым, и чем меньше отклонение угловой скорости и угла от положения равновесия (точка ноль угол/скорость), тем необходимо больше усилий (мышечных) для его поддержания. Следовательно, площадь, ограниченная зависимостью *угол-угловая скорость* в суставах нижней конечности косвенно характеризует мышечные усилия, необходимые для поддержания вертикальной позы. Равновесие в голеностопном суставе является необходимым условием вертикальной позы, поэтому в 57 –75% локомоций в голеностопном суставе площадь фазовой траектории при передвижении на неустойчивой дорожке меньше, чем аналогичный параметр при ходьбе и беге на устойчивой дорожке (таблица 1).

Оценка техники ходьбы и бега, проведенная по некоторым кинематическим параметрам, таким как: максимальный/минимальный угол в суставе; максимальная/минимальная угловая скорость - показали, что в некоторых суставах при локомоциях на неустойчивой опоре имели место отличия (например, в коленном суставе, рис. 11 и 12), однако они не приводили к существенному изменению техники локомоций по другим выбранным параметрам.

Из сравнительного анализа кинематических характеристик следует, что неустойчивая дорожка несколько меняет технику передвижения. Эти изменения носят адаптационный характер и на структуру двигательных действий в виде ходьбы и бега существенно не влияют.