



ИПМ им.М.В.Келдыша РАН • Электронная библиотека

Препринты ИПМ • Препринт № 42 за 2014 г.



Соколов С.М., Платонов А.К.,  
Богуславский А.А.,  
Трифонов О.В.

Система технического  
зрения в составе  
биомехатронного тренажёра

**Рекомендуемая форма библиографической ссылки:** Система технического зрения в составе биомехатронного тренажёра / С.М.Соколов [и др.] // Препринты ИПМ им. М.В.Келдыша. 2014. № 42. 19 с. URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2014-42>

**Ордена Ленина  
ИНСТИТУТ ПРИКЛАДНОЙ МАТЕМАТИКИ  
имени М.В.Келдыша  
Российской академии наук**

**С.М. Соколов, А.К. Платонов,  
А.А. Богуславский, О.В. Трифонов**

**Система технического зрения  
в составе биомехатронного тренажёра**

**Москва — 2014**

**Сергей Михайлович Соколов, Александр Константинович Платонов,  
Андрей Александрович Богуславский, Олег Всеволодович Трифонов**  
**Система технического зрения в составе биомехатронного тренажёра.**

Описывается первый этап исследований по оснащению системой технического зрения тренажёра, разрабатываемого для реабилитации спинальных пациентов с параплегией (неподвижностью нижних конечностей человека в результате травмы позвоночника). На основе информации от СТЗ предполагается разработка инструментальных средств решения алгоритмических проблем мехатроники биотренажёра для построения искусственных движений парализованных ног человека, повторяющих его естественные движения в процессе ходьбы. Обсуждается аппаратно-программный состав системы, методика получения данных о движении ног здорового человека и человека в тренажёре. Приводятся результаты первых экспериментов по получению данных, необходимых для анализа геометрических параметров движения ноги человека в процессе ходьбы. Получены оценки точностей определения углов и угловых скоростей в бедренном, коленном и голеностопном суставах здорового человека в процессе ходьбы. Аналогичные оценки проведены для механической модели ног человека – манекена. Делается вывод о возможности достоверного контроля и сравнения естественных и искусственных движений ног человека с помощью описанной СТЗ. Формулируются направления дальнейших исследований.

Работа выполнена при финансовой поддержке грантом РФФИ № 13-01-12037  
офи\_м

**Ключевые слова:** биомехатронный тренажёр, система технического зрения, геометрические и динамические параметры ходьбы, искусственные движения ног.

**Sergey Mikhailovich Sokolov, Alexandr Konstantinovich Platonov, Andrey Alexandrovich Boguslavskiy, Oleg Vsevolodovich Trifonov**  
**Computer vision system as part of bio-mechatronic simulator**

There is a description of the first stage of researches aimed at equipping with the computer vision system (hereinafter “VS”) for the simulator being developed for the rehabilitation of spinal patients who suffer paraplegia, i.e. legs motionlessness caused by spinal trauma. Based on the VS information it is supposed to develop some software tools to solve the issue of mechatronics of the bio-simulator in order to create artificial motions of the paralyzed legs imitating natural legged movement. There’s discussed a hardware- and software-based make-up of the system, methods of data-acquisition concerning the leg movements of a healthy person and that of the one supplied with the simulator. There’re given results of the first experiments aimed at acquiring data needed for the analysis of the geometry parameters of the leg movement when walking. There’ve been received some accuracy assessments to define angles and angular velocities in the hip, knee joint, and mortis joint of a healthy person when walking. Similar evaluations have been performed for the mechanical analogue of human legs based on the above-said VS. The following lines of research are being developed now.

The work has been performed with the financial support of grant RFFI No13-01-2037ofi\_m

**Key words:** biomechatronic training apparatus, vision system, geometrical and dynamic parameters of walking, artificial legs movements.

## 1. Введение

Одной из важных проблем медицины является реабилитация спинальных пациентов с параплегией (неподвижностью нижних конечностей человека в результате травмы позвоночника). На тренажёре для исследований спинальной кошки в институте физиологии им. И.П. Павлова (ИФ) был получен знаменитый экспериментальный результат: после специальных воздействий спинальная кошка почти самостоятельно стала ходить. Этот результат дал надежду на возможность излечения людей от подобного тяжёлого недуга. Заметим, что эффект восстановления генераторов шагания в спинном мозге спинальной кошки был достигнут сотрудником ИФ к.б.н. О.А. Никитиным не только путём использования регулярной ходьбы кошки на тренажёре, но и, что важно, - путём длительного массирования мякоти задних лап кошки, лежащей на его коленях, сопровождаемого принудительными движениями лап в ритме шагания [1].

Этими экспериментами в ИФ было показано, что ключевым моментом возможной реабилитации параплетика является малоисследованная проблема организации афферентных (центростремительных) сигналов, поступающих в спинной и в головной мозг человека в процессе его реабилитационной ходьбы на тренажёре. Такие афферентные сигналы формируются нервными окончаниями стопы и костно-мышечного аппарата животного и человека в моменты постановки и последующих процессов опоры и переноса ног. При этом тренажёрное формирование таких афферентных сигналов необходимо не только для реабилитационного восстановления генераторов шагания в спинном мозге, но и, что важно, – для предотвращения атрофии неработающих мышц и умирания связанных с мышцами нервных клеток в процессе возникающего *апоптоза*, известного механизма прекращения организмом поддержки физиологических процессов в мышцах и в нервных окончаниях в случае отсутствия их активности.

Исследования проблемы формирования афферентных и стимулирующих сигналов ИФ им. И.П. Павлова стал проводить в Великолукской академии физкультуры совместно с Институтом медико-биологических проблем (ИМБП) РАН. Развернулись они и в США (при участии российских учёных). Такие исследования остро нуждаются в разработке мехатронных средств управления и синхронизации процессов движения с процессами формирования стимуляционных воздействий на нервы позвоночника и афферентных сигналов обратной связи в многоуровневой нервной системе построения движений человека.

В прикладном аспекте этих результатов в середине 90-х годов остро встал вопрос о создании специального биомехатронного тренажёра для человека, отличающегося от обычных биомеханических тренажеров типа «бегущей дорожки» требуемым богатством оснащения медицинского тренажёра эффекторными и сенсорными элементами управления. Такой тренажёр

необходим для исследования процессов стыковки управления мощными двигателями приводов ног человека со слабыми сигналами обратной связи об их физиологическом состоянии.

Важное место в системе «очувствления»/информационного обеспечения мехатронного тренажёра занимает система технического зрения (СТЗ). СТЗ позволяет бесконтактно регистрировать перемещения как частей тела пациента, так и частей тренажёра. С помощью СТЗ решается важная задача верификации моделей движений тренажёра, а главное, контроль соответствия движений конечностей пациента в тренажёре естественным движениям при ходьбе.

Одной из известных систем бесконтактной регистрации перемещений частей тела является система, использующая магнитные маркеры. Такая система успешно применяется для контроля движений рук [2-4]. Применение подобной системы имеет ряд ограничений, не позволяющих эффективно её использовать в составе проектируемого тренажёра. Ограничениям являются: рабочая зона (диапазон контролируемых перемещений) менее 1 м; необходимость удаления из рабочей зоны всех металлических предметов, которые существенно влияют на точность работы. Преодолевая указанные ограничения системы на основе магнитных маркеров, система технического зрения должна обеспечивать точность регистрации перемещений не хуже, чем  $\pm 5\sim 7$  мм (усреднённая точность магнитной системы).

На первом этапе выполнения проекта был выбран следующий путь разработки/формирования СТЗ в составе тренажёра. В основу программного обеспечения кладётся каркас для проектирования систем технического зрения реального времени [5] и алгоритмы слежения за малоразмерными целями [6, 7]. Аппаратные средства формируются по COTS технологии с учётом мирового и собственного опыта разработки СТЗ.

## **2. Компоновка аппаратной части СТЗ**

Отслеживание движений людей с помощью систем технического зрения используется довольно давно [8]. Наибольшее число работ известно по исследованию эффективности движений спортсменов и для создания различных эффектов в кино. В последнее время, с возросшими мощностями вычислительной техники и средствами аппаратной поддержки сбора и первичной обработки зрительных данных стали создаваться компактные устройства для широкого круга пользователей. Эти устройства позволяют в обычных бытовых условиях восстанавливать общую кинематику наблюдаемого движения человека [9]. Практически во всех перечисленных системах используется довольно грубая кинематическая модель ноги человека, особенно в части голенистопа. Здесь, как правило, выделяют одну точку [9] или две точки. Вместе с тем, анатомические особенности строения ноги человека и их детальное наблюдение говорят о том, что реальные движения ног существенно

сложнее и при воспроизведении требуют более адекватной модели. Кроме того, точность определения движений конечностей должна быть очень высокой по отношению к диапазону наблюдаемых движений. При размерах ноги около 1000 мм и пространственных перемещениях в процессе одного шагового цикла (два шага) около 1600 мм требуется фиксировать смещения интересующих объектов с точностью единиц миллиметров. Свойства систем технического зрения требуют охвата описанной области пространства одним полем зрения (СТЗ наиболее точно регистрируют смещения объектов в пределах одного поля зрения, не требующих «сшивки» различных полей зрения). Тем самым формируются количественные оценки характеристик СТЗ для использования в составе биомехатронного тренажёра.

Основу составляют видеокamеры высокого разрешения, обладающие такими характеристиками:

- разрешение 1600x1200, цветовая модель RGB, 8 бит/цветовой канал;
- внешняя синхронизация (позволяет организовывать стереопару для наблюдения динамических объектов);
- цифровой выход Gigabit Ethernet;
- прогрессивная развёртка (доступ к произвольным фрагментам растра);
- частота ввода зрительных данных от 15 до 200 Гц.

Указанные характеристики по разрешению позволяют получать точность пространственного разрешения в регистрации:

перемещений человека при ходьбе – до 3 мм;

перемещений ног пациента и механических частей в тренажёре – до 1 мм.

Для маркировки интересующих частей тела пациента и частей тренажёра используются светодиодные маячки (рис. 1). Это недорогое приспособление существенно ускоряет и повышает эффективность разработки, особенно на стадии формирования макета тренажёра.



Рис. 1. Светодиодные маячки (без устройств крепления).

Дело в том, что для верификации сначала кинематических, а затем и динамических схем/моделей наблюдаемых объектов необходимо выделение в зрительных данных инвариантных особенностей – характерных точек – ориентиров для построения математических моделей движения интересующих объектов. В заранее неопределённых условиях макетного образца тренажёра, когда сложно однозначно определить объекты в поле зрения видеокамер, а настройка системы на распознавание нового объекта требует значительных усилий и времени, расположение известных объектов в поле зрения видеосистемы существенно упрощает задачу определения интересующих перемещений.

Требования к маркерам:

- обеспечивать крепление на теле человека с точностью  $\pm 1$  мм;
- обеспечивать воспроизводимость места крепления;
- чётко обозначать (наблюдаемость во всех фазах движения; простота выделения по яркости и геометрии) интересующее место на теле человека или детали тренажёра;
- удобство крепежа (не мешать движениям, другому оборудованию).

Конструкция используемого маркера показана на рис. 2. Маркер состоит из двух частей: конусообразной части-основания с встроенным поршнем, который обеспечивает крепление на коже человека или гладкой поверхности манекена, и цилиндрического элемента с укрепленным светодиодом и элементом питания. Для расширения светового конуса излучения дополнительно применяется насадка для светодиода, улучшающая геометрическую форму пятна маркера. Кроме того, во внутренней части конуса основания располагается заострённый сердечник, позволяющий обеспечить воспроизводимость мест установки маркера с точностью до 1 мм.



*Рис. 2.* Конструкция светящегося маркера (слева: общий вид; справа: крепление на ноге человека).

Видеокамеры и системный блок устанавливаются на переносные треноги.

### **3. Сбор и обработка зрительных данных**

Задачу обнаружения движущихся образов маркеров на изображениях можно отнести к классу задач слежения за малоразмерными целями. Форма малоразмерной цели с течением времени может изменяться в связи с изменением ориентации объекта относительно зрительного датчика, а также вследствие ошибок дискретизации на границе образа при формировании цифрового изображения. В целом, форма не является надежным характерным признаком малоразмерного объекта. Это существенное ограничение затрудняет применение в системе слежения модели образа цели на изображении.

Круговые маркеры на изображениях используются достаточно часто [8, 10-13]. В работе [13] применительно к анализу точности позиционирования местоположения маркеров при сравнении маркеров в виде круговых образов и шахматных клеток отмечается, что углы шахматных клеток менее подвержены смещению при проективных преобразованиях и нелинейных дисторсионных искажениях по сравнению с круговыми маркерами. Этот эффект становится особенно значимым при наличии дисторсионных искажений объектива [11]. Маркерная разметка опорных точек на ноге человека или манекена в виде шахматных клеток представляет сложности в реализации и практически неудобна. Поэтому, как уже было отмечено, в описываемых исследованиях были использованы маркеры, форма образов которых на изображении приближена к круговой (рис. 2, 4). В [6, 7] рассматривается структура алгоритмов для обнаружения и прослеживания малоразмерной цели на последовательности изображений.



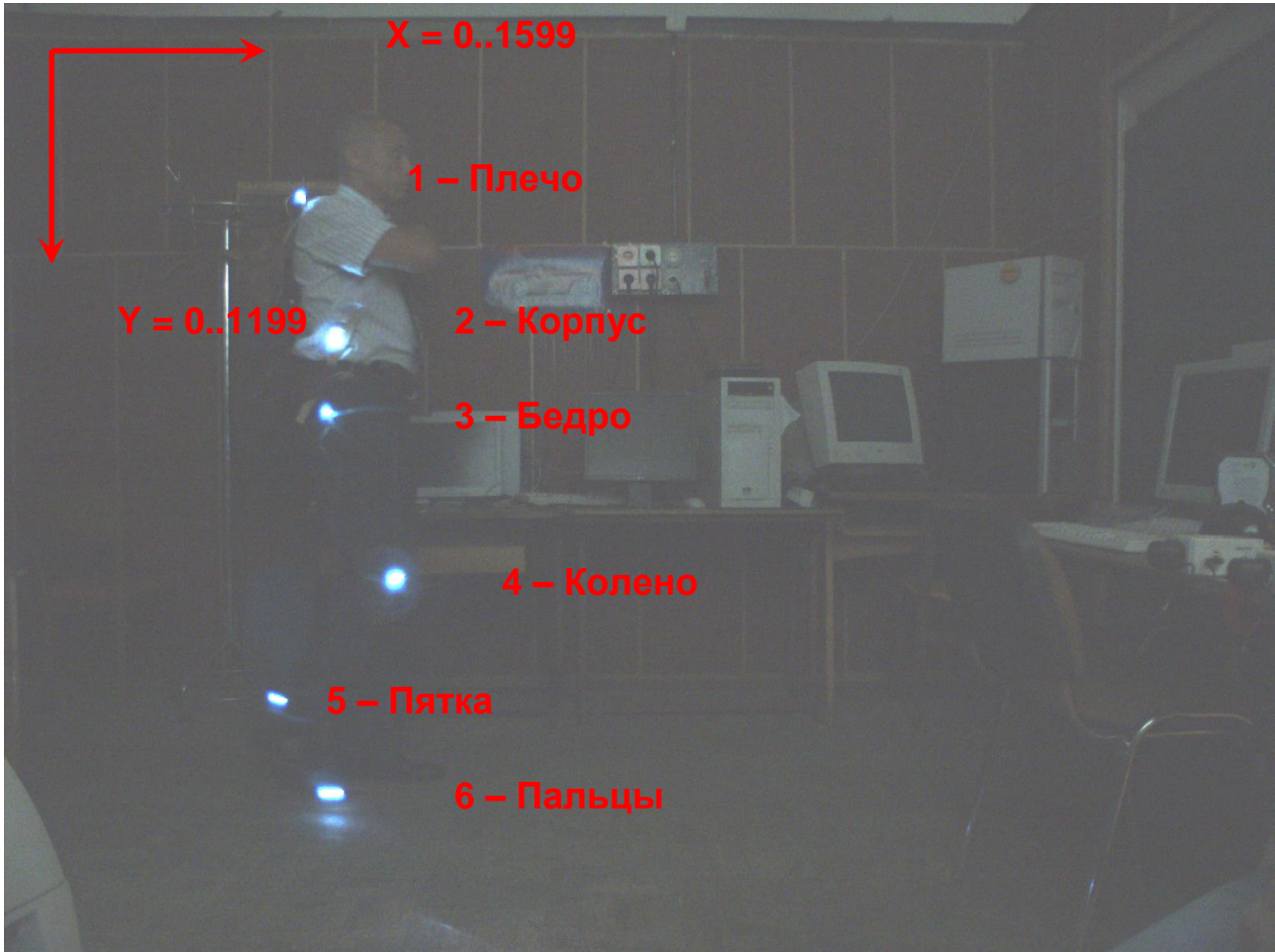


Рис. 4. Размещение маркеров на человеке сбоку.  
На ноге закреплены четыре маркера с номерами 3-6.

Аналогично подходу, описанному в [6, 7], алгоритм обнаружения маркеров на последовательности изображений разделён на две части: первоначальное обнаружение образов маркеров и прослеживание этих образов.

Алгоритм первоначального обнаружения основан на обработке изображения в пределах квадратного скользящего окна, размеры которого в несколько раз превышают размеры маркера (в 4-5 раз). В каждой позиции окна выполняется пороговая обработка с выделением образа наиболее яркой связной компоненты. Координаты центра тяжести компонент, размеры и форма которых согласуются с образом маркера, отмечаются в качестве кандидатов на прослеживание.

После первоначальной обработки изображения на последующих изображениях последовательности производится попытка прослеживания образов маркеров. В позиции прогнозного положения каждого маркера выполняется пороговая обработка, аналогичная алгоритму первоначального обнаружения. За счет исключения обработки изображения скользящим окном временные затраты на обнаружение маркеров сокращаются в 10-15 раз [6, 7].

#### 4. Эксперименты с макетом системы

Задачей экспериментов на данном этапе исследований было определение возможностей системы по скорости и точности фиксации перемещений интересующих объектов. В качестве таких объектов использовались промаркированные части ног человека и части манекена, имитирующие положение ног пациента в тренажере.

Предлагается использовать такую кинематическую схему ноги человека (на первом этапе плоскую) (рис. 5). В проведённых исследованиях эксперименты проводились в рамках традиционных моделей (ограничиваясь 3-6 маркерами).

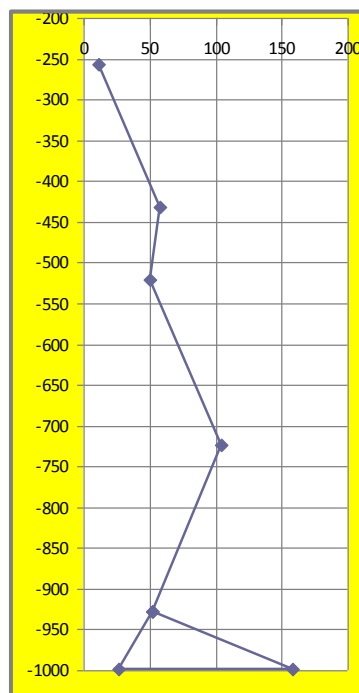
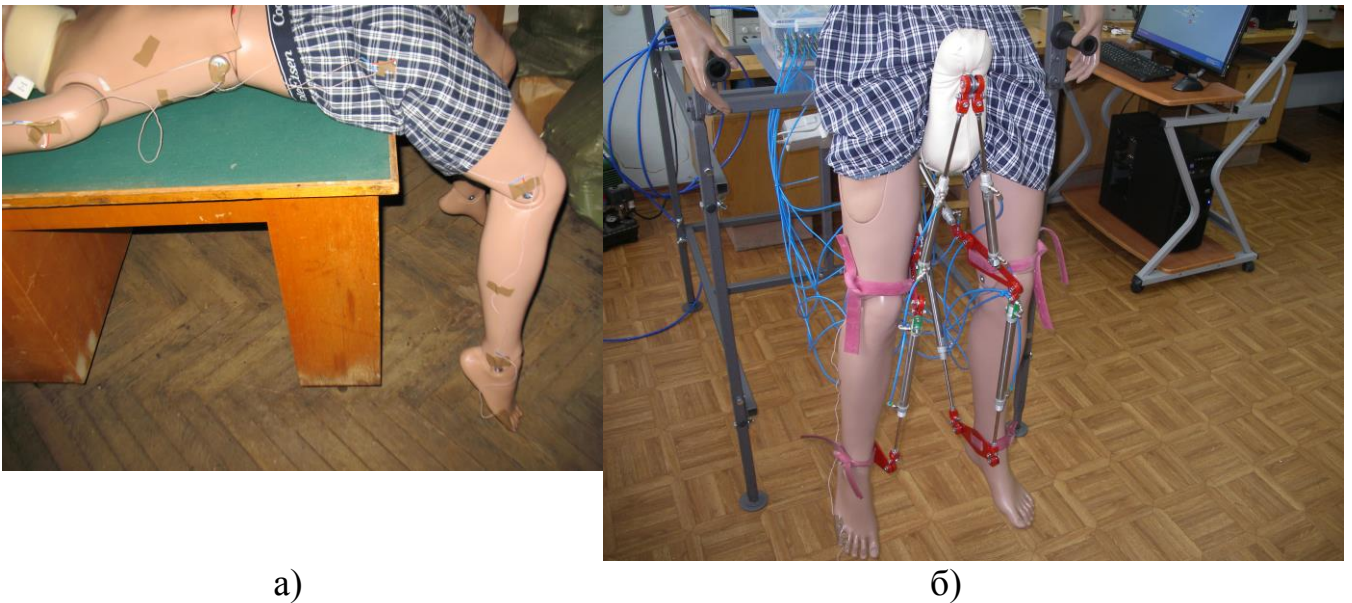


Рис. 5. Пример плоской шарнирной модели ноги человека, учитывающей особенности анатомии голеностопного сустава.

На основе данных измерений СТЗ рассчитываются значения углов и угловых скоростей в шарнирной модели конечности (рис. 5). Эти данные вычисляются для маркеров, расположенных в местах, соответствующих модели суставов ноги человека: бедренного, коленного и голеностопного (3, 4, 5 и 7 на рис. 4 и 5).

В экспериментах контролировались движения человека, идущего со скоростью 5 км/час (~ 1,4 м/с). Прослеживались перемещения в течение четырёх шагов – двух циклов ходьбы в прямом и обратном направлениях.

Движения ног манекена в составе макета тренажёра (рис. 6) воспроизводились «вручную» поочередно по каждой из степеней подвижности. Скорости перемещений примерно (измерялись вручную секундомером) соответствовали скоростям конечностей при ходьбе со скоростью 5 км/час.



а)

б)

*Рис. 6.* Манекен с маркерами:

а) маркеры, закреплённые на манекене; б) манекен, помещённый в макет биомехатронного тренажёра.

#### **4.1. Определение кинематических характеристик ходьбы человека**

На рис. 7- 10 показаны примеры определения местоположения маркеров на ноге человека.  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  – среднеквадратичные отклонения измеренных величин по осям  $Ox$  и  $Oy$  соответственно. На рис. 7-10 приведенные характеристики точности измерений получены в результате сравнения измеренных координат маркеров на изображении с результатами сглаживающей усредняющей фильтрации с временным окном 0.2 с. Масштабный коэффициент составляет порядка 1.5 мм/пиксел.

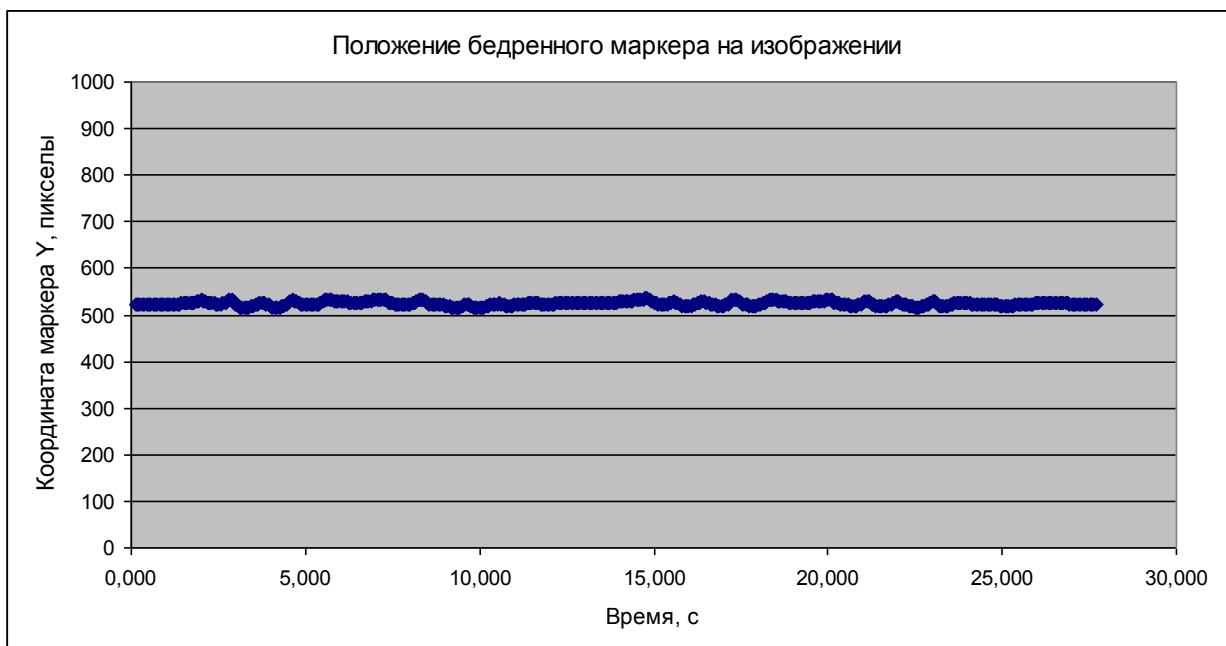
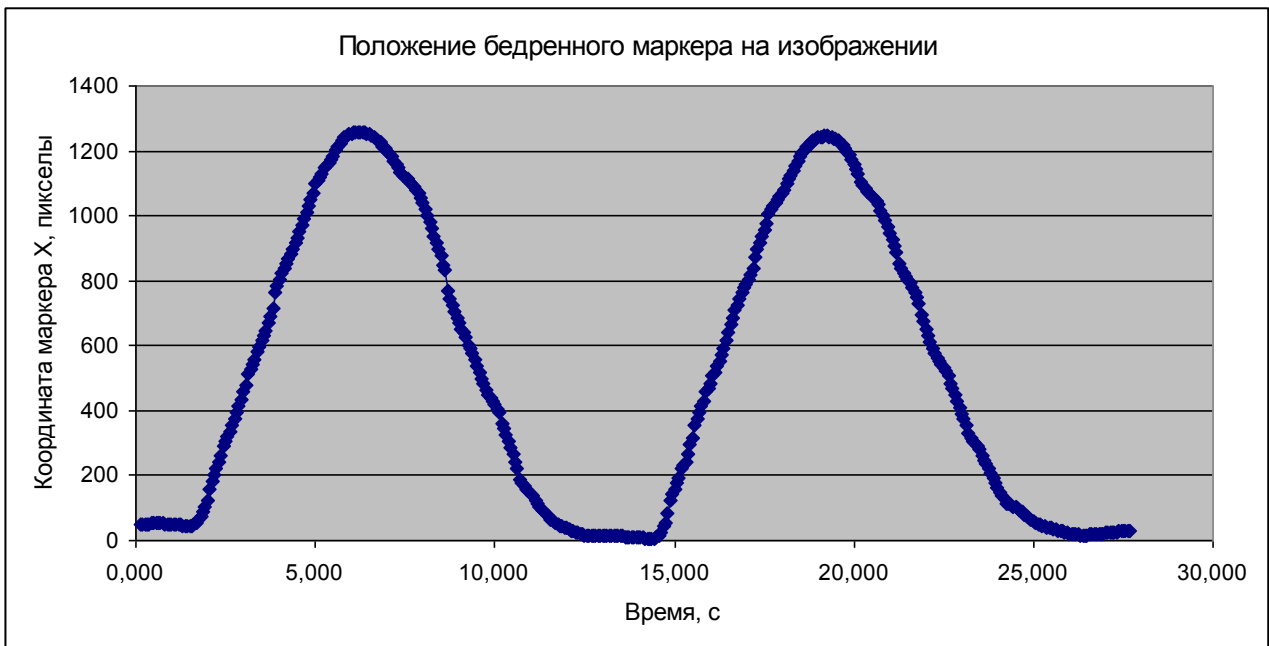


Рис. 7. Результаты определения положения бедренного маркера на изображении ( $\sigma_x \approx 3.1$  пиксел,  $\sigma_y \approx 0.8$  пиксел).



Рис. 8. Результаты определения положения коленного маркера на изображении.  
( $\sigma_x \approx 4.4$  пиксел,  $\sigma_y \approx 1.2$  пиксел).

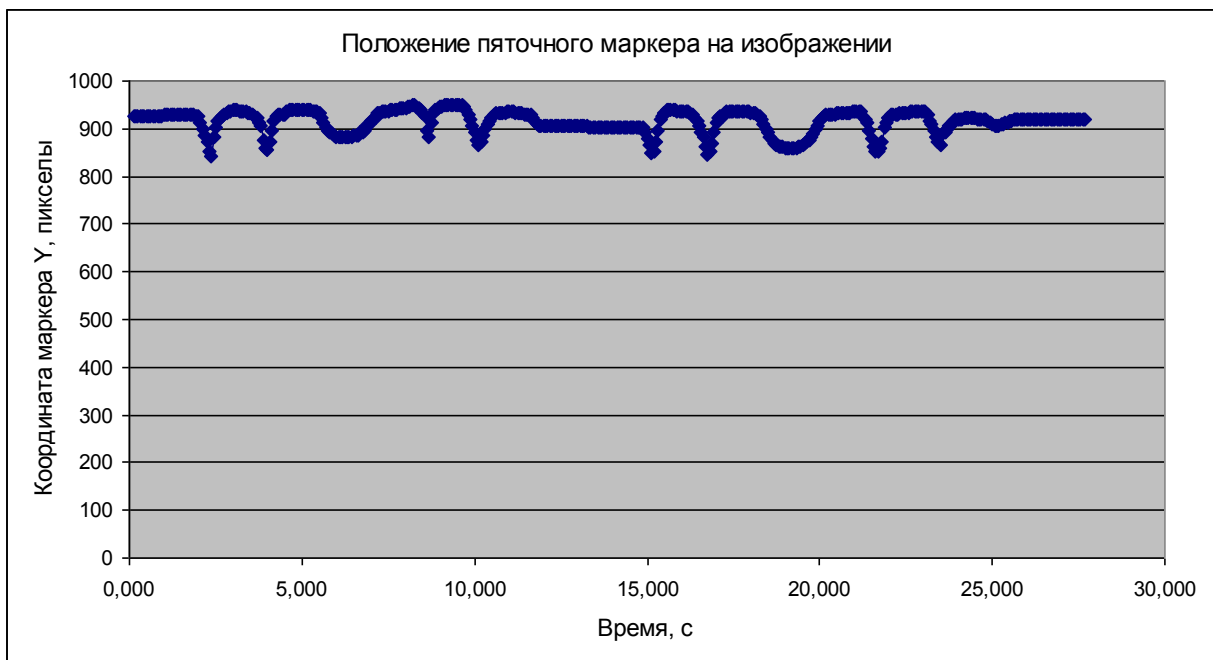
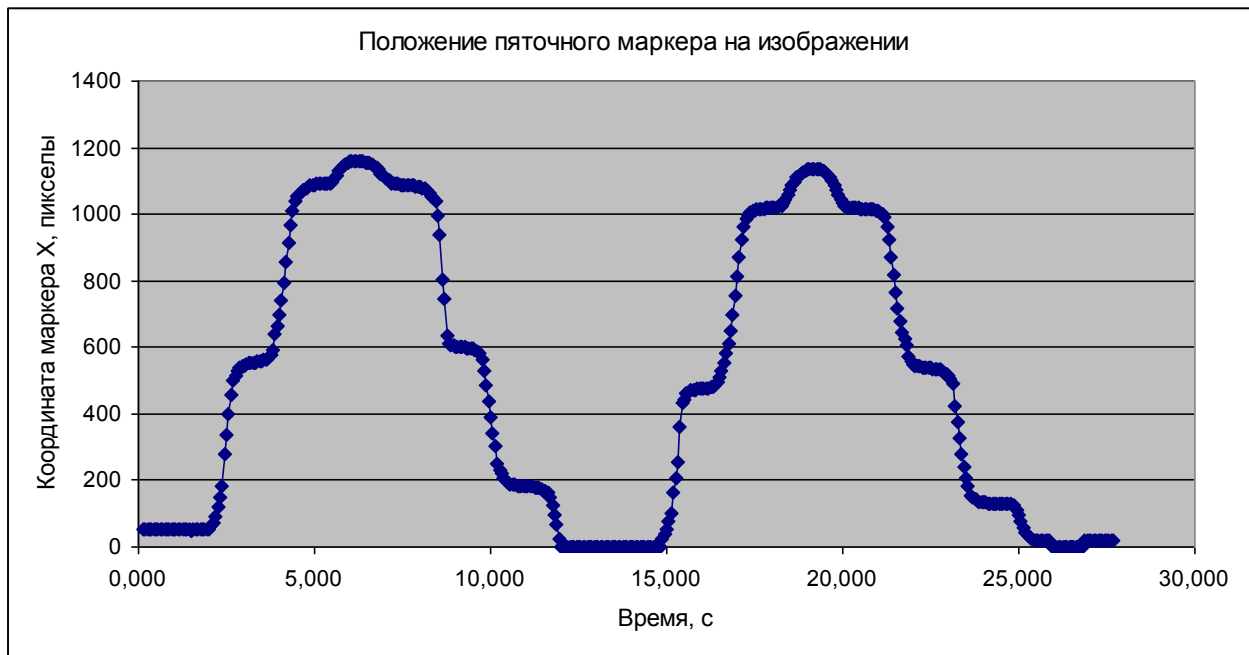


Рис. 9. Результаты определения положения пяточного маркера на изображении.  
( $\sigma_x \approx 6.6$  пиксел,  $\sigma_y \approx 3.7$  пиксел).

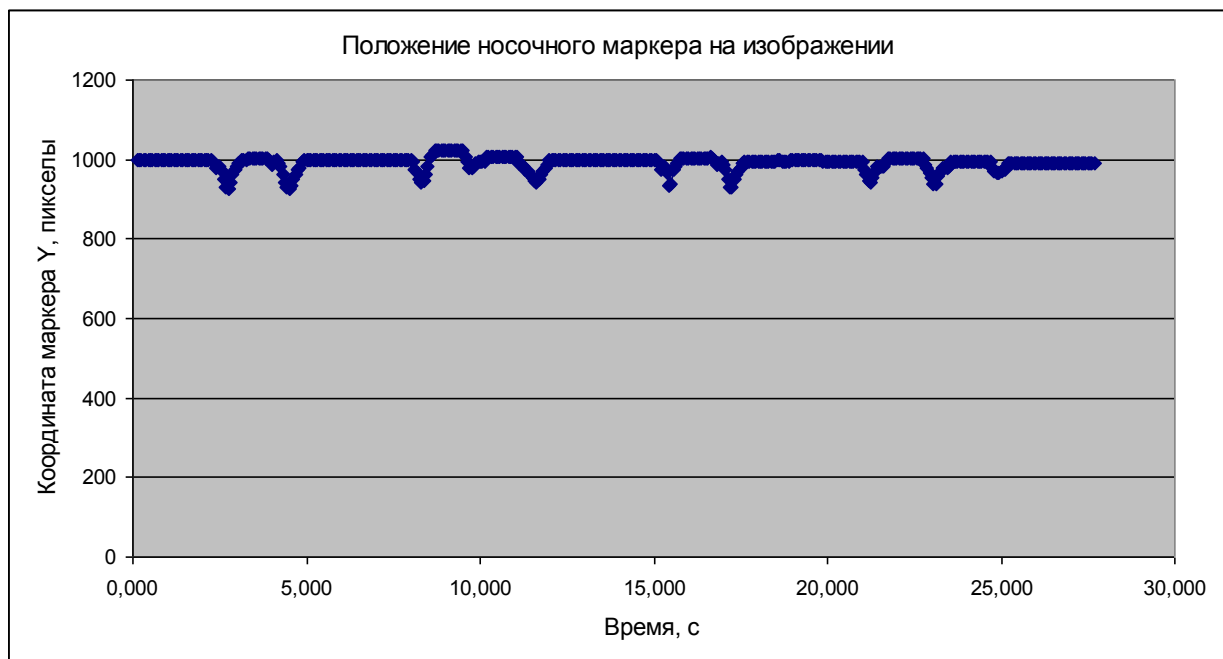
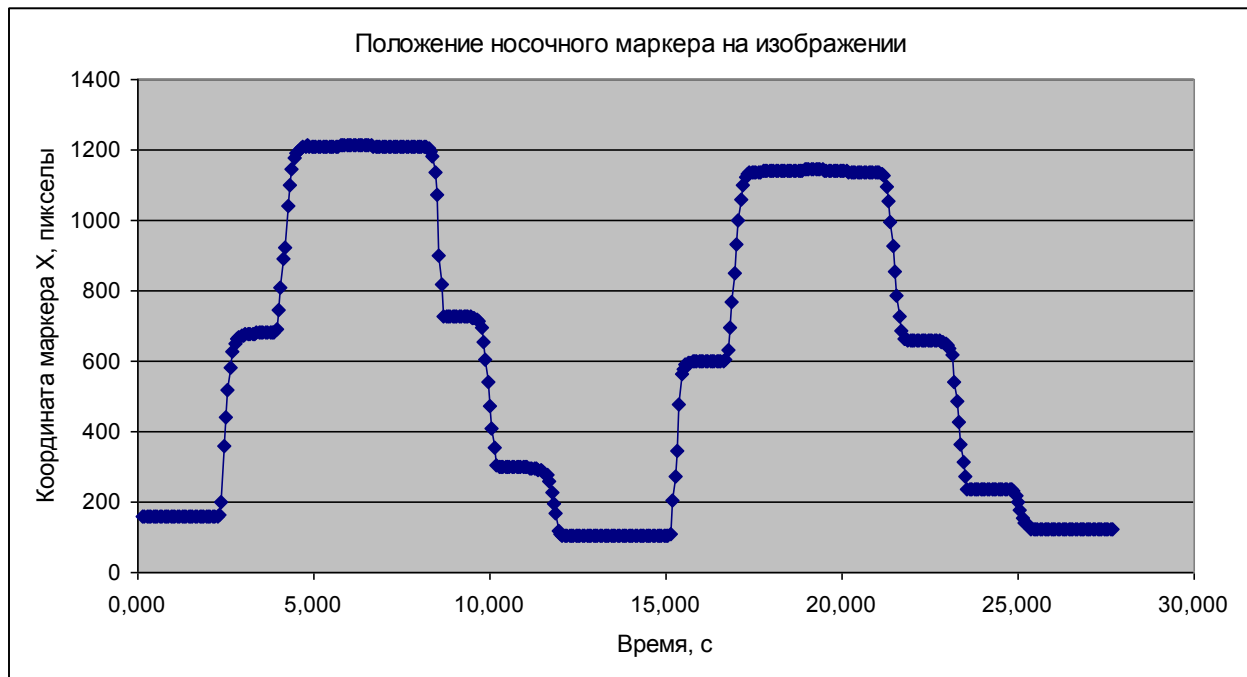
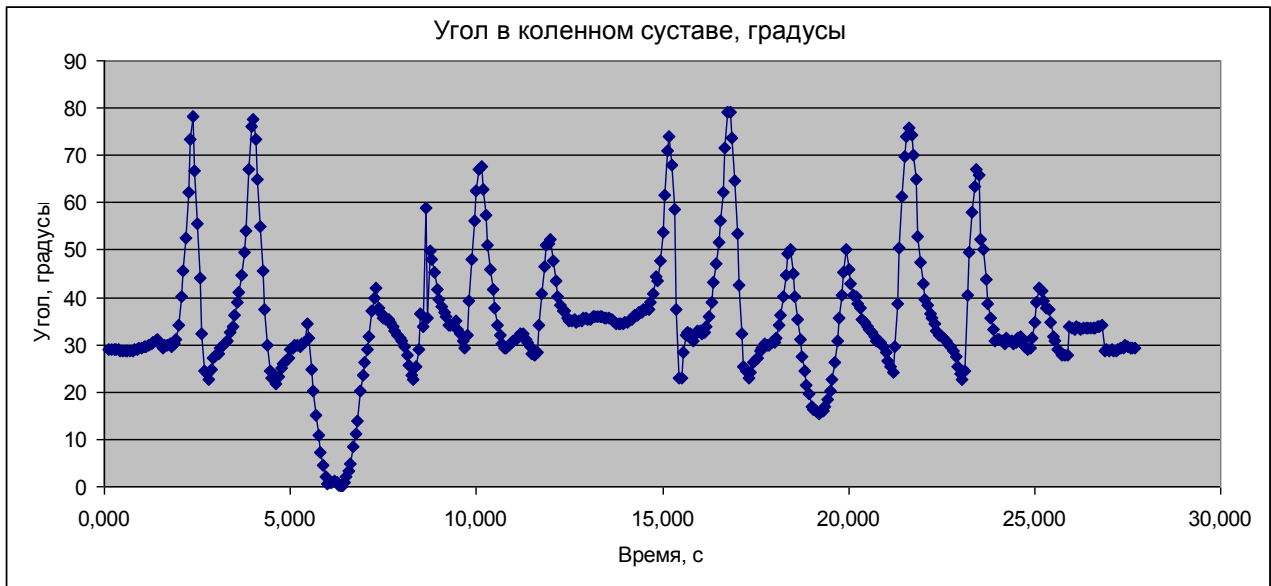


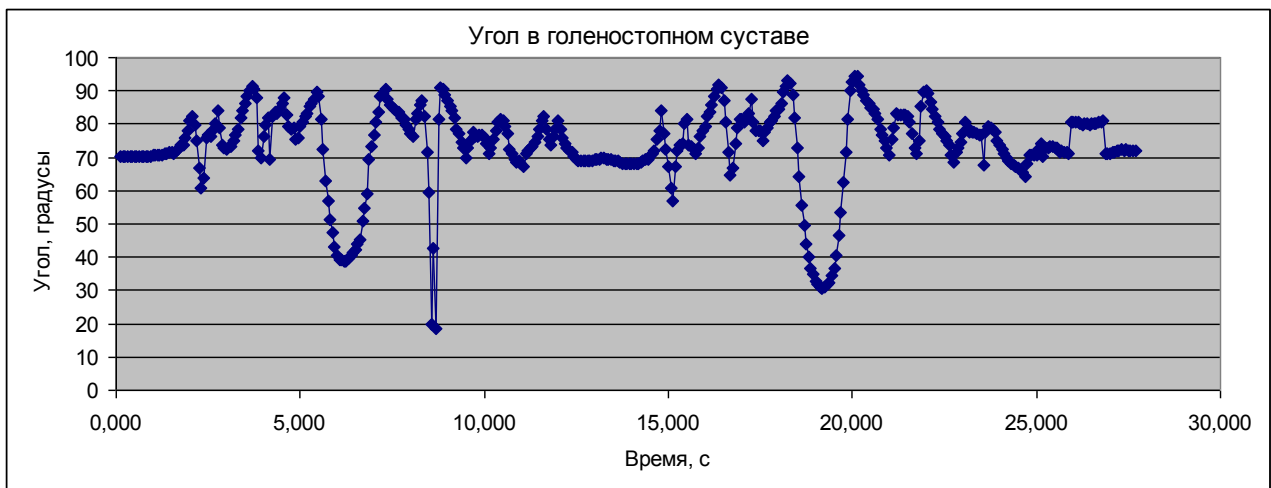
Рис. 10. Результаты определения положения носочного маркера на изображении.

( $\sigma_x \approx 9.4$  пиксел,  $\sigma_y \approx 3.8$  пиксел).

Точность определения на примере звена бедро-колени составляет  $\sigma \approx 14$  мм и может быть повышена за счет изменения способа крепления маркеров (см. п. 2).



*Рис. 11.* Значение угла в коленном суставе по результатам обработки положений маркеров в процессе ходьбы человека.



*Рис. 12.* Значение угла в голеностопном суставе по результатам обработки положений маркеров в процессе ходьбы человека.

#### 4.2. Определение кинематических характеристик движений манекена

На рис. 13–14 показаны примеры определения местоположения маркеров на ноге манекена.  $\sigma_x$ ,  $\sigma_y$  – среднеквадратичные отклонения измеренных величин по осям  $Ox$  и  $Oy$  соответственно. Приведенные характеристики точности измерений получены в результате сравнения измеренных координат маркеров на изображении с результатами сглаживающей усредняющей фильтрации с временным окном 0.2 с. Масштабный коэффициент составляет порядка 1.5 мм/пиксел.



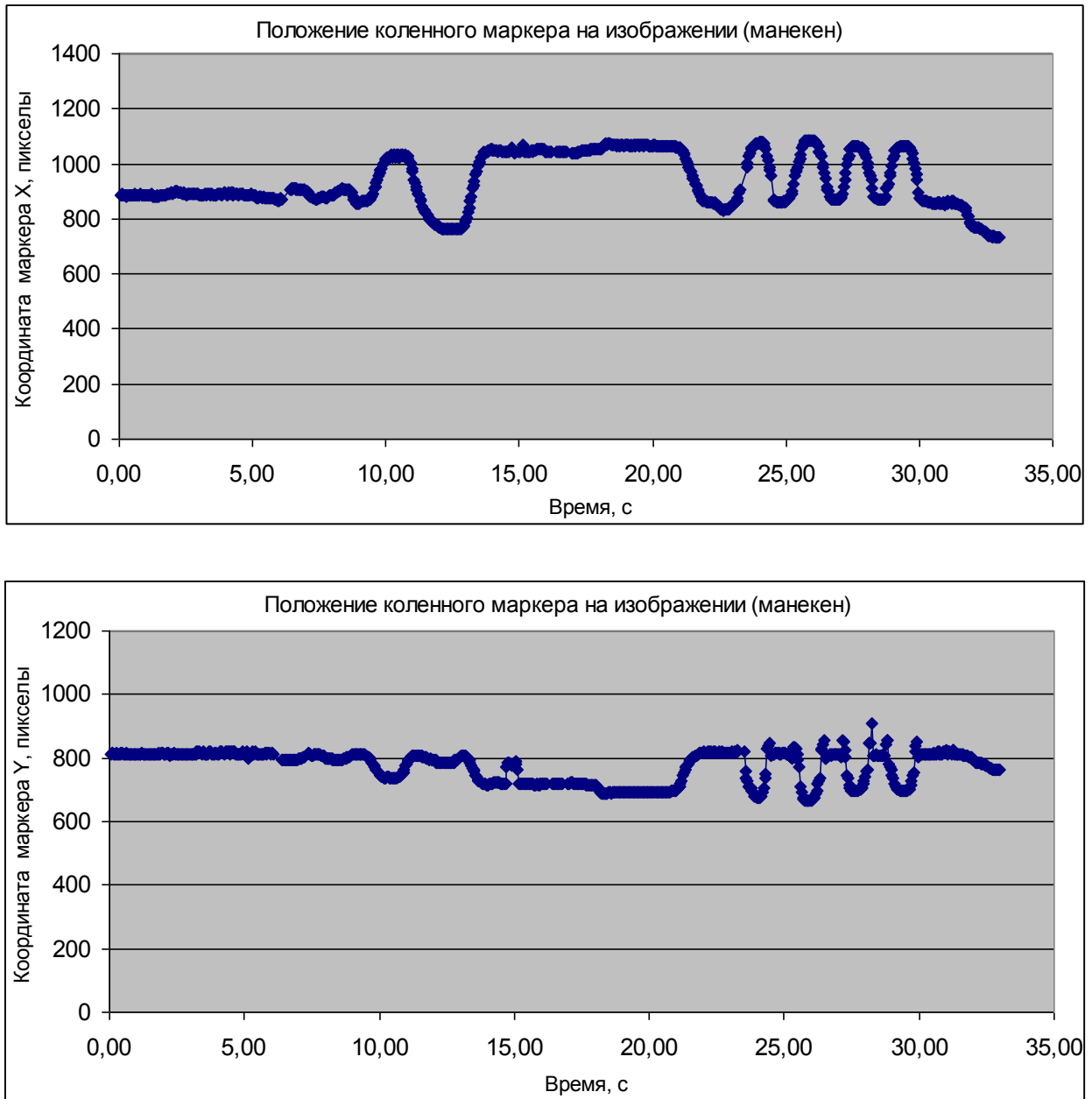


Рис. 13. Результаты фиксации положения коленного маркера на изображении.  
( $\sigma_x \approx 3.6$  пиксел,  $\sigma_y \approx 6.2$  пиксел).

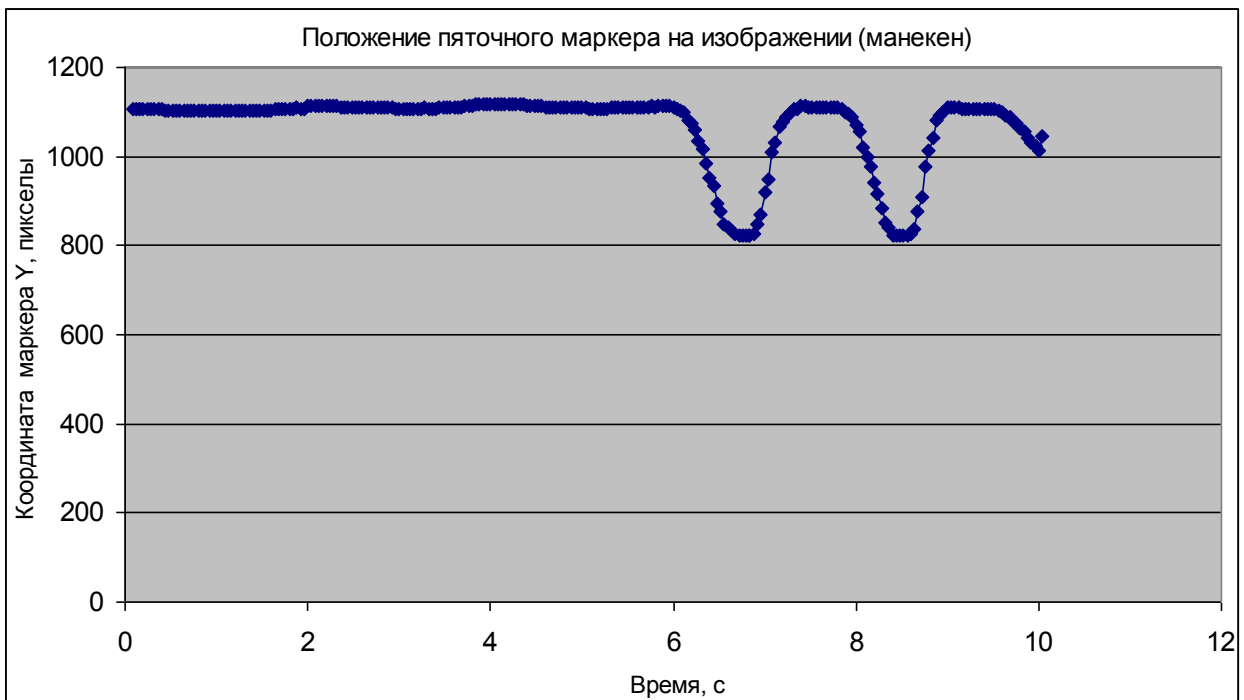


Рис. 14. Результаты фиксации положения пятточного маркера на изображении. ( $\sigma_x \approx 3.2$  пиксел,  $\sigma_y \approx 3.6$  пиксел).

## 5. Заключение

В работе описаны компоновка и исследования системы технического зрения, выполненной на основе COTS технологии и предназначенной для включения в состав биомехатронного тренажёра. Проведённые исследования показали, что рассмотренная система технического зрения позволяет с достаточной точностью фиксировать перемещения ног человека в рамках плоской модели, как при естественной ходьбе, так и при имитации ходьбы с помощью тренажёра. При этом обеспечивается удобство бесконтактной регистрации и экономическая целесообразность (за счёт унификации многих составляющих системы компьютерного видения).

Достигнутые точности позволяют использовать СТЗ в составе системы управления тренажёром при воспроизведении естественных движений ног человека.

Развитием описанных исследований будет разработка системы для фиксации пространственных перемещений интересующих объектов (переход к 3D модели). На следующих этапах, при фиксации расположения всего оборудования и условий наблюдения пространства тренажёра, возможна замена специальных маркеров на другие элементы одежды или части оборудования.

## Библиографический список

1. D. Okhotsimsky, O. Nikitin, Y. Gerasimenko, N. Serbenjuk, L. Mitutsova, K. Delchev, V. Vitkov, A. Platonov, V. Yaroshevsky, A biomechanical stimulator for scientific-experimental study of the regeneration of spinal cord locomotion capabilities after traumatic break // Proc. of the Int. Conf. "Advanced Problems in Mechanics 2005", Minisymposium on Biomechanics, St. Petersburg, Russia, 2006, pp. 394-400.
2. E.V. Biryukova, A. Roby-Brami, A.A. Frolov, M. Mokhtari, Kinematics of human arm reconstructed from Spatial Tracking System recordings // Journal of Biomechanics, 2000, v. 33(8), pp. 985-995.
3. R.A. Prokopenko, A.A. Frolov, E.V. Biryukova, A. Roby-Brami, Assessment of the accuracy of a human arm model with seven degrees of freedom // Journal of Biomechanics, 2001. v. 34, pp.177-185.
4. Платонов А.К., Фролов А.А., Бирюкова Е.В., Пряничников В.Е., Емельянов С.Н. Методы биомехатроники тренажёра руки человека. Препринты ИПМ им. М.В. Келдыша. 2012. № 82. 40 с.  
URL: <http://library.keldysh.ru/preprint.asp?id=2012-123>
5. Богуславский А.А., Соколов С.М. Компонентный каркас для разработки программного обеспечения систем технического зрения реального времени. // Труды Второй Всероссийской научной конференции "Методы и средства

- обработки информации", Москва, МГУ им. М.В. Ломоносова, 5-7 октября 2005, С. 337-343.
6. Богуславский А.А., Соколов С.М. Алгоритмы для слежения за малоразмерной целью в составе СТЗ. // Материалы научной школы-конференции "Мобильные роботы и мехатронные системы", Москва, МГУ им. М.В. Ломоносова, 5-6 апреля 2004, С. 81-90.
  7. Boguslavsky A.A., Sokolov S.M. The realtime Vision System for small-sized target tracking. // Int. J. Computing Science and Mathematics, Vol. 1, No. 1, 2007, pp.115-127.
  8. Rosenhahn B., Klette R., Metaxas D. (eds). Human Motion. Understanding, Modelling, Capture and Animation, Springer, 2008.
  9. Kinect for Windows, <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>, Microsoft Corp., 2013.
  10. Luhmann T. et al. Close Range Photogrammetry: Principles, Techniques and Applications. / Wiley, 2007, 528 p.
  11. Heikkilä J., Silvén O. A four-step camera calibration procedure with implicit image correction. // Proc. IEEE Conf. on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR'97), 1997, pp. 1106-1112.
  12. Wohler C. 3D Computer Vision / Springer, 2009, 385 p.
  13. Mallon J., Whelan P.F. Which pattern? Biasing aspects of planar calibration patterns and detection methods // Pattern Recognition Letters 28(8), 2006, pp. 921-930.

## Оглавление

1. Введение.....	3
2. Компоновка аппаратной части СТЗ.....	4
3. Сбор и обработка зрительных данных.....	7
4. Эксперименты с макетом системы.....	9
5. Заключение.....	18
Библиографический список.....	18