

УДК 57.087

## **Биотехническая система для автоматизированного определения параметров ходьбы человека**

*Мессаж К.А., студент  
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
кафедра «Биомедицинские технические системы»*

*Научный руководитель: Спиридонов И.Н., д.т.н, профессор  
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
кафедра «Биомедицинские технические системы»*

*Штадельманн Ж.В., к.т.н., доцент  
Россия, 105005, г. Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана,  
кафедра «Биомедицинские технические системы»  
[bmt-1@bmstu.ru](mailto:bmt-1@bmstu.ru)*

Коленный сустав соединяет бедренную и большеберцовую кости и надколенник. Несвоевременное лечение заболеваний коленного сустава является причиной осложнений, ограничивающих движения пациента [1]. Поэтому корректная и объективная поставка диагноза необходима для своевременного назначения соответствующей терапии и предотвращения серьезных осложнений, обусловленных заболеваниями коленного сустава [2, 3].

Для диагностики заболеваний коленного сустава, в первую очередь, применяются визуальные методы. Они основаны на определении параметров подвижности коленного сустава, в частности угла сгибания-разгибания, схематически показанного красным цветом на рис. 1. Визуальные методы широко используются в крупных больницах и центрах анализа ходьбы [4].

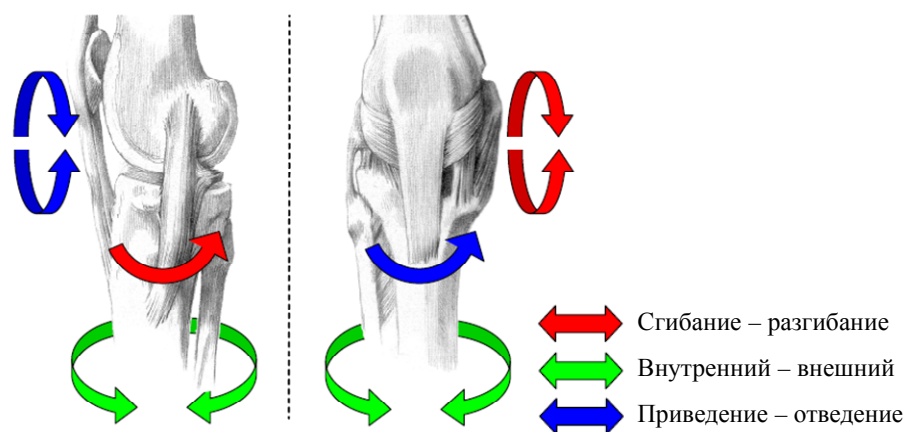


Рис. 1. Степени свободы коленного сустава

Движения сгибания и разгибания коленного сустава в сагиттальной плоскости являются одной из степеней свободы коленного сустава. Остальные две степени свободы определяются вращением большеберцовой кости вокруг бедренной и вращением varum/valgum, схематически показанными на рис. 1 зелёным и синим цветами соответственно [5]. Максимальное значение угла сгибания составляет  $160^\circ$ , угла вращения –  $35^\circ$  и угла вращения varum/valgum –  $5^\circ$  у здорового человека [6].

Ходьба человека является периодическим процессом, что позволяет определить цикл ходьбы (рис. 2). Цикл ходьбы начинается, когда правая пятка касается пола, и считается завершенным, когда эта пятка опять касается пола [7].

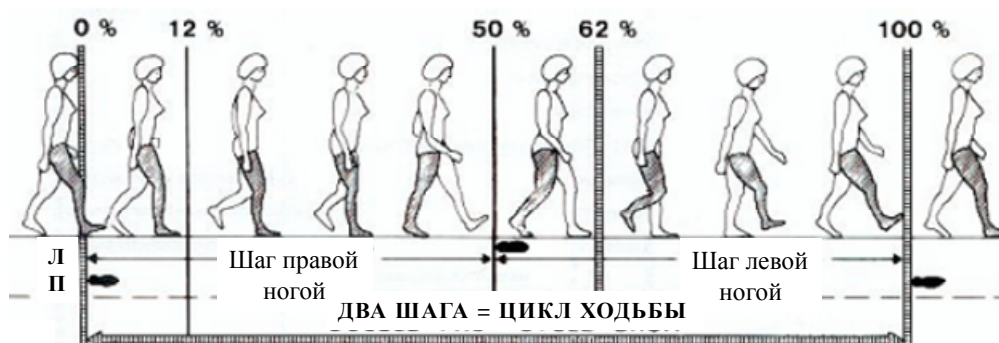


Рис. 2. Цикл ходьбы

Недостатком визуальных методов анализа ходьбы является их субъективность: их результаты зависят от опыта врача. Поэтому были разработаны программные средства, которые определяют параметры ходьбы пациентов автоматизированным способом.

В настоящее время существуют автоматизированные системы определения параметров ходьбы. В таблице представлено сравнение основных из них. Наиболее

распространенной является система VICON, разработанная в Великобритании. Эта система надежна и применима для многих заболеваний, но существенными недостатками являются сложность её использования, а также высокие требования к обучению врачей.

Система	Маркеры: наличие, количество	Число камер
Dartfish	+	минимум 3
Simi без маркеров	0	8
Simi с маркерами	+	2
BTS Bioengineering	+	от 4 до 16
Proanalyst	0	до 8
Codamotion	0	2
Medimex	+	3
Medicalmotion	+	3
MAR systems	+	от 1 до 12
VICON	18 для нижней части тела	минимум 6
БТС для автоматического определения параметров ходьбы человека	3	1

Сравнение различных систем автоматизированного определения параметров ходьбы показывает, что все системы основаны на использовании большого числа маркеров или камер для регистрации. В связи с этим была разработана биотехническая система, функцией которой является определение параметров ходьбы при минимальной технической сложности. Схема разработанной системы представлена на рис. 3.

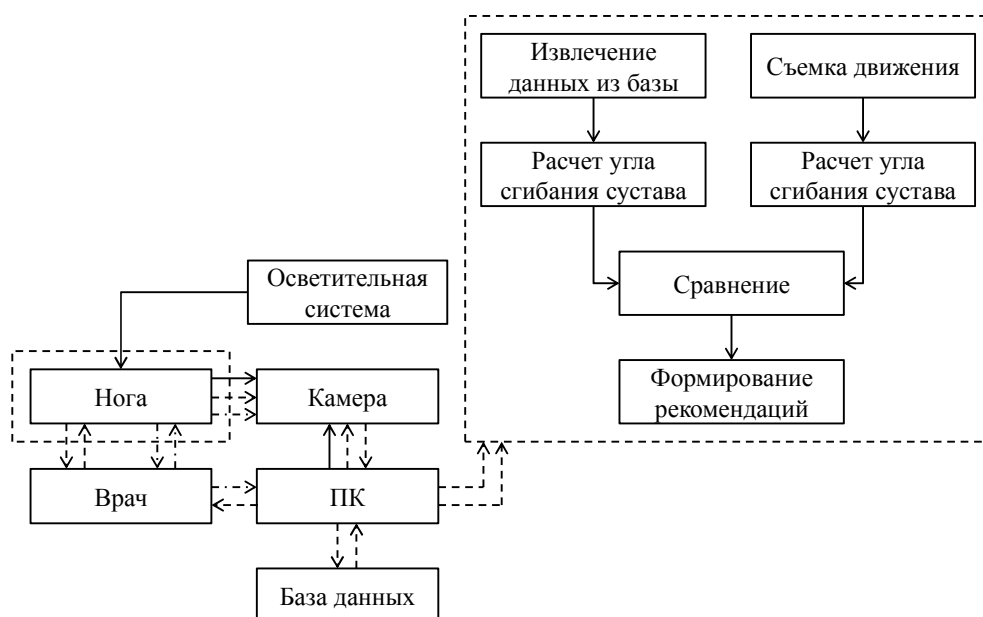


Рис. 3. БТС автоматизированного определения качества ходьбы человека

БТС для автоматического определения параметров ходьбы человека позволяет записывать циклы ходьбы пациентов и из них извлекать угловые характеристики коленного сустава. Для этого осуществляется видеозапись ходьбы пациента. Для записи движения коленного сустава к ногам пациента крепятся три круглых белых маркера, которые позволяют определить положения костей ноги в динамике. Положение маркеров определено в соответствии с системой VICON и показано на рис. 4 .

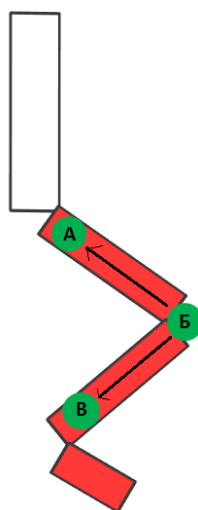


Рис. 4. Положение маркеров на пациенте

Для обеспечения постоянной перпендикулярности оси камеры к направлению ходьбы, видеозапись осуществляется при ходьбе пациента на беговой дорожке (рис. 5).



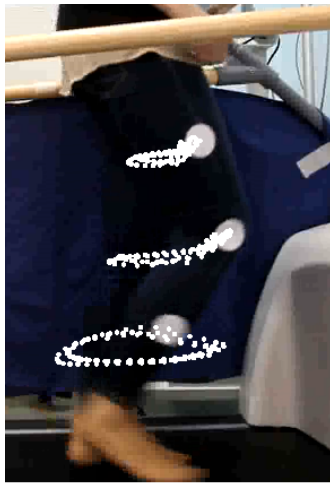
Рис. 5. Используемая беговая дорожка

Для обработки получаемых видеозаписей разработан алгоритм (рис. 6), включающий в себя сегментацию маркеров, определение их координат, расчет компонентов векторов и определение угловых характеристик с использованием векторного произведения. Использование круглых маркеров позволяет найти координаты их геометрического центра на отдельном кадре.

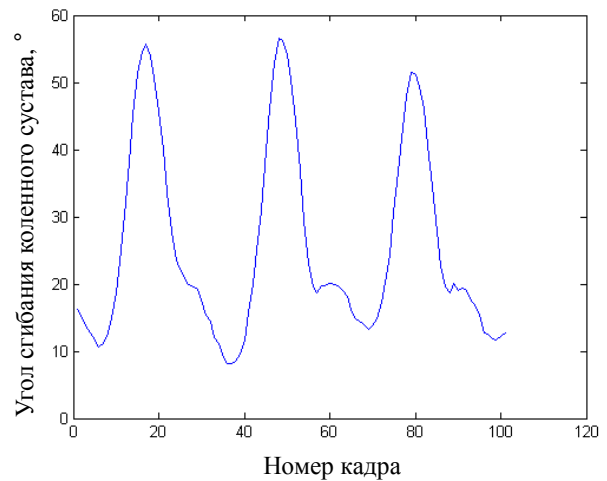


Рис. 6. Алгоритм обработки видеозаписи ходьбы человека

Разработанный макет БТС для автоматизированного определения параметров ходьбы человека позволяет определить траекторию маркеров (рис. 7 а) и угловые характеристики коленного сустава на зарегистрированных кадрах цикла ходьбы: угол сгибания коленного сустава (рис. 7 а, б) и угловую скорость.



а



б

Рис. 7. Траектория маркеров (а) и угол сгибания коленного сустава (б), определяемые с использованием разработанной системы

При разработке и апробации БТС для автоматизированного определения параметров ходьбы человека производилась видеозапись исключительно здоровых добровольцев. Для использования данной системы в клинической практике необходимо будет также записать видео ходьбы пациентов, страдающих от поражений опорно-двигательного аппарата. Сравнение записей здоровых и больных даст возможность определить набор характеристик угловой кривой, позволяющих проводить диагностику и оценку результативности реабилитации пациентов.

#### Список литературы

1. Соя Д.М., Жук Д.М. Моделирование двигательного аппарата спортсмена // Инженерный вестник. МГТУ им. Н.Э. Баумана. Электрон. журн. 2014. № 7. Режим доступа: <http://engbul.bmstu.ru/doc/717982.html> (дата обращения 12.03.2015).
2. Жук Д.М., Перфильев С.А. Системы автоматизированного проектирования в хирургии - cas-системы // Информационные технологии. 2012. № 10. С.44-47.
3. Bade M., Kohrt W.M, Stevens-Lapsley J.E. Outcomes before and after total knee arthroplasty compared to healthy adults // The Journal of orthopedic and sports physical therapy. 2010. № 40. P. 559-567.
4. Bourne R. Measuring tools for functional outcomes in total knee arthroplasty // Clinical Orthopaedics and Related Research. 2008. № 466. P. 2634-2638.
5. Gray H. Anatomy of the Human body. New York: Bartleby, 2000. 1576 p.

6. Finerman G.A.M., Noyes F.R. *Biology and Biomechanics of the Traumatized Synovial Joint: the Knee as a Model*. Rosemont: American Association of Orthopedic Surgeons, 1992. Chap. 16. P. 419-439.
7. Viel E. *La marche humaine, la course et le saut*. Paris: Masson, 2000. 268 p.