

ственно. Таким образом, максимальная фоточувствительность достигалась на длине волны 800 нм.

Исследование быстродействия ЧЭУНТ показало, что время задержки сигнала, зарегистрированного ЧЭУНТ, относительно сигнала генератора стремится к минимуму (< 100 нс). Быстродействие в основном характеризуется временем нарастания напряжения. Из полученных измерений характерное быстродействие ЧЭУНТ составляло порядка 30 мкс. Это время, скорее всего, было обусловлено большими сопротивлениями и емкостями в контактах, а также несогласованным импедансом входа осциллографа (1 МОм) с образцами.

Дальнейшие исследования будут направлены на оптимизацию технологических параметров с целью увеличения рабочего диапазона длин волн и фоточувствительности и быстродействия ЧЭУНТ. Оптимизация может быть связана с очисткой поверхности структур ЧЭУНТ от нежелательной углеродной высадки и удалением дефектных слоев многослойных углеродных нанотрубок, что повышает качество массива и увеличивает проникновение света к контакту УНТ-кремний. Однако уже сейчас фотоэмиссионный приемник видимого и ИК-излучения на основе ЧЭУНТ может применяться для детектирования излучения в оптических системах медицинской техники диагностического и терапевтического характера.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (ГК № 14.430.11.0006).

Список литературы:

1. *Веснин В.Л., Мурадов В.Г.* Спектрофотометрический комплекс на основе монохроматора МДР-41 для исследования спектров поглощения в диапазоне 400 – 1800 нм // *Известия Самарского научного центра Российской академии наук.* 2008. Т. 10. № 3.
2. *Андреев И.А., Ильинская Н.Д., Куницина Е.В., Михайлова М.П., Яковлев Ю.П.* Высокоэффективные фотодиоды на основе GaInAsSb/GaAlAsSb для спектрального диапазона 0,9 – 2,55 мкм с большим диаметром чувствительной площадки // *Физика и техника полупроводников.* 2003. Т. 37. Вып. 8.
3. *Vincent J.D., Vampola J., Pierce G., Stegall M., Hodges S.* Fundamentals of Infrared and Visible Detector Operation and Testing. – Wiley, Hoboken, NJ, 2015.
4. *Jariwala D., Sangwan V.K., Lauhon L.J.* Carbon nanomaterials for electronics, optoelectronics, photovoltaics, and sensing // *Adv. Mater.* 2008. № 20. PP. 939-946.
5. *Merchant C.A., Markovic N.* Effects of Diffusion on Photocurrent Generation in Single-Walled Carbon Nanotube Films // *Appl. Phys.* 2008. № 243510. P. 92.
6. *Zhang J., Xi N., Lai K.* Single carbon nanotube infrared detectors / 2007, SPIE Newsroom. DOI: 10.1117/2.1200701.0514.

7. *Pradhan B., Setyowati K., Liu H., Waldeck D.H., Chen J.* Carbon nanotube-polymer nanocomposite infrared sensor // *Nanoletters.* 2008. Vol. 8. № 4. PP. 1142-1146.
8. *Qingsheng Z., Sheng W., Leijing L.* Carbon nanotube arrays based high-performance infrared photodetector // *Optical Materials Express.* 2012. Vol. 2. № 6. PP. 839-848.
9. *Jimmy X.* Carbon Nanotube Array for Infrared Detection // *ACS Nano.* 2008. Vol. 2. № 10. PP. 2154-2159.

Евгений Владимирович Благов,
д-р физ.-мат. наук, зам. директора по научной работе,
Институт нанотехнологий микроэлектроники РАН,
Александр Юрьевич Герасименко,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Национальный исследовательский университет
«Московский институт электронной техники»,
Александр Александрович Дудин,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Институт нанотехнологий микроэлектроники РАН,
Леван Павлович Ичкитидзе,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Национальный исследовательский университет
«Московский институт электронной техники»,
Евгений Павлович Кицюк,
начальник сектора,
Научно-производственный комплекс
«Технологический центр МИЭТ»,
Андрей Петрович Орлов,
канд. физ.-мат. наук, ст. научный сотрудник,
Институт нанотехнологий микроэлектроники РАН,
Институт радиотехники и электроники
им. В.А. Котельникова РАН,
Александр Александрович Павлов,
канд. тех. наук, начальник отдела,
Институт нанотехнологий микроэлектроники РАН,
Александр Александрович Полохин,
инженер,
Национальный исследовательский университет
«Московский институт электронной техники»,
Юрий Петрович Шаман,
канд. физ.-мат. наук, начальник сектора,
Научно-производственный комплекс
«Технологический центр МИЭТ»,
г. Москва,
e-mail: nanobiomedics@gmail.com

К.А. Мессаж, Ж.В. Штадельманн, И.Н. Спиридонов

Метод бесконтактного измерения параметров ходьбы

Аннотация

В статье изложены результаты исследования метода бесконтактного измерения движения коленного сустава во время ходьбы на беговой дорожке. На основе обработки результатов видеорегистрации паттернов ходьбы определены характеристики угла сгибания/выгибания 16 здоровых добровольцев. Проведено сравнение зарегистрированных характеристик с теоретическими данными, описанными в медицинской литературе.

Введение

Болезни и поражения коленного сустава являются причинами снижения амплитуды движения. В связи с ограничением амплитуды движения снижается функциональность двигательного аппарата, что, в свою очередь, является причиной уменьшения активности человека [1]-[5].

Даже при терапии и физиотерапии первым этапом процедуры является оценка функциональности коленного сустава [6]-[10]. Функциональность коленного сустава определяется его способностью поворачиваться вокруг трех осей по трем степеням свободы. Значение угла поворота varum/valgum (вокруг оси X – рис. 1) не превышает 5° у здорового человека, что является следствием наличия межкостных промежутков, необхо-

димых для осуществления нормального движения сустава. Остальные углы поворота обеспечивают нормальное движение сустава, их значения составляют 35° для угла поворота вокруг оси Z (рис. 1) и 120° для угла сгибания/выгибания (вокруг оси Y – рис. 1) [5], [11]-[15].

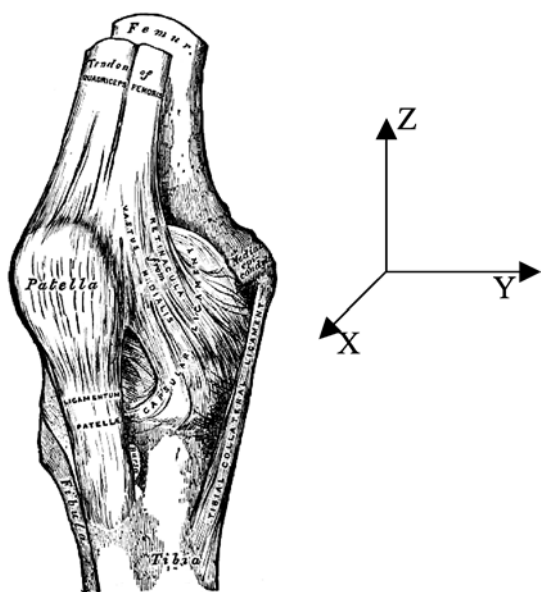


Рис. 1. Степени свободы коленного сустава [9]

В настоящее время угол сгибания/выгибания можно оценить визуально с использованием шкалы Салфорда, по которой характеристика функциональности коленного сустава определяется в баллах (от 0 до 3) [2], [6], [8], [15].

Материалы и методы

Для обеспечения объективности оценки характеристики движения коленного сустава был разработан метод измерения параметров ходьбы, содержащий следующие этапы:

- 1) закрепление маркеров на пациенте;
- 2) движение пациента на беговой дорожке;
- 3) запись видеofilма о движении пациента;
- 4) определение с использованием специального программного обеспечения угловых характеристик движения.

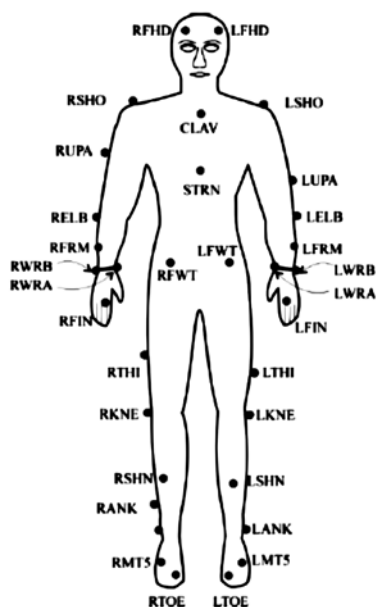


Рис. 2. Положение маркеров системы «VICON» [16]

Одной из наиболее часто используемых систем является комплект «VICON», разработанный компанией «Vicon Motion Systems Ltd» (Великобритания) как для ортопедии, так и для кинематографии. Для использования системы «VICON» необ-

ходимо расположить на пациенте 18 маркеров, положения которых регистрируются посредством 6 инфракрасных видеокамер (рис. 2) [16]. Использование только трех маркеров в предлагаемом методе существенно упрощает регистрацию. Их положение на теле пациента соответствует системе «VICON»: L-RTHI – бедренная кость, L-RKNE – коленный сустав и L-RSHN – большеберцовая кость (рис. 2) [16].

Применение беговой дорожки позволяет обеспечить расположение оси камеры перпендикулярно направлению ходьбы. Таким образом, коррекция проекции не нужна, и запись движения производится с использованием только одной камеры.

Использование белых маркеров на черном трико обеспечивает максимальный контраст и таким образом облегчает их обнаружение, а круглая форма маркеров позволяет просто определить их координаты как центры кругов.

При записи видеofilма о движении пациента на беговой дорожке в течение нескольких минут регистрируются несколько циклов ходьбы и определяются соответствующие угловые характеристики коленного сустава.

Результаты измерения

Для апробации разработанного метода были зарегистрированы паттерны движения 16 добровольцев в возрасте от 19 до 45 лет и определены характеристики углов сгибания/выгибания по циклам ходьбы. Гендерные и возрастные характеристики исследованной группы добровольцев приведены в табл. 1. Добровольцы до видеозаписи не страдали от травм и не имели заболеваний нижних конечностей.

Таблица 1

Состав исследуемой группы добровольцев

Пол	Возраст, лет	
	18...25	> 25
Мужской	4	3
Женский	9	–

Измерения паттернов походки и зависимость угла от времени движения представлены на рис. 3. В каждом цикле был выделен максимум, за которым следовал монотонный участок. Значения максимума находятся в диапазоне от 44 до 53° ($\alpha = 5\%$). Средние значения монотонного участка находятся в диапазоне от 4 до 13° ($\alpha = 5\%$). Максимальное сгибание соответствует концу шага, поднятию ноги и максимальному сгибанию сустава. Рис. 3 также показывает, что максимальные значения угла сгибания, как и легкое сгибание в фазе контакта подошвы ноги с полом, зависят от конкретного добровольца. Минимальные значения угла соответствуют моменту начала шага.

Поскольку угловая характеристика сустава является признаком для диагностики, ее значения были определены для анализа биомеханического строения нижних конечностей [17]. На рис. 4 представлена угловая характеристика, использованная для физиотерапии. Так как угловая характеристика дана качественно, можно только визуально сравнить ее с полученными паттернами. На обоих присутствуют максимум и монотонный отрезок, что позволяет сделать вывод о согласии двух характеристик.

Заключение

Предлагаемый метод бесконтактного измерения параметров ходьбы позволяет определить характеристики углов сгибания и выгибания коленного сустава по видеозаписям ходьбы на беговой дорожке. Этот метод можно расширить на другие степени свободы коленного сустава или на другие суставы при условии обеспечения перпендикулярности оптической оси видеокамеры к направлению движения. В дальнейшем планируется зарегистрировать пациентов, страдающих заболеваниями и поражениями коленного сустава, что позволит определить набор признаков, информативных для диагностики. Также планируется выполнить моделирование ожидаемых угло-

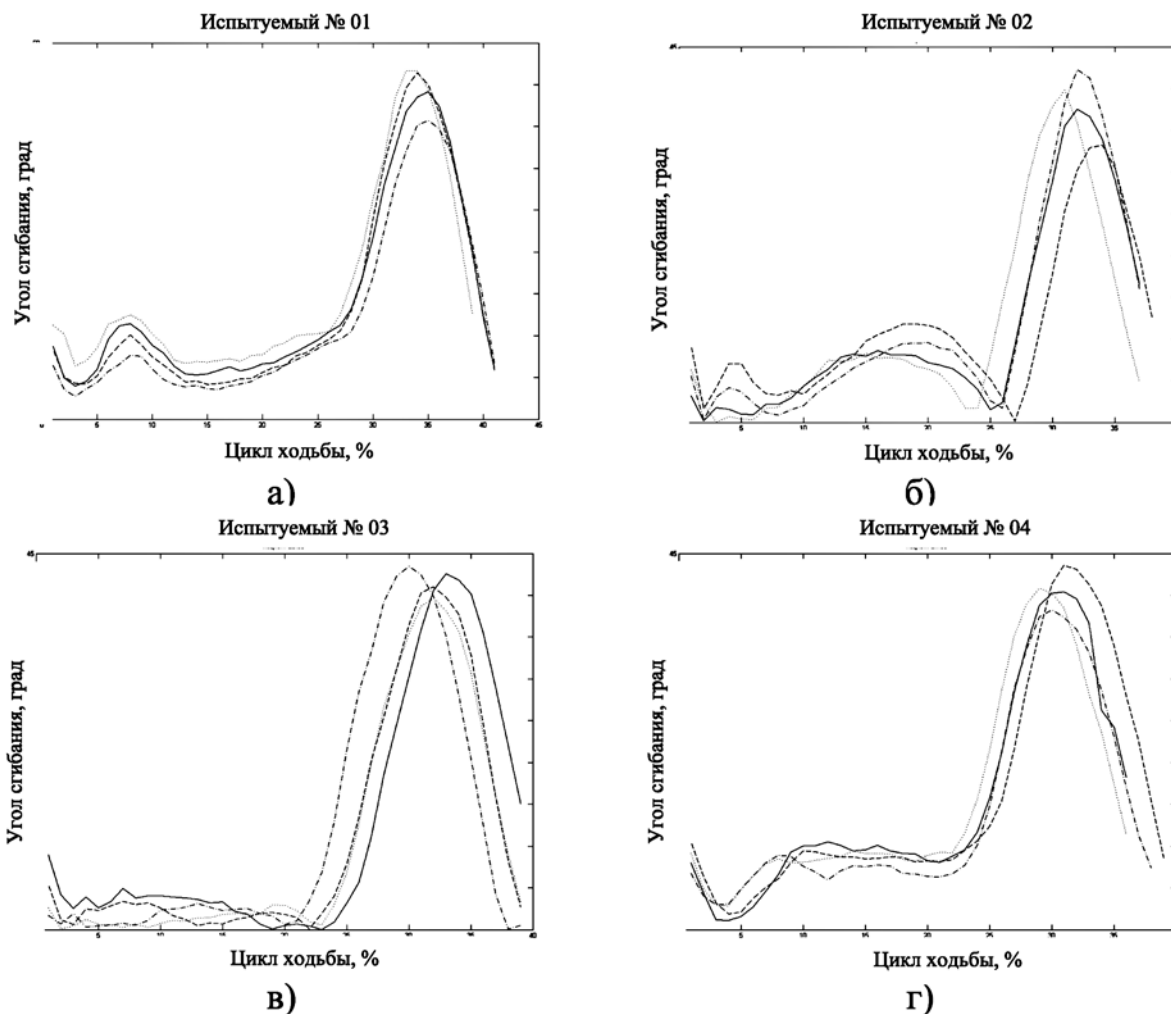


Рис. 3. Результаты измерения у четырех добровольцев; различные стили линии показывают разные шаги

вых характеристик движения коленного сустава в частотном диапазоне в зависимости от морфометрических параметров, чтобы оценить реабилитацию пациента в ходе лечения [18].

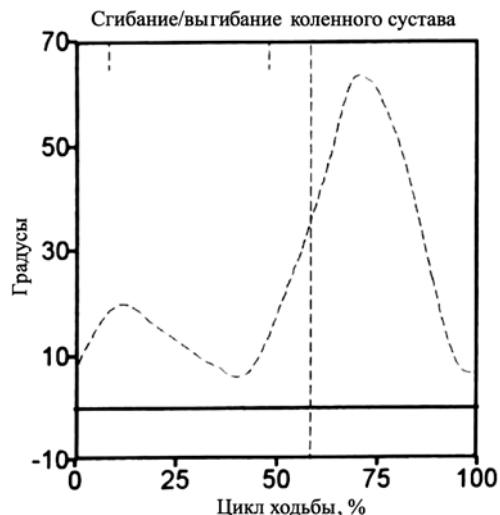


Рис. 4. Теоретическая характеристика угла сгибания/выгибания коленного сустава [17]

Список литературы:

1. Вечирская И.Д., Каменева И.В. Алгебро-логический подход к решению задачи диагностирования заболеваний опорно-двигательного аппарата // Сборник научных трудов SWORLD. 2013. Т. 3. № 4. С. 29-36.

2. 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. PP. 559-567.

3. Dao T.T. Modélisation du système musculosquelettique des membres inférieurs: modèle biomécanique vs méta modèle: thèse de doctorat / Дис. канд... наук (PhD). Compiègne: Université de Technologie de Compiègne, 2009. 194 p.

4. Fusco N. Analyse, modélisation et simulation de la marche pathologique: thèse de doctorat / Дис. канд... наук (PhD). Rennes: Université de Rennes 2, 2008. 181 p.

5. Kweon C., Lederman E.S., Chhabra A. Anatomy and Biomechanics of the Cruciate Ligaments and Their Surgical Implications. – In: The Multiple Ligament Injured Knee. Springer, 2013. PP. 17-27.

6. Иваницкий В.Н., Нарзулаев С.Б., Петухов Н.А. Современные технологии коррекции нарушений опорно-двигательного аппарата у детей дошкольного возраста // Физическая культура: воспитание, образование, тренировка. 2014. № 4. С. 72-74.

7. Bourne R. Measuring tools for functional outcomes in total knee arthroplasty // Clinical Orthopaedics and Related Research. 2008. № 466. PP. 2634-2638.

8. Chao E.Y.S. Gait analysis: A survey. – Biomechanics: Basics and Applied Research. Rochester, 1987. PP. 130-146.

9. Hodgkinson G. Observation Video Gait Analysis / National Health Service, Manchester / http://www.manchester.nhs.uk/document_uploads/CP%20Network/ObservationalVideoGaitAnalysis.pdf (дата обращения 19.06.2014 г.).

10. *Zatsiorsky V.* Contemporary Problems in Biomechanics. – Massachusetts: CRC Press, 1990. 143 p.
11. *Соя Д.М., Жук Д.М.* Моделирование двигательного аппарата спортсмена // Инженерный вестник. Издатель: МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2014. № 7.
12. *Шатаева Е.В.* К вопросу оценки состояния опорно-двигательного аппарата человека с эндопротезом тазобедренного сустава // Известия Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета ЛЭТИ. 2003. № 4. С. 52-55.
13. *Baldwin J.L., House C.K.* Anatomic dimensions of the patella measured during total knee arthroplasty // The Journal of Arthroplasty. 2005. № 20. PP. 250-257.
14. *Gray H.* Anatomy of the human body. – New York: Bartleby, 2000. 1576 p.
15. *Hayot C.* Analyse biomécanique 3D de la marche humaine: comparaison des modèles mécaniques: thèse de doctorat / Дис. канд... наук (PhD). Poitiers: Université de Poitiers, 2010. 214 p.
16. *Vicon Motion Systems.* Technical Report / Motion Analysis & Instrumented Treadmill Laboratories, Department of Physical Therapy, University of Delaware, 2002.
17. *Viel E.* La marche humaine, la course et le saut. – Paris: Masson, 2000. 268 p.
18. *Levinger P., Lai D.T.H., Begg R., Menz H., Feller J., Webster K.* Fourier analysis of tibia acceleration in subjects with knee osteoarthritis: Preliminary results / Intelligent Sensors, Sensor Networks and Information Processing. 2008. PP. 315-320.

Констанс Алис Мессаж,
студентка,
Жозель Валентин Штадельманн,
канд. техн. наук, доцент,
Игорь Николаевич Спиридонов,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой,
кафедра «Биомедицинские технические системы»,
МГТУ им. Н.Э. Баумана,
г. Москва,
e-mail: joel.stadelmann@gmail.com

Т.И. Мурашкина, Т.В. Истомина, Е.А. Бадеева, Д.И. Серебряков, О.В. Юрова, А.Ю. Удалов, Е.А. Шачнева

Измерение расхода жидкости в системах жизнеобеспечения космонавтов

Аннотация

В статье предложены способ и устройство для воспроизведения и измерения параметров жидкостных потоков (объема, скорости, расхода), необходимых при исследованиях, юстировке и настройке оптической системы волоконно-оптических датчиков расхода, применяемых в системах жизнеобеспечения космонавтов.

Введение

Космическая медицина в своем историческом развитии прошла путь от моделирования факторов космического полета в лабораторных условиях и при полетах животных на ракетах и спутниках до исследований, связанных с длительными полетами орбитальных станций и полетами международных экипажей. Основные задачи на ранних стадиях развития космической медицины были направлены на изучение вопроса о принципиальной возможности полета человека в космос и решение проблем создания систем, обеспечивающих пребывание человека в кабине космического корабля во время орбитального полета [1].

В необычных условиях космического полета (вакуум, лучистый теплообмен, ионизирующие излучения) человек должен находиться в замкнутом герметичном отсеке космического летательного аппарата. В обитаемом отсеке необходимо создать условия для обеспечения нормального существования и работы человека. Эти условия необходимо поддерживать в течение всего полета, подавая в отсек вещества, потребляемые человеком, и удаляя продукты его жизнедеятельности. Бортовые системы космического летательного аппарата (КЛА), которые решают эти задачи, называются *системами жизнеобеспечения* – СЖО (рис. 1) [2].

В настоящее время речь идет о совершенствовании систем жизнеобеспечения космонавтов в условиях все более жесткого

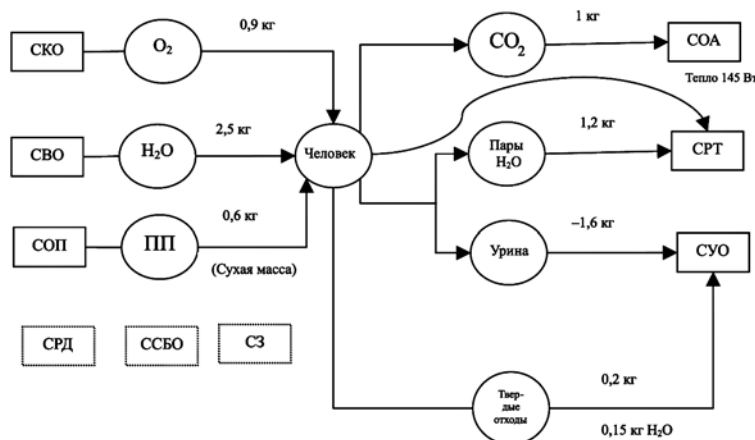


Рис. 1. Массообмен и энергообмен организма человека с окружающей средой и состав системы жизнеобеспечения (СЖО) [2]: СКО – система кислородообеспечения; СВО – система водообеспечения; СОП – средства обеспечения питанием; ПП – продукты питания; СОА – система очистки атмосферы; СРТ – средства регулирования температуры и влажности воздуха; СУО – система удаления отходов; СРД – средства регулирования давления в отсеке; ССБО – средства санитарно-бытового обеспечения; СЗ – средства индивидуальной защиты (скафандры)