

блок 1 с манжетой 3. Остальные информационные каналы, соединяющие датчики с блоком 1, не имеют проводов, что создает большую комфортность для врача при пользовании прибором. Описываемое универсальное устройство может выполнять следующие функции, давая врачу многообразную информацию о сердечно-сосудистой системе пациента:

- 1) обеспечивать синхронную запись и анализ пульсовых волн пациента с лучевых артерий правой и левой рук или с лучевой и сонной артерий;
- 2) одновременно могут быть записаны сигнал ЭКГ и оптофонендограмма с датчика, установленного в области сердца;
- 3) обеспечивать прослушивание фонендоскопом по громкой связи в акустическом диапазоне;
- 4) обеспечивать синхронное манжетное измерение АД методом Савицкого и Короткова;
- 5) обеспечивать синхронное манжетное измерение АД методом параллельной регистрации пульсовой волны лучевой артерии;
- 6) обеспечивать несинхронное измерение АД методом артериальной тонометрии с помощью датчика пульсовой волны на лучевой артерии, а также мониторинг АД;
- 7) обеспечивать расчет центральной пульсовой волны и центрального давления (давления в аорте) методами апланационной тонометрии.

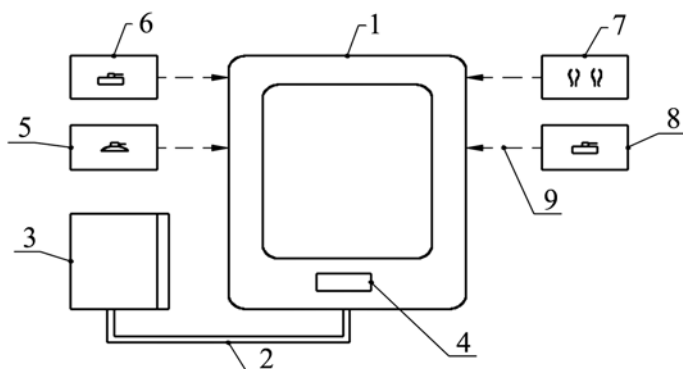


Рис. 4. Блок-схема универсального тонометра:

- 1 – отсчетно-командное устройство; 2 – резиновый шланг;
- 3 – плечевая манжета; 4 – встроенный датчик давления манжеты и осцилляций; 5 – оптофон-фонендоскоп;
- 6, 8 – датчики пульсовой волны лучевой и сонной артерий;
- 7 – кардиограф на два отведения; 9 – беспроводные связи

Следует отметить, что практически все измерительные каналы на сегодняшний день уже реализованы в виде одноканальных приборов и остается только объединить их в моноблок согласно рис. 4.

Список литературы:

1. Eckerle J.S. Tonometry, Arterial. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2nd Edition. 2006. Vol. 6. PP. 402-410.
2. Явелов И.С. Тайна пульсовой волны. – М.-Ижевск: Институт компьютерных исследований, 2012. 256 с.
3. Явелов И.С., Рогоза А.Н. О новых возможностях сфигмографии высокого разрешения // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 82-86.
4. Дегтярев В.А. О статье В.Ф. Романовского и А.М. Романовской «К вопросу о неинвазивном осциллометрическом методе измерения артериального давления» // Функциональная диагностика. 2009. № 2. С. 87-91.
5. Григорян С.С., Саакян Ю.З., Цатурян А.К. К теории метода Короткова // Болгарская академия наук. Биомеханика 15-16. – София, 1984. С. 54-75.
6. Явелов И.С., Ничипорук И.А., Явелов О.И., Явелов Р.И. Способ измерения артериального давления / Патент РФ № 2434574 от 13.05.2010 г.

Игорь Самуилович Явелов,
канд. техн. наук, вед. научный сотрудник,
Андрей Викторович Рочагов,
научный сотрудник,
отдел биомеханики ИМАШ РАН,
г. Москва,
e-mail: yishome@mail.ru

Е.В. Благоев, А.Ю. Герасименко, А.А. Дудин, Л.П. Ичкитидзе, Е.П. Кицюк, А.П. Орлов, А.А. Павлов, А.А. Полохин, Ю.П. Шаман

Широкополосные чувствительные элементы приемников излучения на основе углеродных нанотрубок

Аннотация

Разработан новый вид чувствительных элементов на основе углеродных нанотрубок (ЧЭУНТ) фотоэлектрических приемников оптического излучения. Проведены исследования оптических параметров ЧЭУНТ, в результате которых выявлен их рабочий диапазон длин волн 500...8000 нм. Максимальная фоточувствительность ЧЭУНТ достигала 0,7 мА/Вт в ближнем ИК-диапазоне спектра. Быстродействие чувствительных элементов составляло не более 30 мкс.

Введение

Современная медицинская техника невозможна без использования оптических систем. Широко применяются диагностические оптические приборы в офтальмологии, томографии и топографии организма, в лабораторных микробиологических исследованиях и пр. С помощью терапевтических оптических приборов испаряют, коагулируют и режут биоткани, внутренне облучают кровь, управляют адресной доставкой лекарственных средств в организме и т. д. Применение оптических систем в медицинской технике обусловило потребность контроля характеристик используемого излучения.

В связи с этим с начала прошлого века ведутся разработки приемников оптического излучения, основанных на различных принципах действия. Подавляющее большинство существующих на сегодняшний день фотоприемников функционирует всего на трех основных физических принципах. Это тепловые фотоприемники, приемники на основе внешнего фотоэффекта и приемники на базе внутреннего фотоэффекта.

Основным элементом приемника излучения является его чувствительный элемент, который поглощает излучение. По принципу действия чувствительные элементы (ЧЭ) делятся на два основных типа: фототермические и фотоэлектрические. В приемниках первого типа реализуется механизм преобразова-

ния энергии света в тепловую энергию, а затем в электрическую. Фототермические приемники излучения обладают высокой инерционностью и подвержены воздействию внешней среды [1].

Второй тип приемников работает на основе механизма непосредственного преобразования энергии падающего на поверхность ЧЭ излучения в электрическую энергию. Такие фотоприемники могут быть построены на внешнем фотоэффекте: вырывании электронов из вещества под действием падающего на него света. По конструкции это электровакуумные (эмиссионные) приборы, где ЧЭ является катод (фотокатод). Такие фотоэмиссионные элементы имеют низкую эффективность преобразования – порядка 10 %. Также фотоприемники этого типа могут быть построены на внутреннем фотоэффекте – в них абсолютная величина фоточувствительности ЧЭ определяется количеством неравновесных носителей заряда, которые возникают внутри вещества в результате светового возбуждения. Такой эффект возможен только в случае использования в качестве ЧЭ полупроводниковых материалов. Основным недостатком полупроводниковых приемников является низкий рабочий диапазон длин волн. Существуют приемники излучения на основе структур GaInAsSb/GaAlAsSb с верхней границей рабочего диапазона длин волн 2550 нм, но в настоящее время они серийно не выпускаются [2].

В качестве полупроводниковых материалов ЧЭ могут использоваться углеродные нанотрубки (УНТ) полупроводникового типа. Благодаря своей уникальной структуре и свойствам, УНТ являются перспективными для многих применений в наноэлектронике и наноприборах, в том числе в составе ЧЭ широкополосного приемника ИК-излучения [3], [4].

Конструктивно чувствительные элементы на основе УНТ можно разделить на три основных вида: на основе одной углеродной нанотрубки [5], [6], пленки из УНТ [5], [7] и массива УНТ [8], [9]. ЧЭ на основе одной нанотрубки на практике внедрить в реальный прибор невозможно ввиду низких значений фотоЭДС между двумя электродами. Более вероятным является практическое изготовление конструкции ЧЭ приемников излучения с использованием пленки УНТ. Однако существуют сложности со структурированием конгломератов УНТ по объему пленки, вследствие чего возникает ее непригодность к измерению низкоинтенсивного излучения. Недостатков первых двух видов конструкций ЧЭ можно избежать за счет синтеза структурированного массива УНТ между двумя электродами.

Материалы и методы

В статье пойдет речь о технологии создания и исследования оптических характеристик ЧЭ эмиссионных фотоприемников на основе массива многослойных УНТ.

В качестве основной рабочей топологии чувствительного элемента на основе структур УНТ (ЧЭУНТ) была выбрана двухэлектродная система, представляющая собой матрицу ячеек с синтезированными в них массивами УНТ. Отверстия, формирующие вид ячеек экспериментального образца, имели диаметр 2 мкм, а глубину – 2,3 мкм. Верхним электродом в используемой схеме являлся слой металла толщиной 0,5 мкм, напыляемый методом магнетронного распыления мишени из чистого алюминия. Литография по этому слою формировала металлизацию и контактную площадку. Нижним электродом (подложкой) выступала кремниевая пластина, на которой формировалась вся структура. В качестве подложки использовали кремний марок КЭФ 4,5 Ом/см и КЭМ 0,001...0,002 Ом/см, обладающий электронным типом проводимости. В качестве диэлектрика в структуре выступал слой оксида кремния (SiO₂) толщиной 0,5 мкм, сформированный методом термического окисления кремния.

ЧЭУНТ представлял собой матрицу квадратной формы с размером стороны 2 мм, в которой расстояние между отдельными ячейками составляло 6 мкм.

Формирование матрицы ячеек проводилось путем селективного плазмохимического травления алюминия и оксида кремния с помощью экспериментальной установки «Платран-100» с реактором высокоплотной плазмы. Далее происходило вытрав-

ливание ячеек в кремнии на установке BOSCH-травления, а также осуществлялся растрав слоя SiO₂ на глубину 0,2 мкм методом газофазного травления. При этом обеспечивался контакт между кремнием и массивом УНТ, а также выполнялось углубление массива УНТ внутрь структуры. На заключительном этапе кремниевую пластину разделяли на кристаллы для проведения синтеза массивов УНТ.

Экспериментальным методом была выбрана каталитическая пара Al/Ni, на которой наблюдается наибольший отклик на ИК-излучение. Выбор Al связан с его вжиганием в кремний и формированием гетероперехода УНТ-кремний. Благодаря растворению Al в кремнии и за счет расходования Ni во время роста УНТ, образуется прямой контакт УНТ-кремний. С учетом требований пропуска излучения к месту контакта УНТ-кремний задавались такие параметры синтеза, как высота и плотность массива. Слои каталитических металлов наносились распылением мишеней металлов магнетроном на установке реактивного ионно-плазменного распыления УРМ 3.279.026. Удаление каталитического слоя с поверхности пластин проводилось методами реактивно-ионного травления.

Температура синтеза массива УНТ не превышала 500 °С во избежание повреждения алюминиевой металлизации. В связи с этим для синтеза использовали метод плазмостимулированного химического парофазного осаждения, в котором дополнительное ассистирование плазмой позволило снизить температуру процесса ниже 500 °С при сохранении заданной морфологии синтезируемого массива УНТ. Скорость роста УНТ не превышала 5 мкм/мин, что позволило формировать нанотрубки высотой от 0,3 до 30 мкм с высокой степенью однородности по подложке. Управление плотностью массива осуществлялось посредством влияния электрического поля.

В работе для синтеза массива УНТ была использована установка «Oxford PlasmaLab System 100 (Nanofab 800 Agile)». Использование при синтезе УНТ газов особой чистоты позволило добиться высокой стабильности процессов, а также обеспечило низкую дефектность формируемых многослойных углеродных нанотрубок.

Анализ синтезированной структуры чувствительного элемента с помощью сканирующей электронно-ионной микроскопии «FEI Helios NanoLab 650» показал, что при одних и тех же параметрах синтеза наблюдается более интенсивный рост массива УНТ из горизонтальных стенок ячейки в основном в горизонтальном направлении по сравнению с вертикальным массивом, синтезирующимся строго вверх. Это может быть связано как с трудностью проникновения углеродсодержащих реагентов внутрь ячейки, так и с влиянием электрического поля, способствующего синтезу массивов в горизонтальной проекции.

Предварительные исследования отклика на ИК-излучение показали, что эффект наблюдается не только при вертикальной ориентации трубок, но и при горизонтальной, когда синтез УНТ в основном протекает на боковой поверхности элементов. В этом случае, при меньшей плотности массива УНТ, длина отдельных нанотрубок может достигать больших величин (рис. 1).

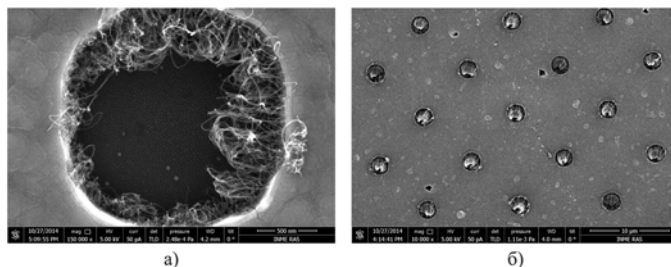


Рис. 1. Изображение сканирующей электронной микроскопии единичной ячейки (а) и участка с ячейками ЧЭУНТ с синтезированными массивами УНТ (б)

Автоматизированная система управления процессами изготовления ЧЭУНТ гарантировала повторяемость процессов и отсутствие привносимых оператором колебаний параметров.

Результаты

В результате были исследованы основные оптические параметры приемников излучения на основе ЧЭУНТ, характеризующие рабочий диапазон длин волн, фоточувствительность и быстродействие. Для этих исследований была собрана установка на оптических и электрических контрольно-измерительных приборах, ее управление осуществлялось программой, разработанной в среде LabVIEW.

Под рабочим диапазоном длин волн понимают интервалы длин волн излучения, при падении которого на ЧЭУНТ появляется фотоЭДС на контактах приемника. Исследование рабочего диапазона длин волн ЧЭУНТ проводилось с использованием спектрометрического комплекса на базе монохроматора МДР-41 («ОКБ-Спектр», Санкт-Петербург). Комплекс содержал два источника света на основе галогеновой лампы (длина волны 370...2500 нм) и абсолютно-черного тела (2000...25000 нм). Формирование входного излучения в корпус монохроматора обеспечивали первый зеркальный конденсор и турель с цветными светофильтрами, а изображение выходного излучения формировалось за счет щели монохроматора и второго конденсора. Мощность выходного излучения монохроматора калибровалась по эталонному термическому измерителю мощности «Ophir 3A-FS». Измерение фотоЭДС или фототока образца осуществлялось прибором, совмещающим источник и измеритель «Keithley SourceMeter 2634B».

В ходе экспериментов была получена зависимость фотоЭДС образца ЧЭУНТ от спектра длины волны падающего на него излучения (рис. 2). Как видно из графика, максимальная фотоЭДС достигалась в видимом и ближнем ИК-диапазоне 500...1500 нм и составляла 110 мВ. Вероятно, это было обусловлено соотношением размера ячеек (в большей степени диаметр, а в меньшей – глубина) с диаметром единичных УНТ из синтезированного массива в образце, которые играли роль электропроводников, связывающих два электрода. В диапазоне от 1500 до 8000 нм значение фотоЭДС уменьшалось до 0,1 мВ.

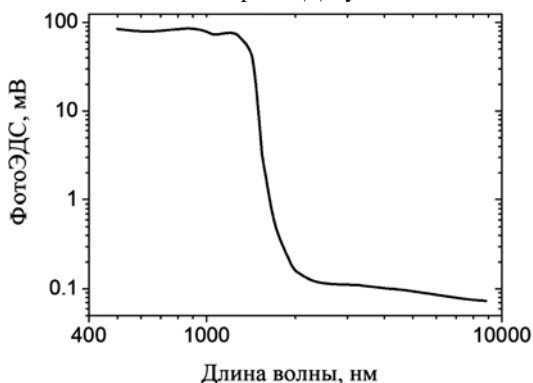


Рис. 2. Зависимость фотоЭДС образца от длины волны излучения, падающего на ЧЭУНТ

Под фоточувствительностью ЧЭУНТ подразумевается отношение силы фототока, протекающего через ЧЭУНТ, к мощности падающего на него излучения. Для исследования фоточувствительности ЧЭУНТ были выбраны три длины волны излучения (500, 800, 1100 нм), наиболее часто используемые в медицине. Изменение мощности излучения на выбранных длинах волн осуществлялось с помощью аттенюатора с набором нейтральных светофильтров, а измерение мощности излучения контролировалось с помощью калиброванного фотоприемника «Ophir 3A-FS». Посредством измерителя «Keithley 2634B» на образцах были измерены зависимости возникающего фототока от мощности излучения для заданной длины волны (рис. 3). Как видно из графика, значение чувствительности для ЧЭУНТ на длине волны 500 нм (кривая 1) доходило до значения 7,1 мА/Вт при мощности излучения 50 мкВт. Для длин волн излучения 800 (кривая 2) и 1100 (кривая 3) нм тот же образец показал чувствительность 7,4 и 12,2 мА/Вт соответственно.

Исследование быстродействия ЧЭУНТ происходило следующим образом. С генератора импульсных сигналов пода-

вался импульс напряжения питания (амплитуда +3 В) на быстродействующий светодиод, ИК-излучение (940 нм) которого в виде импульса с резкими фронтами (<10 нс) попадало на ЧЭУНТ. Далее сопоставлялись осциллограммы единичного импульса генератора и импульса фотоЭДС, зарегистрированного ЧЭУНТ. Быстродействие образца определялось по сумме времени задержки импульса генератора сигналов от ЧЭУНТ и времени нарастания фронта импульса до 0,9 максимальной амплитуды напряжения на образце.

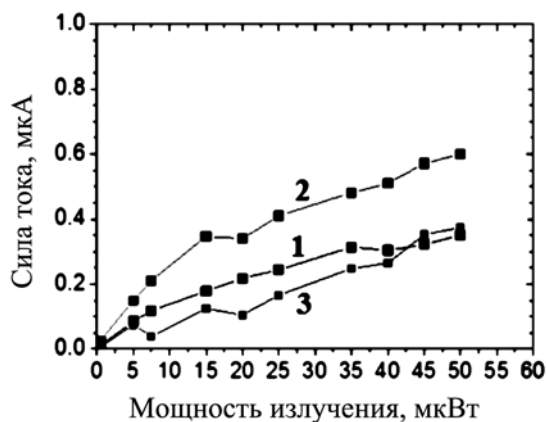


Рис. 3. Зависимость фототока, проходящего через ЧЭУНТ, от мощности падающего на него излучения различных длин волн (500 нм – кривая 1, 800 нм – кривая 2, 1100 нм – кривая 3)

Время задержки сигнала от ЧЭУНТ относительно сигнала генератора, приходящего на быстродействующий светодиод, стремится к минимуму (<100 нс). Таким образом, быстродействие ЧЭУНТ может характеризоваться временем нарастания напряжения. Из полученных измерений было определено характерное быстродействие ЧЭУНТ – порядка 30 мкс. Это время, вероятно, обусловлено большими сопротивлениями и емкостями в контактах, а также несогласованным импедансом входа осциллографа (1 МОм) с образцами. В дальнейшем путем технологической оптимизации эти параметры контактов могут быть улучшены.

Заключение

Разработан новый вид чувствительных элементов для фотоэмиссионных приемников видимого и ИК-излучения. Чувствительный элемент представлял собой двухэлектродную матрицу ячеек с синтезированными в них массивами многостенных УНТ. Ячейки ЧЭУНТ имели диаметр 2 мкм и глубину 2,3 мкм. Верхним электродом в используемой схеме являлся слой чистого алюминия толщиной 0,5 мкм. Нижним электродом выступала кремниевая пластина, обладающая электронным типом проводимости. В качестве диэлектрика в структуре использовался слой оксида кремния (SiO₂) толщиной 0,5 мкм. ЧЭУНТ представлял собой матрицу квадратной формы с размером стороны 2 мм, в которой расстояние между отдельными ячейками составляло 6 мкм.

Были исследованы оптические параметры ЧЭУНТ. Исследование рабочего диапазона длин волн показало, что максимальная фотоЭДС достигалась в видимом и ближнем ИК-диапазоне 500...1500 нм и составляла 110 мВ. В диапазоне от 1500 до 8000 нм значение фотоЭДС снизилось до 0,1 мВ. Такое распределение фотоЭДС по диапазону длин волн, вероятно, обусловлено соотношением размера ячеек (в большей степени диаметр, а в меньшей – глубина) и диаметром синтезированных единичных УНТ из массива в образце, которые играли роль электропроводников, связывающих два электрода.

Были получены зависимости силы тока образца от мощности излучения (фоточувствительность) для длин волн 500, 800 и 1100 нм. Фоточувствительность ЧЭУНТ на длине волны 500 нм доходила до значения 0,33 мА/Вт при мощности излучения 50 мкВт. Для длин волн излучения 800 и 1100 нм тот же образец показал фоточувствительность 0,7 и 0,175 мА/Вт соответ-

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-