

0,4 до 0,8 м меняет протяженность зоны смешивания от 0,5 до 2,2 м. Таким образом, варьируя скорость движения аэрозольного кольца, можно изменять протяженность зоны смешивания и ее положение относительно ингалятора и пациента.

Проведенные в течение трех месяцев дополнительные исследования с таким устройством показали, что первая половина процедуры у пациентов указанной возрастной группы проходит в целом на уровне 0,3, который плавно поднимался во второй половине сеанса, приближаясь к умеренному уровню 0,4 (рис. 1, кривая 5).

Благодаря бесшумному перемещению вихревых колец, ребенок ведет себя в процессе лечения спокойно, не осознавая при этом, что он принимает лечебную процедуру, которую таким способом можно проводить даже для спящего пациента.

Заключение

Разработанная система бесконтактной ингаляционной терапии верхних дыхательных путей позволяет избавиться от трудностей традиционных методов ингаляции, в частности у детей дошкольного возраста, обусловленных в первую очередь их повышенной эмоциональной и двигательной возбудимостью, из-за чего для лечебной процедуры практически не представляется возможным использовать дыхательную маску, соединительную трубку (мундштук) или носовой наконечник (канюлю), которых ребенок боится, начинает капризничать и плакать.

Формирование аэрозольной струи при помощи вихревых колец обеспечивает достаточно протяженную зону для размещения пациента, принимающего лечебную процедуру, что позволяет ему чувствовать себя удобно и комфортно, меняя при необходимости позу, слегка наклоняясь, откидываясь или поворачиваясь. Возможность изменения положения тела в процессе процедуры особенно важна для детей и пожилых людей.

С детьми дошкольного возраста ингаляция при помощи аэрозольных вихревых колец проводится быстро и качественно, для детей школьного возраста указанную процедуру можно проводить обычным компрессорным ингалятором.

Список литературы:

1. Ключников С.О., Зайцева О.В., Османов И.М., Крапивкин А.И., Кешишян Е.С., Блинова О.В., Быстрова О.В. Острые респираторные заболевания у детей. Пособие для врачей // Российский вестник перинатологии и педиатрии. 2008. № 3. С. 1-36.
2. Балькова Л.А., Раздолькина Т.И. Острые респираторные заболевания у детей // Ремедиум Приволжье. 2018. № 3 (163). С. 18-22.
3. Коростовцев Д.С. Небулайзерная терапия в педиатрической практике. Методические рекомендации для врачей. – СПб.: Мед Масс Медиа, 2001. 20 с.
4. Локшина Э.Э., Зайцева О.В., Зайцева С.В. Ингаляционная терапия респираторных заболеваний у детей // Практическая пульмонология. 2012. № 4. С. 41-45.
5. Olenev E., Al-Haidri W., Lebedinskaya E. Application of Aerosol Therapy for Complex Treatment of Upper Respiratory Tracts of the Children / 2019 Ural Symposium on Biomedical Engineering, Radioelectronics and Information Technology (USBEREIT), Yekaterinburg, Russia, 2019. PP. 13-16.

*Евгений Александрович Оленев,
д-р техн. наук, профессор,
Валид Ахмед Аль-Хайдри,
канд. техн. наук, ст. преподаватель,
кафедра «Биомедицинские
и электронные средства и технологии»,
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный
университет им. А.Г. и Н.Г. Столетовых»,
г. Владимир,
e-mail: oleneva@mail.ru*

С.Г. Ворончихин, М.А. Туев

Вихревой инсуффлятор на основе эффекта энергоразделения Ранка-Хилша

Аннотация

Исследована возможность создания прототипа вихревого инсуффлятора на основе устройств, реализующих эффект энергоразделения, – вихревых труб. Проведены практические эксперименты по изучению и сравнению характеристик исследуемых вихревых труб в заданных режимах. В качестве рабочей среды вихревых труб для проведения экспериментов был взят углекислый газ. Обозначена возможность повышения технологической эффективности установки за счет автоматизации процесса выбора и поддержания необходимого температурного режима.

Введение

Все большую популярность в настоящее время получает эндоскопическая хирургия. В работах [1]-[4] представлена история развития и подробно рассмотрены основные характеристики, раскрывающие суть данного вида современной хирургии.

Все эндохирургические операции выполняют в естественной или искусственно создаваемой полости. Достаточно просто дело обстоит с полостями, обладающими естественной жесткостью (грудная полость или полость черепа), сложнее с брюшной или искусственно создаваемой полостями. Для того чтобы приподнять брюшную стенку, или удержать от спадания стенки забрюшинной полости, или при проведении внутрикишечных вмешательств, давно и эффективно применяют газ [5].

Так, например, «золотым стандартом» эндоскопических и диагностических манипуляций на толстой кишке является использование инсуффлятора углекислого газа, способствующего повышению эффективности исследования и снижению болевых ощущений у пациента [6]-[8].

В настоящее время осуществление лапароскопических вмешательств невозможно без применения современного оборудования, в том числе инсуффлятора углекислого газа, являющегося, как правило, неотъемлемым компонентом современного видеохирургического комплекса [9].

Например, первая в России пероральная эндоскопическая миотомия при лечении ахалазии кардии у ребенка была проведена при помощи инсуффлятора. Также неотъемлемым оборудованием инсуффлятор является, например, при эндоскопических резекциях новообразований пищевода [10], [11].

Существенным вкладом в развитие хирургии, в частности малоинвазивной хирургии митрального клапана, стало совершенствование систем перфузии, обязательным компонентом которой является инсуффлятор, предназначенный для профилактики воздушной эмболии [12].

При операциях брюшной полости инсуффлятор помогает измерять и поддерживать необходимое внутрибрюшное давление. Кроме того, в данном случае инсуффлятор углекислого газа должен обладать повышенной мощностью, чтобы удерживать оптимальное интраабдоминальное давление с учетом тяжелой передней брюшной стенки [13], [14].

Инсуффлятор углекислого газа может быть рассчитан на использование баллона с углекислым газом или централизованную подачу газа из общебольничной системы. Важным параметром инсуффлятора является его производительность, т. е. максимально возможная скорость подачи газа в единицу времени. Существуют приборы, способные инсуффлировать 9, 16, 20 и даже 40 л/мин. Высокая скорость подачи газа становится необходимой при длительных и сложных операциях, связанных с частой сменой хирургических инструментов, активным использованием электрокоагуляции, высокой вероятностью интраоперационных кровотечений. В этих случаях возникает необходимость быстрой эвакуации жидкости или иных включений из операционной полости, которая, разумеется, осуществляется вместе с газом, для чего применяется аспиратор. Кроме того, быстрая смена газа в операционной полости приводит к охлаждению организма пациента, поэтому 20- и 40-литровые приборы обязательно должны быть снабжены системой подогрева. Обычно нагревательный элемент устанавливается непосредственно в магистральную трубку, соединяющую инсуффлятор и пациента, а специальный датчик автоматически отслеживает нагрев до заданной температуры [5].

В общем случае инсуффлятор представляет собой электронный прибор с микропроцессорной системой дозирования, управления и подогревом инсуффлируемого газа, как указано, например, в патенте на полезную модель «Инсуффлятор с микропроцессорным управлением» [15].

Для данной категории медицинского оборудования не характерно применение вихревого эффекта Ранка-Хилша. Однако устройство, реализующее данный эффект, – вихревая труба обладает достаточными характеристиками для подогрева и инсуффляции углекислого газа в оперируемую полость, а также для создания вакуума при необходимости эвакуации посторонних включений (избыток газа, жидкость) из оперируемой полости.

Вихревой эффект (эффект Ранка-Хилша) – эффект разделения газа или жидкости на две фракции при закручивании в цилиндрической или конической камере. В данном случае внутри вихревой трубы при прохождении газа образуется интенсивный круговой поток, приосевые слои которого значительно охлаждаются, а в периферийных слоях температура газа увеличивается [16]-[18].

При этом во вращающихся потоках возникает область пониженного давления (вакуум), благодаря чему вихревая труба при полностью открытом выходе горячего газа засасывает воздух в разреженную центральную зону. При таком режиме работы поток из окружающего трубу пространства входит в разреженную центральную зону и, смешиваясь с рабочим потоком, выходит из противоположного конца под повышенным давлением. При этом холодный поток не образуется [19]-[21].

Материалы и методы

В ходе работы был создан прототип медицинского инсуффлятора, работающий на основе вихревого эффекта Ранка-Хилша.

Блок-схема данной установки представлена на *рис. 1*.

Устройство работает следующим образом: из источника сжатого газа 1 через регулировочный пневморедуктор 2 газ под давлением не более 14 атм подается к вихревой трубке Ранка-Хилша 10 через фильтр 3.

Горячий выход вихревой трубки 9 с контрольным манометром, резервуаром выравнивания температуры и темпера-

турным датчиком 8 и фильтром соединены с оперируемой полостью полимерной трубкой, что обеспечивает возможность создания внутри полости необходимого давления при помощи применяемого газа. При необходимости дополнительного подогрева инсуффлируемого газа в работу вводится дополнительная ВТ 5 посредством открытия управляющего клапана 7. ВТ 5 в данном случае работает как обычный энергоразделитель потока газа, что приводит к эффективному нагреванию струи газа, вытекающей через выход 6 и попадающей в резервуар выравнивания температуры инсуффлируемого газа 9, где происходит смешение инсуффлируемых газовых потоков и выравнивание их до необходимой температуры, контролируемой температурным датчиком 8. При этом образующийся холодный поток газа с выхода 4 дополнительной ВТ 5 отводится за пределы помещения операционной посредством термоизолированного пневмошланга. Холодный выход 11 вихревой трубки 10 может быть использован в данном случае для отсасывания избыточного давления и, возможно, посторонних биологических включений из полости.

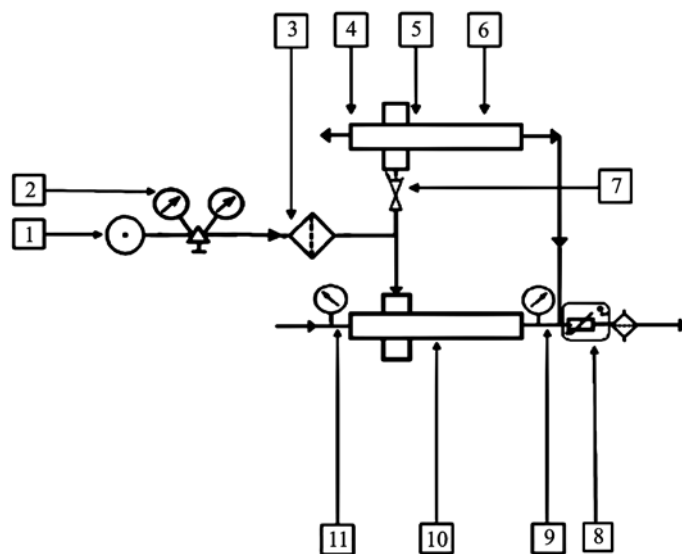


Рис. 1. Схема установки: 1 – источник газа высокого давления; 2 – газовый редуктор с манометрами; 3 – фильтр; 4 – «холодный» выход дополнительной вихревой трубки (ВТ); 5 – дополнительная вихревая ВТ; 6 – «горячий» выход дополнительной ВТ; 7 – клапан управления дополнительной ВТ; 8 – термодатчик; 9 – «горячий» выход основной ВТ с манометром и резервуаром выравнивания температуры; 10 – основная ВТ; 11 – «холодный» выход вихревой трубки с вакууметром

В ходе эксперимента были проведены измерения величины создаваемого вакуума и сняты характеристики температурного разделения вихревых трубок «Vortex 106-2-Н» (ВТ1) и «Vortex BP 3204» (ВТ2) [22]. Величина вакуума измерялась при помощи вакуумметра медицинского аспиратора «Armed 7A-23D». Температура потоков воздуха измерялась лабораторным мультиметром M890G с термопарой и базовой погрешностью измерений на уровне $\pm 0,75\%$ [23]. Термопара была прикреплена к штангенциркулю, обеспечивающему точность измерений до 0,1 мм и закрепленному в лабораторном штативе. Введение термопары осуществлялось в поток холодного и горячего воздуха вдоль вектора направления скорости движения потока. Измерения проводились в лабораторных условиях при комнатной температуре и нормальном атмосферном давлении. В качестве источника углекислоты был взят промышленный углекислотный баллон с исходным давлением 70 атм. Следует отметить, что температура углекислого потока на входе в вихревую трубу после прохождения гибкого пневмошланга длиной 6 м становилась равной температуре окружающей среды ($+22\text{ }^{\circ}\text{C}$).

На *рис. 2* представлено сравнение температур горячих потоков исследуемых вихревых труб.

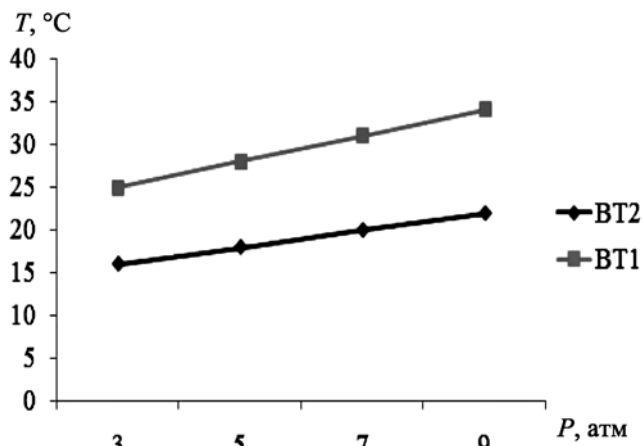


Рис. 2. Сравнение температур горячих потоков исследуемых вихревых труб

На рис. 3 представлено сравнение температур горячих потоков исследуемых вихревых труб в режиме вакуумирования.

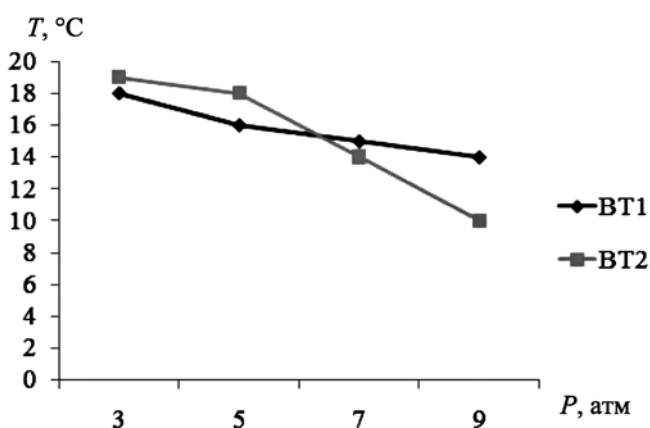


Рис. 3. Сравнение горячих потоков исследуемых вихревых труб в режиме вакуумирования

На рис. 4 представлено сравнение величин создаваемого вакуума исследуемых вихревых труб.

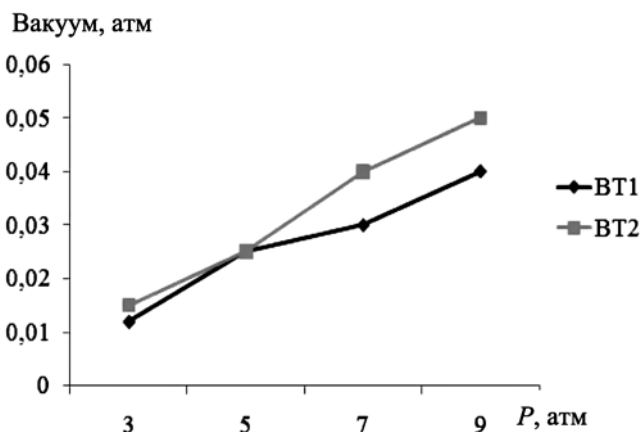


Рис. 4. Сравнение величин создаваемого вакуума исследуемых вихревых труб

Проведя анализ полученных экспериментальных данных, можно сказать, что сравниваемые вихревые трубки различаются по генерируемым температурам и величине создаваемого вакуума. Это различие обусловлено конструктивной разницей исследуемых моделей вихревых труб, заключающейся в различных конструкциях крестовины потока на горячем выходе, а также размерами и формой завихряющихся каналов улитки. Кроме того, прослеживается четкая зависимость наблюда-

емых параметров от величины рабочего давления. Следовательно, изменяя рабочее давление на входе в вихревую трубу, при текущих регулировках крестовины потока на горячем выходе и пары завихряющая улитка-диафрагма можно значительно корректировать ее рабочие характеристики, что позволяет подстраивать выходные параметры вихревой трубы под параметры проводимой медицинской процедуры. Устройства вихревого энергоразделения отличаются простотой конструкции, невысокой стоимостью, большим ресурсом, высокой надежностью, устойчивостью выбранных настроек эксплуатационного режима и практически мгновенным выходом на заданные рабочие параметры, что в совокупности позволяет применять вихревые трубы с экономической выгодой [24].

Заключение

В ходе исследований был создан прототип установки вихревого инсуффлятора на основе вихревого эффекта Ранка-Хилша и получен патент [25]. В настоящий момент ведется доработка прототипа с точки зрения автоматизации процессов выбора и поддержания необходимой температуры инсуффлируемого газа, скорости подачи газа и величины создаваемого вакуума на микропроцессорной основе.

Список литературы:

1. Панцырев Ю.М. Оперативная эндоскопия желудочно-кишечного тракта / Под ред. Ю.М. Панцырева, Ю.И. Галлинера. – М.: Медицина, 1984. 192 с.
2. Белодурина А.Д. Эндоскопическая хирургия – этапы становления, проблемы и пути развития // Вестник Совета молодых ученых и специалистов Челябинской области. 2016. № 4 (15). Т. 3. С. 121-124.
3. Акилов Ф.А., Мухтаров Ш.Т., Аюбов Б.А., Бахадирханов М.М., Назаров Ж.О. Наш опыт внедрения ретроперитонеоскопических операций в урологическую практику // Вестник экстренной медицины. 2012. № 3. С. 21-27.
4. Айламазян Э.К., Оловянный В.Е., Глянецев С.П. К истокам применения лапароскопии в гинекологии (очерк истории) // Из истории медицины. 2007. Т. LVI. Вып. 4. С. 87-93.
5. <http://www.avitcom.ru/content/insufflyatsiya> (дата обращения: 2018.10.11).
6. Черных Д.А., Дуванский В.А. Эндоскопическая резекция латерально-распространяющихся опухолей толстой кишки // Экспериментальная и клиническая гастроэнтерология. 2019. Вып. 164. № 4. С. 100-104.
7. Кашин С.В., Завьялов Д.В., Нехайкова Н.В., Сорогин С.А., Белова А.Н. Актуальные вопросы повышения качества колоноскопии, выполняемой с целью скрининга полипов и колоректального рака // Клиническая эндоскопия. 2016. № 1 (47). С. 3-17.
8. Жолдыбай Ж.Ж., Ахметова Г.С., Аманкулов Ж.М. Компьютерная томография в диагностике новообразований толстой кишки // Вестник КазНМУ. 2015. № 4. С. 130-132.
9. Комаров И.Г., Степаненкова С.С., Комаров М.И. Видеолaparоскопические операции в диагностике лимфом // Клиническая онкогематология. 2014. № 7 (4). С. 540-550.
10. Королев М.П., Федотов Л.Е., Оглоблин А.Л., Копяков А.Л., Мамедов Ш.Д., Федотов Б.Л., Баранов Д.Г. Первая в России пероральная эндоскопическая миотомия при лечении ахалазии кардии у ребенка // Педиатр. 2017. Т. 8. Вып. 2. С. 94-98.
11. Смирнов А.А., Бураков А.Н., Блинов Е.В., Саадулаева М.М., Семенихин К.Д., Прудников А.В., Дворецкий С.Ю., Кирильцева М.М., Багненко С.Ф. Опыт эндоскопической резекции доброкачественных новообразований пищевода // Вестник хирургии. 2018. Т. 177. № 6. С. 40-44.
12. Скопин И.И., Нарсия Б.Е., Вавилов А.В., Латышев М.С. Малоинвазивная хирургия митрального клапана // Грудная и сердечно-сосудистая хирургия. 2017. № 59 (4). С. 238-245.

13. Панафидина В.А., Шлык И.В. Целенаправленная поддержка гемодинамики при лапароскопических вмешательствах у пациентов с колоректальным раком // Анастезиологическая и реаниматологическая помощь взрослым. 2020. Вып. 17. № 1. С. 29-36.
14. Фишман М.Б. Модифицированный метод операции лапароскопического желудочного шунтирования // Вестник хирургии. 2017. Т. 176. № 2. С. 100-106.
15. Лисенко А.В., Андреевцев А.Н. Инсуффлятор с микропроцессорным управлением / Патент РФ на полезную модель № 176788. Оpubл. 29.01.2018 г.
16. Меркулов А.П. Вихревой эффект и его применение в технике. – М.: Машиностроение, 1969. 183 с.
17. Меркулов А.П. Гипотеза взаимодействия вихрей // Известия вузов. Энергетика. 1964. № 3. С. 74-82.
18. Keyes J.J. Jr. An Experimental Study of Gas Dynamics in High Velocity Vortex Flow / Report at Stanford University Conference. 1960.
19. Мартынов А.В., Бродянский В.М. Что такое вихревая труба? – М.: Энергия, 1976. 152 с.
20. Абрамович Г.Н. Прикладная газовая динамика. – М.: Наука, 1969. 824 с.
21. Дубинский М.Г. О вращающихся потоках газа // Известия АН СССР ОТН. 1954. № 8. С. 75.
22. Руководство пользователя электронное / <http://airflow-expert.ru/pdf/exair%202017/VortexTubes.pdf> (дата обращения: 2019.05.31).
23. https://www.etalonpribor.ru/catalog/multimetri/product/m890g_multimetr/ (дата обращения: 2019.05.31).
24. Бирюк В.В. Вихревой эффект. Технические приложения. Т. 2 / Под ред. В.В. Бирюка, Ш.А. Пиралишвили, С.В. Веретенникова, А.И. Гурьянова. – М.: Научтехлитиздат, 2014. 492 с.
25. Ворончихин С.Г., Туев М.А. Вихревой инсуффлятор / Патент РФ на изобретение № 2695626. Опубликовано 24.07.2019 г.

*Сергей Геннадьевич Ворончихин,
канд. техн. наук, доцент, зав. кафедрой,
кафедра физики и методики обучения физике,
ФГБОУ ВО «Вятский государственный университет»,
Михаил Алексеевич Туев,
медицинский физик,
КОГКБУЗ КОКБ «Центр онкологии
и медицинской радиологии»,
аспирант,
кафедра инженерной физики,
ФГБОУ ВО «Вятский государственный университет»,
г. Киров,
e-mail: nolinsk94@yandex.ru*

А.А. Гришин, Е.В. Боброва, В.В. Решетникова, Т.Р. Мошонкина, Ю.П. Герасименко

Система детектирования фаз шагательного цикла и стимуляции спинного мозга как инструмент управления локомоцией человека

Аннотация

Разработана измерительная система регистрации угловых движений в суставах ног для детекции фаз шагового цикла (фазы опоры и переноса), позволяющая определять моменты отрыва и постановки стопы на опорную поверхность при помощи датчиков, предназначенных для регистрации линейного ускорения и угловой скорости. Описан алгоритм запуска стимуляции спинного мозга в определенную фазу шагательного цикла, адресованной флексорным и экстензорным моторным пулам нижней конечности. Предложен способ запуска пространственно-временной спинальной стимуляции для «паретичной» конечности от «интактной» контралатеральной конечности, имитирующий условия стимуляции для пациентов с нарушением мозгового кровообращения. Предполагается, что данная система может использоваться в лечебных, лечебно-профилактических и научно-исследовательских медицинских учреждениях или в домашних условиях для регуляции и восстановления двигательных функций человека.

Введение

Для восстановления локомоции в случае спинальной травмы или инсульта широко используется нейромышечная электрическая стимуляция, причем хорошие результаты дает функциональная электростимуляция (ФЭС), осуществляющаяся в моменты, когда соответствующие мышцы должны активироваться (см., например, [1], [2]). Кроме того, в последние годы эффективно используются эпидуральная электрическая стимуляция спинного мозга (ЭССМ) [3] и неинвазивная чрескожная стимуляция спинного мозга (ЧССМ) [4], направленная на активацию нейронных локомоторных сетей, контролирующих ритмические движения нижних конечностей. Использование ЧССМ в соответствующие фазы шагового цикла открывает новые возможности управления локомоторной функцией и реабилитации двигательных нарушений [4], [5]. В связи с вышеизложенным актуальны разработки систем online детекции фаз шагового цикла для адресной стимуляции определенных моторных пулов.

В литературе описан ряд методов регистрации фаз ходьбы. Наиболее часто используются силовые платформы, контактные переключатели, датчики давления, видеорегистрация, светоотражающие маркеры, акселерометры и гироскопы. Показано, что при помощи акселерометров и гироскопов можно измерять кинематические параметры ходьбы, оценивать пространственно-временные характеристики [6], [7], суставные углы [8], [9], траектории движения частей конечностей [10].

Акселерометры – устройства, измеряющие векторную сумму линейного ускорения и ускорения свободного падения (силы тяжести), закрепленные на теле, в частности на туловище [11], [12], могут быть использованы для определения момента контакта стопы с опорной поверхностью, но для определения момента отрыва стопы от поверхности их сигнал ненадежен. Гироскопы – устройства, измеряющие угловую скорость, используются как детекторы фаз шагового цикла при анализе ходьбы здоровых людей и при использовании систем электрической стимуляции. Сопоставление результатов измерений, сделанных при помощи гироскопа, закрепленного на голени для опреде-