

А.В. Царёва, А.Ю. Курочкин, В.В. Алексеев  
**ИНФОРМАЦИОННО-ИЗМЕРИТЕЛЬНАЯ СИСТЕМА  
ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ КИНЕМАТИКИ ДВИЖЕНИЙ ЧЕЛОВЕКА  
И БЕСПРОВОДНАЯ ПЕРЕДАЧА ДАННЫХ**

*ФГАОУ ВО «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», Санкт-Петербург, Россия*

*В настоящее время в медицинской реабилитации не существует мобильных средств измерений, необходимых для контроля восстановления пациента в послеоперационный период. Существующие видеосистемы контроля кинематики движений имеют высокую стоимость и габариты, вследствие чего приобретение такой системы лечебными учреждениями затруднительно. В статье описывается информационно-измерительная система для оценки техники ходьбы человека, состоящей из закрепленных на теле измерительных модулей и вычислительного устройства с соответствующим программным обеспечением для обработки полученной с датчиков информации. В ходе работы над созданием данной системы разработаны правила выбора частоты передачи для измерительных каналов, необходимых при идентификации фаз шага с использованием микромеханических датчиков. Приведены спектральные характеристики акселерометрического датчика по каждой оси ориентации соответственно. Рассмотрены варианты реализации сервера при обмене информацией по протоколу TCP IP. Разработано программное обеспечение сервера распределенной информационно-измерительной системы. Приведены экспериментальные данные передачи информации для каждого варианта обмена информацией по протоколу TCP IP. Описано решение для получения требуемой частоты передачи. В данной системе предусматривается возможность использования в домашних условиях, что поможет врачу, методисту и самому пациенту контролировать процесс реабилитации как во время пребывания в стационаре, так и после выписки.*

**Ключевые слова:** биомеханика, медицинская реабилитация, кинематический портрет человека, техника ходьбы, передача измерительной информации.

### **Введение**

Для полноценной оценки техники ходьбы с позиций биомеханики необходимо учитывать совокупность ряда различных пространственно-временных характеристик, что особенно затруднительно выполнить не в лабораторных условиях, а в условиях стационара.

Одной из технических проблем является то, что для получения достоверных результатов, характеризующих движения человека и его конечностей, необходимы средства измерений, не нарушающие структуры двигательных действий, осуществляемых в естественных условиях [1].

С целью исследования кинематики движений разработана схема

расположения измерительных модулей для беспроводной распределенной измерительной системы.

На Рисунке 1 представлено расположение датчиков разрабатываемой беспроводной измерительной системы.

Микроконтроллеры с  
беспроводной передачей  
данных и датчики линейных  
и угловых перемещений в  
едином исполнении

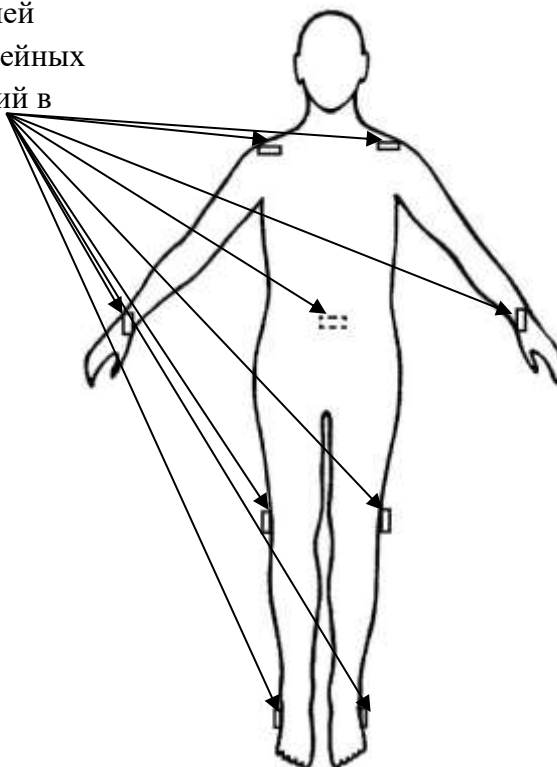


Рисунок 1 – распределенная измерительная система для исследования кинематики движений

Распределение измерительных каналов таким образом (Рисунок 1) необходимо для контроля параметров ходьбы, а именно: правильность выполнения шагов (подъем ноги, постановка пятки, фаза переноса), контроль координационной способности (скрестное движение при ходьбе ног и рук), общий контроль скорости движения пациента, удерживание равновесия, контроль положения плеч относительно таза [2].

### **Материалы и методы**

Распределенная измерительная система включает в себя микроконтроллеры, модули с радиоканалом и микромеханические датчики линейных и угловых перемещений. Передача результатов измерений в вычислительное устройство осуществляется с помощью модуля, содержащего радиоканал с беспроводной технологией передачи данных WiFi. Данные передаются на ПК. Оси датчиков ориентированы следующим образом:

- ось Y датчика направлена горизонтально, параллельно направлению движения (сагиттальной оси тела человека),
- ось X датчика направлена вертикально,
- ось Z направлена горизонтально, параллельно фронтальной оси, характеризует боковые отклонения.

## Результаты

### 1. *Определение частоты дискретизации*

Структура системы предполагает применение 9 узлов информационно-измерительной системы, согласно характеристикам, используемого микроконтроллера, в сети могут находиться одновременно до 10 сетевых клиентов, что отвечает требованиям распределенной измерительной системы.

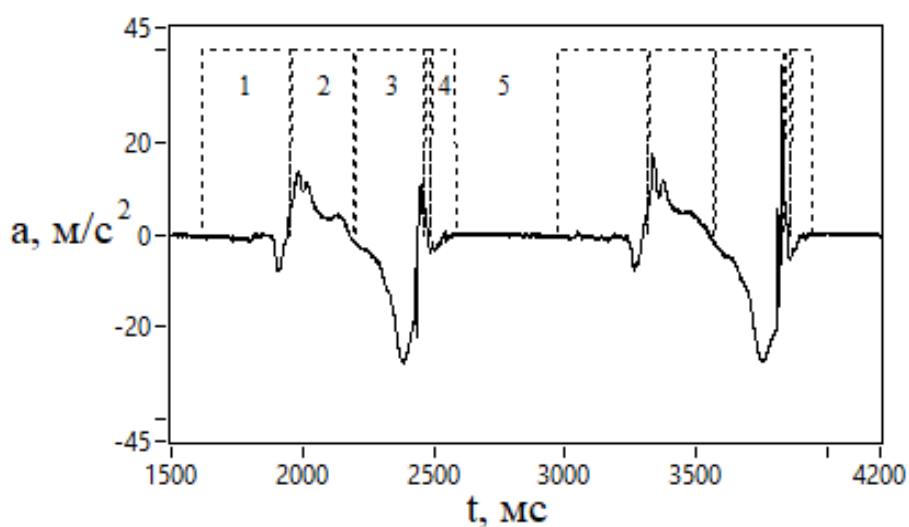
Частота дискретизации используемых датчиков линейных и угловых перемещений в соответствии со спецификацией для акселерометра составляет 1 кГц, а для гироскопа – 8 кГц, при этом экспериментально установлено, что данное значение является избыточным для сигналов, характеризующих кинематику движений человека, в том числе при наличии отклонений в работе опорно-двигательного аппарата.

Следовательно, необходимо обосновать требования для частоты дискретизации измерительных каналов.

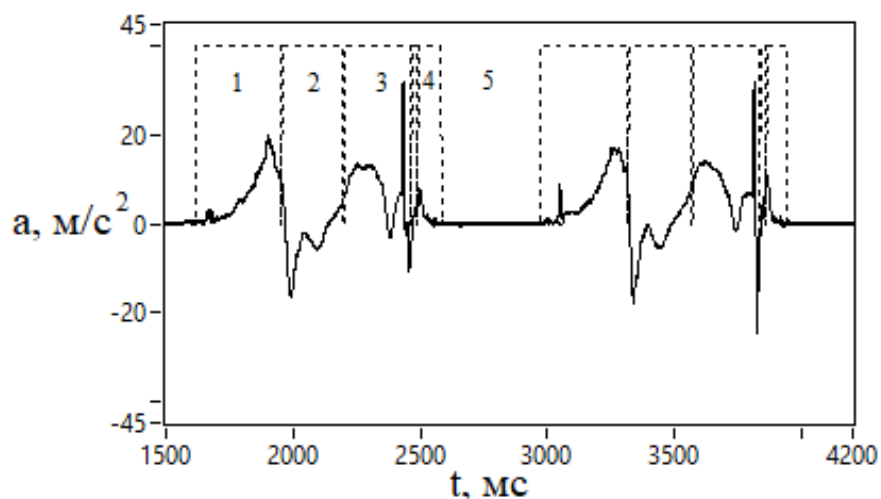
Ключевыми информативными составляющими кинематики движения нижних конечностей являются фазы шага. На Рисунке 2 представлены фазы шага, выделенные с помощью «Программы для идентификации фаз шага» [3], где  $a$  – значения линейного ускорения, м/с<sup>2</sup>;  $t$  – время, мс.

Структура информационно-измерительной системы, включающей в себя более двух измерительных клиентов, каждый из которых имеет по 6 измерительных каналов: три оси гироскопа, три оси акселерометра, накладывает ограничения по передаче информации. Под измерительным клиентом понимается модуль распределенной измерительной системы, содержащий датчик и микроконтроллер с беспроводным сетевым интерфейсом. Для расчета частоты передачи необходимо определить информативную частоту по каждой оси акселерометра. Так как наиболее сложное движение при ходьбе осуществляется нижними конечностями (измерительные модули закреплены на стопах параллельно профильной плоскости), то целесообразно определить максимальную частоту дискретизации для измерительных модулей этих информативных точек распределенной мобильной информационно-измерительной системы, где информативными характеристиками являются фазы шага.

Амплитуда шумовой составляющей сигналов осей акселерометра оценена в стационарном состоянии и составляет 0.01 В.



а)



б)

Рисунок 2 – фазы шага: а) график линейных ускорений по оси Y, б) график линейных ускорений по оси X

На Рисунках 3, 4, 5 представлены спектры сигналов по осям X, Y, Z, где горизонтальной линией обозначен предел амплитуды шумовой составляющей.

По спектральным характеристикам можно сделать вывод, что информативные составляющие спектра не превышают 30 Гц по каждой оси датчика линейных перемещений (максимальная информативная частота наблюдается по оси X). Поскольку используемые датчики представляют собой измерительные каналы с цифровым выходом, то сигнал уже дискретизирован, и, таким образом, имеет конечный спектр.

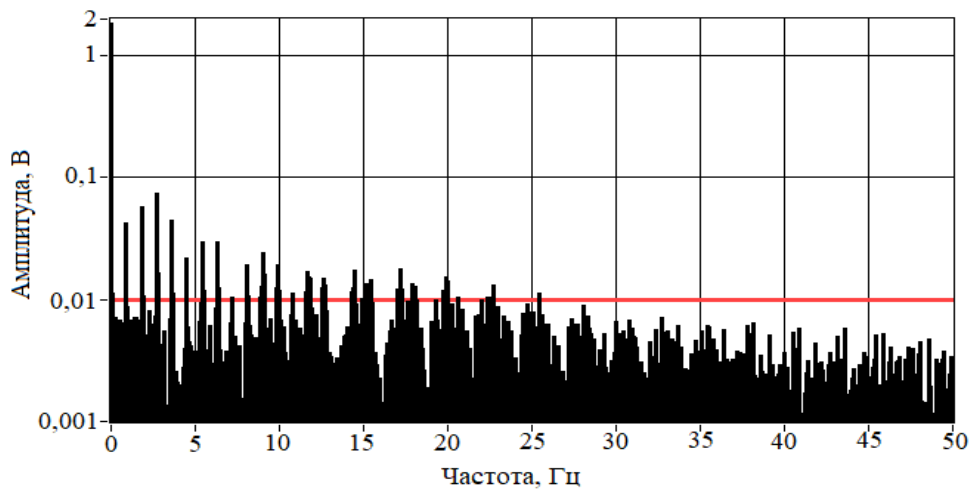


Рисунок 3 – спектр сигнала по оси X акселерометра

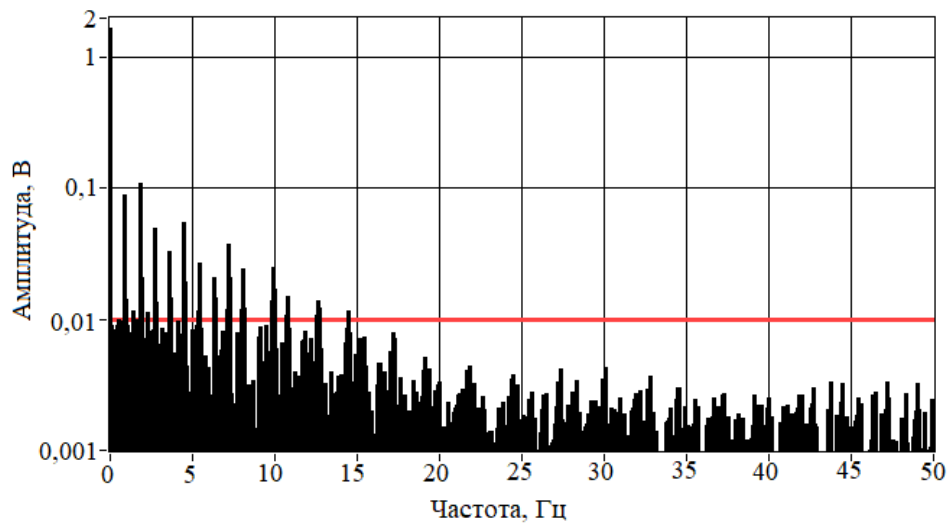


Рисунок 4 - спектр сигнала по оси Y акселерометра

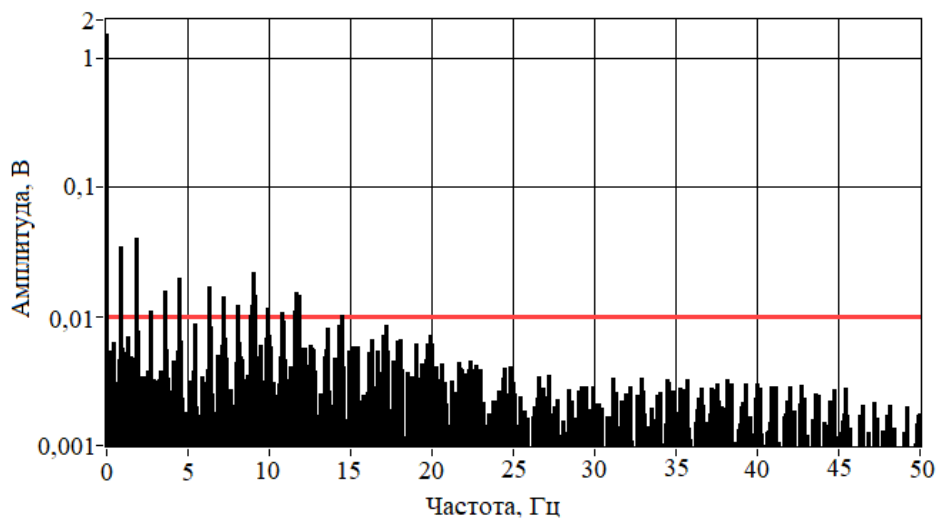


Рисунок 5 - спектр сигнала по оси Z акселерометра

Поиск максимальной частоты, на которой присутствует полезный сигнал  $F_{max}$  может быть сведен к следующему выражению (1):

$$F_{max} = \max[F_i, U_x \geq h], \quad (1)$$

где  $F_i$  - частота, на которой присутствует полезный сигнал;  $U_x$  – амплитуда сигнала по оси X;  $h$  – пороговое значение амплитуды, выше которой находится полезный сигнал.

Для однозначного восстановления непрерывного сигнала по его отсчетам необходимо, чтобы выполнялось условие – частота дискретизации должна быть больше удвоенной максимальной частоты измеряемого полезного сигнала в спектре сигнала в 5 раз [4,5].

Тогда расчет частоты дискретизации принимает следующий вид (выражение 1):

$$F_d = 2 \times F_{max} \times 5 \quad (1)$$

где  $F_{max}$  – максимальная информативная частота спектра сигнала (в рассматриваемых экспериментах определяющая частоту фазы постановки стопы),  $F_d$  – частота дискретизации.

Таким образом, частота передачи должна составлять 300 Гц для идентификации фаз шага.

## 2. Передача информации по беспроводному каналу связи

Передача информации осуществляется по протоколу TCP IP. С целью определения наиболее быстрого по передаче варианта организации клиент-сервер проведены следующие эксперименты.

2.1 С реализацией сервера на одном из микроконтроллеров, и организацией передачи данных на ПК (Рисунок 5).

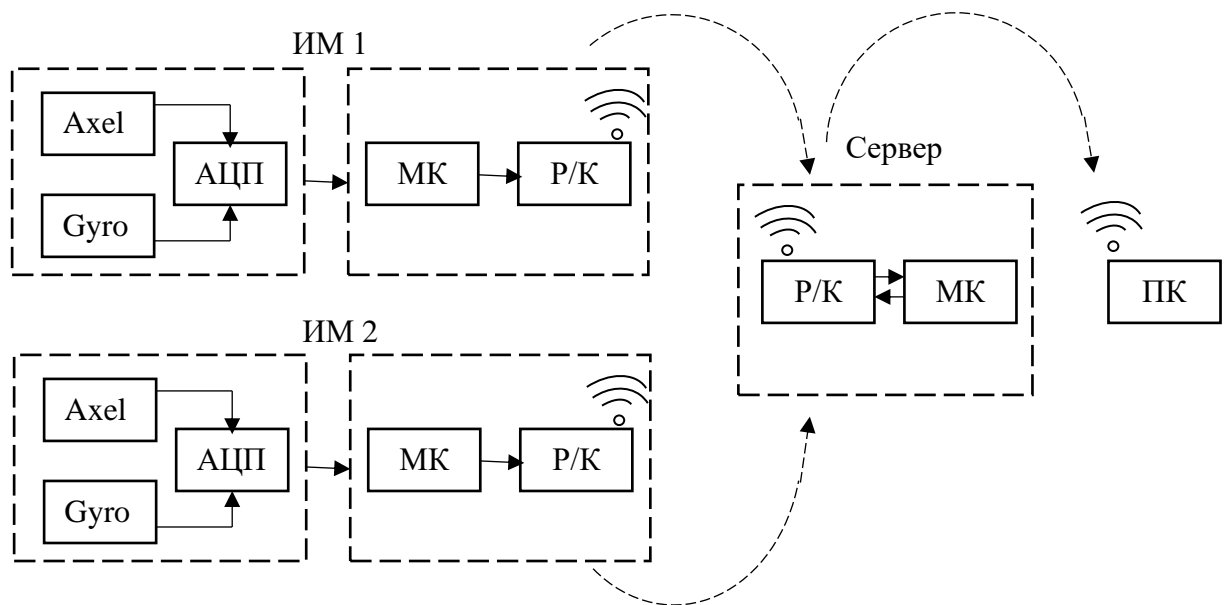
Реализация варианта передачи информации через микроконтроллер-сервер на ПК-клиент дала следующие результаты при передаче одного пакета.

Таблица 1 – время передачи данных от трех клиентов (у каждого клиента по 3 измерительных канала)

Клиент А	Клиент В
Время передачи пакета, ms	Время передачи пакета, ms
1125	1188

Как видно из Таблицы 1, передача одного пакета на ПК осуществляется за 1 секунду, так как переключение между клиентами и сервером осуществляется за 0.5 секунды для каждого соединения. В нашем случае происходит два переключения клиентов для передачи информации на ПК. Время передачи  $t_{transf}$  складывается из следующих составляющих (выражение 3):

$$t_{transf} = t_{уст1} + t_{закр1} + t_{уст2} + t_{закр2} + t_{дл} + t_{пак} \quad (3)$$



ИМ 1 и ИМ 2 – измерительные модули с цифровым выходом, программируемой частотой дискретизации и возможностью передачи данных по WiFi; Axel, Gyro, АЦП – акселерометр, гироскоп, аналогово-цифровой преобразователь в едином исполнении; МК – микроконтроллер и P/K – радиоканал; ПК – вычислительное устройство (персональный компьютер, обеспечивающий хранение и обработку результатов измерений).

Рисунок 5 – структура системы обмена информацией по протоколу TCP IP с реализацией сервера на микроконтроллере

При этом  $t_{уст1} + t_{закры1}$  – время установления соединения и время закрытия соединения соответствуют времени 500 мс для первого клиента,  $t_{уст2} + t_{закры2}$  – время установления соединения и время закрытия соединения соответствуют времени 500 мс для второго клиента, а  $t_{дл} + t_{нак}$  – время передачи длины пакета и время передачи пакета соответствуют 125 мс (для первого клиента).

Для решения задачи передачи информации в распределенной измерительной системе, где предполагается использование 9 микроконтроллеров, как отдельных измерительных каналов, одна секунда является неприемлемым результатом, так как, например, при контроле параметров шага (отрыв ноги, постановка пятки, фаза переноса) шаг в среднем осуществляется за одну секунду.

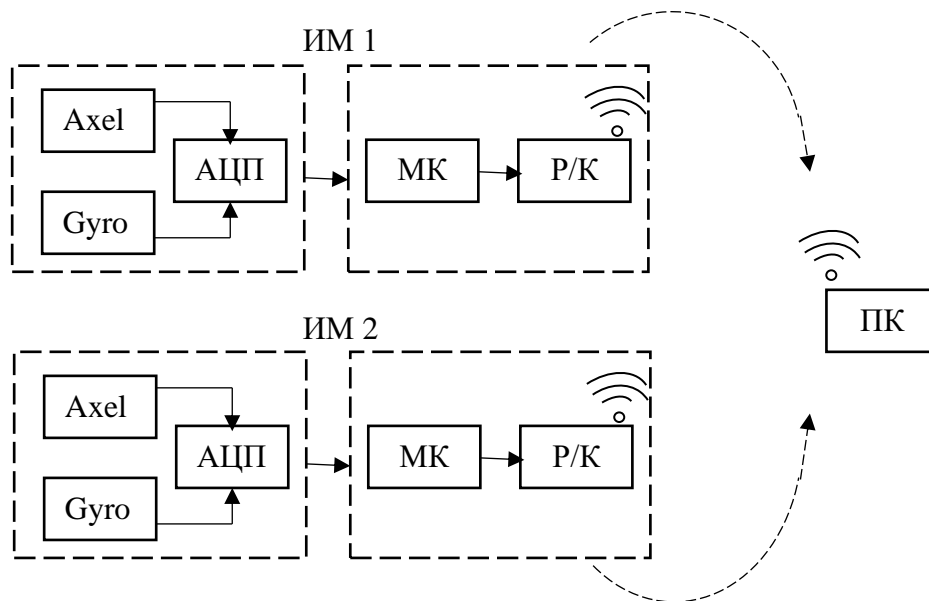
## 2.2 С реализацией сервера на ПК (Рисунок 6).

Проведен эксперимент со структурой системы обмена информацией с созданием двух клиентов и сервера, в роли которого выступал ПК.

Реализованная программа, загружаемая в микроконтроллер передающего модуля, производит отправку TCP пакетов на сервер (ПК), для чего подключается к той же Wi-Fi сети, что и ПК, после чего производит

отправку TCP пакета, содержащего измерительную информацию, на IP-адрес сервера.

Серверная часть на ПК реализована с помощью среды графического программирования. На Рисунке 7 представлена блок-схема работы программы.



ИМ 1 и ИМ 2 – измерительные модули с цифровым выходом, программируемой частотой дискретизации и возможностью передачи данных по WiFi; Axel, Gyro, АЦП – акселерометр, гироскоп, аналогово-цифровой преобразователь в едином исполнении; МК – микроконтроллер и Р/К – радиоканал; ПК – вычислительное устройство (персональный компьютер, обеспечивающий хранение и обработку результатов измерений).

Рисунок 6 – структура системы обмена информацией по протоколу TCP IP с реализацией сервера на ПК

Реализованная программа для сервера ожидает подключения по портам TCP. Далее происходит чтение информации, при этом полученные данные могут быть разделены и преобразованы в числовой формат (double). По окончании соединения TCP связь закрывается.

Время передачи от клиента на сервер TCP пакета с заголовками составляет 648 бит экспериментально составляет 0,003 с, при этом объем измерительной информации (данных) – 168 бит, таким образом скорость передачи данных узла клиент-сервер составляет 324000 бит/с, что подтверждает заявленную скорость характеристики радиоканала, которая находится в диапазоне 110-460800 бит/с. Передача данных по интерфейсу I2C от датчика на микроконтроллер происходит при частоте 400 кГц. В процессе считывания измеренных значений акселерометра и гироскопа необходимо передать 15 байт (без учета показаний температуры), при использовании последовательного чтения и передачи одного байта требуется 9 тактов (8 бит – значение, один бит – сигнал подтверждения).



Таким образом, самая высокая частота передачи данных для чтения всех значений теоретически составляет 2,96 кГц.

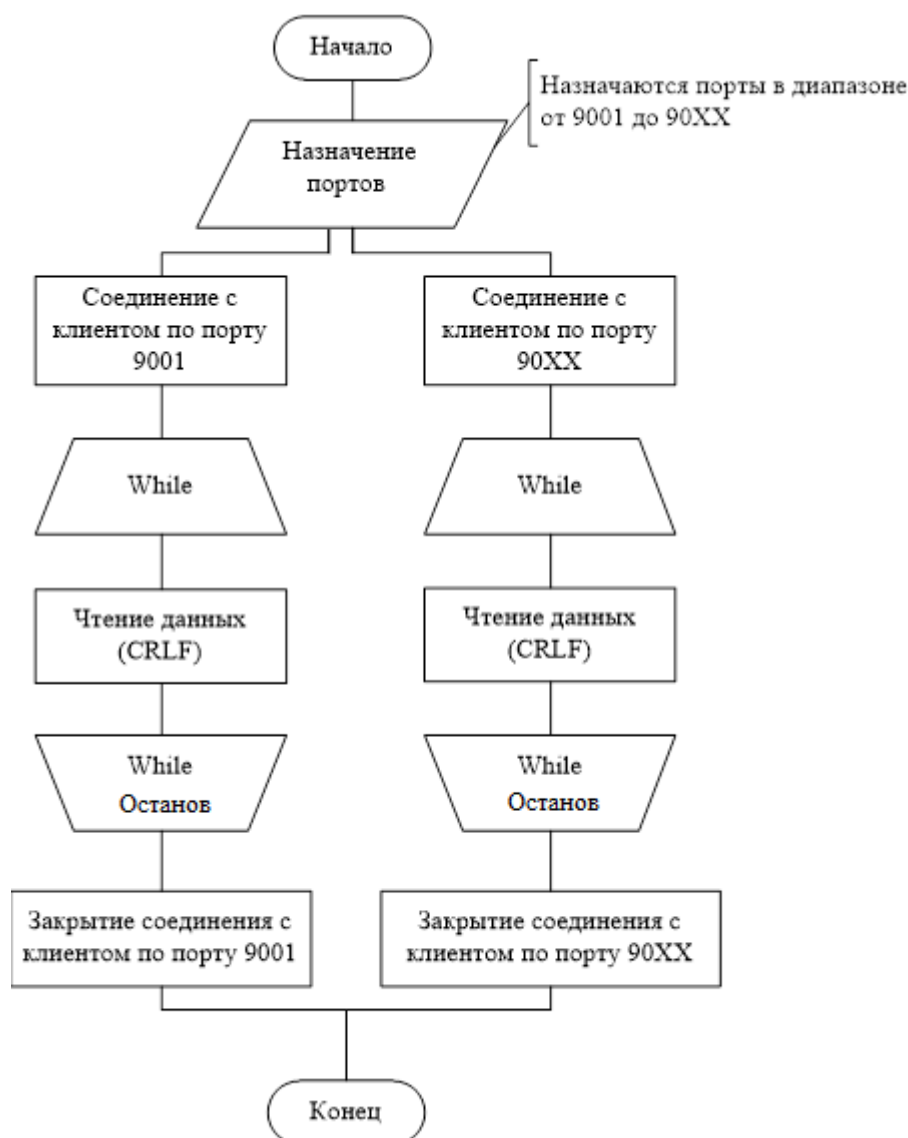


Рисунок 7 – блок-схема алгоритма передачи данных на сервер (ПК)

Полученная в ходе экспериментов частота дискретизации для двух клиентов составила 333 Гц, что удовлетворяет выдвинутым требованиям по частоте дискретизации измерительных каналов для исследования кинематики движений нижних конечностей.

### Обсуждение

В работе выбрано структурное решение, обеспечивающее частоту передачи в соответствии требованиями, определяемыми частотой изменения измеряемых параметров. Создан виртуальный инструмент для варианта реализации сервера на ПК.

Следует отметить, что необходимости в частоте дискретизации 333 Гц для каждого датчика в информационно-измерительной системе из 10 клиентов нет, так как наибольшая частота в спектре сигнала в процессе ходьбы наблюдается при кинематике нижних конечностей. В таких точках расположения датчиков, как кисти, плечи, крестец, кинематический портрет движения проще, чем в нижних конечностях, что подтверждено экспериментально: так, например, для контроля кинематики предплечья достаточно 4 Гц. Соответственно, отличие в частоте дискретизации и число датчиков обуславливает необходимость разработки расписания опроса измерительных каналов [6].

В 2017-2018 гг. был проведен ряд исследований на базе РНХИ им. проф. А.Л. Поленова с участием 35 пациентов в возрасте от 30 до 70 лет с различными патологиями центрально нервной системы (ЦНС) и опорно-двигательного аппарата (параплегия, гемипарез, тетрапарез). Проводилась обработка данных линейных ускорений: идентификация фаз шага, расчет длительностей фаз, оценка математического ожидания длительностей фаз, оценка среднеквадратического отклонения длительностей фаз.

### **Заключение**

Обоснована возможность получения результатов сигналов линейных ускорений и угловых скоростей с частотой, необходимой для восстановления кинематического портрета.

Спроектированная распределенная информационно-измерительная система предназначена, главным образом, для использования врачами лечебной физкультуры и непосредственно пациентами на амбулаторном лечении. В данной системе предусматривается возможность использования системы в домашних условиях, что поможет врачу, методисту и самому пациенту контролировать процесс реабилитации как во время пребывания в стационаре, так и после выписки, так как полученные данные могут быть отправлены на сервер в базу данных больницы.

### **ЛИТЕРАТУРА**

1. Alekseev V., Korolev P., Olar V., Tsareva A. Systems Design for Movement Kinematics Research. Efficiency Criteria // 2017 IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference (2017EIConRus) SPb, LETI 1 – 3 February 2017. DOI: 10.1109/EIConRus.2017.7910541
2. Алексеев В.В., Королев П.Г., Иванова Н.Е. Применение микромеханических датчиков для контроля параметров кинематического портрета человека. Приборы 2017; 7: С.6–15.

3. Программа для ЭВМ «Программа для идентификации фаз шага» №2018617996.
4. Карташев В. Г. Основы теории дискретных сигналов и цифровых фильтров: Учеб. пособие для вузов. — М.: Высш. школа, 1982. — 109 с.
5. Зиатдинов С. И. Восстановление сигнала по его выборкам на основе теоремы отсчетов Котельникова / ИЗВ. ВУЗОВ. ПРИБОРОСТРОЕНИЕ. 2010. Т. 53, № 5, С.44-47.
6. Романцова Н.В., Царёва А.В. Составление расписания работы измерительной системы методом направленного поиска. / Известия СПбГЭТУ «ЛЭТИ» – 2013, №10, с. 65 – 68.

A.V. Tsareva, A.Y. Kurochkin, V.V.Alekseev  
**INFORMATION-MEASUREMENT SYSTEM FOR RESEARCH OF  
KINEMATICS OF MOVEMENTS OF THE LOWER LIMBS OF THE  
PERSON AND WIRELESS DATA TRANSFER**

*St. Petersburg State Electrotechnical University “LETI”,  
St. Petersburg, Russia*

*Currently, in medical rehabilitation there are no mobile measuring instruments with software and algorithmic software necessary to control the recovery of the patient in the postoperative period. The existing video systems of motion kinematics control have a high cost and dimensions, so that the acquisition of such a system by medical institutions is difficult. The article describes the information-measuring system for assessing the technique of human walking, consisting of sensors attached to the body and a program on a personal computer that processes the values obtained from the sensors. In the course of work on the creation of this system, rules for selecting the transmission frequency for the measuring channels required for the identification of the step phases using micromechanical sensors have been developed. The spectral characteristics of the accelerometer sensor for each axis of orientation, respectively, are given. The variants of the server implementation when exchanging information via TCP IP Protocol are considered. The software of the server of the distributed information-measuring system is developed. Experimental data of information transfer for each variant of information exchange on the TCP IP Protocol are given. The solution for obtaining the required transmission frequency is described. This system provides for the possibility of use at home, which will help the doctor, the methodist and the patient to monitor the rehabilitation process both during hospital stay and after discharge.*

**Keywords:** biomechanics, medical rehabilitation, kinematic portrait of a person, walking technique, transfer of measuring information.

### REFERENCES

1. Alekseev V., Korolev P., Olar V., Tsareva A. Systems Design for Movement Kinematics Research. Efficiency Criteria // 2017 IEEE NW Russia Young Researchers in Electrical and Electronic Engineering Conference (2017EIConRus) SPb, LETI 1 – 3 February 2017. DOI: 10.1109/EIConRus.2017.7910541.

2. Alekseev V.V., Korolev P.G., Ivanova N.E. The use of micromechanical sensors to control the parameters of the kinematic portrait of a person. Instruments 2017; 7: C.6-15.
3. Computer program "Program for identification of step phases" №2018617996.
4. Kartashev V. G. Fundamentals of the theory of discrete signals and digital filters: Studies. the manual for high schools. — M.: Higher. school, 1982. 109 p.
5. Ziatdinov S. I. Restoration of the signal from its samples on the basis of the Kotelnikov / Izv. HIGHER EDUCATIONAL INSTITUTION. INSTRUMENT MAKING. 2010. Vol. 53, № 5, P. 44-47.
6. Romantsova N.V., Tsaryova A.V. Scheduling of the measuring system using the method of directional search. / Proceedings of the St. Petersburg Electrotechnical University "LETI" - 2013, №10, p. 65 - 68.