

ЭРГОНОМИЧНОЕ УСТРОЙСТВО ИЗМЕРЕНИЯ ФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПАРАМЕТРОВ ЧЕЛОВЕКА¹

Тавитов А.Г.

Научные руководители: к.т.н., Кузнецов В.Е.; Юдин А.В.

НИТУ МИСиС, Учебно-производственный центр "ARTCAD", Москва, Россия.

ERGONOMIC DEVICE TO MEASURE PHYSIOLOGICAL PARAMETERS OF A HUMAN

Tavitov Azamat

Supervisor: PhD., Vladimir Kuznetsov; Anton Yudin.

NUST MISiS, Training and production center "ARTCAD", Moscow, Russia.

Аннотация

В статье рассмотрена работа по созданию рабочего прототипа ботинка и браслетов для проведения биоимпедансного анализа, электрокардиографии, измерения температуры и подсчета количества шагов с помощью акселерометра. Устройство разработано на основе микроконтроллера ATmega168. Для вывода информации используется смартфон, данные на который поступают через Bluetooth.

Annotation

The article describes the creation of working prototype shoes and bracelets for bioimpedance analysis, ECG, temperature measurement and counting the number of steps with the help of the accelerometer. The device is based on the ATmega168 microcontroller. To display the information is used smartphone, which receives data via Bluetooth.

Введение

Оценка физического состояния и риска развития заболеваний у человека является важнейшей задачей в контексте сохранения здорового организма. Современные цифровые технологии вкупе с такими методами, как биоимпедансный анализ (БИА) состава тела человека и электрокардиография позволяют производить оценку рисков заболевания в "фоновом режиме". Интеграция системы оценки состава тела человека на основе биоимпедансного анализа в обувь позволит отслеживать состояние пользователя в реальном времени и заблаговременно предупреждать о возможных рисках для здоровья.

Целью работы является разработка устройства способного отслеживать состояние здоровья пользователя в реальном времени и производить оценку рисков развития различных болезней или патологий.

Основной задачей является разработка рабочего прототипа устройства, состоящего из корпуса, батареи питания, набора датчиков, системы связи и электроники управления. Корпус изготавливается с использованием аддитивных технологий (3Д-печати). Электроника управления анализирует данные, собранные с датчиков, и выводит информацию о текущем состоянии пользователя на экран смартфона.

Анализ состояния тела человека

Биоимпедансный анализ состава тела основан на различиях электропроводности тканей организма ввиду разного содержания в них жидкости и электролитов. Эта

¹ работа выполнена при поддержке лаборатории цифрового производства ФабЛаб при НИТУ МИСиС, центра технологической поддержки образования Департамента образования г.Москвы.

процедура включает в себя пропускание очень малого тока через тело - 800 мА при 50 кГц, который невозможно почувствовать. Активное сопротивление жировой ткани примерно в 10-15 раз выше, чем у большинства других тканей, составляющих безжировую массу тела.

Электрический импеданс Z биологических тканей имеет две компоненты – активное R и реактивное сопротивление X_c , которые связаны соотношением

$$Z^2 = R^2 + X_c^2$$

Субстратом активного сопротивления являются биологические жидкости, обладающие ионным механизмом проводимости. Субстратом реактивного сопротивления являются клеточные мембраны. Для оценки общей воды организма, безжировой и скелетно-мышечной массы (ОВО, БМТ, СММ) используются значения активного сопротивления на частоте 50 кГц, а внеклеточной жидкости (ВКЖ) – на частоте 5 кГц. По величине реактивной составляющей импеданса рассчитываются значения основного обмена и активной клеточной массы. [1]

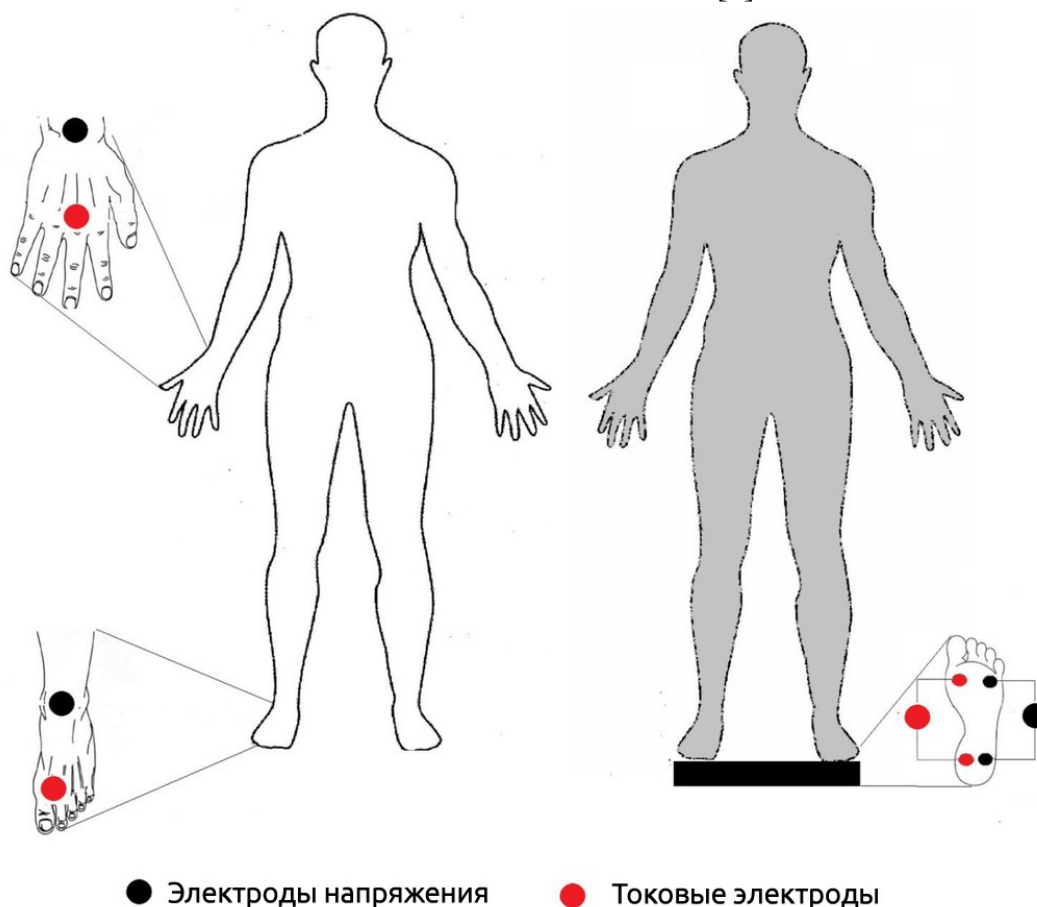


Рисунок 1 - Схема расположения электродов на руках и ногах при БИА

Электрокардиография

В клетках и тканях человека возникают электрические напряжения, которые получили название биоэлектрических потенциалов. Сердце человека можно рассматривать как диполь. Диполь-сердце находится внутри электропроводящей среды. Создаваемое электрическое поле можно зарегистрировать на некотором расстоянии от сердца, в точках поверхности тела человека, присоединяя к ним электроды. Электроды на руках (браслеты) и ногах (встроенные в обувь) можно использовать для диагностики состояния сердечной деятельности (электрокардиография). [2]

Принципиальное устройство ботинка

Вся электроника устройства встроена в подошву ботинка. Аккумуляторы расположены в зоне пятки; вентилятор в центральной части; в передней части подошва имеет необходимое для свободного прохождения воздуха пространство (см. рис.2).

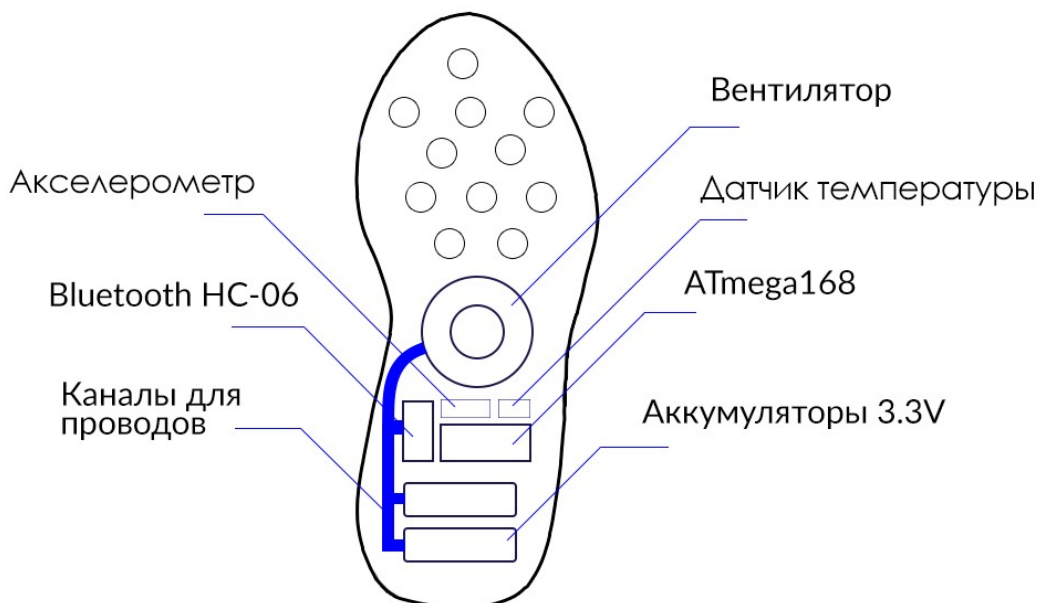


Рисунок 2 - Схема расположения основных элементов устройства

Электронная составляющая

Электронная часть комплекса состоит из микроконтроллера ATmega168 и подключенной к нему периферии: Bluetooth-модуля для связи с управляющим устройством (смартфон), системы вентиляции, аккумуляторов, акселерометра, датчика температуры. Вентилятор подключен к микроконтроллеру через МОП-транзистор. При получении сигнала питание подается на вентилятор.

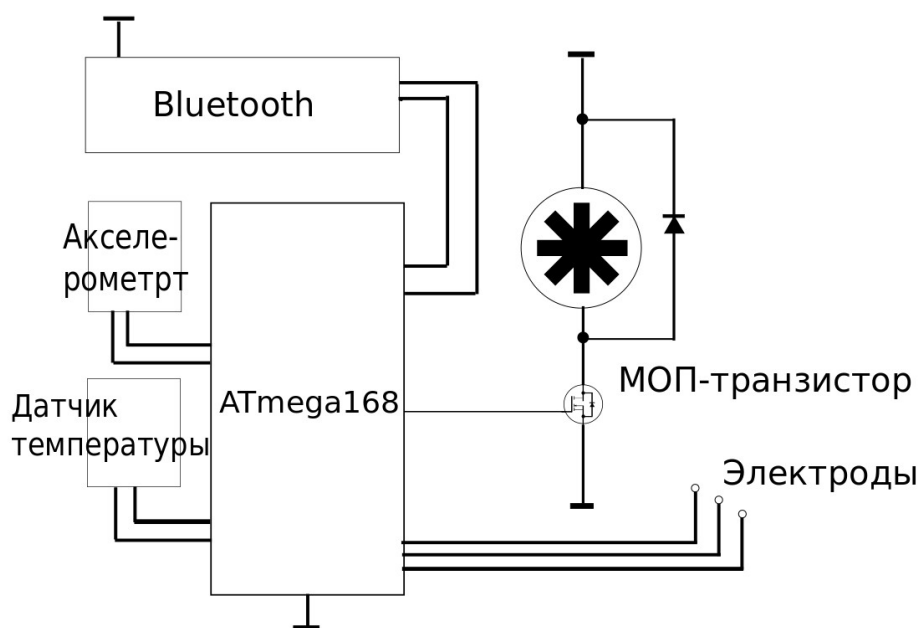


Рисунок 3 - Электрическая схема устройства

Машина состояний

Устройство может находиться в следующих состояниях: активное, неактивное, ожидание, неисправности, низкого уровня заряда и выключенном.

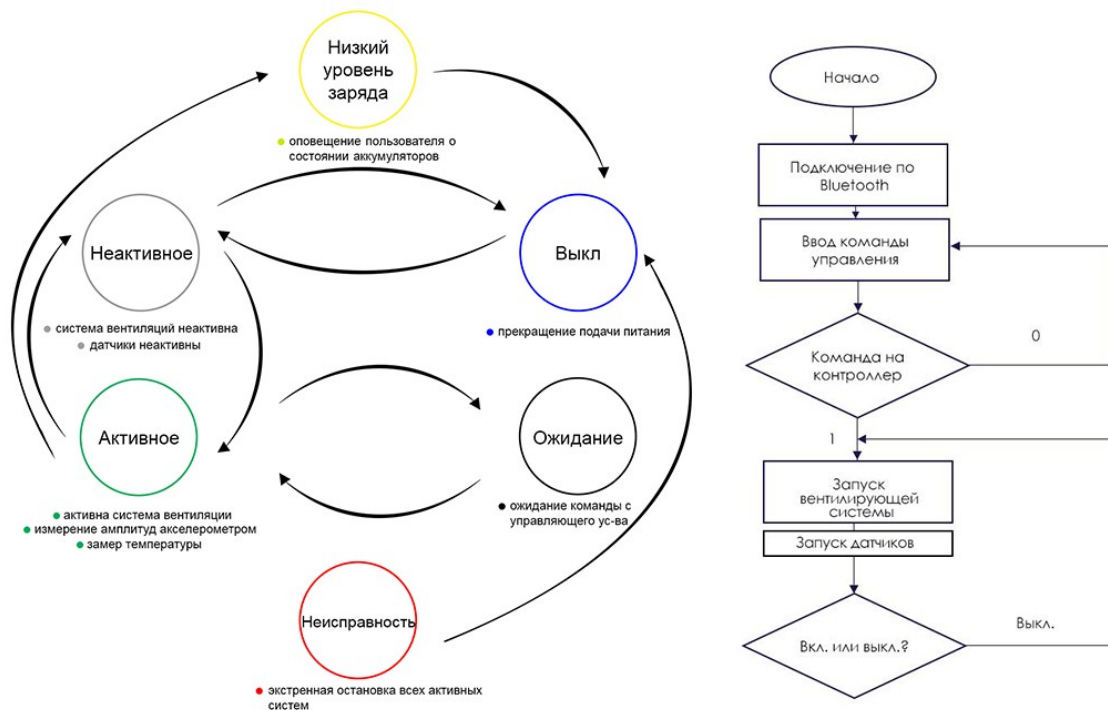


Рисунок 4 - Машина состояний устройства и упрощенный алгоритм работы

Браслеты

Для регистрации электрического поля используются браслеты с электродами на руках пользователя. В браслеты встроены источник питания и Bluetooth-модуль для передачи данных на микроконтроллер, расположенный в подошве ботинка.

Трехмерное моделирование и выбор материалов

В ходе работы были исследованы свойства различных полимерных материалов для изготовления основных компонентов устройства с использованием 3D-печати. Исходя из полученных результатов основным был выбран материал на основе поливинилхлорида (FLEX), так как он обладает необходимой эластичностью. Трехмерная модель устройства создана при помощи программного обеспечения Rhinoceros 3D (www.rhino3d.com).

На первом этапе были созданы две замкнутые кривые, соединенные вертикальными ребрами. После этого, с помощью инструмента Sweep 2 Rails кривые были преобразованы в поверхность.

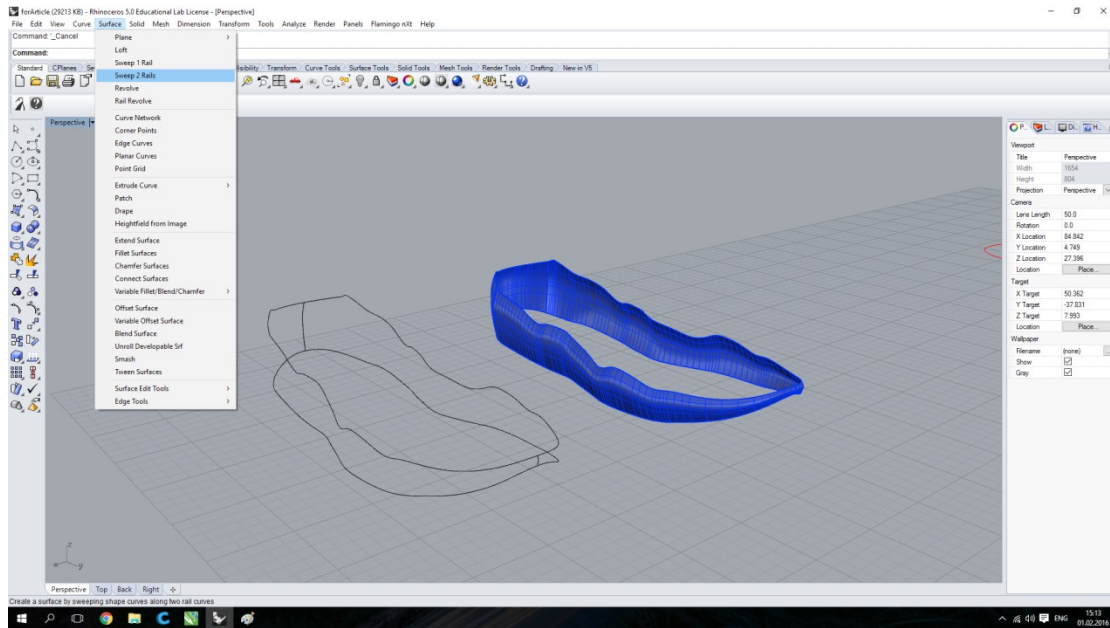


Рисунок 5 – Первый этап моделирования

На втором этапе была создана подошва ботинка с помощью замкнутых кривых и инструмента Surface from Hatch была создана поверхность, а затем преобразована в сплошной объект (solid) с помощью инструмента Extrude Surface.

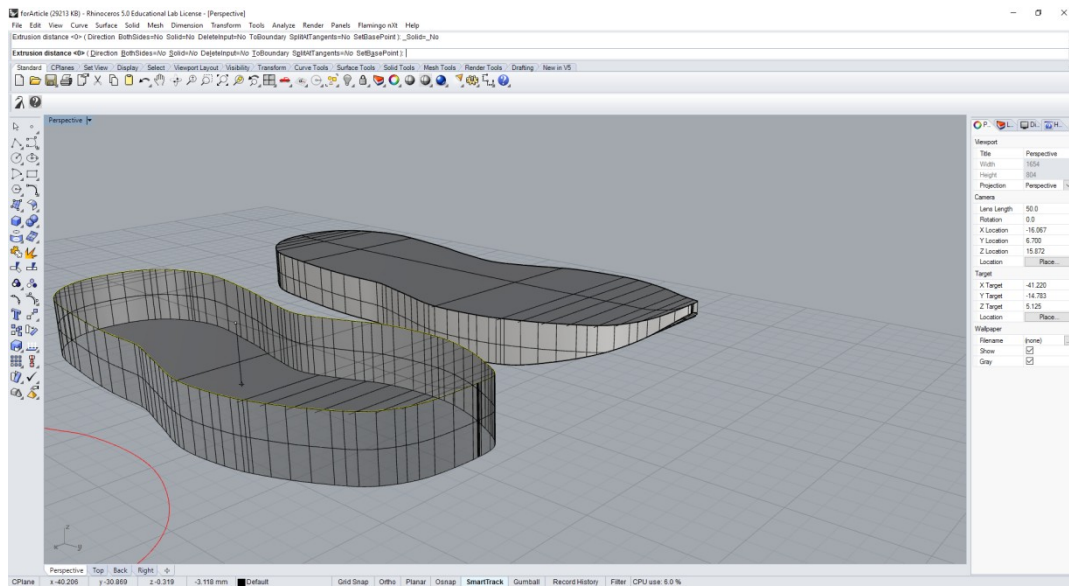


Рисунок 6 - Второй этап моделирования

На третьем этапе из созданной подошвы были произведены вырезы для установки электронных компонентов устройства с помощью инструмента Boolean.

На четвертом этапе была создана верхняя часть ботинка, представляющая собой поверхность, образованную сетью кривых (инструмент Surface from network of curves).

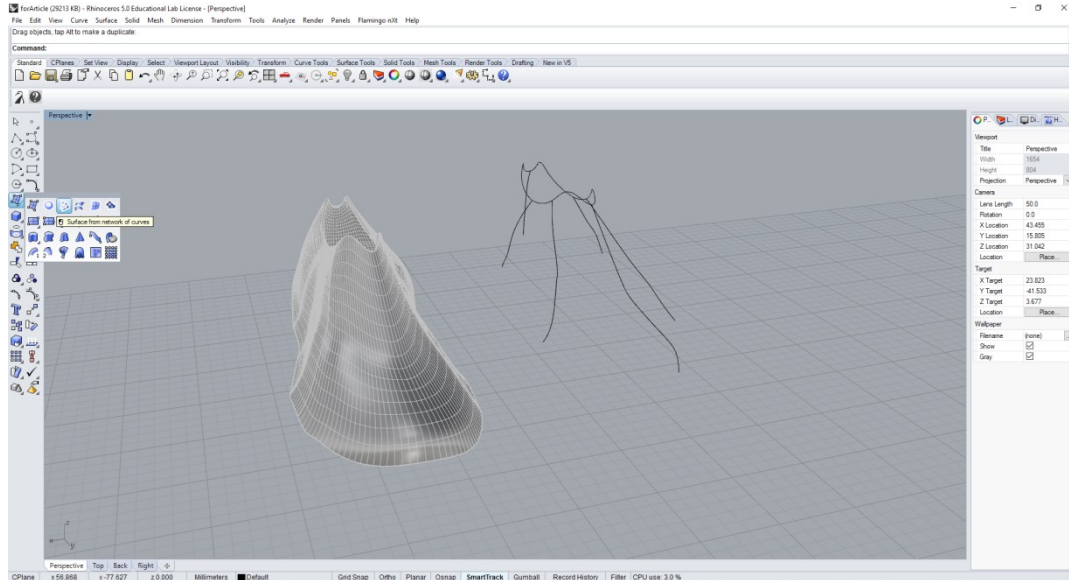


Рис.7 — четвертый этап моделирования

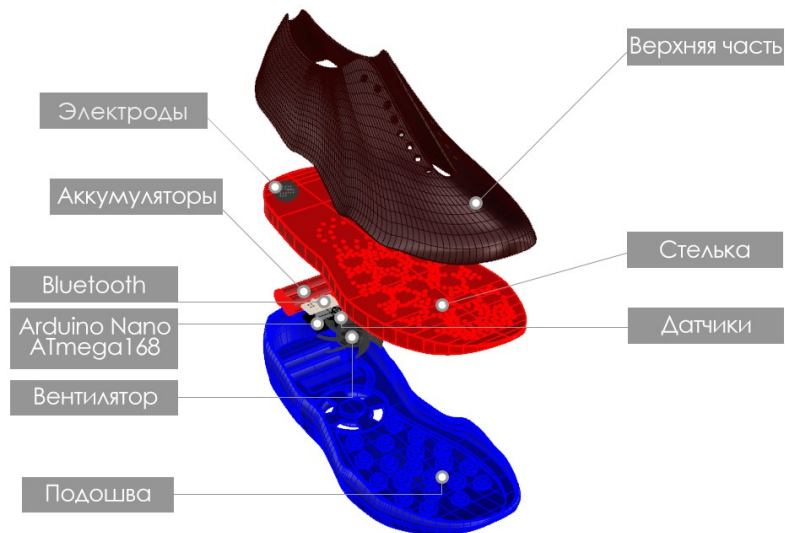


Рисунок 7 - Компоненты устройства



Рисунок 8 - 3D-модель готового устройства

Заключение

Использование различных методов совместно с применением аддитивных технологий имеет перспективы в области оценки рисков развития различных заболеваний. Преимуществом использования таких методов в одежде и обуви является полная автономность сбора необходимой информации для предупреждения об опасных патологиях.

В ходе исследования были выявлены новые задачи, связанные с замером сопротивления при помощи электродов на руках и ногах пользователя. В будущем планируется расширение функционала устройства за счет использования мембранных сенсоров для определения распределения давления на подошву во время ходьбы, что поможет предсказывать различные патологии.

Литература

1. Николаев Д.В., Смирнов А.В., Руднев С.Г. Биоимпедансный анализ состава тела человека — М: Наука, 2009. — 390 с.
2. Ремизов А.Н. Курс физики, электроники и кибернетики для медицинских институтов — М: Высшая школа, 1982. — 606 с.
3. Ченг Р. Inside Rhinoceros 5 — М: Delmar Cengage Learning, 2014. — 656 с.
4. Блум Д. Изучаем Arduino. Инструменты и методы технического волшебства — Спб.: БХВ-Петербург, 2015. — 336 с.
5. Карвинен Т. Делаем сенсоры. Проекты сенсорных устройств на базе Arduino и Raspberry Pi— М: Вильямс, 2015. — 448 с.
6. Власов А.И., Конькова А.Ф. МЕДИКО-ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ЭКСПЕРТНЫЕ СИСТЕМЫ ДЛЯ ОЦЕНКИ АДЕКВАТНОСТИ АДАПТИВНОЙ РЕАКЦИИ ОРГАНИЗМА НА ВОЗДЕЙСТВИЕ ЭКСТРЕМАЛЬНЫХ ФАКТОРОВ // Конверсия. 1995. № 9-10. С. 18-21.
7. Юлдашев М.Н., Зотьева Д.Е. КОНСТРУКТОРСКОЕ РЕШЕНИЕ ДЛЯ БЫСТРОГО ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОННЫХ УСТРОЙСТВ // Сборник научных трудов. 15-ая молодежная научно-техническая конференция " Наукоемкие технологии и интеллектуальные системы 2013".–М.: изд-во МГТУ им.Н.Э.Баумана, 24-25апреля 2013г.–с.295-300.
8. Ваганов А.Л. ПРОТОТИПИРОВАНИЕ МЕХАТРОННОГО УСТРОЙСТВА В УСЛОВИЯХ СОВРЕМЕННОГО ЦИФРОВОГО ПРОИЗВОДСТВА // Сборник научных трудов. 16-ая молодежная научно-техническая конференция "Наукоемкие технологии и интеллектуальные системы 2014".–М.: Изд-во МГТУ им.Н.Э.Баумана, 23-24 апреля 2014 г. – с.126-134.
9. Арабов Д. И., Власов А. И., Гриднев В.Н., Григорьев П. В. КОНЦЕПЦИЯ ЦИФРОВОГО ИНСТРУМЕНТАЛЬНОГО ПРОИЗВОДСТВА (FAB LAB) ДЛЯ ПРОТОТИПИРОВАНИЯ ИЗДЕЛИЙ ЭЛЕКТРОННОЙ ТЕХНИКИ // Международный научно-исследовательский журнал. 2016. №5.
10. Арабов Д.И., Вирясова А.Ю. , Гриднев В.Н. КОМПЛЕКСНОЕ МАКЕТИРОВАНИЕ УЗЛОВ ВЫЧИСЛИТЕЛЬНОЙ ТЕХНИКИ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ИНФРАСТРУКТУРЫЦИФРОВОГО ПРОИЗВОДСТВА (FAB-LAB) В УСЛОВИЯХ СКВОЗНОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ КАЧЕСТВА // Труды международного симпозиума Надежность и качество. 2016. Т. 1.
11. Курносенко А.Е., Соловьев В.А., Арабов Д.И. ПРОГРАММНЫЕ МОДУЛИ ДЛЯ ОРГАНИЗАЦИИ СОВМЕСТНОГО ПРОЕКТИРОВАНИЯ ЭЛЕКТРОННОЙ И МЕХАНИЧЕСКОЙ СОСТАВЛЯЮЩИХ ИЗДЕЛИЯ В САПР SOLID EDGE/NX // Информационные технологии в проектировании и производстве. 2014. No 3 (155). С. 85-89.