

На правах рукописи



Винокуров Лев Николаевич

**РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ  
ДАТЧИКОВОЙ АППАРАТУРЫ  
ДЛЯ СИСТЕМЫ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО  
МОНИТОРИРОВАНИЯ  
АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ**

Специальность 05.13.05 – Элементы и устройства  
вычислительной техники  
и систем управления

**Автореферат**  
диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Ульяновск – 2012

Работа выполнена на кафедре «Измерительно-вычислительные комплексы»  
Ульяновского государственного технического университета (УлГТУ)

Научный руководитель – кандидат технических наук, доцент  
Тихоненков Владимир Андреевич

Официальные оппоненты – доктор технических наук, профессор  
Абрамов Геннадий Николаевич

кандидат технических наук, доцент  
Новиков Сергей Геннадьевич

Ведущая организация – Пензенский «Научно-исследовательский институт  
физических измерений» НИИФИ

Защита диссертации состоится 14 марта 2012 г. в 15 часов 00 минут на за-  
седании диссертационного совета Д 212.277.01 при Ульяновском государствен-  
ном техническом университете по адресу:  
432027, г. Ульяновск, ул. Северный Венец, 32 (ауд. 211, Главный корпус).

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Ульяновского госу-  
дарственного технического университета.

Автореферат разослан \_\_\_\_ февраля 2012 г.

Ученый секретарь диссертационного совета  
доктор технических наук, профессор



В.И. Смирнов

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность темы.** Артериальная гипертония (АГ) остается одной из самых актуальных медицинских проблем в мире. Это связано не только с большой распространенностью заболевания (около 40% взрослого населения страдает АГ), но и с высокой сердечно-сосудистой заболеваемостью (ССЗ) и смертностью, вызванной АГ.

Основным методом диагностирования АГ остается традиционное измерение артериального давления (АД) по методу Короткова, т.е. разовые замеры АД, что не дает объективной картины по уровню АД в течение суток. Наиболее предпочтительным методом для диагностирования АГ в настоящее время является суточное мониторирование АД (СМАД) с помощью суточного монитора АД. Этот метод позволяет осуществлять контроль АД в амбулаторных условиях без помещения человека в стационар, в условиях, близких к естественным. Кроме того, СМАД позволяет прогнозировать течение сердечно-сосудистых заболеваний (ССЗ) и применить адекватную терапию, тем самым снизить риск развития сердечно-сосудистых осложнений.

Разработкой приборов для СМАД занимаются фирмы: Ульяновское конструкторское бюро приборостроения, Медиком, Компания Нео, ДМС Передовые Технологии, Инкарт, VpLab (Россия); Spacelabs Healthcare (США); Omron, AND, Nissei (Япония); Schiller (Швейцария); Meditech (Венгрия), и др.

При этом от точности измерения АД напрямую зависит адекватность поставленного диагноза и назначенного лечения. В связи с тем, что традиционные методы измерения АД рассчитаны на покой пациента в процессе измерения, то при несоблюдении этого условия появляется дополнительная погрешность, приводящая к искажению результатов СМАД. Кроме того, эксплуатация в широком температурном диапазоне требует разработки методов компенсации температурных погрешностей.

**Целью диссертационной работы** является повышение точности измерения АД при суточном мониторировании, за счет выбора метода восприятия и конструктивного исполнения элементов канала пульсовой волны, обеспечивающих высокую помехозащищенность и уменьшения погрешности измерения АД при воздействии внешних дестабилизирующих факторов, таких как, двигательная активность пациента и температура.

**Задача научного исследования** заключается в разработке и исследовании датчика пульсовой волны, обеспечивающего необходимую чувствительность, помехозащищенность и точность восприятия в условиях двигательной активности пациента, разработке способов компенсации двигательной активности пациента в процессе мониторирования, а также способов компенсации температурной погрешности тензорезисторного датчика давления с учетом ее нелинейности, для обеспечения требуемой точности во всем диапазоне рабочих температур.

Поставленная задача решается в следующих направлениях:

1. Разработка и исследование помехозащищенного датчика пульсовой волны.
2. Разработка способа компенсации погрешности измерения АД, вызванной двигательной активностью пациента при проведении СМАД.

3. Разработка методики и проведение исследований по оценке эффективности компенсации погрешности измерения, вызванной двигательной активностью пациента при проведении СМАД.
4. Проведение анализа механизма возникновения и выбор способов компенсации температурной погрешности тензорезисторного датчика давления при стационарных температурных режимах эксплуатации.
5. Разработка схемных способов компенсации аддитивной температурной погрешности (АТП) тензорезисторного датчика давления с учетом нелинейности температурной характеристики начального разбаланса датчика.
6. Разработка схемных способов компенсации мультипликативной температурной погрешности (МТП) тензорезисторного датчика давления с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала
7. Проведение исследований по оценке эффективности разработанных способов компенсации температурной погрешности.

**Методы исследования.** При решении поставленной задачи использовались методы математического моделирования физических процессов, расчетов электрических цепей, стендовых и натуральных клинических испытаний, статистической обработки результатов. Достоверность полученных научных результатов подтверждена результатами клинических испытаний и расчетным путем, а также на опыте внедрения и использования полученных научно-технических результатов.

**Научная новизна** работы заключается в следующем.

1. Предложен новый метод повышения избирательности и помехозащищенности датчика пульсовой волны, позволяющий повысить точность измерения артериального давления на фоне помех.

2. Предложен новый способ компенсации погрешности измерения АД, вызванной двигательной активностью пациента при проведении СМАД, позволяющий осуществлять мониторинг артериального давления свободно-двигающегося человека (в нестационарных условиях).

3. Разработаны новые способы компенсации АТП тензорезистивных датчиков давления с учетом нелинейности температурной характеристики, позволяющие повысить точность измерения давления во всем температурном диапазоне эксплуатации.

4. Разработаны новые способы компенсации МТП тензорезистивных датчиков давления с учетом нелинейности температурной характеристики, позволяющие повысить точность измерения давления во всем температурном диапазоне эксплуатации.

**Практическая ценность.** Одним из результатов работы является создание помехозащищенного суточного монитора артериального давления ИАДА-03Ул на базе разработанного датчика пульсовой волны и программного обеспечения для анализа параметров СМАД.

Разработанные способы компенсации АТП и МТП позволяют уменьшить температурную погрешность в стационарном температурном режиме эксплуатации, даже при наличии нелинейности температурной характеристики и могут применяться в общепромышленных тензорезисторных датчиках.

**Реализация результатов работы.** Полученные научные и практические результаты внедрены в учебный процесс на кафедре «Измерительно-вычислительные комплексы» УлГТУ, в ОАО «Ульяновское конструкторское бюро приборостроения» и ООО «Нейрон» при разработке суточного монитора АД и «Системы дистанционного мониторинга АД и ССЗ». Результаты исследования использованы в рамках ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009–2013 годы (Госконтракт № 16.740.11.0379). Кроме того, разработанный суточный монитор АД и программное обеспечение было внедрено в клиническую практику Ульяновской области в составе «Системы дистанционного мониторинга АД и ССЗ».

**Апробация работы.** Основные положения диссертационной работы, научные и практические результаты исследований докладывались и получили положительную оценку на ежегодных научно-технических конференциях УлГТУ «Вузовская наука в современных условиях» (Ульяновск, 2009–2011 г.).

Разработанный при участии автора «Датчик пульсовой волны», удостоен золотой медали «34-го Международного салона изобретений» (Женева, Швейцария, 2006 г.)

Работа удостоена награды за победу в конкурсе научно-технического творчества молодежи на Молодежном инновационном форуме Приволжского федерального округа (Ульяновск, 2010 г.).

Работа выставлялась на всероссийском конкурсе «Инженер года-2008» (Москва, 2008 г.), по результатам которого автор был удостоен Диплома лауреата по версии «Инженерное искусство молодых» в номинации «Медицинская техника» и сертификата «Профессионального инженера России».

**Личный вклад.** В диссертации изложены результаты работ, которые выполнены соискателем лично под научным руководством доцента Тихоненкова В.А. Автор разрабатывал методики исследований, проводил теоретические расчеты и эксперименты, осуществлял обработку и анализ полученных результатов, подавал заявки на изобретения и осуществлял их внедрение.

**Публикации.** По теме диссертации опубликовано 17 печатных работ, в том числе 1 статья в научном журнале из перечня ВАК РФ, 5 материалов и тезисов докладов, 6 патентов на изобретение и 3 положительных решения, 1 патент на полезную модель, 1 свидетельство об официальной регистрации программ для ЭВМ.

**Основные положения, выносимые на защиту:**

1. Помехозащищенный датчик пульсовой волны обеспечивает возможность измерения АД в нестационарных условиях.
2. Способ компенсации двигательной активности пациента позволяет обеспечить требуемую погрешность измерения АД свободно двигающегося человека, в процессе суточного мониторинга.
3. Способы компенсации АТП тензорезисторного датчика давления с учетом нелинейности температурной характеристики позволяют минимизировать погрешность, возникающую в процессе СМАД.

4. Способы компенсации МТП тензорезисторного датчика давления с учетом нелинейности температурной характеристики позволяют минимизировать погрешность, возникающую в процессе СМАД.

**Объем и структура диссертации.** Диссертация состоит из введения, четырех глав с выводами, заключения и 13 приложений. Основная часть работы изложена на 159 листах машинописного текста и 70 листах приложений. Работа содержит 65 рисунков и 20 таблиц. Библиография включает 97 наименований.

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

**Во введении** обоснована актуальность темы исследований, сформулирована цель работы и задачи научного исследования, определены направления ее решения, приведены основные положения, выносимые на защиту.

**В первой главе** проведен анализ существующих способов и устройств измерения артериального давления, выбор метода измерения артериального давления, наиболее подходящего для СМАД свободно двигающегося человека. Оценка внешних воздействующих факторов (ВВФ) при суточном мониторинге и степень их влияния на точность измерения АД. По результатам проведенной работы выбрано направление дальнейших исследований.

На основе проведенного патентно-аналитического обзора выявлено, что наиболее широко для автоматического измерения АД в настоящее время применяются два метода осциллометрический и аускультативный. Среди носимых суточных мониторов приборы на основе осциллометрического метода составляют 30% («SpaceLabs 90202, 90207», «ABPM-02,04»), аускультативный метод используется в 38% («Accutracker II», «Pressurometer IV»), комбинированный – в 32% приборов («ABPM-630»; «ТМ-2421, «ТМ-2425 AND»).

Для применения в разрабатываемом суточном мониторе АД было решено реализовать аускультативный метод измерения АД с применением в качестве чувствительного элемента, датчика пульсовой волны (ДПВ) (см. рис. 1).

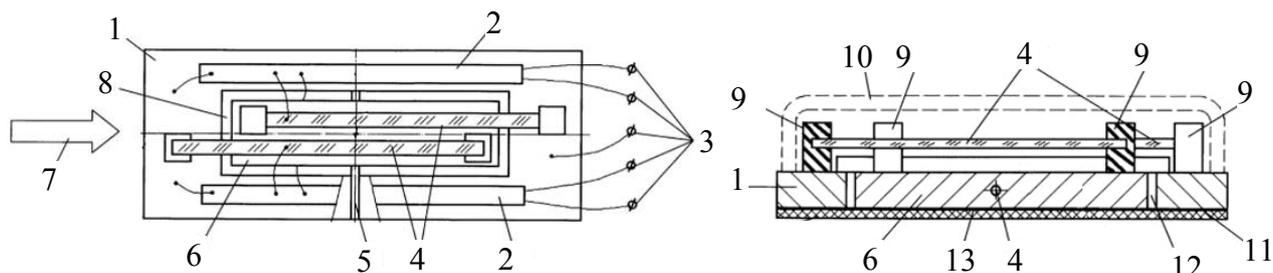


Рис. 1. Датчик пульсовой волны: 1 – основание; 2 – согласующая электрическая схема; 3 – электрический вывод; 4 – пьезоэлектрический стержень; 5 – ось; 6 – пелот; 7 – пульсовая волна крови; 8 – окно; 9 – упругий элемент крепления; 10 – корпус; 11 – контактная поверхность; 12 – зазор; 13 – защитная пленка

По результатам проведенной работы выбрано направление дальнейших исследований, заключающееся в разработке помехозащищенной модификации ДПВ, а также способа компенсации двигательной активности пациента

## **Обзор существующих типов датчиков давления и обоснование выбора для применения в разрабатываемом мониторе**

Для реализации аускультативного метода измерения АД, сигнал с ДПВ необходимо соотносить с сигналом датчика давления, измеряющего давление в манжете, по которому в дальнейшем фиксируют уровень САД и ДАД, по началу и окончанию пульсаций, снятых с ДПВ. В соответствии с требованиями ГОСТ 28703-90 предел допускаемой основной погрешности канала измерения АД составляет  $\pm 3$  мм рт. ст., что соответствует  $\pm 1$  % от диапазона измеряемого давления от 0 до 300 мм рт. ст. Следовательно, для обеспечения требуемой точности в течении 10 лет службы прибора, допустимая погрешность датчика давления не должна превышать  $\pm 0,25$  % от диапазона измеряемого давления.

Был проведен аналитический обзор существующих датчиков давления: виброчастотных, пьезорезонансных, тензорезистивных, емкостных, индуктивных. В качестве первичного преобразователя для этих целей был выбран тензорезисторный датчик давления. Его преимущества:

- наилучшие габаритно-массовые показатели, в настоящее время выпускаются тензорезисторные преобразователи давления для поверхностного монтажа с габаритными размерами  $5 \times 5$  мм, что на порядок меньше виброчастотных и индуктивных датчиков;

- высокая точность (приведенная погрешность до 0,05 % и долговременная стабильность до 0,05 % в год) обеспечивает требуемые метрологические характеристики на весь срок службы прибора;

- отсутствие подвижных деталей обеспечивает отсутствие механического гистерезиса, инвариантность к механическим ударам и вибрации, как следствие, высокую надежность датчика;

- применение монокристаллического кремния в качестве материала мембраны чувствительного элемента, обеспечивает высокую стабильность и надежность даже при контакте с агрессивными средами;

- массовое производство преобразователей данного типа обеспечивает низкую цену при высоких потребительских характеристиках.

Анализ внешних воздействующих факторов (ВВФ) в процессе СМАД, таких как вибрация, удары, влажность, температура, акустический шум показал, что наиболее критичным для датчиков давления данного типа является температура, из-за высокой чувствительности тензорезисторов к ее изменению. Как следствие, при эксплуатации в рабочем температурном диапазоне от  $-40$  °С до  $+60$  °С, появляется дополнительная температурная погрешность, имеющая нелинейный характер. Температурный диапазон от  $-40$  °С до  $+60$  °С выбран с целью унификации разрабатываемых способов компенсации для применения в том числе и в общепромышленных датчиках давления.

В настоящее время применяются несколько методов компенсации температурных погрешностей тензорезисторных датчиков:

1. Метод программной компенсации, основанный на применении двух каналов: информационного и температурного. С последующей компенсацией температурной погрешности с помощью полиномиальной функции, полученной по результатам индивидуальной калибровки. Обеспечивает полную ком-

пенсацию с учетом нелинейности температурной характеристики, однако имеет следующие недостатки:

- усложнение схемы из-за наличия двух измерительных каналов;
- высокие требования к точности и стабильности канала температуры (для класса датчика менее 0,25 % – погрешность канала температуры не должна превышать 0,1 °С);
- разница температур, между среднеинтегральной температурой тензорезисторов и схемой компенсации;
- значительная (в несколько раз больше допустимой) температурная погрешность, при нестационарных тепловых режимах эксплуатации;
- снижение надежности устройства из-за необходимости применения микроконтроллера и программного обеспечения;
- сокращение частотного диапазона измерения на 2-3 порядка (увеличение постоянной времени), из-за временных задержек на вычисление скомпенсированного давления по аппроксимирующей функции.

2. Схемные методы, основанные на применении термозависимых элементов, устанавливаемых в мостовую цепь, лишены подобных недостатков. Однако их использование при настройке датчиков не учитывает нелинейность температурной характеристики тензорезисторов.

Наиболее подходящими для компенсации температурной погрешности тензорезисторного датчика давления являются схемные способы, при условии разработки способов компенсации, учитывающих нелинейность температурной характеристики датчика.

**Во второй главе** рассмотрен аускультативный метод на основе ДПВ, который был реализован в суточном мониторе АД и частоты сердечных сокращений (ЧСС) ИАДА-03Ул (см. рис. 2), предназначенном для проведения СМАД.



Рис. 2. Суточный монитор АД и ЧСС ИАДА-03Ул

Разработка монитора проводилась при поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере в рамках гранта по программе «Старт». Монитор успешно прошел предварительные заводские и государственные технические испытания для целей утверждения типа средства измерения в ГЦИ СИ ФГУП «ВНИИМС» (внесен в реестр средств измерения №35539-07) и клинические испытания в соответствии с назначением Росздравнадзора в ИМЭиФК УлГУ, НИИ неврологии РАМН и НИИ кардиологии им. А.Л. Мясникова ФГУ РКНПК Минздрав-

соцразвития (г. Москва).

По точности измерения АД монитор ИАДА-03Ул с датчиком ДПВ-01 соответствует стандартам ААМІ (США), EN5 2001 (Евросоюз) и показал класс точности А/В по САД и ДАД в соответствии с протоколом ВНС (Великобритания), что обеспечивает возможность применения его в клинических условиях.

Сравнительный анализ с существующими отечественными и импортными мониторами показал более высокую точность измерения АД, при вдвое меньшей цене по сравнению с импортными и в 1,2 раза по сравнению с отечественными аналогами, что обеспечивает высокую конкурентоспособность.

Клинические испытания также выявили несколько недостатков метода, требующих проведения дополнительных исследований и разработки:

1. Недостаточную чувствительность датчика пульсовой волны на отдельных пациентах со слабой пульсовой волной и глубоким залеганием артерий;
2. Разработанный способ измерения АД, так же, как и существующие, рассчитан на покой пациента и требует разработки способа компенсации двигательной активности пациента.

По результатам клинических испытаний для улучшения точностных показателей был разработан вариант ДПВ (см. рис. 3).

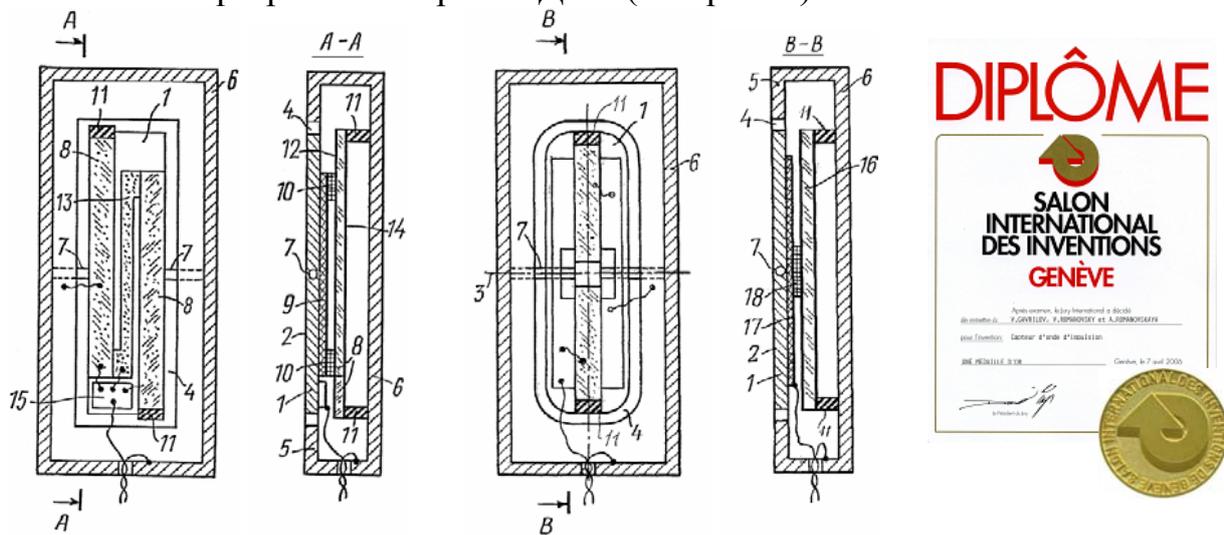


Рис. 3 Варианты ДПВ с одним и двумя пьезоэлектрическими стержнями

Датчик работает следующим образом. Датчик размещают пелотом 1 вдоль плечевой артерии, под пневмоманжетой. В процессе измерения АД на фазе декомпрессии в артерии возникает прерывистый кровоток (пульсовая волна), воспринимаемый датчиком. При прохождении пульсовой волны под контактной поверхностью 2, пелот 1, закрепленный в окне 4, посредством оси 7, совершает колебания, передавая их на пьезоэлектрические стержни 8, посредством проставок 10, которые вырабатывают электрический сигнал, поступающий на формирователь 15 по проводнику 13, где осуществляется усиление и передача сигнала в измерительный канал. Основным отличием его от прототипа является наличие встроенного формирователя выходного сигнала 15, смонтированного вместе с пьезоэлектрическими стержнями 8 на пелоте 1, посредством печатной платы 9. За счет этого, данный модуль может быть собран и протестирован отдельно от корпуса датчика 6, что более технологично и обеспечивает лучшую точность изготовления. Кроме того пьезоэлектрические стержни, жестко закрепленные на пелоте и корпусе посредством проставок 10 и 11, более чувствительны к полезному сигналу.

Это позволило повысить помехозащищенность ДПВ, за счет получения с выхода датчика усиленного сигнала, а также повышения коэффициента ослаб-

ления синфазной помехи в 2 раза (за счет повышения технологичности и точности сборки).

На разработанный датчик пульсовой волны получен патент на изобретение №2403861 РФ, МПК А61В 5/02, G01Н 11/08 и патент на полезную модель №88260 РФ, МПК А61В 5/02. Датчик удостоен золотой медали «34-го Международного салона изобретений» (г. Женева, Швейцария).

Для внедрения данного изобретения была разработана конструкторская документация на датчик пульсовой волны ДПВ-02, адаптированная к имеющейся технологии производства датчиковой аппаратуры. За основу был взят вариант датчика с двумя пьезоэлектрическими стержнями, для обеспечения максимального ослабления синфазной помехи. Опытные образцы датчиков были изготовлены на производственной базе ОАО «УКБП», ОАО «Утес» в количестве 35 шт.

### **Оценка выходных характеристик ДПВ-02**

Анализ амплитуды выходного сигнала при противофазном  $U_{\text{прот}}$  и синфазном  $U_{\text{синф}}$  воздействии на пелот датчика с помощью имитатора пульсовой волны показал:

1. Среднее значение выходного сигнала при противофазном воздействии на плечи усилием  $3 \times 10^{-5}$  Н, частотой 65 Гц, соответствующим амплитуде и частоте минимально различимой пульсовой волны, воспринимаемой при достижении ДАД, составило  $U_{\text{прот}} = 31$  мВ. Стандартное отклонение, характеризующее технологический разброс чувствительностей датчиков, составило  $\sigma = 4,33$  мВ. Для компенсации разброса, перед подачей сигнала на АЦП необходимо предусмотреть усилитель с регулируемым коэффициентом усиления.

2. Среднее значение коэффициента ослабления синфазной помехи (параметр, характеризующий помехозащищенность ДПВ-02) составило  $U_{\text{прот}}/U_{\text{синф}} = 15,08$ , что в 2 раза выше, чем у ДПВ-01 (по данным государственных технических испытаний). В соответствии с ТУ на монитор ИАДА-03Ул, для обеспечения эффективного подавления синфазной помехи данная величина должна быть не менее 5.

3. Резонансная частота конструкции ДПВ-02 составила 400 Гц.

4. Температурная чувствительность ДПВ-02 составила  $5,89 \times 10^{-4}$  1/°С. Допустимая погрешность установки порога срабатывания канала пульсовой волны, в соответствии с ТУ на ИАДА-03Ул, составляет  $\pm 1,7$  %. При данной температурной чувствительности, допустимое изменение температуры составит  $\pm 29$  °С, что не превышает естественных колебаний температуры тела под пневмоманжетой за время проведения СМАД.

Для обеспечения лучшей помехозащищенности канала пульсовой волны выходной сигнал с ДПВ необходимо подвергнуть фильтрации на полосовом фильтре. Для определения параметров фильтра были проведены исследования по оценке полосы частот выходного сигнала ДПВ при прохождении пульсовой волны. В исследованиях приняли участие 50 человек, в возрасте от 20 до 60 лет с различным уровнем АД. В контрольную группу были включены, как здоровые, так и люди, имеющие заболевания сердечно-сосудистой системы. При проведении контрольных измерений выходной сигнал с ДПВ был преобразован

на 16-битном АЦП с частотой дискретизации 44,1 кГц и записан во Flash-память для последующего анализа. Для каждого измерения на фазе САД и ДАД определили период колебаний пелота  $T$  (см. рис. 4).

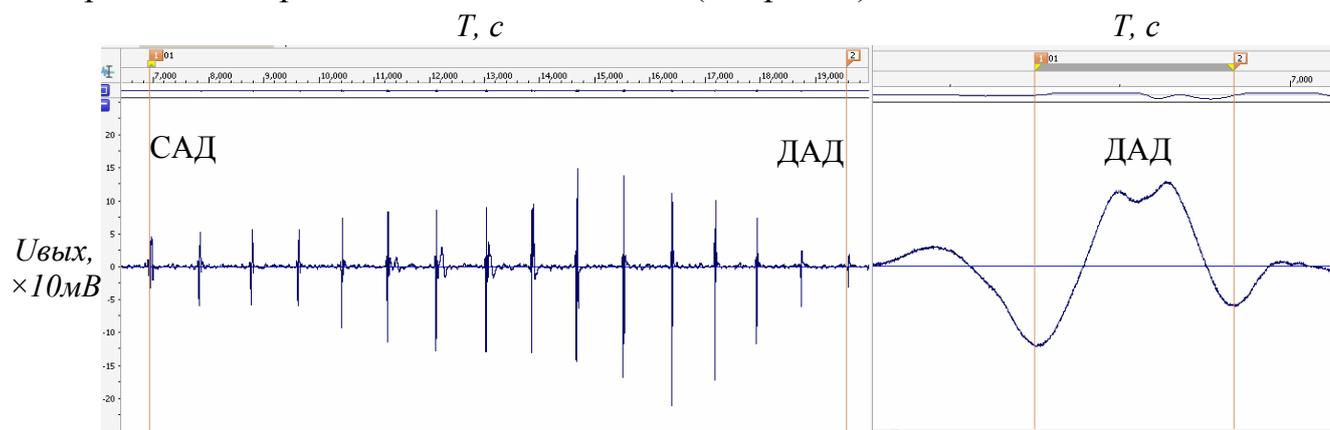


Рис. 4. Запись сигнала с датчика ДПВ-02 и определение периода колебаний пелота

Анализируя полученные результаты, можно сделать следующие выводы:

- частотный диапазон сигнала пульсовой волны, снятого с датчика ДПВ-02 составил  $f_{\min} = 11,2$  Гц,  $f_{\max} = 123,5$  Гц и находится в рабочем диапазоне ДПВ (0-300 Гц) вне частоты резонанса;
- средние значения частоты сигнала пульсовой волны для САД и ДАД составили  $f_{САД} = 24,8$  Гц,  $f_{ДАД} = 65,2$  Гц соответственно;
- стандартное отклонение значений частоты сигнала пульсовой волны для САД и ДАД составили  $\sigma_{САД} = 10,5$  Гц,  $\sigma_{ДАД} = 22,0$  Гц соответственно.

График распределения частот колебаний пелота ДПВ-02 представлен на рис. 5.

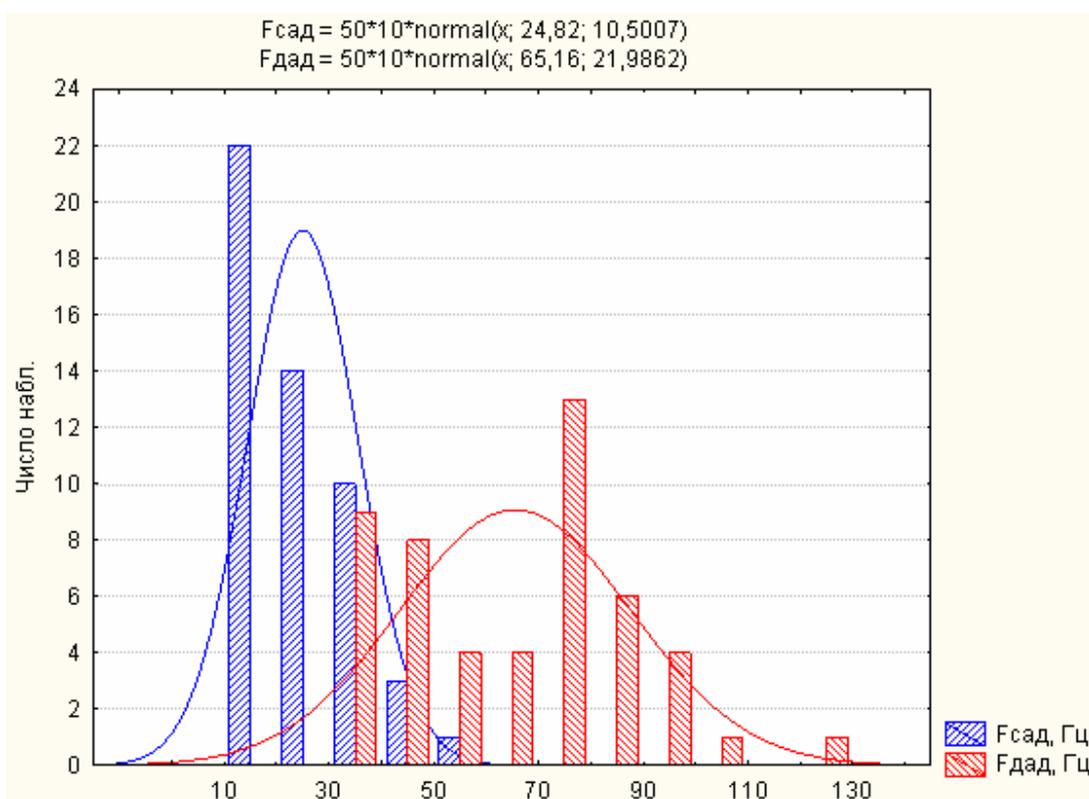


Рис. 5. Распределение частот колебаний пелота ДПВ при прохождении пульсовой волны на фазе САД и ДАД в контрольной группе людей

**Клиническая апробация ДПВ-02** Для определения класса точности монитора, оснащенного датчиком ДПВ-02, в течении 6 месяцев на базе областной клинической больницы №1 проводилась его клиническая апробация.

Для обеспечения презентативности результатов проведен расчет объема необходимой выборки. Точность оценки  $\theta = 0,05$ . Для доверительной вероятности  $P=0,95$  квантиль  $z_{1-\alpha} = z_{0,975} = 1,96$ , выражение по определению объема выборки будет иметь вид:

$$N > \left( \frac{z_{1-\alpha}}{2 \cdot \theta} \right)^2 = 384,16. \quad (1)$$

Таким образом, объем выборки должен быть не менее 385 измерений. За время клинической апробации было проведено 78 успешных СМАД, 468 контрольных измерений (до и после мониторирувания, в соответствии с рекомендациями НИИ кардиологии им. А.Л. Мясникова ФГУ РКНПК Минздравсоцразвития г. Москва).

В табл. 1 приведены данные по точности измерения АД и допустимые значения для класса А, в соответствии со стандартом BHS, в стационарных условиях, полученные на клинических испытаниях монитора ИАДА-03Ул с датчиком ДПВ-01 в НИИ неврологии РАМН г. Москва и клинической апробации ДПВ-02.

Таблица 1

Наименование параметра	САД			ДАД		
	$\leq 5$	$\leq 10$	$\leq 15$	$\leq 5$	$\leq 10$	$\leq 15$
Предельное отклонение мм рт. ст.	$\leq 5$	$\leq 10$	$\leq 15$	$\leq 5$	$\leq 10$	$\leq 15$
Допуст. процент отличий, кл. А, %	80,0	90,0	95,0	80,0	90,0	95,0
ДПВ-01 процент отличий, %	80,0	96,0	100,0	79,0	96,0	100,0
ДПВ-02 процент отличий, %	88,7	95,7	98,7	86,3	97,0	98,9
ДПВ-01 станд. откл. $\sigma$ , мм рт. ст.	4,31			4,14		
ДПВ-02 станд. откл. $\sigma$ , мм рт. ст.	4,10			3,85		

Анализ полученных данных показал, что монитор ИАДА-03Ул с датчиком ДПВ-02 значительно улучшил свои точностные показатели, что обеспечило возможность достичь класса А/А по САД и ДАД, в то время как с ДПВ-01 монитор по ДАД соответствовал классу В.

Таким образом, предложенная конструкция датчика, по сравнению с датчиком ДПВ-01, позволила значительно повысить точность измерения АД, за счет повышения помехозащищенности ДПВ и его избирательности, в том числе у пациентов со слабой пульсовой волной и избыточной массой тела.

По результатам клинической апробации был разработан вариант ДПВ с биоинертным покрытием на основе нитрида титана TiN, а также беспроводной вариант ДПВ с интерфейсом Bluetooth, обеспечивающим повышенную надежность, т.к. отсутствуют соединительные провода, являющиеся основным источником отказа ДПВ, вследствие обрывов (см. рис. 6).



Рис. 6. Внешний вид ДПВ-02 с покрытием TiN и его беспроводной вариант

### **Способ компенсации двигательной активности пациента**

Анализ ВВФ в процессе СМАД, воздействующих на ДПВ, таких как, вибрация, удары, влажность, температура, акустический шум, показал.

В связи с тем, что ДПВ находится под пневмоманжетой, то температурные воздействия сводятся к минимуму (температура датчика равна температуре тела). Наиболее критичными воздействиями являются вибрация и удары, преимущественно в области низких частот, т.к. высокочастотная составляющая и акустический шум демпфируются манжетой и телом человека. При этом основным источником помех является сам человек и его двигательная активность. АЧХ помех данного типа лежит в полосе полезного сигнала канала пульсовой волны, что затрудняет их фильтрацию имеющимся полосовым фильтром. В связи с этим, в соответствии с рекомендациями НИИ Кардиологии им. Мясникова, основным требованием является абсолютный покой пациента в процессе измерения АД, что зачастую не соблюдается и является источником дополнительной погрешности измерения, и как следствие, получение недостоверных результатов исследования, приводящих к неправильной постановке диагноза.

Для уменьшения погрешности измерения АД в процессе СМАД были разработаны способ и устройство компенсации двигательной активности пациента, заключающийся в применении двух ДПВ: измерительного и компенсационного. При этом, измерительный ДПВ расположен на плечевой артерии под нижним краем пневмоманжеты, а компенсационный на противоположной стороне руки и предназначен для восприятия помех с последующим вычитанием из сигнала измерительного ДПВ.

В результате проведенных исследований было определено опытным путем взаимное расположение компенсационного и измерительного ДПВ, а также проведена оценка характера помех, компенсируемых настоящим устройством.

Оценку точности измерения АД в процессе СМАД проводили путем записи во Flash-память монитора полной осциллограммы с обоих датчиков (см. рис. 7), с последующим вычитанием и анализом эффективности компенсации помех.

Для оценки эффективности разработанного способа, проведена его клиническая апробация в составе суточного монитора, оснащенного двумя датчиками ДПВ-02. Для обеспечения презентативности данных объем необходимой

выборки должен быть не менее 43 при  $P = 0,95$  и точности оценки  $\theta = 0,15$ .

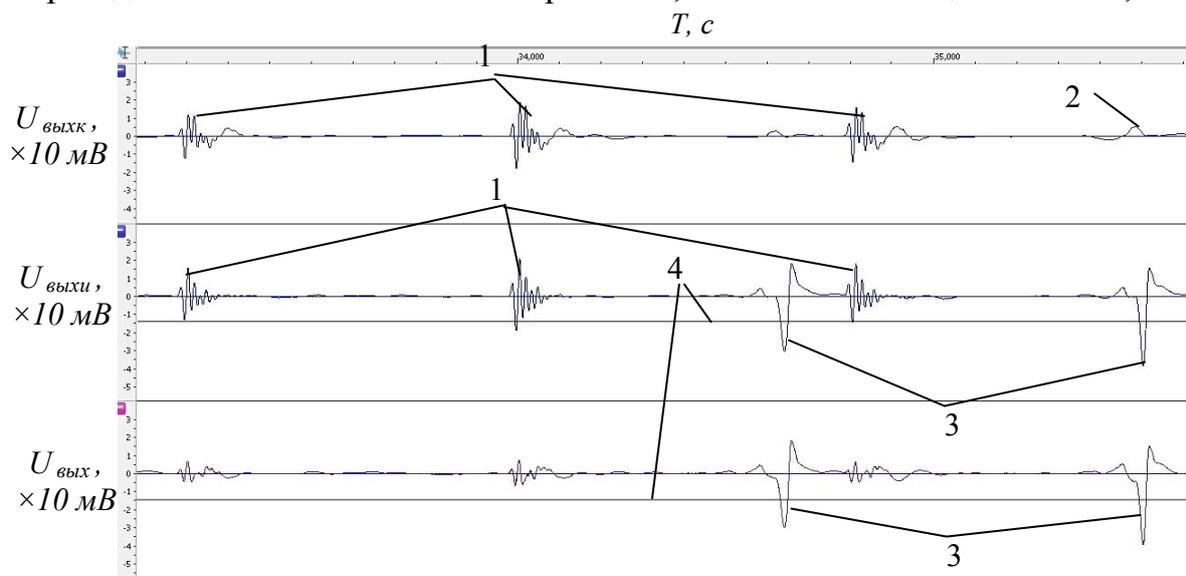


Рис. 7. Помеха, возникающая при движении в наземном транспорте:

$U_{\text{выхк}}$  – сигнал с компенсационного ДПВ,  $U_{\text{выхи}}$  – сигнал с измерительного ДПВ,  $U_{\text{вых}}$  – скомпенсированный сигнал, 1 – помеха, 2 – вторичные осцилляции в манжете, 3 – полезный сигнал, уровня помехи, 4 – порог срабатывания канала ДПВ

Клиническая апробация показала, что данное устройство позволяет осуществлять компенсацию двигательной активности пациента следующих типов: ходьба, передвижение в наземном транспорте, легкая физическая нагрузка, не затрагивающая мышцы, находящиеся под пневмоманжетой (бицепсы, трицепсы), т.к. их активность порождает помехи, различающиеся по фазе для измерительного и компенсационного датчиков пульсовой волны, что затрудняет их компенсацию. Результаты исследований приведены в табл. 3.

На разработанное устройство получен патент на изобретение № 2432897, МПК А61В 5/02, G01Н 11/08.

Разработанный способ измерения АД на основе датчика ДПВ-02 был внедрен в клиническую практику в составе монитора артериального давления ИАДА-03Ул, который стал ключевым элементом Системы дистанционного мониторинга АД и ССД.

Система преследует цель профилактики сердечнососудистой заболеваемости в регионе, эффективного снижения уровня социально-экономических и демографических потерь, нарушения трудоспособности, инвалидности и смертности и улучшение качества жизни.

Система состоит из центрального сервера на базе телемедицинского центра Ульяновской Областной клинической больницы №1 и терминалов, расположенных в городских поликлиниках и стационарах г.г. Ульяновска, Димитровграда, Инзы, Барыша и др., а также в офисах врачей общей практики в районах Ульяновской области. В совокупности вся система состоит из 50 терминалов, каждый из которых включает в себя несколько мониторов АД ИАДА-03Ул, а также персональный компьютер, связанный через Интернет с центральным сервером. Для обработки результатов СМАД было разработано «Специальное программное обеспечение монитора ИАДА-03Ул» (Свидетельст-

во на программу для ЭВМ № 2005612996).

По результатам опытной эксплуатации системы был проведен анализ факторов риска, приводящих к развитию осложнений у больных ГЭ региона, подготовлены рекомендации для Минздрава Ульяновской обл. Получено экспертное заключение о целесообразности внедрения системы на территории РФ.

**В третьей главе** рассмотрены схемные способы компенсации аддитивной температурной погрешности (АТП) с учетом нелинейности. Как показал анализ погрешности реальных тензорезисторных датчиков, АТП имеет нелинейность, которая выражается в изменении температурного коэффициента сопротивления (ТКС) тензорезисторов в пределах до  $0,1 \cdot 10^{-4} 1/^\circ\text{C}$ . Для компенсации АТП с учетом нелинейности были разработаны 2 способа компенсации.

**1 способ.** Способ компенсации основан на том, что учет нелинейности АТП может быть осуществлен за счет обеспечения нелинейности ТКС мостовой цепи соответствующей нелинейностью от температуры ТКС одного из плеч мостовой цепи. Тогда, если при изменении температуры изменяется ТКС мостовой цепи некомпенсированного датчика, то, обеспечив в процессе температурной настройки аналогичное изменение от температуры ТКС определенного плеча мостовой цепи, можно добиться постоянства ТКС мостовой цепи во всем рабочем температурном диапазоне. Тогда использование известных способов компенсации обеспечит компенсацию АТП во всем температурном диапазоне. Это обеспечивает нелинейность от температуры общего сопротивления данного плеча и как следствие, компенсацию нелинейности ТКС мостовой цепи

При решении задачи по учету нелинейности температурной характеристики начального уровня выходного сигнала необходимо:

- во первых, с целью обеспечения заданного знака температурной нелинейности ТКС мостовой цепи, в зависимости от знака и величины ТКС мостовой цепи выбрать плечо установки термнезависимого резистора  $R_{uu}$ :

- при  $\alpha_r^+ < 0$  и  $|\alpha_r^+| > |\alpha_r^-|$  – резистор  $R_{uu}$  подключается в плечо  $R_2$  или  $R_3$ ;
- при  $\alpha_r^+ < 0$  и  $|\alpha_r^+| < |\alpha_r^-|$  – резистор  $R_{uu}$  подключается в плечо  $R_1$  или  $R_4$ ;
- при  $\alpha_r^+ > 0$  и  $\alpha_r^+ > \alpha_r^-$  – резистор  $R_{uu}$  подключается в плечо  $R_1$  или  $R_4$ ;
- при  $\alpha_r^+ > 0$  и  $\alpha_r^+ < \alpha_r^-$  – резистор  $R_{uu}$  подключается в плечо  $R_2$  или  $R_3$ .

- во вторых, рассчитать номинал термнезависимого резистора  $R_{uu}$ , путем решения квадратного уравнения, из условия равенства ТКС мостовой цепи при плюсовой и минусовой температурах:

$$\frac{R_{uu} \cdot \alpha_i^-}{R_i \cdot (1 + \alpha_i^- \cdot \Delta T^-) + R_{uu}} - \frac{R_{uu} \cdot \alpha_i^+}{R_i \cdot (1 + \alpha_i^+ \cdot T^+) + R_{uu}} = +\Delta\alpha_n - \Delta\alpha_{c1} - \Delta\alpha_{c2},$$

где  $\Delta\alpha_i = \alpha_i^+ - \alpha_i^-$  – изменение ТКС соответствующих плеч мостовой цепи в рабочем температурном диапазоне;

$\Delta\alpha_n, \Delta\alpha_{c1}, \Delta\alpha_{c2}$  – соответствующее изменение ТКС противолежащего и смежных плеч мостовой цепи относительно плеча установки  $R_{uu}$ ;

$R_i$  и  $\alpha_i$  – соответственно номинал и ТКС плеча установки  $R_{uu}$ .

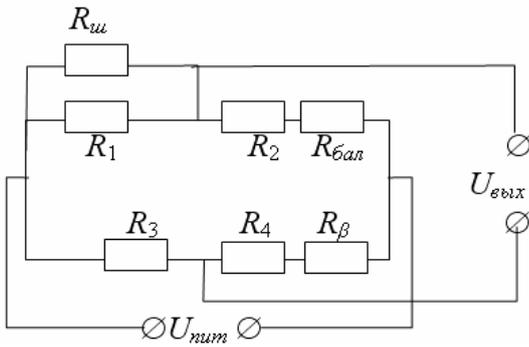


Рис. 8. Схема подключения термнезависимого сопротивления  $R_{uit}$

После чего производят установку расчетного значения  $R_{uit}$  в определенное ранее плечо мостовой цепи и осуществляют промежуточную балансировку датчика без изменения ТКС балансируемого плеча и проводят компенсацию АТП известными способами, с применением термозависимого резистора  $R_{\beta}$ , рассчитанными на линейную температурную характеристику (см. рис. 8).

**2 способ.** Способ компенсации АТП, рассмотренный выше требует для вычисления

номиналов компенсационных элементов сведения о физических параметрах элементов датчика, что требует применения прямых методов измерения. Кроме большой трудоемкости, прямые методы не обеспечивают требуемую точность. Так, например, при измерении ТКС тензорезисторов порядка  $1 \cdot 10^{-5} 1/^{\circ}\text{C}$  с точностью до 5 % требуется замер сопротивления номиналом 1000 Ом при перепаде температур в  $50^{\circ}\text{C}$  с точностью до 0,025 Ома. Поэтому был разработан схемный способ компенсации АТП, основанный на косвенном измерении необходимых физических параметров элементов датчика. В данном способе необходимые физические параметры вычисляются исходя из измеренного выходного сигнала датчика при воздействии различных температур.

Выбор плеча установки осуществляют аналогично предыдущему способу, определив ТКС мостовой цепи датчика  $\alpha_r^+$  и  $\alpha_r^-$  для крайних значений температур рабочего диапазона  $\Delta T^+ = T^+ - T_0$  и  $\Delta T^- = T^- - T_0$  по формулам:

$$\alpha_r^+ = \frac{U_{ot}^+ - U_o}{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \cdot \Delta T^+} \quad \text{и} \quad \alpha_r^- = \frac{U_{ot}^- - U_o}{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \cdot \Delta T^-},$$

где  $U_n$  – напряжение питания мостовой цепи датчика;

$k = \frac{R_1}{R_2} = \frac{R_3}{R_4}$  – коэффициент симметрии мостовой цепи датчика;

$R_1; R_2; R_3; R_4$  – номиналы соответствующих плеч мостовой цепи датчика.

В выбранное плечо мостовой цепи, параллельно рабочему тензорезистору, производят установку технологического термнезависимого резистора  $R_{uit}$ , номинал которого не должен быть меньше  $6 R_i$  (номинала плеча мостовой цепи, параллельно которому подключают термнезависимый резистор  $R_{uit}$ ) и производят балансировку мостовой цепи без изменения ТКС балансируемого плеча, определяют разбалансы мостовой цепи датчика  $U_{out}$ ,  $U_{out}^+$  и  $U_{out}^-$  соответственно при нормальном значении температуры  $T_0$  и крайних значениях температур рабочего температурного диапазона датчика  $T^+$  и  $T^-$ , производят:

- расчет ТКС плеча установки резистора  $R_{us}$ , совместно решая уравнения:

$$(\alpha_i^+)^2 + \frac{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \pm (\Delta U_{out}^+ - \Delta U_{ot}^+)}{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \cdot \Delta T^+} \cdot \alpha_i^+ \pm \frac{(\Delta U_{out}^+ - \Delta U_{ot}^+) \cdot (R_i + R_{um})}{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \cdot R_i \cdot (\Delta T^+)^2} = 0,$$

$$(\alpha_i^-)^2 + \frac{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \mp (\Delta U_{out}^- - \Delta U_{ot}^-)}{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \cdot \Delta T^-} \cdot \alpha_i^- \pm \frac{(\Delta U_{out}^- - \Delta U_{ot}^-) \cdot (R_i + R_{um})}{U_n \cdot \frac{k}{(k+1)^2} \cdot R_i \cdot (\Delta T^-)^2} = 0;$$

- расчет номинала резистора  $R_{us}$ , решая уравнение:

$$\frac{R_{us} \cdot \alpha_i^-}{R_i \cdot (1 - \alpha_i^- \cdot \Delta T^-) + R_{us}} - \frac{R_{us} \cdot \alpha_i^+}{R_i \cdot (1 - \alpha_i^+ \cdot \Delta T^+) + R_{us}} = \pm (\alpha_r^+ + \alpha_i^+) \mp (\alpha_r^- + \alpha_i^-),$$

где  $R_i$  – номинал плеча мостовой цепи, в которое подключают термнезависимый резистор  $R_{us}$ ;

$\alpha_i^+, \alpha_i^-$  – ТКС плеч мостовой цепи, в которое подключают термнезависимый резистор  $R_{us}$ , для крайних значений температурного диапазона датчика.

При этом знаки (+) и (–), при установке компенсационного термнезависимого резистора  $R_{us}$  в плечи  $R_1$  или  $R_4$  берутся по верхнему ряду, а при установке в плечи  $R_2$  или  $R_3$  – по нижнему ряду, полученное значение термнезависимого резистора  $R_{us}$  устанавливают в измерительную цепь вместо технологического термнезависимого резистора  $R_{um}$ , с последующей промежуточной балансировкой мостовой цепи без изменения ТКС балансируемого плеча и производят компенсацию АТП в соответствии с прототипом, с помощью термозависимого резистора  $R_\beta$ . Результаты анализа эффективности разработанных способов путем математического моделирования представлены в итоговой табл. 3.

На разработанные способы компенсации были получены патенты на изобретение №2406970 РФ, №2408838 РФ, МПК G01B 7/16.

**В четвертой главе** рассмотрены способы компенсации мультипликативной температурной погрешности (МТП) тензорезисторного датчика давления с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала. Определены области полной компенсации каждым методом и выведены аналитические выражения для вычисления компенсационных элементов (см. табл. 2).

**1 схема**  $R_\alpha + R_\delta$  по входной цепи. Термозависимый компенсационный резистор  $R_\alpha$ , зашунтированный термнезависимым резистором  $R_\delta$ , устанавливается в цепь питания мостовой схемы, работающей на сопротивление нагрузки  $R_n > 500$  кОм.

**2 схема**  $R_\alpha + R_{us}$  по входной цепи. Термозависимый компенсационный резистор  $R_\alpha$ , устанавливается в цепь питания мостовой схемы, а термнезависимый резистором  $R_{us}$ , шунтирует входное сопротивление мостовой цепи, работающей на сопротивление нагрузки  $R_n > 500$  кОм.

**3 схема**  $R_\alpha$  по выходной цепи. Термозависимый компенсационный резистор  $R_\alpha$ , устанавливается в выходную цепь мостовой схемы, работающей на нагрузку  $R_n \leq 2$  кОм, необходимую для обеспечения эффективности работы ком-

пенсационного резистора  $R_{\alpha}$ , т.к. увеличение  $R_H > 2$  кОм потребует применения  $R_{\alpha}$ , величиной в десятки кОм, что приведет к значительному падению чувствительности датчика, а следовательно, к резкому падению эффективности схемы компенсации.

Таблица 2

Схема	Выражение для нахождения величин компенсационных элементов
1. $R_{\alpha} + R_{\delta}$ по вх. цепи $R_H > 500$ кОм	$\left\{ \begin{array}{l} \frac{R_{ex} \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot (1 + \alpha_r^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta} \cdot (\alpha_r^+ + \alpha_{\delta}^+ - \alpha_{\kappa o}^+ + \alpha_r^+ \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot \Delta t^+)}{R_{ex} \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot (1 + \alpha_r^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta} \cdot (1 + \alpha_{\kappa o}^+ \cdot \Delta t^+)} = 0 \\ \frac{R_{ex} \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot (1 + \alpha_r^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta} \cdot (\alpha_r^+ + \alpha_{\delta}^+ - \alpha_{\kappa o}^+ + \alpha_r^+ \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot \Delta t^+)}{R_{ex} \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot (1 + \alpha_r^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta} \cdot (1 + \alpha_{\kappa o}^+ \cdot \Delta t^+)} = \\ = \frac{R_{ex} \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot \alpha_{\delta}^- \cdot (1 + \alpha_r^- \cdot \Delta t^-) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta} \cdot (\alpha_r^- + \alpha_{\delta}^- - \alpha_{\kappa o}^- + \alpha_r^- \cdot \alpha_{\delta}^- \cdot \Delta t^-)}{R_{ex} \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot (1 + \alpha_r^- \cdot \Delta t^-) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta} \cdot (1 + \alpha_{\kappa o}^- \cdot \Delta t^-)}, \end{array} \right.$ <p>где <math>\alpha_{\kappa o}^{\pm} = \frac{R_{\delta}}{R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t^{\pm}) + R_{\delta}} \cdot \alpha_{\kappa}</math> – общий ТКС цепочки <math>R_{\alpha} + R_{\delta}</math></p>
2. $R_{\alpha} + R_{uu}$ по вх. цепи $R_H > 500$ кОм	$\left\{ \begin{array}{l} \frac{R_{exo} \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot (1 + \alpha_{ro}^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot (\alpha_{ro}^+ + \alpha_{\delta}^+ - \alpha_{\kappa} + \alpha_{ro}^+ \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot \Delta t^+)}{R_{exo} \cdot (1 + \alpha_{ro}^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t^+)} = 0 \\ \frac{R_{exo} \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot (1 + \alpha_{ro}^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot (\alpha_{ro}^+ + \alpha_{\delta}^+ - \alpha_{\kappa} + \alpha_{ro}^+ \cdot \alpha_{\delta}^+ \cdot \Delta t^+)}{R_{exo} \cdot (1 + \alpha_{ro}^+ \cdot \Delta t^+) + R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t^+)} = \\ = \frac{R_{exo} \cdot \alpha_{\delta}^- \cdot (1 + \alpha_{ro}^- \cdot \Delta t^-) + R_{\alpha} \cdot (\alpha_{ro}^- + \alpha_{\delta}^- - \alpha_{\kappa} + \alpha_{ro}^- \cdot \alpha_{\delta}^- \cdot \Delta t^-)}{R_{exo} \cdot (1 + \alpha_{ro}^- \cdot \Delta t^-) + R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t^-)}, \end{array} \right.$ <p>где <math>R_{exo} = \frac{R_{ex} \cdot R_{uu}}{R_{ex} + R_{uu}}</math> – общее входное сопротивление мостовой цепи;</p> <p><math>\alpha_{ro}^{\pm} = \frac{R_{uu} \cdot \alpha_r^{\pm}}{R_{ex} \cdot (1 + \alpha_r^{\pm} \cdot \Delta t^{\pm}) + R_{uu}}</math> – ТКС общего входного сопротивления мостовой цепи при использовании шунтирующего резистора <math>R_{uu}</math>.</p>
3. $R_{\alpha} + R_{\delta}$ по вх. цепи $R_H \leq 2$ кОм	$\left\{ \begin{array}{l} \frac{[(R_H + R_{\text{вх}}) \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta}] \cdot [R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t) + R_{\delta}] \cdot (1 + \alpha_{\delta o} \cdot \Delta t)}{(R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot \{ [R_H + R_{\text{вх}} (1 + \alpha_r \Delta t)] [R_{\alpha} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t) + R_{\delta}] + R_{\alpha} R_{\delta} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t) \}} \cdot \Delta t - \frac{1}{\Delta t} = 0 \\ \frac{[(R_H + R_{\text{вх}}) \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta}] \cdot [R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t^+) + R_{\delta}] \cdot (1 + \alpha_{\delta o}^+ \cdot \Delta t^+)}{(R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot \{ [R_H + R_{\text{вх}} (1 + \alpha_r^+ \Delta t^+)] [R_{\alpha} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t^+) + R_{\delta}] + R_{\alpha} R_{\delta} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t^+) \}} \cdot \Delta t^+ - \frac{1}{\Delta t^+} = \\ = \frac{[(R_H + R_{\text{вх}}) \cdot (R_{\alpha} + R_{\delta}) + R_{\alpha} \cdot R_{\delta}] \cdot [R_{\alpha} \cdot (1 + \alpha_{\kappa} \cdot \Delta t^-) + R_{\delta}] \cdot (1 + \alpha_{\delta o}^- \cdot \Delta t^-)}{(R_{\alpha} + R_{\delta}) \cdot \{ [R_H + R_{\text{вх}} (1 + \alpha_r^- \Delta t^-)] [R_{\alpha} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t^-) + R_{\delta}] + R_{\alpha} R_{\delta} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t^-) \}} \cdot \Delta t^- - \frac{1}{\Delta t^-} \end{array} \right.$
4. $R_{\alpha} + R_{uu}$ по вх. цепи $R_H \leq 2$ кОм	$\left\{ \begin{array}{l} \frac{[(R_H + R_{uu}) \cdot (R_{\text{вх}} + R_{uu}) + R_{\text{вх}} \cdot R_{uu}] \cdot [R_{\text{вх}} \cdot (1 + \alpha_r \cdot \Delta t) + R_{uu}] \cdot (1 + \alpha_{\delta o} \cdot \Delta t)}{(R_{\text{вх}} + R_{uu}) \cdot \{ [R_H + R_{\alpha} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t)] [R_{\text{вх}} (1 + \alpha_r \Delta t) + R_{uu}] + R_{\text{вх}} R_{uu} (1 + \alpha_r \Delta t) \}} \cdot \Delta t - \frac{1}{\Delta t} = 0 \\ \frac{[(R_H + R_{uu}) \cdot (R_{\text{вх}} + R_{uu}) + R_{\text{вх}} \cdot R_{uu}] \cdot [R_{\text{вх}} \cdot (1 + \alpha_r^+ \cdot \Delta t^+) + R_{uu}] \cdot (1 + \alpha_{\delta o}^+ \cdot \Delta t^+)}{(R_{\text{вх}} + R_{uu}) \cdot \{ [R_H + R_{\alpha} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t^+)] [R_{\text{вх}} (1 + \alpha_r^+ \Delta t^+) + R_{uu}] + R_{\text{вх}} R_{uu} (1 + \alpha_r^+ \Delta t^+) \}} \cdot \Delta t^+ - \frac{1}{\Delta t^+} = \\ = \frac{[(R_H + R_{uu}) \cdot (R_{\text{вх}} + R_{uu}) + R_{\text{вх}} \cdot R_{uu}] \cdot [R_{\text{вх}} \cdot (-1 + \alpha_r^- \cdot \Delta t^-) + R_{uu}] \cdot (1 + \alpha_{\delta o}^- \cdot \Delta t^-)}{(R_{\text{вх}} + R_{uu}) \cdot \{ [R_H + R_{\alpha} (1 + \alpha_{\kappa} \Delta t^-)] [R_{\text{вх}} (1 + \alpha_r^- \Delta t^-) + R_{uu}] + R_{\text{вх}} R_{uu} (1 + \alpha_r^- \Delta t^-) \}} \cdot \Delta t^- - \frac{1}{\Delta t^-} \end{array} \right.$

**4 схема**  $R_\alpha + R_\delta$  по выходной цепи. Термозависимый резистор  $R_\alpha$  и установленный параллельно ему термнезависимый резистор  $R_\delta$  устанавливают в выходную диагональ мостовой цепи, работающей на сопротивление нагрузки  $R_n \leq 2$  кОм.

В связи с тем, что схема с компенсационным элементом  $R_\alpha$ , установленным в выходную цепь, работающую на нагрузку  $R_n \leq 2$  кОм, имеет небольшую область полной компенсации, перекрываемую схемой  $R_\alpha + R_\delta$ , то использование последней предпочтительней.

**5 схема**  $R_\alpha + R_{ш}$  по выходной цепи. Термозависимый резистор  $R_\alpha$  и термнезависимый резистор  $R_{ш}$  устанавливают в выходную диагональ мостовой цепи, работающей на сопротивление нагрузки  $R_n \leq 2$  кОм.

Для выбора одного из способов компенсации определяют номинал  $R_{ex}$  и ТКС входного сопротивления мостовой цепи  $\alpha_r^+$ ,  $\alpha_r^-$ , температурный коэффициент чувствительности (ТКЧ) тензорезисторов  $\alpha_\delta^+$ ,  $\alpha_\delta^-$  для положительного  $\Delta t^+$  и отрицательного  $\Delta t^-$  температурных диапазонов. Вычисляют нелинейность ТКЧ тензорезисторов ( $\Delta\alpha_\delta = \alpha_\delta^+ - \alpha_\delta^-$ ) в температурном диапазоне от  $t^+$  до  $t^-$ . Выбирают одну из схем компенсации по входным цепям  $R_\alpha + R_{ш}$  или  $R_\alpha + R_\delta$ , исходя из нахождения величин  $\alpha_r^+$ ,  $\alpha_\delta^+$  и  $\Delta\alpha_\delta$ , в области существования полной компенсации мультипликативной температурной погрешности (см. рис. 9).

В соответствии с выбранной схемой, вычисляют номиналы компенсирующих элементов путем решения системы уравнений (см. табл. 2) и устанавливают их во входную диагональ мостовой цепи. В случае нахождения  $\alpha_r^+$ ,  $\alpha_\delta^+$  и  $\Delta\alpha_\delta$  вне области полной компенсации, выбирают одну из схем компенсации  $R_\alpha + R_{ш}$  или  $R_\alpha + R_\delta$ , установленных в выходную диагональ мостовой цепи, работающую на низкоомную нагрузку  $R_n \leq 2$  кОм.

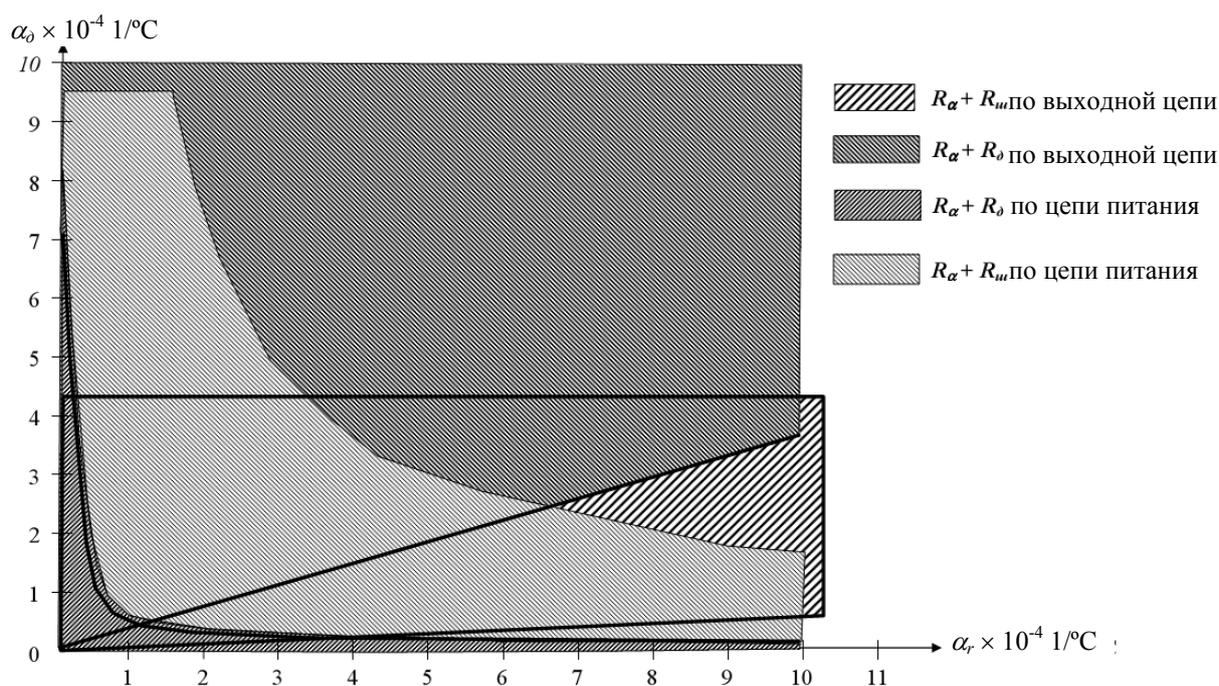


Рис. 9. Границы полной компенсации мультипликативной температурной погрешности предложенными схемными способами

Результаты анализа эффективности разработанных способов путем математического моделирования представлены на рис. 10 и в табл. 3.

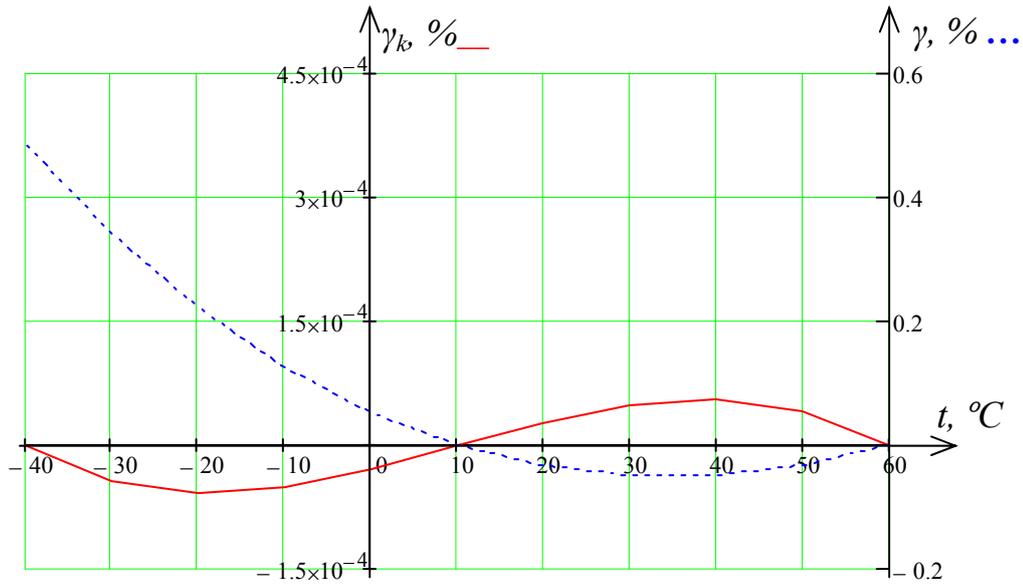


Рис. 10. Зависимость приведенной погрешности  $\gamma_k$  от температуры при компенсации резисторами  $R_\alpha + R_\delta$ , включенными в выходную цепь и  $\gamma$  при компенсации без учета нелинейности температурной характеристики

**В заключении** представлены основные результаты работы.

В соответствии с целями и задачами представленной диссертационной работы были проведены исследования и получены следующие результаты.

1. На основе анализа существующих способов и устройств измерения АД, был реализован аускультативный способ на основе ДПВ, проведены исследования его выходных характеристик и клиническая апробация в составе суточного монитора. Предложенная конструкция обеспечила повышенную помехозащищенность датчика и возможность измерения АД в нестационарных условиях.

2. Проведены исследования характера помех, возникающих в процессе СМАД, вследствие двигательной активности пациента. Разработан способ и устройство компенсации данного типа помех.

3. Разработана методика оценки точности монитора в процессе СМАД. Клиническая апробация разработанного способа компенсации, подтвердила его эффективность при компенсации помех вызванных легкой физической нагрузкой (ходьба) и передвижением в наземном транспорте (см. табл. 3).

4. Проведены исследования характера температурных погрешностей тензорезисторного датчика давления и анализ механизма их возникновения. Исследования выявили наличие нелинейности температурной характеристики, что потребовало разработки соответствующих способов компенсации, учитывающих данную нелинейность.

5. Разработаны способы компенсации АТП с учетом нелинейности температурной характеристики тензорезисторного датчика в стационарном температурном режиме эксплуатации, проведена оценка их эффективности (см. табл. 3).

6. Разработаны способы компенсации МТП с учетом нелинейности температурной характеристики тензорезисторного датчика в стационарном температурном режиме эксплуатации, проведена оценка их эффективности (см. табл. 3).

**В приложениях** приведены расчеты, подтверждающие эффективность разработанных способов компенсации АТП и МТП; описание программного обеспечения ИАДА-03Ул, результаты клинической апробации и протоколы медицинских испытаний ИАДА-03Ул, акты внедрения результатов работы, а также экспертные заключение о целесообразности проведения работ.

Таблица 3

Способ и устройство компенсации двигательной активности пациента	Ходьба, легкая физическая нагрузка	
	САД/ДАД	Транспорт
Стандартное отклонение, $\sigma$ без компенсации, мм рт. ст.	9,15/12,15	САД/ДАД 15,85/16,33
Стандартное отклонение, $\sigma$ со схемой компенсации, мм рт. ст.	5,23/6,33	7,22/7,80
Разработанный способ и устройство позволяет осуществлять компенсацию двигательной активности пациента следующих типов: ходьба, передвижение в наземном транспорте, легкая физическая нагрузка, не затрагивающая мышцы, находящиеся под пневмоманжетой (бицепсы, трицепсы). Полученные стандартные отклонения $\sigma$ не превысили допустимое значение по протоколу АAMI/ANSI $\sigma_{\text{доп}} = 8$ мм рт. ст.		
Способы компенсации аддитивной температурной погрешности	Температурная чувствительность	
	+60°C	-40°C
Без учета нелинейности	$S_{ot}^+ = -1,98 \cdot 10^{-4} 1/^\circ\text{C}$	$S_{ot}^- = -2 \cdot 10^{-9} 1/^\circ\text{C}$
Прямой, с учетом нелинейности	$S_{ot}^+ = -4,1 \cdot 10^{-11} 1/^\circ\text{C}$	$S_{ot}^- = -3,25 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$
Косвенный, с учетом нелинейности	$S_{ot}^+ = -1,04 \cdot 10^{-11} 1/^\circ\text{C}$	$S_{ot}^- = 3,86 \cdot 10^{-7} 1/^\circ\text{C}$
Разработанные способы обеспечивают высокую точность компенсации АТП с учетом нелинейности температурной характеристики (максимальная аддитивная температурная чувствительность датчика составила $S_{ot}^- = -3,25 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$ , что соответствует 3,25 % от допустимого значения $S_{ot}^\pm = \pm 1 \cdot 10^{-4} 1/^\circ\text{C}$ ) и ограничены только точностью определения параметров схемы и изготовления компенсационных элементов.		
Способы компенсации мультипликативной температурной погрешности	Температурная чувствительность	
	+60°C	-40°C
Без учета нелинейности	$S_{kt}^+ = 0 1/^\circ\text{C}$	$S_{kt}^- = -0,98 \cdot 10^{-4} 1/^\circ\text{C}$
1. $R_\alpha + R_\delta$ по вх. цепи $R_n > 500$ кОм	$S_{kt}^+ = 0 1/^\circ\text{C}$	$S_{kt}^+ = 0 1/^\circ\text{C}$
2. $R_\alpha + R_{\text{ш}}$ по вх. цепи $R_n > 500$ кОм	$S_{kt}^+ = -3,45 \cdot 10^{-7} 1/^\circ\text{C}$	$S_{kt}^- = 4,87 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$
3. $R_\alpha$ по вых. цепи $R_n \leq 2$ кОм	$S_{kt}^+ = -7,89 \cdot 10^{-7} 1/^\circ\text{C}$	$S_{kt}^- = 6,79 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$
4. $R_\alpha + R_\delta$ по вых. цепи $R_n \leq 2$ кОм	$S_{kt}^+ = 0 1/^\circ\text{C}$	$S_{kt}^+ = 0 1/^\circ\text{C}$
5. $R_\alpha + R_{\text{ш}}$ по вых. цепи $R_n \leq 2$ кОм	$S_{kt}^+ = -5,10 \cdot 10^{-8} 1/^\circ\text{C}$	$S_{kt}^- = 9,65 \cdot 10^{-7} 1/^\circ\text{C}$
Разработанные способы обеспечивают высокую точность компенсации МТП с учетом нелинейности температурной характеристики (максимальная мультипликативная температурная чувствительность датчика составила $S_{kt}^- = 6,79 \cdot 10^{-6} 1/^\circ\text{C}$ , что соответствует 6,79 % от допустимого значения $S_{kt} = 1 \cdot 10^{-4} 1/^\circ\text{C}$ ) и ограничены только точностью определения параметров схемы и изготовления компенсационных элементов.		

**Основное содержание диссертации опубликовано в следующих работах:**

**Публикации в изданиях, рекомендованных перечнем ВАК РФ**

1. Винокуров, Л. Н. Компенсация аддитивной температурной погрешности тензорезисторного датчика / Л. Н. Винокуров, В. А. Тихоненков // Датчики и системы. – 2010. – № 6. – С. 7-12.

**Публикации в других изданиях**

2. Винокуров, Л. Н. Современные неинвазивные методы измерения артериального давления. Преимущества применения дифференциальных пьезодатчиков пульсовой волны / Л. Н. Винокуров, В. А. Тихоненков // Вузовская наука в современных условиях: сборник докладов 43-й научно-технической конференции УлГТУ. – Ульяновск : УлГТУ, 2009. – С. 256.

3. Винокуров, Л. Н. Способ компенсации аддитивной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики тензопреобразователей давления / Л. Н. Винокуров, В. А. Тихоненков // Вузовская наука в современных условиях: сборник докладов 43-й научно-технической конференции УлГТУ. – Ульяновск : УлГТУ, 2009. – С. 257.

4. Винокуров, Л. Н. Способ компенсации двигательной активности пациента при суточном мониторинговании артериального давления / Л. Н. Винокуров, В. А. Тихоненков // Вузовская наука в современных условиях: сборник докладов 44-й научно-технической конференции УлГТУ. – Ульяновск : УлГТУ, 2010. – С. 101.

5. Винокуров, Л. Н. Способ компенсации мультипликативной температурной погрешности тензорезистивных датчиков с учетом нелинейности выходной характеристики / Л. Н. Винокуров, В. А. Тихоненков // Вузовская наука в современных условиях: сборник докладов 45-й научно-технической конференции УлГТУ. – Ульяновск : УлГТУ, 2011. – С. 146.

6. Винокуров, Л. Н. Разработка способов компенсации температурной погрешности тензометрических преобразователей давления с учетом нелинейности температурной характеристики / Л. Н. Винокуров, В. А. Тихоненков // Молодежный инновационный форум Приволжского федерального округа: сб. аннотаций проектов. – Ульяновск, 2010. – С. 247-248.

**Патенты**

7. Патент на изобретение № 2406970 РФ, МПК G01B 7/16. Способ настройки тензорезисторных металлопленочных датчиков с мостовой измерительной цепью по аддитивной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики начального разбаланса датчика / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А., Багаутдинов М. Ш.; заявл. 30.10.2009; опубл. 20.12.2010. – Бюл. № 35, 14 с.

8. Патент на изобретение № 2408838 РФ, МПК G01B 7/16. Косвенный способ настройки тензорезисторных металлопленочных датчиков с мостовой измерительной цепью по аддитивной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики начального разбаланса датчика / Виноку-

ров Л. Н., Тихоненков В. А., Багаутдинов М. Ш.; заявл. 03.11.2009; опубл. 10.01.2011. – Бюл. № 1, 19 с.

9. Патент на изобретение № 2408839 РФ, МПК G01B 7/16. Способ настройки тензорезисторных датчиков с мостовой измерительной цепью по мультипликативной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала датчика / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А.; заявл. 06.11.2009; опубл. 20.10.2010. – Бюл. № 29, 23 с.

10. Патент на изобретение № 2401982 РФ, МПК G01B 7/16. Способ настройки тензорезисторных датчиков с мостовой измерительной цепью по мультипликативной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала датчика / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А.; заявл. 06.11.2009; опубл. 10.01.2011. – Бюл. № 1, 20 с.

11. Патент на изобретение № 2403861 РФ, МПК А61В 5/02, G01Н 11/08. Датчик пульсовой волны / Винокуров Л. Н., Гаврилов В. М., Романовский В. Ф., Романовская А. М., Романовский А. В., Семенов С. М.; заявл. 08.06.2009; опубл. 20.11.2010. – Бюл. № 32, 9 с.

12. Патент на полезную модель № 88260 РФ, МПК А61В 5/02. Датчик пульсовой волны / Винокуров Л. Н., Гаврилов В. М., Романовский В. Ф., Романовская А. М., Романовский А. В., Семенов С. М.; заявл. 08.06.2009; опубл. 10.11.2009. – Бюл. № 31, 2 с.

13. Свидетельство об официальной регистрации программы для ЭВМ № 2005612996 РФ. Специализированное программное обеспечение носимого монитора артериального давления суточного СПО ИАДА-03Ул / Винокуров Л. Н., Гаврилов В. М., Коршунов В. В., Тагаев А. А.; заявл. 04.08.2005; зарег. 18.11.2005.

14. Патент на изобретение № 2432897, МПК А61В 5/02, G01Н 11/08. Устройство измерения артериального давления в условиях двигательной активности человека / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А.; заявл. 20.04.2011; опубл. 10.11.2011. – Бюл. № 31, 11 с.

15. Положительное решение о выдаче патента РФ по заявке № 2010142337, МПК G01B 7/16. Способ настройки тензорезисторных датчиков с мостовой измерительной цепью по мультипликативной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала датчика / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А.; заявл. 15.10.2010.

16. Положительное решение о выдаче патента РФ по заявке № 2010142322, МПК G01B 7/16. Способ настройки тензорезисторных датчиков с мостовой измерительной цепью по мультипликативной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала датчика / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А.; заявл. 15.10.2010.

17. Положительное решение о выдаче патента РФ по заявке № 2010142328, МПК G01B 7/16. Способ настройки тензорезисторных датчиков с мостовой измерительной цепью по мультипликативной температурной погрешности с учетом нелинейности температурной характеристики выходного сигнала датчика / Винокуров Л. Н., Тихоненков В. А.; заявл. 15.10.2010.

**ВИНОКУРОВ Лев Николаевич**  
**Разработка и исследование датчиковой аппаратуры**  
**для системы автоматизированного мониторинга**  
**артериального давления**

Автореферат

Подписано в печать 31.01.2012. Формат 60×84 1/16.

Усл. печ. л. 1,40. Тираж 100 экз. Заказ

Типография УлГТУ. 432027, Ульяновск, ул. Северный Венец, 32.