

## РАЗРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО МАКЕТА НА ОСНОВЕ ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

сы. Общий вывод работы [4] заключается в том, что с уменьшением длины волны значение коэффициента обратного рассеяния возрастает. Здесь наименьшая рассматриваемая длина волны составляла 20м, а  $\sigma^0 = -8\text{дБ}$ . Сделано заключение, что вклад веток в общее отражение не велик и при объединении с листьями общее обратное отражение становится меньше. Подчеркивается, что этот эффект существенен на более коротких волнах вследствие большего поглощения в листе.

### Список литературы

1. Шовенгердт, Р.А. Дистанционное зондирование. Модели и методы обработки изображений./ Р.А. Шовенгердт.- М. Техносфера., 2010, с.560
2. Теоретические основы радиолокации /Под ред. Я.Д. Ширмана. М.:Сов. Радио, 1970,-560с.
3. Kasichke, E.S. Calibrated X- and L-band scattering coefficient from a southern US forest/ E.S. Kasichke, R.W. Larson // Proc. IGARSS'86, Zurich, 8-11 Sept., 1986, P.895-901
4. Козырев, В.В. Определение биомассы лесной растительности по радиолокационным измерениям со спутников/ В.В. Козырев, В.С. Косолапов // Исследование Земли из космоса. 2005. №3. с.73-85.

с.н.с., к.ф.-м.н., доцент **Доржиев Б.Ч.**, вед. инженер **Очиров О.Н.** - тел. (3012) 434819, e-mail: oleg\_och@pres.bscnet.ru - Институт физического материаловедения СО РАН. с.н.с., к.ф.-м.н. **Климов А.И.**, 8(3822)-491-410, klimov@lfe.hcei.tsc.ru - Институт сильноточной электроники СО РАН.

УДК 616-71

## РАЗРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО МАКЕТА НА ОСНОВЕ ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

Е.И. Шкляр, Д.В. Миляев

Приведены исследования экспериментального макета, измеряющего динамику изменения артериального давления при возрастающих нагрузках на сердечную мышцу. Устройство способно непрерывно определять мгновенные значения давления при нагрузках и при восстановлении давления на переходе к спокойному состоянию. Требования, предъявляемые к прибору такого типа, в основном сводятся не к повышению точности измерения, а его компактности, возможности непрерывного измерения и демонстрации диаграммы кривой давления в течение дня, недели и более

**Ключевые слова:** артериальное давление, пьезоэлектрический преобразователь, медицина, измерение

### Введение

В мире медицины существует огромное количество различных приборов и средств измерения для выяснения болезней сердца и сердечнососудистых заболеваний. Одной из самых острых проблем, стоящей перед врачами, является выбор универсального точного устройства, которое верно, а самое главное быстро выявит болезнь пациента на ранних стадиях заболевания. Традиционно принятые при обследовании пациентов разовые измерения артериального давления (АД) не всегда отражают истинные его величины, не дают представления о суточной динамике, поэтому затрудняется диагностика артериальной гипертензии, подбор антигипертензивных препаратов, оценка их эффективности и адекватность лечения.

### Методы измерения АД

В современном мире существует несколько методов измерения АД, все они де-

лятся на инвазивные и неинвазивные. Применение инвазивного метода практически не используется на практике, его применяют только в экстренных случаях для диагностики работы сердца. Неинвазивные методы нашли широкое применение в медицине.

### Аускультативный метод:

Метод основан на полном пережатии манжетой плечевой артерии и выслушивании тонов, возникающих при медленном выпуске воздуха из манжеты.

### Осциллометрический метод:

Он основан на регистрации прибором пульсаций давления воздуха, возникающих в манжете при прохождении крови через сжатый манжетой участок артерии.

### Безманжетные методы

В основе опытных разработок этого направления лежат исследования возможностей использования тех или иных функциональных

## РАЗДЕЛ VI. ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЬ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

зависимостей, которые могли бы связывать величину АД с каким-либо физиологическим параметром, регистрируемым неинвазивно. В свою очередь безманжетные методы делятся на:

- фотоплетизмографический (оптический)
- импедансно-плетизмографический
- механический

**Фотоплетизмографический (оптический) метод:**

Метод основан на преобразовании давления (P) в силу (F) и измерении параметров пульсовой волны одновременно с измерением значений давления. Поскольку

$$P = \frac{F}{S}$$

**Метод импедансной плетизмографии:**

При определении параметров артериального давления (АД) крови, а именно, его систолического Ps и диастолического Pd давлений, импедансная плетизмография позволяет получить кривую изменения сопротивления участка тела человека, так называемую реограмму.

**Механический метод:**

Для исследования тонов и шумов сердца и записи фонокардиограмм применяются электродинамические и пьезоэлектрические микрофоны.

Тонометр на основе пьезоэлектрического преобразователя сможет решить сложившуюся ситуацию в медицине. Суть метода заключается в измерении напряжения, которое возникает в преобразователе после прохождения пульсовой волны, определенной силы. Зависимость напряжения на преобразователе от давления человека вычисляется математическим способом.

**Математическая модель устройства**

Рассмотрим зависимость напряжения от перемещения преобразователя:

$$E = K \cdot \Delta x, \text{ где}$$

E – напряжения на выходе преобразователя

K – общий коэффициент преобразования

$\Delta x$  – перемещение преобразователя

Закон Гука:

$$F = k \cdot \Delta x$$

$$\Delta x = \frac{F}{k}$$

Связь силы и давления:

$$F = S \cdot P, \text{ где}$$

S – площадь соприкосновения головки преобразователя с телом человека

P – давление

Вычисление зависимости АД от движения головки первичного преобразователя с помощью системы уравнений:

$$\begin{cases} F = k \cdot \Delta x \\ F = S \cdot P \end{cases} \Leftrightarrow S \cdot P = k \cdot \Delta x$$

$$P = \frac{k}{S} \cdot \Delta x$$

где  $K = \frac{k}{S}$  – общий коэффициент преобразования.

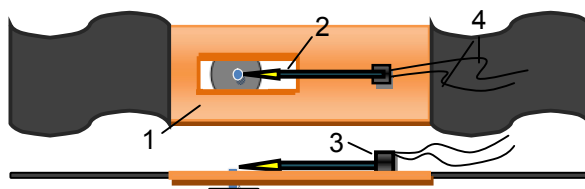


Рисунок 1 – Конструкция первичного преобразователя (1 – пластина; 2 – преобразователь; 3 – крепление; 4 – выводы.)

**Структурная схема экспериментального макета:**

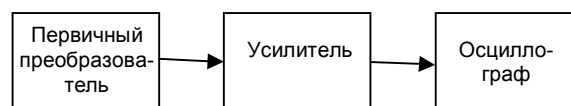


Рисунок 2 – Структурная схема экспериментального макета

Данный экспериментальный макет неоднократно подвергался испытаниям на определение необходимых информативных параметров, таких как АЧХ, ФЧХ, сигнал/шум и стабильность работы в комплексе с другим оборудованием. В ходе эксперимента получили информацию о рабочей частоте и о возможности применения пьезоэлектрического преобразователя в целях измерения артериального давления.

Эксперименты подтвердили, что на представлении информации влияют приборы, участвующие в опытах. Чтобы устранить эту неточность включили в эксперимент недостающее звено - фильтр низких частот третьего порядка (ФНЧ) на 10Гц. С применением ФНЧ стало возможным подавление высокой частоты, которая скрывала несущую информацию о работе преобразователя. После улучшения конструкции датчика стало возможным исследование наиболее специфических возможностей звукоснимателя (первичного преобразователя).

Труднее всего оценивается степень мешающего воздействия нелинейных искажений. По своему происхождению эти искажения можно разделить на две группы. К одной из них относятся искажения, возникающие из-за нелинейности преобразования. Эти искажения вызывают амплитудную модуляцию, поэтому относительно колебаний с основной частотой

## РАЗРАБОТКА ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО МАКЕТА НА ОСНОВЕ ПЬЕЗОЭЛЕКТРИЧЕСКОГО ПРЕОБРАЗОВАТЕЛЯ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ АРТЕРИАЛЬНОГО ДАВЛЕНИЯ

как на несущей возникают частоты боковых полос (комбинационные звуки). Они представляют собой относительно небольшую помеху, потому что ее значение не зависит от частоты и у современных головок звукоснимателей пренебрежимо мало. Ко второй группе относятся искажения огибающей, возникающие вследствие геометрических различий между резцом рекордера при записи и иглой звукоснимателя (пьезоэлектрического преобразователя) при воспроизведении. Кроме гармонических составляющих, они вызывают фазовую модуляцию. Эти искажения увеличиваются пропорционально частоте, поэтому их мешающее действие чрезвычайно велико и они считаются определяющими искажениями головки звукоснимателя.

Так как количественно определить нелинейные искажения невозможно, был проведен опыт с применением 10 гирек массой 1-10г, на пьезоэлектрический преобразователь с одинаковой скоростью подавался груз, и в ходе эксперимента было выяснено, что при подаче груза в 3г, первичный преобразователь выдает минимальные нелинейные искажения.

Одним из самых главных параметров, на которые следует обратить внимание, является прижимная сила звукоснимателя, которая не должна превышать 30 мН. Заданные в паспорте звукоснимателя минимальное и максимальное значения прижимной силы нельзя уменьшать или превышать. По возможности целесообразно установить рекомендуемое значение, так как прижимная сила влияет на вертикальный угол воспроизведения. Только при заданной изготовителем прижимной силе он будет равен  $15^\circ$ . Для звукоснимателей, имеющих укороченный иглодержатель, более благоприятным является больший вертикальный угол. По итогам экспериментов вертикальный угол воспроизведения у применяемого преобразователя составляет  $19^\circ$ .

Проведя ряд экспериментов первичного преобразователя, была разработана структурная схема макета для измерения артериального давления в основу, которой вошли блок микроконтроллера и обработка результатов в программе LabView. На рисунке 3 представлена структурная схема макета.

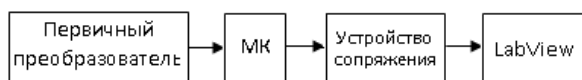


Рисунок 3 – Структурная схема макета

Для анализа разрабатываемого прибора, была сформирована модель генератора, благодаря которому синусоидальный сигнал поступает на микроконтроллер, а данные обрабатываются с помощью АЦП, встроенный в АТmega16. Для микроконтроллера АТmega16 была написана программа, которая позволяет микроконтроллеру считывать информацию с

пьезоэлектрического преобразователя, обрабатывать данные и выводить обработанную информацию в пакет программы LabView.

На основе проделанной работы был разработан макет устройства измерения АД с применением пьезоэлектрического преобразователя. Достоверность работы макета проводилась в сравнение с работой уже действующего прибора, основанного на осциллометрическом методе, тонометр фирмы OMRON серии M2 Basic (HEM-7116-ARU).

Для определения среднего коэффициента зависимости напряжения от артериального давления был проведен ряд экспериментов, в котором приняли участие 20 человек. Участники прошли предварительный осмотр, на котором измерили свое артериальное давление с помощью прибора Omron M2 Basic (HEM-7116-ARU). После осмотра, давление человека измерялось устройством определения артериального давления на основе пьезоэлектрического преобразователя, и производился расчет усредненного коэффициента. Эксперимент показал, что коэффициент зависимости артериального давления от напряжения на пьезоэлектрическом преобразователе составляет 45,689.

Одной из самых главных причин разработки нового медицинского оборудования является предоставление достоверной информации об артериальном давлении пациента. Для подтверждения надежной работы макета был проведен опыт, в основу которого вошли испытания, проведенные прибором с пьезоэлектрическим преобразователем, и тонометром, выполненным на основе осциллометрического метода Omron M2 Basic (HEM-7116-ARU). На основе проделанного эксперимента составили таблицу 1 и 2.

Psp – среднее систолическое давление, измеренное с помощью тонометра Omron на правой и левой руке;

Pdp – среднее диастолическое давление, измеренное с помощью тонометра Omron на правой и левой руке;

Psm10 – Psm60 – систолическое давление на приборе с применением пьезоэлектрического преобразователя в разное время измерения от 10 до 60 секунд.

Pdm10 – Pdm60 – диастолическое давление на приборе с применением пьезоэлектрического преобразователя в разное время измерения от 10 до 60 секунд.

Физические нагрузки всегда влияли на показания тонометров, одной из основных задач создания нового прибора стало изобретение устройства для измерения артериального давления, на которое не будет влиять внешние факторы, занятия спортом и образ жизни пациента. Опыт с нагрузкой помог определить зависимость измерения АД от физических нагрузок человека, выполняемые во время определения артериального давления. Экспе-

## РАЗДЕЛ VI. ИЗМЕРЕНИЯ И КОНТРОЛЬ В МЕДИЦИНЕ И ЭКОЛОГИИ

римент проводился с применением тонометра OMRON и макета на основе пьезоэлектрического преобразователя. В ходе опыта человеку была дана задача в течение измерения АД:

выполнять физические упражнения, а измерителю вычислить зависимость показания прибора от нагрузки. Данные эксперимента были занесены в таблицу 3.

Таблица 1 - Измерение артериального давления на протяжении 40 секунд

Psp	Pdp	Psm10	Pdm10	Psm20	Pdm20	Psm30	Pdm30	Psm40	Pdm40
127	78	132,02	81,15	120,89	79,41	125,62	78,53	124,98	82,14
136	70	144,92	75,24	130,56	70,12	135,27	69,14	138,47	71,26
100	64	115,61	67,25	107,34	68,21	98,81	60,49	97,35	62,57
114	69	128,92	78,23	120,84	73,26	106,54	68,72	112,39	65,36
122	70	129,37	75,64	132,51	72,31	120,54	69,82	125,7	68,23
98	64	111,12	71,56	109,37	69,34	101,54	64,38	98,36	66,28
136	72	144,39	75,64	139,54	73,57	135,47	71,49	132,64	69,89
123	72	135,92	74,86	128,64	75,32	120,74	73,06	119,82	72,14
119	61	129,67	68,54	124,38	65,47	120,31	60,12	114,25	62,38
122	64	131,35	69,25	125,54	64,35	124,39	63,89	120,51	68,74
106	65	111,23	68,94	105,84	64,35	107,36	61,32	104,96	62,37
104	63	109,64	69,85	105,38	64,35	107,25	62,38	102,36	62,14
140	78	145,36	81,25	142,39	80,25	138,56	75,36	137,25	74,95
111	59	125,34	63,67	120,84	60,12	108,27	57,28	102,69	63,67
110	73	119,86	79,34	115,82	75,28	108,36	71,36	105,67	76,24
113	65	118,79	66,58	115,84	62,34	110,69	68,75	109,87	63,57
123	66	128,57	63,89	124,69	64,57	127,36	67,35	125,64	62,38
104	58	110,62	62,31	105,62	59,75	100,31	56,24	103,68	58,72
124	66	125,62	68,71	123,64	64,52	122,82	66,99	124,69	63,24
102	51	108,79	53,64	104,62	50,28	100,34	51,24	101,58	50,36

Таблица 2 - Измерение артериального давления на протяжении 20 секунд

Psp	Pdp	Psm50	Pdm50	Psm60	Pdm60	Psm	Pdm	γs	γd
127	78	134,72	75,28	126,37	76,24	127,43	78,79	-0,34	-1,01
136	70	136,29	73,48	139,24	75,91	137,46	72,53	-1,07	-3,61
100	64	104,61	60,27	99,24	62,28	103,83	63,51	-3,83	0,76
114	69	115,71	66,94	114,92	69,35	116,55	70,31	-2,24	-1,90
122	70	123,75	71,45	121,34	74,36	125,54	71,97	-2,90	-2,81
98	64	97,25	65,72	104,67	62,57	103,72	66,64	-4,84	-4,13
136	72	136,85	73,51	138,54	74,82	137,91	73,15	-1,40	-1,60
123	72	125,34	70,98	123,67	68,45	125,69	72,47	-2,19	-0,65
119	61	119,72	58,39	117,38	61,57	120,95	62,75	-1,64	-2,86
122	64	121,47	64,39	118,87	66,71	123,69	66,22	-1,38	-3,47
106	65	103,28	62,98	100,34	60,15	105,50	63,35	0,47	2,54
104	63	101,45	64,32	100,98	61,45	104,51	64,08	-0,49	-1,72
140	78	139,65	80,29	141,32	82,75	140,76	79,14	-0,54	-1,46
111	59	113,64	56,14	115,82	57,25	114,43	59,69	-3,09	-1,17
110	73	111,64	70,72	117,52	71,58	113,15	74,09	-2,86	-1,49
113	65	113,65	62,59	117,85	61,48	114,45	64,22	-1,28	1,20
123	66	126,39	67,58	122,57	62,35	125,87	64,69	-2,33	1,99
104	58	102,47	59,18	100,59	61,14	103,88	59,56	0,11	-2,68
124	66	120,35	67,86	121,84	65,72	123,16	66,17	0,68	-0,26
102	51	98,36	51,47	99,24	52,87	102,16	51,64	-0,15	-1,26

Эксперимент доказал, что прибор на основе осциллометрического метода не способен измерять АД в постоянном ритме человеческой жизни, т.к. все нагрузки будут влиять на достоверность работы оборудования. Устройство же измерения артериального давле-

ния с применением пьезоэлектрического преобразователя способно работать в режиме реального времени, измеряя мгновенные значения артериального давления независимо от стиля жизни пациента.

Таблица 3 – Испытание макета

№	Параметр / условия	Испытуемый 1		Испытуемый 2	
1	Пол	женский		мужской	
2	Возраст	57		24	
3	Состояние организма	пониженное давление		нормальное давление	
4	АД прибором OMRON в покое	115/63	114/65	130/74	129/70
5	АД прибором OMRON под нагрузкой	error	error	error	error
6	Измерение АД экс. макетом в покое чел.	111,74/72,91 123,62/67,34		127,29/66,81 129,08/64,78	
7	Измерение АД макетом под нагрузкой	133,49/72,91 158,83/66,21		176,32/68,84 191,18/63,39	

### Выводы

Разработано и исследовано устройство, способное измерять мгновенные значения АД с погрешность, которая не превышает 5%. Ряд экспериментов доказали работоспособность и простоту применения устройства.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Селиванов, Е. П. Прибор для определения параметров артериального давления косвенным методом / Е. П. Селиванов, Р. Ш. Халиков // Межвуз. сб. науч. тр. — Пенза: Издатель-

ство Пенз. гос. техн. ун-та, 1993. — Вып. 18. — С. 115-118.

2. Мордашкин, В. К. Малогабаритный прибор для измерения артериального давления/ В. К. Мордашкин, О. Л. Гусев // Межвуз. сб. науч. тр. — Пенза: Издательство Пенз. гос. техн. ун-та, 1997. — Вып. 3. — С. 22-25.

*Ассистент Шкляр Е.И., доцент Миляев Д.В., – каф. Информационно-измерительной техники Национального исследовательского Томского политехнического университета, тел.(3822)-41-89-11, webmaster@iit.b10.tpu.edu.ru*

УДК 612.15

## РАЗРАБОТКА МОБИЛЬНОГО УЛЬТРАЗВУКОВОГО МОНИТОРА СКОРОСТИ КРОВотоКА В СОСУДАХ ЧЕЛОВЕКА

А.С. Рябоконт

Рассматриваются основные подходы и технические особенности при проектировании мобильного ультразвукового монитора скорости кровотока в сосудах человека. На основании анализа области применения прибора формулируются исходные функционально-технические требования. Проводится сравнительный анализ возможных вариантов реализации подсистем прибора и оценка требований к вычислительному устройству. Приводятся результаты экспериментов разработанного макета прибора.

**Ключевые слова:** мобильный ультразвуковой монитор скорости кровотока; основные подходы; разработка макета

### Введение

Исследование процессов функционирования сердечнососудистой системы человека может представлять интерес как в целях построения гемодинамических моделей [1], так и в целях определения состояния водителя автотранспортного средства. Мониторинг подразумевает накопление значительного объема измеренных данных в течение длительного исследования (до нескольких часов), когда человек совершает нормальные нагрузки: двигается и выполняет обычные действия. При этом, мониторинг кровотока в функциональной диагностике, осуществляемое на основе эффекта Допплера при ультразвуковом облучении, преимущественно применяется в цереброваскулярных исследованиях [2].

Целью разработки мобильного ультразвукового монитора скорости кровотока

ММСК является создание аппарата для длительных неинвазивных исследований кровотока крупных магистральных сосудов человека, таких как общая сонная артерия ОСА. Исходя из этого, основными техническими требованиями к прибору являются: малые масса и габариты как, например, у современных мобильных телефонов время непрерывной работы от Li-pol аккумулятора 4-6 часов, запись результатов исследований на карту памяти MicroSD, наличие дисплея и минимум органов управления. Требования, предъявляемые на основе анализа объекта [3,4] исследования и исходя из физики ультразвука [5], приведены в таблице 1.

### Разработка мобильного ультразвукового монитора

Возбуждение УЗ сигнала осуществляется при помощи пьезодатчиков. Как правило,