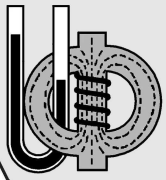
ISSN 2307-5457

НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ ЖУРНАЛ
РОССИЙСКОЙ АКАДЕМИИ ОБРАЗОВАНИЯ

Primus inter pares



УЧЕБНАЯ ФИЗИКА

Материалы XXXI Всероссийской научно-практической конференции

„Учебный физический эксперимент: Актуальные проблемы. Современные решения"

Июль - сентябрь 2026 №3

Издается с января 1997 года

Посвящается памяти В.В.Майера

СОДЕРЖАНИЕ

Основная школа

П. В. Зуев, Т. Н. Шамало — ПОДГОТОВКА УЧАЩИХСЯ К РЕАЛИЗАЦИИ НАУЧНОГО МЕТОДА ПОЗНАНИЯ В ИНЖЕНЕРНЫХ КЛАССАХ НАЧАЛЬНОЙ ШКОЛЫ 3

Старшая школа

М. А. Фаддеев, Ю. В. Масленникова — УЧЕБНО–ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКАЯ РАБОТА «СИЛА ТРЕНИЯ ЭЙЛЕРА» 15

В. Н. Бакулин, М. И. Толмачева, М. П. Уварова — ТВОРЧЕСКИЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ЗАДАНИЯ ПО ТЕМЕ «ВОЛНОВАЯ ОПТИКА» 24

Высшая школа

О. В. Сергеева, Е. Л. Казакова — О ВОЗМОЖНОСТЯХ ЛАБОРАТОРНОЙ РАБОТЫ ПО МОЛЕКУЛЯРНОЙ ФИЗИКЕ ДЛЯ ФОРМИРОВАНИЯ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ТРАЕКТОРИЙ ОБУЧЕНИЯ 38

И. Ю. Зворыкин, М. Р. Каткова — УЧЕБНЫЙ ПРОЕКТ ПО СОЗДАНИЮ УСТАНОВКИ ДЛЯ ДЕМОНСТРАЦИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ СОЛЕНОИДА 49

Компьютер в эксперименте

А. П. Горлов, И. А. Горлов, Е. А. Самойлов — МЕЖПРЕДМЕТНЫЙ УЧЕБНЫЙ ПРОЕКТ: ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛАСТИЧНОСТИ АРТЕРИЙ 55

Исследования

И. Г. Кирин — ОПЫТ ПРЕПОДАВАНИЯ ФИЗИКИ БУДУЩИМ ЮРИСТАМ В ЮРИДИЧЕСКОМ КОЛЛЕДЖЕ 70

АВТОРЫ ЖУРНАЛА 76

Основатель журнала, главный редактор в 1997–2025 гг. — д.п.н., профессор ***Майер Валерий Вильгельмович*** *(Глазов)*

Редакция журнала:
Е. И. Вараксина (главный редактор), Р. В. Акатов, Л. С. Кропачева, Р. В. Майер, Е. С. Мамаева

Редакционный совет:

С. В. Барышников	д.ф.-м.н., профессор, Благовещенск
И. В. Гребенев	д.п.н., профессор, Нижний Новгород
М. Д. Даммер	д.п.н., профессор, Челябинск
П. В. Зуев	д.п.н., профессор, Екатеринбург
О. В. Лебедева	д.п.н., доцент, Нижний Новгород
Ю. А. Сауров	д.п.н., профессор, член-корр. РАО, Киров
А. П. Усольцев	д.п.н., профессор, Екатеринбург
А. А. Шаповалов	д.п.н., профессор, Барнаул

Оргкомитет конференции:

Н. Я. Молотков	д.п.н., профессор, Тамбов
Ф. А. Сидоренко	д.ф.-м.н., профессор, Екатеринбург
Я. А. Чиговская–Назарова	к.филол.н., доцент, ректор ГИПУ, Глазов
Т. Н. Шамало	д.п.н., профессор, Екатеринбург

Перечень ВАК: Журнал «Учебная физика» включен Высшей аттестационной комиссией (ВАК) Минобрнауки России в «Перечень рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук».

Адрес редакции, издателя и типографии: 427621, Удмуртия, Глазов, Первомайская, 25, ФГБОУ ВО «ГИПУ», Телефон: (341 41) 5–32–29.
E-mail: uch-fiz@mail.ru, kropa@bk.ru

Учредитель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Глазовский государственный инженерно–педагогический университет имени В. Г. Короленко»

Журнал «Учебная физика» зарегистрирован Комитетом Российской Федерации по печати 4 февраля 1997 года, регистрационный № 015686; внесены изменения в запись о регистрации средства массовой информации Федеральной службой по надзору в сфере связи, информационных технологий и массовых коммуникаций (Роскомнадзор) 2 мая 2017 года, ПИ № ФС77–69506.

Подписной индекс: 79876.

Использование и перепечатка материалов допускаются только по договоренности с редакцией журнала.

Сдано в набор 07.09.26. Подписано в печать 24.09.26.
Дата выхода в свет: 29.09.26.
Формат 60 × 90 1/16. Усл. печ. л. 4,75.

Заказ 177. Тираж 200 экз. Цена свободная.

Первая страница обложки: Исследование учебного физического эксперимента по диффузии (Вараксина Е. И., Майер В. В., Шиляева Л. В. Учебные опыты по диффузии на урочных и внеурочных занятиях по химии и физике // Учебная физика. — 2025. — № 1. — С. 39–55), прототип которого описан в статье В. В. Майера и Е. С. Мамаевой «Несколько новых опытов для седьмого класса» (Учебная физика. — 2007. — № 1. — С. 14–21).

Научная статья
ББК 74.262.23
УДК 372.853

А. П. Горлов, И. А. Горлов, Е. А. Самойлов

МЕЖПРЕДМЕТНЫЙ УЧЕБНЫЙ ПРОЕКТ: ПРИБОР ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ЭЛАСТИЧНОСТИ АРТЕРИЙ

В рамках учебного проекта по физике исследуются возможности для оценки эластичности (упругости) артерий как механической характеристики сосудов, которая определяет гемодинамические показатели периферического кровообращения. Сконструирован оригинальный прибор (аппаратно–программный комплекс) для анализа упругих свойств артерий человека на основе измерения скорости пульсовой волны. Прибор предназначен для учебного исследования методов медицинской диагностики сердечно–сосудистых заболеваний. Проведены измерения эластичности (упругости) артерий у пациентов трех возрастных категорий (16, 35 и 48 лет) с использованием созданного прибора. Полученные результаты могут быть полезны в качестве дидактического ресурса проектной деятельности как старшеклассников, так и студентов факультетов физико–математического профиля в системе среднего и высшего профессионального образования.

Ключевые слова: проектная деятельность школьников, учебный физико–биологический проект, межпредметные связи, учебный физический эксперимент, сердечно–сосудистая система, эластичность артерий человека.

A. P. Gorlov, I. A. Gorlov, E. A. Samoilov

INTERDISCIPLINARY EDUCATIONAL PROJECT: A DEVICE FOR MEASURING ARTERIAL ELASTICITY

As part of a physics academic project, the possibilities for assessing arterial elasticity as a mechanical characteristic of blood vessels, which determines the hemodynamic parameters of peripheral circulation, are being explored. An original device (hardware and software system) for analyzing the elastic properties of human arteries based on pulse wave velocity measurements has been designed. The device is intended for a study of the medical diagnosis methods of cardiovascular diseases. Arterial elasticity measurements were conducted in patients of three age groups (16, 35, and 48 years) using the developed device. The obtained results can be useful as a didactic resource for project–based activities for both high school students and undergraduate students majoring in physics and mathematics in secondary and higher vocational education.

Keywords: school project activities, educational physics and biology project, interdisciplinary connections, educational physics experiment, cardiovascular system, elasticity of human arteries.

DOI: 10.62957/2307-5457-2026-3-55-69

© Горлов А. П., Горлов И. А., Самойлов Е. А., 2026

1. Введение

Проектная деятельность является значимым ресурсом в системе управления интеллектуальным развитием школьников при обучении физике [1]. Высокую ценность представляют проекты междисциплинарного характера, которые создают обучающимся особые возможности для становления таких востребованных сегодня личностных качеств, как коммуникационная и информационная компетенции, новаторство, взаимодействие, гибкость мышления [2, 3]. И хотя тематика междисциплинарных проектов и отдельные методические разработки представлены в частнодидактической литературе [4, 5, 6, 7], учителя физики, преподаватели и обучающиеся испытывают дефицит идей, направлений учебной проектной деятельности, конкретных дидактических средств и рекомендаций. Указанное противоречие обусловливает актуальность темы данного исследования.

В работе рассматриваются возможности интеграции знаний из области биологии, физики, цифровой техники и программирования для решения проблемы учебного исследования методов диагностики артерий человека с целью профилактики распространенных заболеваний сердечно–сосудистой системы. Физиологический и физический анализ особенностей сердечно–сосудистой системы человека позволяет заключить, что эластичность (упругость) артерий является ключевым параметром, определяющим эффективность кровотока. Физические закономерности, описывающие динамику движения крови по сосудам, детерминируют метод измерения (оценки) эластичности артерий, который, в свою очередь, обусловливает принцип действия прибора для измерения указанного параметра. Знания и умения в области электроники и цифровой техники определяют особенности конструкции этого прибора (элементный состав, принципиальную схему). Наконец, владение основами программирования и компьютерной техники обеспечивает разработку аппаратно–программного обеспечения, соответствующего поставленной задаче.

В финале проведенного исследования сконструирован оригинальный прибор (аппаратно–программный комплекс) и проведена его апробация в учебном эксперименте, демонстрирующем измерение упругости артерий у трех пациентов разных возрастных категорий.

Перейдем к детальному описанию этапов решения поставленной проблемы.

2. Теоретические основы измерения упругости артерий человека

Рассмотрим учебную биологическую и физическую теорию, лежащую в основе выполняемого межпредметного проекта.

2.1. Физиология сердечно–сосудистой системы человека

Как известно, сердечно–сосудистая система человека включает сердце и сосуды — крупные артерии, периферические артерии, капилляры, венулы, вены, крупные вены. Основная функция сердечно–сосудистой системы — транспортная — состоит в обеспечении тока физиологических жидкостей (крови, лимфы). Кровь, перемещаясь по сосудам, поставляет кислород и питательные вещества органам и тканям, выводит углекислый газ и продукты жизнедеятельности, способствует переносу гормонов, иммунных тел, участвует в процессах терморегуляции организма [8].

Кровь проталкивается по сосудам благодаря давлению, которое создается пульсирующим сокращением стенок сердца (рис. 1). Пульсация давления уменьшается при прохождении крови от крупных артерий к капиллярам и венам. На рис. 2 показан график изменения давления крови в сосудах [9].

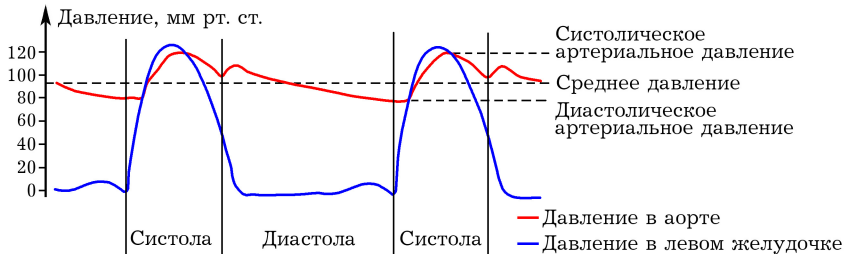


Рис. 1. Пульсирующее давление крови в аорте [8, с. 48]

Проталкивая кровь от крупных артерий до вен, сердце совершает работу. С ростом физической нагрузки потребность органов и тканей человека в кислороде и питательных веществах увеличивается, поэтому частота сердечных сокращений и кровяное давление повышаются, кровоток возрастает, что, в свою очередь, приводит к росту нагрузки на сердце [10]. Для уменьшения давления крови и, соответственно, для уменьшения нагрузки на сердце организм использует упругие (эластичные) свойства артерий, их способность растягиваться, увеличивая пропускаемый объем крови, и затем возвращаться в исходное состояние (рис. 3).

Таким образом, воздействие пульсации сердца на кровоток частично уменьшается артериями и благодаря их упругости передается дальше по сосуду. Чем эластичнее артерии, тем больше энергии сердца поглощается артериальными сосудами, что приводит к падению стартового давления, к уменьшению входного сопротивления сердечному выбросу и степени угасания колебаний давления. Такой механизм облегчает проталкивание крови по сосудам [11].

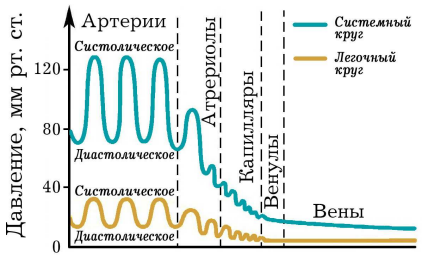


Рис. 2. Изменение давления крови в сосудах [9, с. 21]

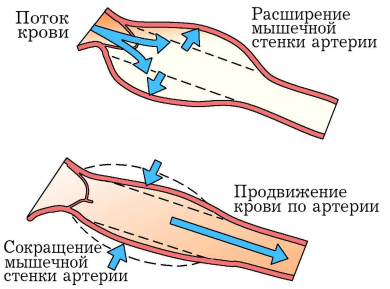


Рис. 3. Образование пульсовой волны

Возрастные и атеросклеротические изменения увеличивают жесткость артерий, что приводит к дополнительной нагрузке на сердце и провоцирует сердечно–сосудистые заболевания. Вот почему эластичность (упругость) является важным механическим и физиологическим параметром артерий.

2.2. Факторы, определяющие эластичность артерий

Эластичность артерий характеризует их способность растягиваться под воздействием кровяного давления и возвращаться в исходное состояние. Эластичные свойства артерий определяются трехоболочечной структурой их стенок и соотношением в стенках эластина, коллагена и гладкомышечных клеток.

Эластин — белок, обеспечивающий сосудам гибкость. По своим механическим свойствам он близок к резине, модуль Юнга эластических волокон примерно равен $3 \cdot 10^5$ Н/м^2. Коллаген — белок, придающий стенкам сосудов жесткость. Он формирует волокна с модулем Юнга порядка 10^8 Н/м^2. Гладкомышечные клетки при расслаблении или сокращении изменяют диаметр сосудов. Модуль Юнга гладкомышечных клеток в расслабленном состоянии примерно такой же, что у эластических волокон, но в состоянии сокращения увеличивается в 20 раз [12].

Соотношение эластина и коллагена в грудной аорте лежит в пределах от 2 до 1,5, а в периферических артериях этот показатель равен примерно 0,5. В грудной аорте доля гладких мышц составляет около 25 %, а в мельчайших артериях и артериолах она достигает 60 % [12]. По этим причинам эластичность различных артерий человека неодинакова: жесткость артериальных стенок увеличивается от аорты к периферии.

2.3. Методы измерения (оценки) эластичности артерий

В настоящее время выделяют три основных метода оценки эластичности артерий [9].

2.3.1. Метод определения модуля упругости. По закону Гука [13]:

$$F = k \cdot |\Delta L|. \tag{1}$$

Здесь F — модуль силы упругости, k — коэффициент упругости (жесткость) тела; ΔL — удлинение (изменение линейного размера тела). Закон Гука справедлив для линейных деформаций. Коэффициент упругости можно рассчитать так:

$$k = \frac{F}{\Delta L}. \tag{2}$$

Кроме того, $k = E \cdot S/L_0$, где L_0 — начальная длина образца, S — площадь поперечного сечения образца, E — модуль Юнга.

В случае объемной деформации выполняется соотношение:

$$-p = K \cdot \frac{\Delta V}{V_0}, \tag{3}$$

где K — коэффициент объемной упругости, p — давление, V_0 — начальный объем тела, ΔV — изменение объема тела [14, с. 427].

Коэффициент податливости (эластичности) E — величина, обратная коэффициенту K. Податливость понимается как изменение объема в ответ на изменение давления [9]. Для артерии с учетом пульсирующего характера движения крови по сосудам коэффициент податливости (эластичности) E можно рассчитать по формуле:

$$E = \frac{1}{V_0} \cdot \frac{\Delta V}{\Delta p}, \tag{4}$$

где V_0 — начальный объем артерии; ΔV — изменение объема артерии; Δp — изменение трансмурального давления. Трансмуральное давление — это разница давлений между внутренней и внешней стенкой артерии. Согласно формуле (4), для оценки эластичности артерии необходимо определить зависимость объема артерии от давления. Сложность данного метода заключается в измерении изменения объема артерии ΔV.

2.3.2. Метод ультразвукового исследования. Данный метод наиболее наглядный. Он позволяет достаточно точно определить изменение объема артерии совместно с пульсацией артериального давления. Однако для использования этого метода необходимы сложное медицинское оборудование и специализированные медицинские учреждения (клиники) [9].

2.3.3. Метод измерения скорости распространения пульсовой волны. Этот метод предполагает измерение времени запаздывания систолического подъема на периферической артерии относительно аорты или близкой к ней артерии (сонной, плечевой). Эластичность сосудов можно оценивать как коэффициент, обратный скорости распространения пульсовой волны [9]:

$$E = E_0 \cdot \frac{\Delta t}{L}, \tag{5}$$

где E_0 — передаточный коэффициент; Δt — время запаздывания рас-

пространения пульсовой волны; L — путь, который проходит пульсовая волна.

Чем эластичней сосуды, тем больше время запаздывания распространения пульсовой волны и меньше скорость распространения пульсовой волны.

В нашей работе предложено учебное исследование метода оценки эластичности артерий по скорости распространения пульсовой волны.

Для регистрации пульсовой волны можно использовать манжету для измерения артериального давления. Она позволяет изменять трансмуральное давление, то есть формировать равновесие внешнего давления (давления в манжете) и давления в артериальном сосуде на уровнях минимального динамического, среднего и конечного систолического (максимального динамического) давлений.

Пульсовая волна регистрируется в двух точках — на плече и на голени, как показано на рис. 4. Эластичность артерии зависит от артериального давления [15]. Форма и амплитуда пульсовой волны изменяется в зависимости от давления в манжете (рис. 5).

Наиболее достоверная методика оценки параметра эластичности артерий включает определение механических свойств сосуда при условии нулевого трансмурального давления, то есть, когда давление внутри стенки и снаружи скомпенсировано. В этом слу-

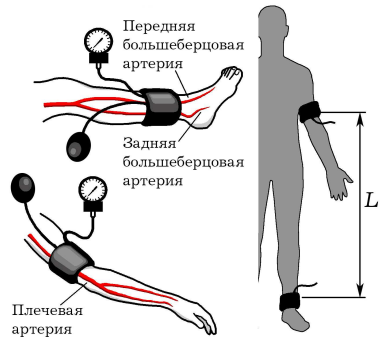


Рис. 4. Точки регистрации пульсовой волны

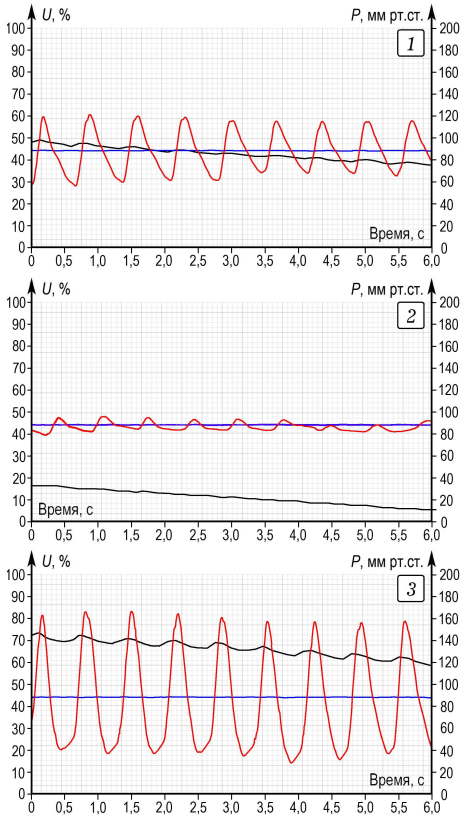


Рис. 5. Форма пульсовой волны при разных величинах давления в манжете: *1* — 98÷75 мм рт. ст.; *2* — 33÷11 мм рт. ст.; *3* — 147÷170 мм рт. ст.

чае эластичность ненагруженной артериальной стенки обусловлена упругими свойствами сосуда. Нулевое трансмуральное давление в каждой точке определяется по максимальной амплитуде пульсаций путем нагнетания давления в каждую из манжет.

Суть эксперимента заключается в фиксировании давления на плече и на голени, в определении момента систолического подъема на каждом графике и вычислении по формуле (5) времени запаздывания Δt пульсовой волны в голени относительно плеча при фиксированном расстоянии L между манжетами.

3. Конструирование прибора для измерения упругости артерий человека

Используя изложенный подход, перейдем к описанию оригинального аппаратно–программного комплекса для оценки эластичности артерий человека.

3.1. Модель прибора и принцип его построения

Основные задачи разработанного аппаратно–программного комплекса таковы: 1) детектирование двух независимых каналов датчиков давления в манжете; 2) аналого–цифровое преобразование сигналов датчиков давления; 3) передача оцифрованных данных в вычислительное устройство (компьютер) для дальнейшей визуализации сигналов; 4) программная обработка, регистрация, визуализация и анализ полученных сфигмограмм (пульсовых волн). Структурная схема разработанного аппаратно–программного комплекса представлена на рис. 6.

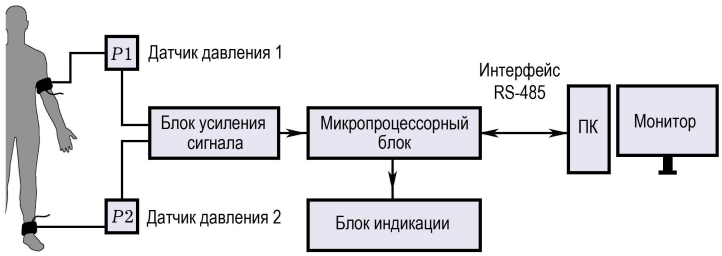


Рис. 6. Структурная схема прибора

Здесь $P1$, $P2$ — датчики дифференциального давления воздуха в манжетах. Давление в манжету нагнетается ручным способом с помощью компрессионной груши. Далее электрический сигнал с датчиков поступает на блок усиления аналоговых сигналов, где производится фильтрация, выделение постоянной составляющей сигналов и пульсовой части, усиление пульсовой части сигналов. В итоге получаем четыре канала аналоговых сигналов: постоянное давление

канала *1*, пульсовое давление канала *1*, постоянное давление канала *2*, пульсовое давление канала *2*. Эти сигналы поступают на микропроцессорный блок, где производится их аналого–цифровое преобразование, калибровка, цифровая обработка и реализация протокола передачи данных посредством интерфейса *RS* – 485. Разработанное программное обеспечение (верхнего уровня — для персонального компьютера) посредством интерфейса получает цифровые данные каналов, затем производится визуализация, регистрация графиков и анализ диагностических параметров. Блок индикации служит для отладки и отображения промежуточной информации (этапов обработки) микропроцессорного блока.

3.2. Этапы сборки прибора

В приборе используется датчик давления *MPX*5050*GP* производства *Frescale Semiconductor* с диапазоном измерения 0÷50 кПа (рис. 7). Блок усиления сигнала [16] собран согласно разработанной схеме, показанной на рис. 8.



Рис. 7. Датчик давления

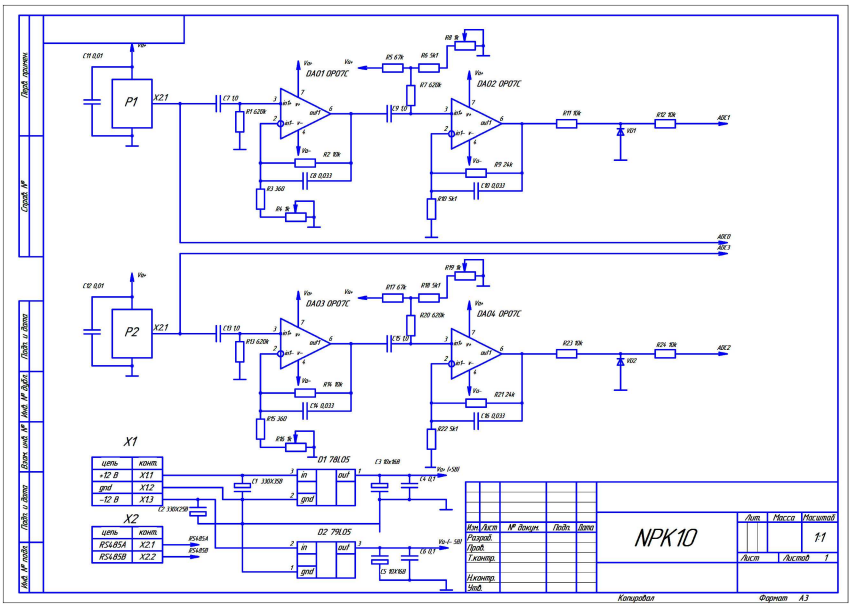


Рис. 8. Принципиальная электрическая схема блока усиления сигнала

Здесь используются два канала усиления сигнала на базе операционных усилителей *OP*07*C*. На выходе схемы получены четыре аналоговых канала: *ADC*0 — постоянное давление канала *1*, *ADC*1 — пульсовое давление канала *1*, *ADC*2 — пульсовое давление канала *2*,

*ADC*3 — постоянное давление канала *2*. Коэффициент усиления канала равен 53 (определен опытным путем, исходя из измерений пульсовых колебаний). Диапазон изменения сигнала 0÷5 В.

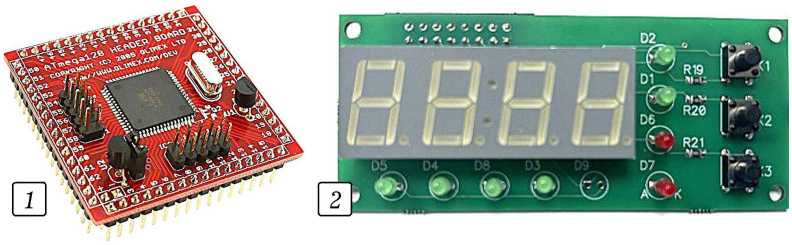


Рис. 9. Стандартные (готовые) элементы экспериментальной установки: *1* — микропроцессорный блок; *2* — индикаторный блок

В качестве микропроцессорного блока использована готовая (заводская) сборка отладочного модуля *ATmega*128 *HEADER BOARD* на базе микроконтроллера фирмы *Atmel ATmega*128*A* (рис. 9.1) [17]. В ней имеются встроенные каналы аналого–цифрового преобразователя (АЦП), каналы интерфейса, дискретные каналы ввода/вывода. Встроенная архитектура микроконтроллера позволяет программировать алгоритмы обработки вычисления и передачи сигналов посредством стандартных протоколов.

Блок индикации представляет из себя стандартную индикаторную плату (рис. 9.2) *UMD_LED* производства фирмы *Intelprog*. На борту данной платы имеются четыре индикатора, светодиоды и три кнопки, используемые для отладки прибора. На финальном этапе отображается значение давления в манжете. Составляющие блоки размещены и спаяны на макетной плате. Процесс сборки прибора показан на рис. 10.1, а конечный результат сборки представлен на рис. 10.2.

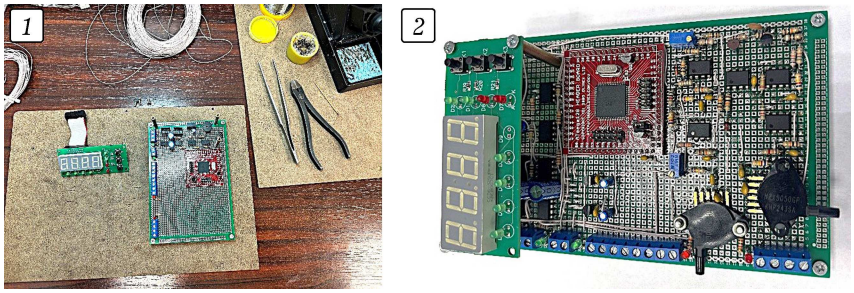


Рис. 10. Изготовление прибора: *1* — один из этапов сборки электронной части прибора; *2* — макетная плата прибора

Программное обеспечение для микропроцессорного блока написано на языке программирования *Assembler* в среде разработки *AVR–Studio* 6.2. В качестве источника питания используется лабораторный блок питания (постоянное напряжение 12 В). Алгоритм программы заключается в параллельном аналого–цифровом преобразовании четырех каналов сфигмограммы (частота дискретизации 1000 Гц, разрядность АЦП 10, диапазон изменения кода 0÷1024), калибровка сигналов постоянного давления, накопление массивов данных каждого канала с предварительным сдвигом массива, размер массива 100 слов для каждого канала), формирование массивов данных для передачи по интерфейсу *RS*–485 (стандартный протокол *MODBUS RTU*), частота передачи данных 10 Гц, формируется программой верхнего уровня (на компьютере). Данные передаются на последовательный *COM*–порт компьютера с помощью преобразователя интерфейса *USB* (*RS*–485).

Соединение воздушной магистрали с датчиком давления осуществляется посредством набора для измерения давления (продается в аптеках), состоящего из манжеты, нагнетательной груши и сфигмоманометра (рис. 11.1). На рис. 11.2 показана итоговая конструкция аппаратной части устройства.

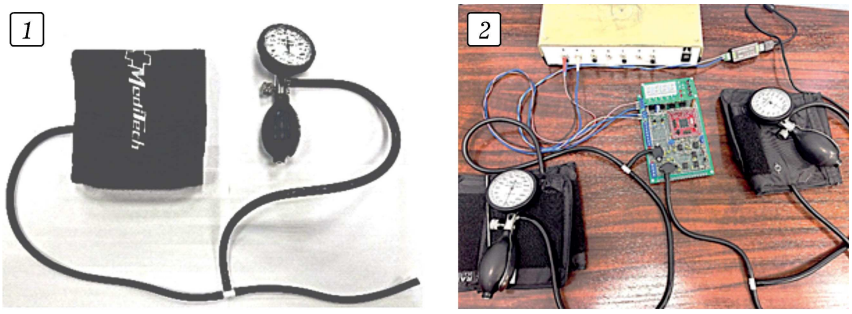


Рис. 11. Сборка экспериментальной установки: *1* — воздушная магистраль датчика давления; *2* — аппаратная часть устройства

3.3. Программная часть прибора

Для визуализации регистрации и обработки данных сфигмограмм разработано программное приложение (программа верхнего уровня): среда разработки *Visual Studio* 2022, приложение на базе платформы *Windows*, язык разработки *C#*. Внешний вид программы представлен на рис. 12.

В центральной части экрана расположена область отображения текущего экрана, прорисовываются графики сфигмограмм в реальном масштабе времени. Сфигмограмма синего цвета — пульсовая волна канала *1*, значение постоянного давления этого канала — гра-

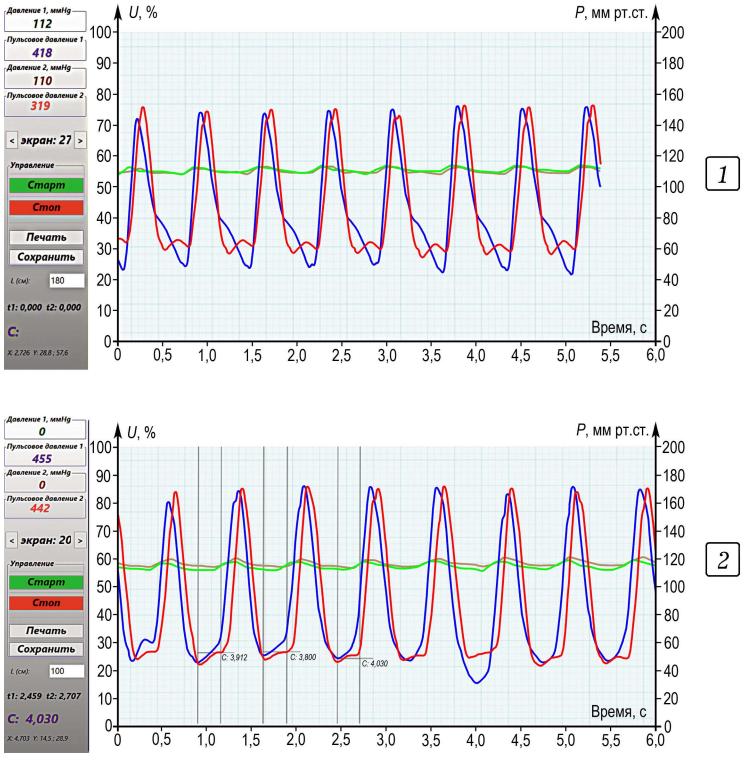


Рис. 12. Программное обеспечение эксперимента: *1* — внешний вид программы; *2* — процесс обработки данных

фик зеленого цвета. Красным цветом отображается пульсовая волна канала *2*, значение постоянного давления отображается коричневым цветом. По оси абсцисс расположена временная шкала, проградуированная в секундах; справа вертикально расположена шкала постоянного давления, проградуированная в мм рт. ст.; слева вертикально расположена шкала напряжения пульсовых колебаний в относительных единицах (% кода АЦП), так как здесь важна сама форма сигнала, вне зависимости от амплитуды.

В левой верхней части экрана отображены числовые значения каналов (в соответствии с цветом сфигмограммы), значения пульсовых колебаний соответствуют коду АЦП. В левой средней части расположены кнопки управления, старта и останова процесса регистрации, пролистывание экранов (уже записанных сигналов), а также печать и сохранение в файл текущего экрана. В левой нижней части экрана

отображаются служебные параметры для расчета показателя скорости распространения пульсовой волны.

Процесс измерения заключается в следующем. После включения блока питания запускается программа. Надеваются манжеты. В нашем случае канал *1* (синий) плечевой сигнал, канал *2* (красный) сигнал с голени. Нагнетается давление в манжеты до уровня при котором пульсации максимальны по амплитуде. Нажимается «Старт» процесса регистрации. При стабилизации сигнала регистрируется несколько экранов (разверток) для дальнейшего анализа. После останова процесса регистрации (кнопка «Стоп») можно приступить к просмотру, анализу и вычислению скорости распространения пульсовой волны. Выбираем экран с помощью прокрутки фиксированных экранов и переходим к измерению (рис. 12.2).

На графике визуально фиксируется запаздывание пульсовой волны в голени относительно пульсовой волны с плеча. Для определения скорости распространения пульсовой волны вводим значение L (в нижней части экрана) и определяем время запаздывания. Для этого с помощью указателя мыши ставим две риски, соответствующие моменту начала систолы (началу подъема пульсовой волны). Первая риска соответствует началу систолы канала *1*, вторая — началу систолы канала *2*. Автоматически рассчитывается временной интервал между рисками и определяется параметр скорости. Делаем три измерения и вычисляем среднее значение. Согласно выше приведенной формуле эластичности: $E = E_0 \cdot \Delta t/L$. Заменив $\Delta t/L = 1/C$, получим: $E = E_0 \cdot 1/C$. Здесь C — рассчитанная скорость распространения пульсовой волны. Поскольку в практике измерений нет унифицированного значения эластичности артерий, для более удобного определения количественной оценки эластичности артерий введем значение коэффициента $E_0 = 1000$. Тогда, согласно расчетам, в нашем примере получаем значение эластичности $E = 255$ (условных единиц).

3.4. Измерения и оценка эластичности артерий человека

На основе используемого метода оценки эластичности артерий и сконструированного аппаратно–программного комплекса (прибора) проведем учебный эксперимент по измерению эластичности артерий для различных возрастных категорий испытуемых (рис. 13).

Эксперимент 1. «Пациент» № 1, возраст 16 лет. Среднее значение скорости распространения пульсовой волны: $C = 2,83$ м/с. По результатам расчетов получено: $E = 353,35$ (условных единиц).

Эксперимент 2. «Пациент» № 2, возраст 48 лет. Среднее значение скорости распространения пульсовой волны: $C = 7,30$ м/с. По результатам расчетов получено: $E = 136,98$ (условных единиц).

Эксперимент 3. «Пациент» № 3, возраст 35 лет. Среднее значение скорости распространение волны: $C = 6,42$ м/с. По результатам расчетов получено: $E = 155,76$ (условных единиц).

На основании полученных экспериментальных данных построен график зависимости эластичности артерий от возраста человека

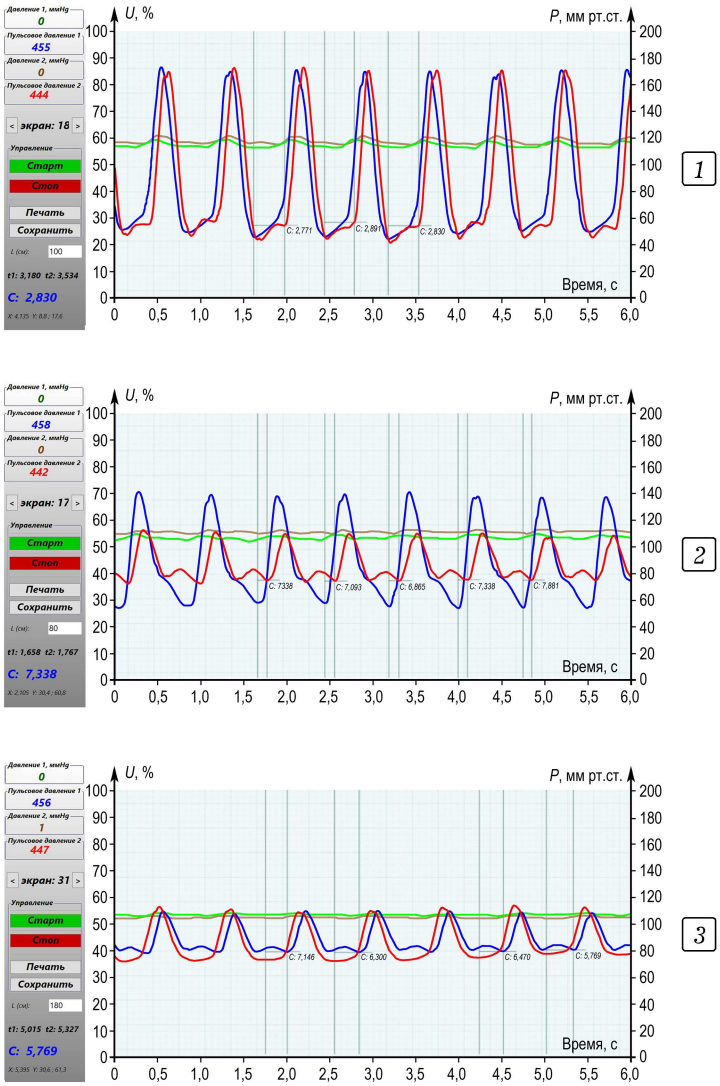


Рис. 13. Результаты учебных экспериментов по изучению метода измерения эластичности артерий: *1* — «пациент» № 1, возраст 16 лет; *2* — «пациент» № 2, возраст 48 лет; *3* — «пациент» № 3, возраст 35 лет

(рис. 14), который показывает, что с возрастом эластичность артерий человека снижается.

Так как сосуды человека являются сложно–структурированными образованиями, на данном этапе работы возможна только количе-

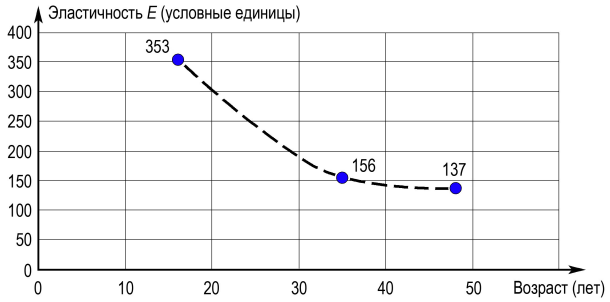


Рис. 14. Результаты учебного исследования зависимости эластичности артерий от возраста человека

ственная оценка параметров эластичности артерий человека, так как в настоящие время нет унифицированных (стандартизированных) параметров определения эластичности артерий человека.

4. Заключение

Эластичность артерий — механическая характеристика артериальных сосудов, которая является важным параметром работы сердечно–сосудистой системы, так как определяет основные гемодинамические показатели периферического кровообращения. Величина эластичности артериальных сосудов изменяется с возрастом, а также вследствие сосудистых заболеваний. Измерение (оценка) данного показателя позволяет своевременно проводить профилактику и лечение сердечно–сосудистых заболеваний. Интеграция физиологических и физических знаний позволяет установить, что наиболее доступным для учебного исследования методом оценки эластичности артерий вне специализированных клиник является измерение скорости распространения пульсовой волны сфигмографическим методом.

На основе этого метода и знаний в области электроники, цифровой техники, программирования сконструирован и собран оригинальный учебный прибор (аппаратно–программный комплекс), который использован для демонстрации метода оценки эластичности артерий по скорости распространения пульсовой волны.

ЛИТЕРАТУРА

1. Самойлов Е. А. Управление интеллектуальным развитием школьников при обучении физике в классах физико–математического профиля. Монография. — Самара: Изд–во ПГСГА, 2013. — 452 с.
2. Власова А. А., Водяненко Г. Р. *STEAM*–проекты на занятиях компьютерной графикой // Вестник ПГГПУ. Выпуск 19. — 2023. — С. 42–50.
3. Гурьев А. И. Методологические основы построения и реализации дидактической системы межпредметных связей в курсе физики средней школы: дис. ... д–ра пед. наук. — Челябинск, 2022. — 372 с.

4. Майер В. В., Вараксина Е. И., Долженко А. В. Натурная физическая модель сердечно–сосудистой системы для физико–биологического проекта // Учебная физика. — 2025. — № 4. — С. 4–19.
5. Горлов А. П., Горлов И. А., Самойлов Е. А. Конструирование школьного прибора для измерения массы тел на основе тензометрии // Проблемы учебного физического эксперимента: Сборник научных трудов. Выпуск 43. — М.: ИСРО РАО, 2026. — С. 56–58.
6. Семенкова Т. А., Федосов А. Ю. Формирование инженерного мышления школьников средствами 3*D*–моделирования в контексте реализации технологий *STEAM*–образования // International Journal of Open Information Technologies. — 2024. — Vol. 12, № 12. — С. 102–117.
7. Санчаа Т. О., Никитина Т. В. Реализация междисциплинарного подхода в предвузовской подготовке учащихся по физике // Мир науки, культуры, образования. — 2024. — № 4 (107). — С. 292–294.
8. Горькавая А. Ю. и др. Анатомия и физиология системы кровообращения. Учебное пособие / А. Ю. Горькавая, Е. О. Алексеева, А. А. Дей, Т. Н. Климкина. — Владивосток: Издательство Дальневосточного федерального университета, 2021. — 83 с. [Электронный ресурс]: www.dvfu.ru/upload/medialibrary.pdf (Дата обращения 21.06.2026).
9. Ультразвуковая диагностика сосудистых заболеваний / Под ред. В. П. Куликова. — М.: ООО Фирма «СТРОМ», 2007. — 512 с.
10. Воронин И. М., Баженова Е. А. Артериальное давление у здоровых людей и факторы, влияющие на его уровень // Вопросы современной науки и практики. Университет имени В. И. Вернадского. — 2006. — № 4 (6). — С. 9–16. [Электронный ресурс]: http://vernadsky.tstu.ru/pdf/2006/04/01.pdf (Дата обращения 21.06.2026).
11. Котовская Ю. В. Центральная пульсовая волна: патофизиология и клиническое значение // Кардиология: новости, мнения, обучение. — 2013. — № 1. — С. 34–41. [Электронный ресурс]: https://cyberleninka.ru/article/n/tsentralnaya-pulsovaya-volna-patofiziologiya-i-klinicheskoe-znachenie (Дата обращения 21.06.2026).
12. Терегулов Ю. Э., Маянская С. Д., Терегулова Е. Т. Изменения эластических свойств артерий и гемодинамические процессы // Практическая медицина. — 2017. — № 2 (103). — С. 14–20.
13. Физика: Механика. 10 класс: Учебник для углубленного изучения физики / Под ред. Г. Я. Мякишева. — М.: Дрофа, 2001. — 496 с.
14. Физический энциклопедический словарь / Гл. ред. А. М. Прохоров. — М.: Советская энциклопедия, 1984. — 944 с.
15. Горлов А. П., Каликутский Л. И. Компьютерная система оценки эластичности артериальных сосудов // Вестник СГАУ. Серия: Актуальные проблемы радиоэлектроники. Выпуск 3. — 2000. — С. 13–17. [Электронный ресурс]: https://repo.ssau.ru/bitstream/Vestnik-SGAU-Aktualnye-problemy-radioelektroniki /Komputernaya-sistema-ocenki-elastichnosti-arterialnyh-sosudov-65248/1/apr_2000_3.pdf (Дата обращения 21.06.2026).
16. Операционные усилители. [Электронный ресурс]: https://habr.com/ru/ articles/508530/ (Дата обращения 21.06.2026).
17. Проектирование аналоговых, цифровых устройств и микроконтроллеров [Электронный ресурс]: https://www.olimex.com/Products/AVR/Header/AVR-H128-C/. (Дата обращения 21.06.2026).

Самарский национальный
исследовательский университет
имени академика С. П. Королева;
Лицей авиационного профиля № 135
городского округа Самара;
Самарский государственный
социально–педагогический университет

Поступила в редакцию 03.07.26.