

## Чувствительность датчика пульсовой волны к изменению точки измерения сигнала

### Аннотация

Предложен способ измерения пульсовой волны на запястье руки на основе многоточечного датчика с волоконно-оптическим преобразователем – зондом. Дан анализ состояния развития технологии съемки сигнала пульсовой волны (ПВ) лучевой артерии на сегодняшний день. Отмечено, что задача комфортного измерения ПВ без переустановки датчика пока никем не решена. Рассматривается возможность уменьшения искажений сигнала пульсовой волны на основе метода суперпозиций показаний одноточечного датчика при его переустановке. Экспериментально показано, что при любых положениях предложенного в рассматриваемой работе датчика сохраняется возможность уверенного измерения сигнала пульсовой волны, причем заметно изменение амплитуды в измерительных каналах, соответствующее смещению вершины лучевой артерии относительно датчика. Это позволяет сделать вывод о возможности создания мобильного медицинского устройства для комфортного метода измерения пульсовой волны, не требующего специальных навыков при установке датчика. Введено название данного прибора – матричный анализатор пульсовой волны (МАПВ).

Создание артериального тонометра, способного без манжеты мониторировать уровень систолического и диастолического давления с медицинской точностью остается на сегодняшний день трудноразрешимой проблемой из-за отсутствия приемлемой конструкции датчика, дающего надежные показания пульсовых волн (ПВ) при установке на запястье руки в районе лучевой артерии. В наибольшей степени к цели подошли австралийская фирма «Сфигмокор» и сингапурская фирма «ХелСтатс». Однако их изделия не создают комфортных условий для измерения ПВ, так как требуется переустановка одноточечного датчика для поиска вершины лучевой артерии в режиме мониторинга. Поэтому упомянутые приборы требуют специальных навыков и не могут применяться медицинской сестрой.

Решением проблемы является применение многоточечных (матричных) датчиков. Однако за всю историю их развития не удалось предложить сколько-нибудь приемлемой конструкции такого датчика, который был бы пригоден для создания мобильного измерителя артериального давления, располагаемого на запястье руки подобно часам [1], [2].

Препятствием является, как правило, очень сложная технология, не позволяющая пока вписаться в затраты, приемлемые для бытовой техники, и выйти на уровень коммерциализации. Нами предложена оптимальная конструкция датчика с волоконно-оптическим преобразователем – зондом, представляющая собой матрицу из трех контактных площадок, обеспечивающих охват дуги чувствительными элементами на протяжении 6 мм. Датчик показан на *рис. 1*.



Рис. 1. Трехточечный датчик пульсовой волны

Разработка такого датчика стала возможной благодаря большому опыту исследований и внедрений в этой области начиная с 1978 года [3]. Радиальная компоновка, ставшая возможной вследствие использования консольных упругих элементов, позволяет расположить датчик в компактном медицинском устройстве на запястье руки. В дальнейшем возможно создание прибора, дополняющего «умные» часы функционально, для измерения артериального давления с медицинской точностью.

На *рис. 2* представлена макетная схема, реализующая вторичный оптоэлектронный тракт с проводной передачей сигналов на цифровое отсчетно-командное устройство.

Особенностью данной схемы являлось ее питание от стандартной шины USB 2.0 с напряжением +5 В. В данной реализации не ставилась задача экономии электроэнергии, поэтому излучательные диоды HL1...HL3 типа L34F3C работали со значительным начальным током в 8 мА, который задавался тремя резисторами R7...R9.

Приемные фототранзисторы T1...T3 типа L-32P3C компании «Kingbright» с целью получения максимального быстродействия были включены по схеме с общим коллектором, а полезный сигнал снимался с их эмиттеров и через разделительные конденсаторы C1...C3 и резисторы R4...R6 поступал на вход аттестованного АЦП типа E14-140 московской компании «L-Card». Данный АЦП имеет 16 дифференциальных или 32 униполярных сигнальных входа, разрядность 14 бит и максимальную скорость преобразования 200 кГц в безразрывном потоковом режиме. АЦП имеет несколько переключаемых входных диапазонов:  $\pm 10$ ;  $\pm 2,5$ ;  $\pm 0,6$  и  $\pm 0,15$  В.

Ранее в работе [4] были сделаны предположения, что применение трехточечного датчика может привести к уменьшению искажений сигнала пульсовой волны, однако доказательство было проведено методом суперпозиций показаний одноточечного датчика при его переустановке. В данной работе проведено прямое измерение путем переустановки трехточечного датчика на запястье левой руки в районе лучевой артерии (*рис. 3*).

С целью проверки изменений сигнала датчик сначала перемещали влево от вершины лучевой артерии (*рис. 4а*), затем ставили последовательно на вершину артерии (*рис. 4б*) и смещали вправо (*рис. 4в*). Во время измерений перемещение датчика составило 8 мм, что с запасом перекрывает величину возможной ошибки при повторной переустановке устройства на руке. Соответствующие записи сигналов представлены на *рис. 4*.

Из *рис. 4* следует, что во всех случаях сохраняется возможность уверенного измерения сигнала пульсовой волны, причем заметно изменение амплитуды в измерительных каналах, соответствующее смещению вершины лучевой артерии относительно датчика.

Описанные эксперименты позволяют утверждать, что по мере продвижения разработки к ее воплощению в мобильном медицинском устройстве возможно создание комфортного метода измерения пульсовой волны, не требующего специального мониторинга показаний и выработки особых навыков при установке датчика. Следует отметить, что данное решение защищено заявкой на патент РФ [5] и является авторским продуктом. Таким образом, существующее мнение о перспективности артериального тонометра получает дополнительное обоснование в связи с разработкой описанного здесь матричного датчика и при дальнейшей поддержке развития проекта может быть воплощено в мобильное медицинское устройство.

В заключение необходимо отметить, что решение задачи позиционирования датчика на лучевой артерии открывает путь к созданию комфортного измерителя пульсовой волны в мобильном варианте – матричного анализатора пульсовой волны (МАПВ). Однако требования к конструкции дополняются необходимостью учесть не только различный охват запястья, но и особенности, связанные с индивидуальным расположением артерии.

*Список литературы:*

1. *Eckerle J.S. Tonometry, Arterial / Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2nd Edition. 2006. Vol. 6. PP. 402-410.*
2. *Shing-Hong Liu, Chu-Chang Tyan Quantitative analysis of sensor for pressure waveform measurement // Biomedical Engineering OnLine. 2010. Vol. 9. P. 6.*

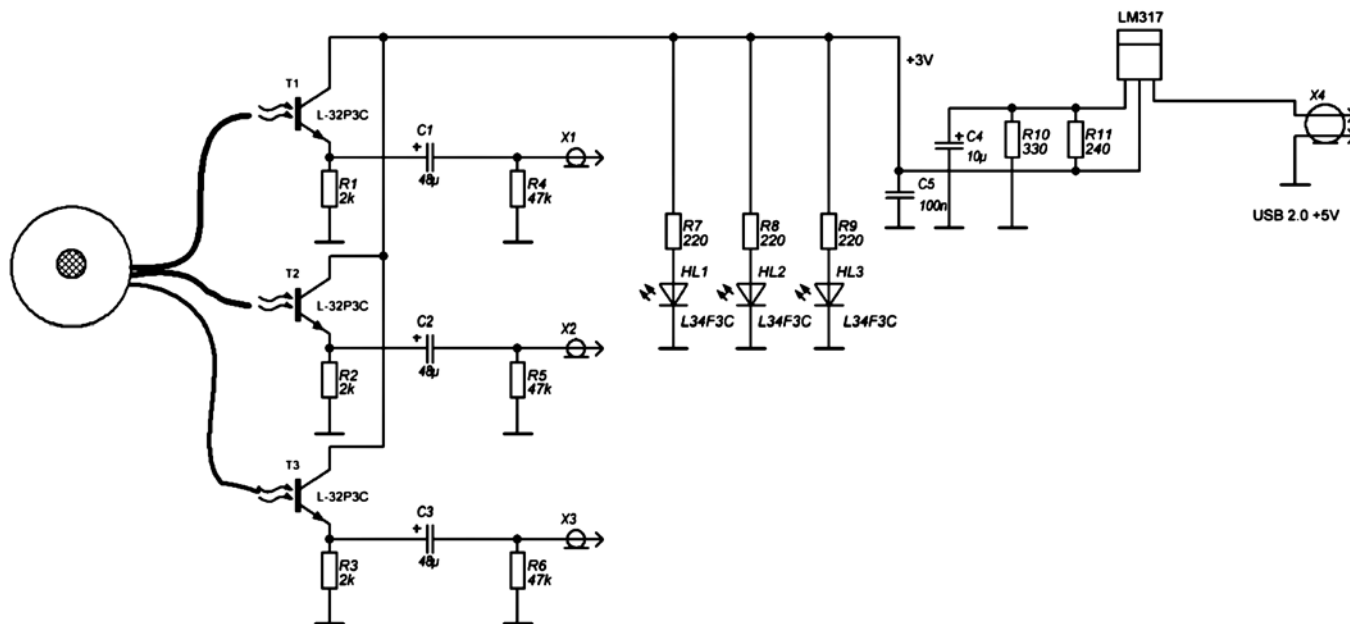


Рис. 2. Принципиальная электрическая схема обслуживания трехканального оптоэлектронного преобразователя

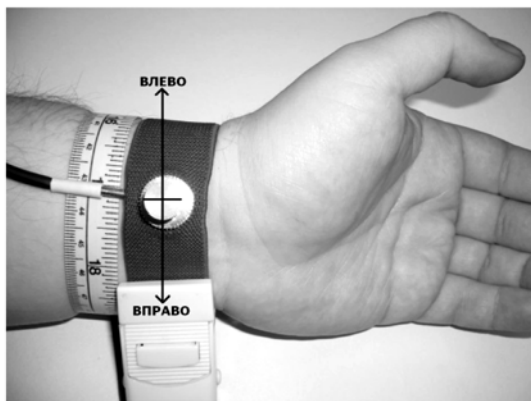


Рис. 3. Установка датчика пульсовой волны на запястье левой руки

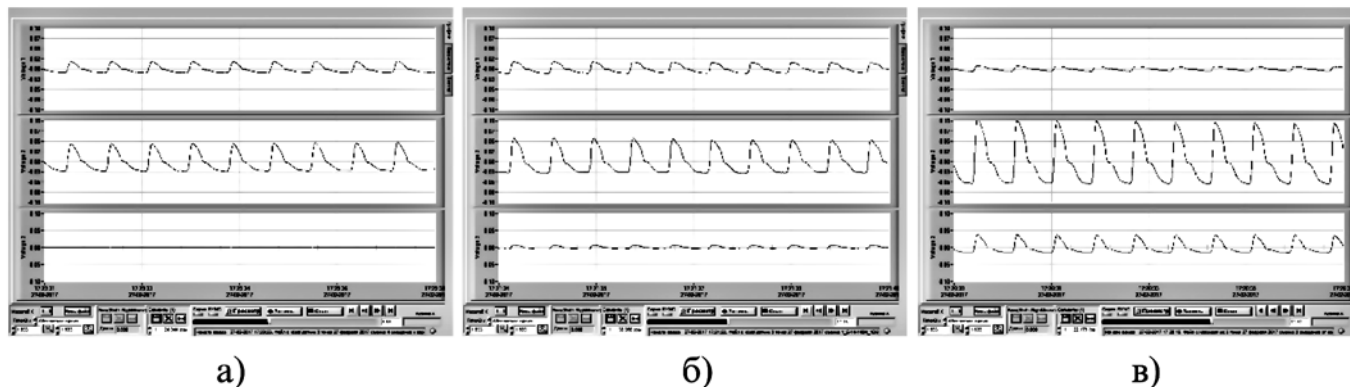


Рис. 4. Результат перестановки матричного датчика вдоль дуги, пересекающей вершину лучевой артерии

3. Явелов И.С., Каплунов С.М., Даниелян Г.Л. Волоконно-оптические измерительные системы. Прикладные задачи / Под ред. С.М. Каплунова. – М. – Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», Институт компьютерных исследований, 2010. 304 с.
4. Явелов И.С., Рочагов А.В., Явелов О.И., Плешаков К.В. Особенности измерения показателей пульсовой волны одно- и многоточечными датчиками // Биомедицинская радиоэлектроника. 2017. № 3. С. 14-21.
5. Явелов И.С. Способ измерения артериального давления и устройство для его осуществления / Заявка на патент РФ от 28.02.2017 г.

*Игорь Самуилович Явелов,*  
канд. техн. наук, ведущий научный сотрудник,  
*Иван Викторович Степанян,*  
д-р биолог. наук, ведущий научный сотрудник,

*Андрей Викторович Рочагов,*  
научный сотрудник,  
*Анатолий Васильевич Жолобов,*  
старший инженер,  
ФГБУН «Институт машиноведения  
им. А.А. Благонравова» РАН,  
*Родион Игоревич Явелов,*  
менеджер интернет-проектов,  
ГК «Восток – Сервис»,  
*Олег Игоревич Явелов,*  
инженер,  
ФГБУН «Институт машиноведения  
им. А.А. Благонравова» РАН,  
e-mail: yishome@mail.ru

*Б.Ш. Минасов, Ш.Ф. Якупов, Р.Р. Якупов, А.Р. Билялов, М.М. Валеев,  
Т.Б. Минасов, Т.Р. Мавлютов, М.И. Нагимов, И.И. Гарипов*

## **Прочностные характеристики системы «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза при переломах ключицы в средней трети**

### **Аннотация**

Разработаны способ хирургического лечения переломов ключицы в средней трети и компрессирующий блокируемый стержень для остеосинтеза ключицы. Проведен сравнительный анализ прочностных характеристик систем «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза при переломах ключицы в средней трети. Установлено, что ни один из испытываемых фиксаторов не обеспечивает устойчивости к осевой нагрузке, сопоставимой с устойчивостью неповрежденной ключицы. Разработанная конструкция может быть рекомендована как метод выбора для остеосинтеза переломов ключицы в средней трети, так как продемонстрировала сопоставимые прочностные характеристики в сравнении с другими системами.

### **Введение**

Переломы ключицы относятся к одному из наиболее часто встречающихся видов травм и составляют от 2,6 до 4 % среди всех повреждений скелета, в структуре которых значительную долю занимают переломы в средней трети – от 69 до 82 % [1]-[4]. При этом пострадавшие чаще всего являются лицами молодого и среднего возраста, ведущими активный образ жизни. Обилие существующих хирургических технологий остеосинтеза ключицы зачастую усложняет выбор специалиста и является доказательством отсутствия «золотого стандарта». Литературные сведения и ортопедическая практика позволили установить наиболее распространенные технологии оперативного лечения переломов ключицы в средней трети – это накостный остеосинтез и интрамедуллярные конструкции. По мнению большинства авторитетных ученых, предопределяющим механическое взаимоотношение системы «кость-имплантат-кость» является резистентность к стартовой нагрузке. В связи с этим представляет большой интерес сравнительная оценка имплантатов, применяемых в широкой ортопедической практике [5]-[11].

Цель исследования – провести сравнительный анализ систем «кость-имплантат-кость» в условиях остеосинтеза перелома ключицы в средней трети с использованием различных хирургических технологий.

### **Материалы и методы**

Исследованы группы образцов ключицы с переломами в средней трети, полученными по одинаковому механизму в эксперименте на биоманекенах, синтезированные различными видами имплантатов с рандомизацией технологии остеосин-

теза, а также одна группа с интактной костью. Биоманекены были сопоставимы по антропометрическим, возрастным и половым характеристикам. Методом случайного выбора определялся образец «кость-имплантат-кость» для проведения испытания. Проведены стендовые испытания системы «кость-имплантат-кость» в условиях, приближенных к реальным по механогенезу разрушения. Испытание проводилось на универсальном динамометре «INSTRON 1185». Деформация образцов осуществлялась в трех плоскостях: горизонтальной (по оси ключицы, при этом акромиальный конец испытываемых моделей располагался внизу, грудинный вверх), фронтальной (сверху вниз) и сагиттальной (спереди назад). Каждая исследуемая система подвергалась дозированной нагрузке до полного разрушения со скоростью 2 мм/мин. Результаты испытания отображены на графиках, где ось X – время в секундах (с), ось Y – нагрузка в ньютонах (Н).

Разработаны способ хирургического лечения переломов ключицы в средней трети и компрессирующий блокируемый стержень для остеосинтеза ключицы (патенты на изобретение № 2281786 от 25.03.2005, № 2345730 от 10.02.2009). Имплантат оригинальной конструкции для внутрикостного остеосинтеза ключицы является компрессирующим блокируемым стержнем, который представляет собой стержень круглого сечения 1 с резьбой на одном конце и плоским расширением 2 с отверстием под винт 3 на другом конце. Устройство имеет две съемные части: прямоугольную металлическую накладку 4 с отверстием под винт 6 и компрессирующую гайку 5. Съемная накладка 4 также включает в себя напаянную трубку двух диаметров, внутри которой имеется резьба, выполненная под усеченный цилиндр с минимальным допуском к резьбовому концу стержня 1, который так-