

Изобретение относится к медицинской технике и может быть использовано для косвенного измерения артериального давления, изучения закономерностей общей, регионарной и локальной гемодинамики, определения оптимальной дозы сосудорасширяющих медикаментозных препаратов, влияющих на сосудистый тонус, определения степени насыщения кислородом крови. Наиболее близким к предлагаемому есть способ непрерывного измерения давления крови у человека [1], заключающийся в том, что определяют среднюю величину кровяного давления путем измерения длительности пульсовой волны, другие параметры давления крови получают, используя оптоэлектрическое определение плотности крови в дольке ушной раковины.

Недостатком данного способа является трудоемкость процесса измерения и ограниченная область применения.

Наиболее близким по технической сущности к предлагаемому способу измерения артериального давления является аппарат для автоматического определения среднего значения артериального давления пациента [2], содержащий линию усиления с двумя каналами, содержащую последовательно усилитель и фильтр, аналого-цифровой преобразователь, микропроцессор с блоком программы, монитор.

Недостатками данного способа и аппарата является то, что измеряется только среднее кровяное давление, ограниченная область использования устройства, невысокое качество регистрации сигнала за счет использования пьезодатчиков.

Задача данного изобретения состоит в разработке метода определения артериального давления, основанного на оценке сдвигов соответствующих точек двух пульсовых волн, получаемых при помощи предлагаемого устройства, который позволил бы упростить процедуру измерения, улучшить качество регистрации пульсовой волны, расширить функциональные возможности.

Сущность изобретения заключается в том, что регистрируют длительность пульсовой волны, по величине которой определяют среднее артериальное давление, согласно изобретению пульсовую волну регистрируют на лучевой артерии двумя оптоэлектронными датчиками, измеряют координаты точек перегиба пульсовых волн, измеряют модуль разности значений данных координат, по величине которого определяют систолическое давление, а диастолическое артериальное давление вычисляют исходя из значений среднего и систолического давления.

Сущность изобретения заключается в том, что в устройство, содержащее два канала усилителей, аналого-цифровой преобразователь (АЦП), микропроцессор, дисплей, введены два датчика, выполненных на оптоэлектронных элементах, первый и второй дифференциаторы, аналоговый мультиплексор, блок управления, регистр, первое, второе, третье, четвертое оперативно-запоминающие устройства (ОЗУ), причем выходы первого и второго оптоэлектронных датчиков соответственно подключены ко входам усилителей, выходы которых подключены ко входам аналогового мультиплексора, и первого и второго дифференциаторов, выходы которых подключены ко входам аналогового мультиплексора, адресные входы которого соединены с первым и вторым выходами блока управления, а выход - со входом АЦП, выходная шина которого подключена ко входу регистра, выходная шина регистра подключена ко входам первого, второго, третьего, четвертого ОЗУ, входы разрешения которых подключены соответственно к выходам блока управления, выходные шины ОЗУ соединены между собой и подключены ко входу регистра и микропроцессора, выход которого соединен с дисплеем.

На фиг. 1 изображена структурная схема устройства для определения артериального давления; на фиг. 2 - конструктив оптоэлектронного датчика; на фиг. 3 - схема блока управления; на фиг. 4 - диаграмма пульсовой волны; на фиг. 5 изображен пример вывода результатов работы устройства на печатающее устройство.

Устройство содержит (фиг. 1) первый 1 и второй 2 оптоэлектронные датчики, конструктивно объединенных в один датчик снятия информации, первый 3 и второй 4 усилители, первый 5 и второй 6 дифференциаторы, аналоговый мультиплексор 7, блок управления 8, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 9, регистр 10, первое 11, второе 12, третье 13, четвертое 14 оперативно-запоминающие устройства (ОЗУ), микропроцессор 15, дисплей 16, информационный выход устройства 17.

Выходы первого 1 и второго 2 оптоэлектронных датчиков соответственно подключены ко входам первого 3 и второго 4 усилителей, выходы которых подключены ко входам аналогового мультиплексора 7 и первого 5, и второго 6 дифференциаторов, выходы которых подключены ко входам аналогового мультиплексора 7, адресные входы которого соединены с первым и вторым выходами устройства управления, а выход с входом АЦП 9, выходная шина которого подключена ко входу регистра 10, выходная шина регистра 10 подключена ко входам первого 11, второго 12, третьего 13, четвертого 14 ОЗУ, входы разрешения которых подключены соответственно к выходам блока управления, выходные шины ОЗУ соединены между собой и подключены ко входу регистра 10 и микропроцессора 15, выход которого соединен с выходом устройства 17 и дисплеем 16,

Первый 1 и второй 2 оптоэлектронные датчики изготавливаются в отдельном корпусе и содержат источник излучения АЛ 107 (В.И.Иванов, Полупроводниковые оптоэлектронные приборы, - М.: Энергоиздат, 1989 г.) и фотоприемник ФД 256 (В.И.Иванов, Полупроводниковые оптоэлектронные приборы, - М.: Энергоиздат, 1989 г.), и связан с остальными блоками гибким кабелем.

Блок усилителей 3 и 4 предназначен для фильтрации и усиления сигналов, получаемых с фотоприемников 3 до уровня 5U.

Дифференциаторы 5 и 6 служат для точного определения первой производной пульсовой волны и нахождения точки перегиба систолического выброса. Усилитель и дифференциатор конструктивно объединены и выполнены на микросхеме К 140 УД20 (Цифровые и аналоговые интегральные микросхемы, под ред. С.В.Якубовского, - М.: Радио и связь, 1990 г.).

Аналоговый мультиплексор 7 предназначен для соединения входа аналого-цифрового преобразователя с выходом одного из блоков усиления или одного из дифференциаторов в зависимости от адреса, поступающего с блока управления 8, и выполнен на ИМС К590КН3 (Цифровые и аналоговые интегральные микросхемы, под ред. С.В.Якубовского, - М.: Радио и связь, 1990 г.).

Блок управления 8 предназначен для синхронизации работы блоков устройства между собой, а также

синхронизации выдачи данных на внешнее устройство.

Блок управления 8 содержит (фиг. 3) генератор 18, выполненный на ИМС 555 ЛАЗ (В.Л.Шило. Популярныe цифровые микросхемы, Челябинск: Металлургия, 1989, стр. 50), счетчик 19, выполненный на ИМС 555 HE 10 (В.Л.Шило. Популярныe цифровые микросхемы, Челябинск: Металлургия, 1989, стр. 96), дешифратор 20, выполненный на ИМС 155 ИД 4 (В.Л.Шило. Популярныe цифровые микросхемы, Челябинск: Металлургия, 1989, стр. 133), причем выход генератора 18 подключен к тактовому входу счетчика 19, выходы которого соединены со входами дешифратора 20 и адресными входами аналогового мультиплексора 7, выходы дешифратора 20 подключены ко входам разрешения записи первого 11, второго 12, третьего 13, четвертого 14 ОЗУ соответственно.

Аналого-цифровой преобразователь 9 используется для преобразования аналоговой формы пульсовой волны в двоичный код, необходимый для дальнейших вычислений,

производимых в микропроцессоре 15. В качестве аналого-цифрового преобразователя применяется МСК1113ПВ1 (см. Федотов Б.П. Микросхемы ЦАП и АЦП, М.: Энергоатомиздат, 1990, стр. 223).

Регистр 10 использован в качестве буферного элемента и выполнен на ИМС 555 ИР 23 (см. Справочник по цифровым и аналоговым интегральным микросхемам С.В.Якубовского и др., М.: Радио и связь, 1990, стр. 75).

Оперативно-запоминающие устройства 11, 12, 13, 14 предназначены для хранения преобразованного кода пульсовой волны соответственно в первом 11 и третьем 13 ОЗУ и дифференциальной формы пульсовой волны соответственно во втором 12 и четвертом 14 ОЗУ и выполнены на ИМС 537 РУ 10 (см. Справочник по цифровым и аналоговым интегральным микросхемам С.В.Якубовского и др., М.: Радио и связь, 1990, стр. 31).

Микропроцессор 15 предназначен для обработки пульсовой волны и вычисления величин ΔT и ΔT_n и вывода результата систолического и диастолического артериального давления и выполнен на ИМС 1816 ВЕ 51 (см. В.В.Сташин и др. Проектирование цифровых устройств на однокристалльных микроконтроллерах, М.: Энергоатомиздат, 1990, стр. 50-72).

Дисплей 16 предназначен для отображения информации о среднем, систолическом и диастолическом артериальном давлении и выполнен на светоизлучающих матрицах АЛС321А1 (В.И.Иванов, Полупроводниковые оптоэлектронные приборы, -М.: Энергоиздат, 1989 г.).

Выход устройства 17 служит для связи устройства с внешними устройствами отображения информации (дисплей, принтер), устройствами хранения данных или ЭВМ.

Устройство работает следующим образом.

Спаренные оптоэлектронные датчики 1 и 2 располагаются на лучевой артерии. Излучение, генерируемое источником излучения, отражаясь от исследуемого сосуда, модулируется по амплитуде пульсациями кровотока. Модулируемый поток преобразуется в фотоприемнике в электрический сигнал. В блоках усиления 3 и 4 происходит фильтрация и усиление сигнала. Отфильтрованные и усиленные сигналы пульсовых волн поступают на входы дифференциаторов 5 и 6, где происходит выделение первой производной систолического участка пульсовой волны. Сигналы, получаемые на выходах блоков усиления 3 и 4, и дифференциаторов 5 и 6, подаются на входы аналогового мультиплексора 7, через который при соответствующих сигналах, поступающих с блока управления 8, поступают на аналого-цифровой преобразователь 9. В АЦП 9 происходит преобразование аналоговых сигналов в цифровой вид, необходимый для работы микропроцессора 15, и запись этих результатов в соответствующие ОЗУ 11, 12, 13, 14. Блок управления 8 управляет работой ОЗУ, вырабатывая на выходах дешифратора 20 сигналы, которые поступают на входы разрешения записи ОЗУ. При наличии на входе разрешения уровня логической единицы в данное ОЗУ записывается оцифрованная пульсовая волна. В первое 11 и третье 13 ОЗУ записывается пульсовая волна с первого 1 и второго 2 датчиков соответственно, а во второе 12 и четвертое 14 ОЗУ - их дифференциальные формы. Микропроцессором 15 определяются координаты максимальных амплитуд пульсовых волн (фиг. 4) и вычисляется значение ΔT :

$$\Delta T = T_1 - T_2, \quad (1)$$

где T_1 - координата максимальной амплитуды пульсовой волны, полученной первым датчиком 1;

T_2 - координата максимальной амплитуды пульсовой волны, полученной вторым датчиком 2.

Также определяются координаты точек перегиба (max дифференциальной формы пульсовой волны (фиг. 4)) систолического участка пульсовой волны и вычисляется значение ΔT_n :

$$\Delta T_n = T_{1n} - T_{2n}, \quad (2)$$

где T_{1n} - координата точки перегиба систолического участка пульсовой волны, полученной первым датчиком 1;

T_{2n} - координата точки перегиба систолического участка пульсовой волны, полученной вторым датчиком 2.

Величина среднего артериального давления ($P_{\text{сред.}}$) обратно пропорциональна величине T :

$$P_{\text{сред.}} = F(\Delta T). \quad (3)$$

Величина систолического артериального давления ($P_{\text{сист.}}$) обратно пропорциональна величине T и зависит от ударного объема сердца:

Диастолическое давление определяется из формулы ($P_{\text{диаст.}}$):

$$P_{\text{сист.}} = F(\Delta T_n). \quad (4)$$

$$P_{\text{диаст.}} = \frac{P_{\text{сред.}} \cdot 3 - P_{\text{сист.}}}{2}. \quad (5)$$

Проведенное статистическое моделирование обработки пульсовой волны в соответствии с формулой изобретения (проведено более 1000 экспериментов) позволило определить точные зависимости для $P_{\text{сред.}}$ с коэффициентом корреляции 0,95:

$$P_{\text{сред.}} = \frac{1}{5,33 \cdot 10^{-4} \Delta T + 7,45 \cdot 10^{-3}} \quad \text{для } T \leq 4, \quad (6)$$

$$P_{\text{сред.}} = \frac{1}{2,58 \cdot 10^{-4} \Delta T + 8,66 \cdot 10^{-3}} \quad \text{для } 4 < T \leq 29, \quad (7)$$

$$P_{\text{сред.}} = 86,3 - 0,82 \Delta T \quad \text{для } T > 29. \quad (8)$$

Аналогично получены зависимости для $P_{\text{сист.}}$ с коэффициентом корреляции 0,89:

$$P_{\text{сист.}} = \frac{1}{2,52 \cdot 10^{-4} \Delta T n + 4,75 \cdot 10^{-3}} \quad \text{для } T \leq 20, \quad (9)$$

$$P_{\text{сист.}} = \frac{1}{4,65 \cdot 10^{-5} \Delta T n + 9,33 \cdot 10^{-3}} \quad \text{для } T > 20. \quad (10)$$

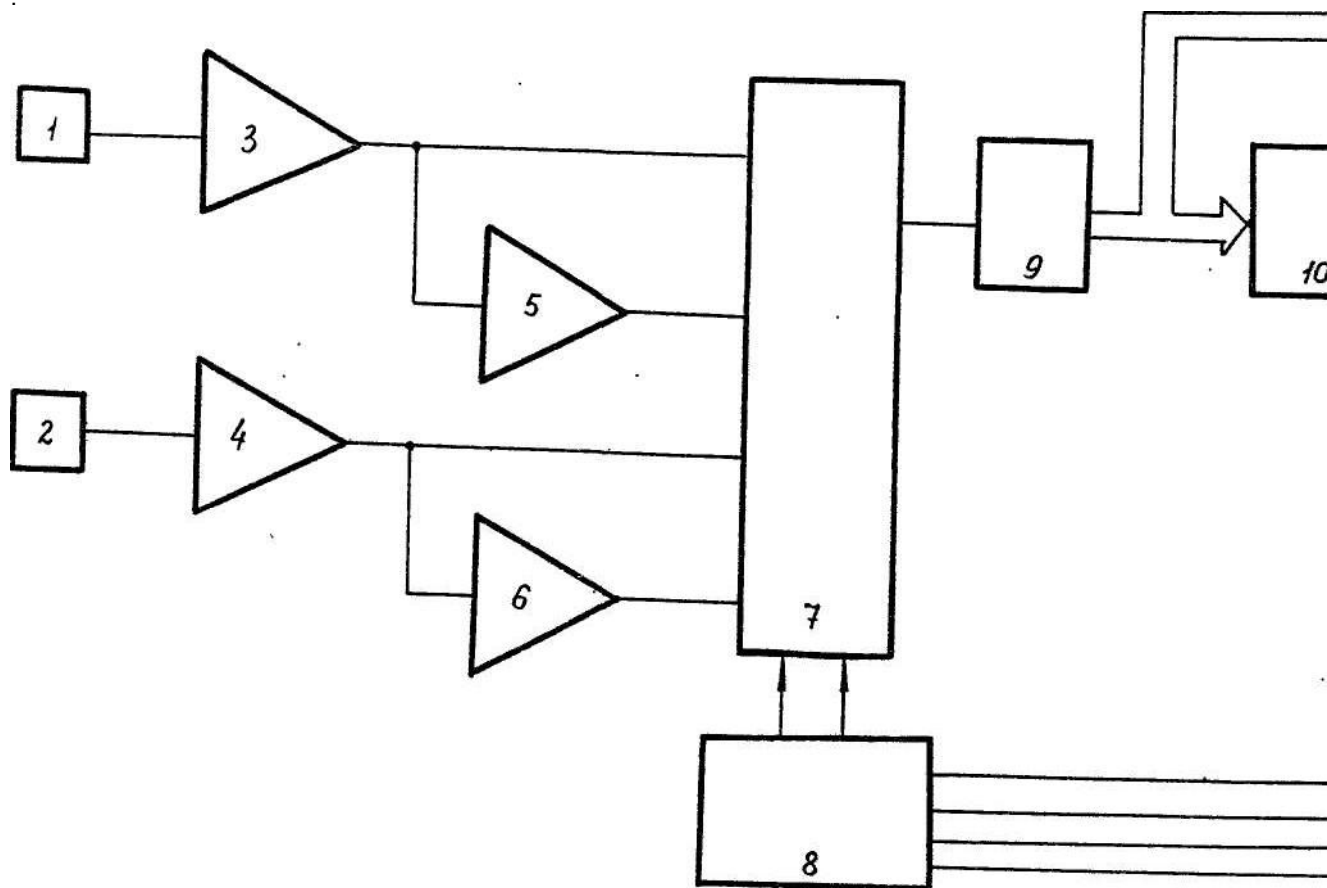
По таблице, которая записана во внутренней памяти микропроцессора 15, выбираются в соответствии с полученными величинами ΔT и $\Delta T n$ значения среднего и систолического артериального давления.

Далее по формуле (5) определяется диастолическое давление.

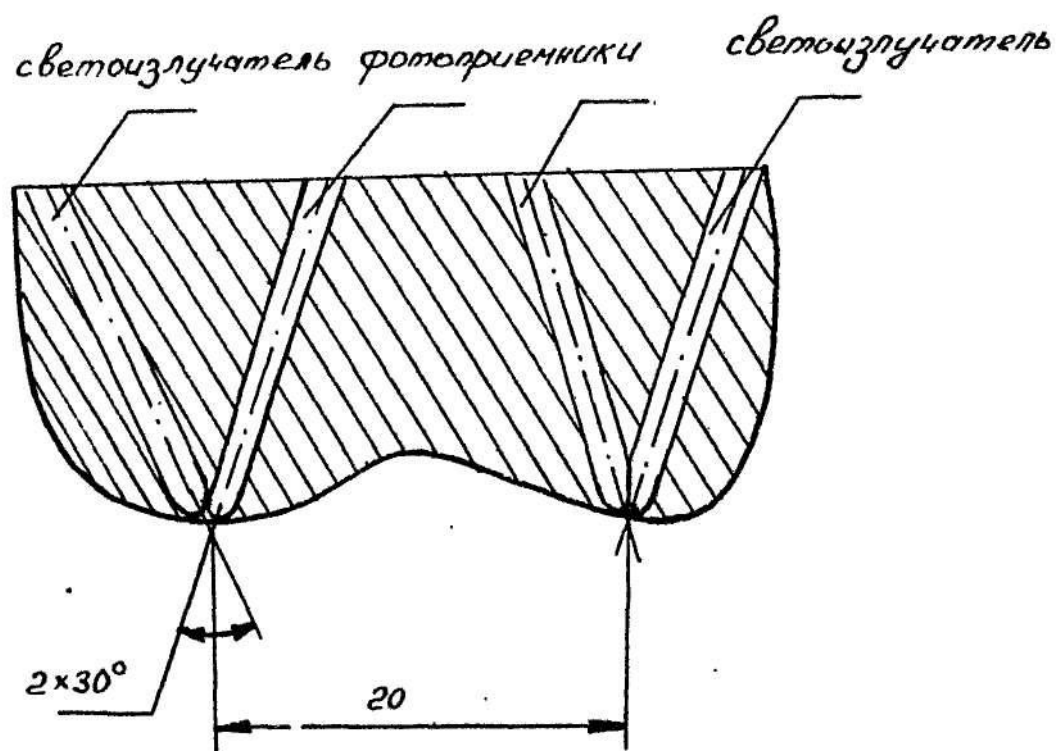
Полученные данные поступают на внутренний дисплей 16 и на внешнее устройства в виде (фиг. 5).

Предлагаемый способ определения артериального давления прост, необременителен для пациента, т.к. время измерения занимает не более 30 сек.

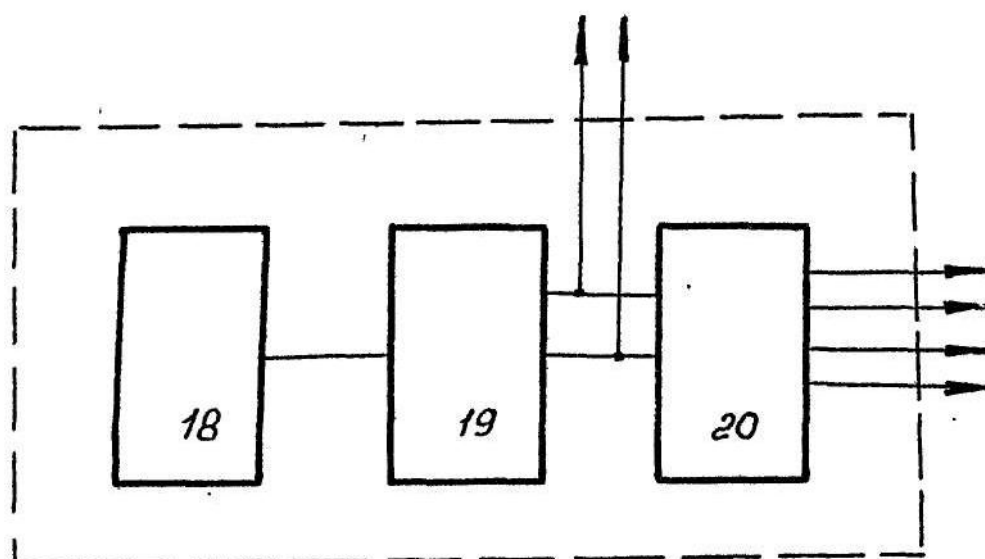
Устройство для определения артериального давления изготавливается в виде автономного блока, связанного гибким кабелем с блоком датчиков. Оно имеет внешние разъемы для подключения устройств отображения или ЭВМ. При этом на внешнее устройство может быть выведена диаграмма пульсовой волны обследуемого и значения артериального давления, пульса (фиг. 5). При использовании предлагаемого устройства совместно с ЭВМ имеется возможность значительного расширения круга решаемых задач.



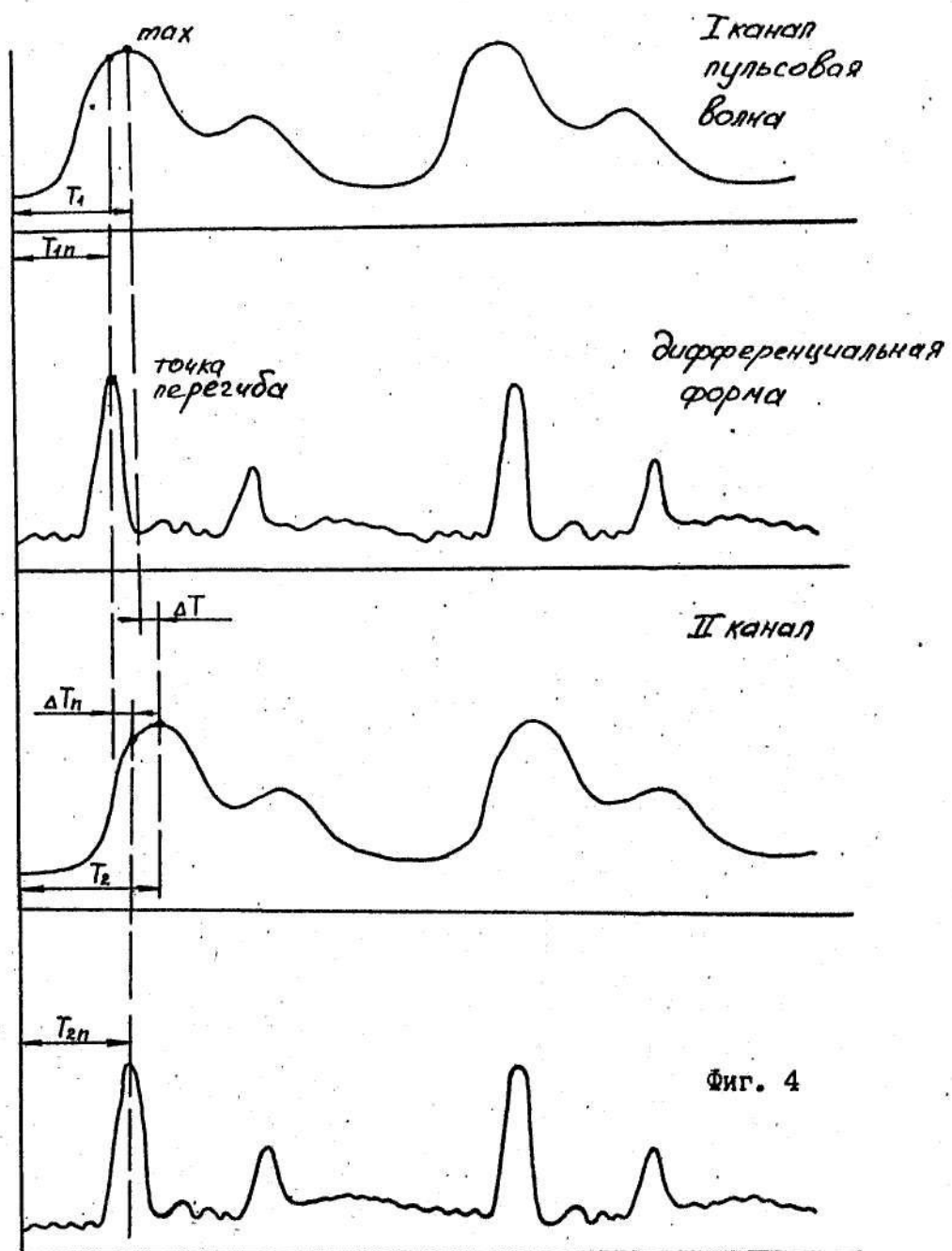
Фиг. 1

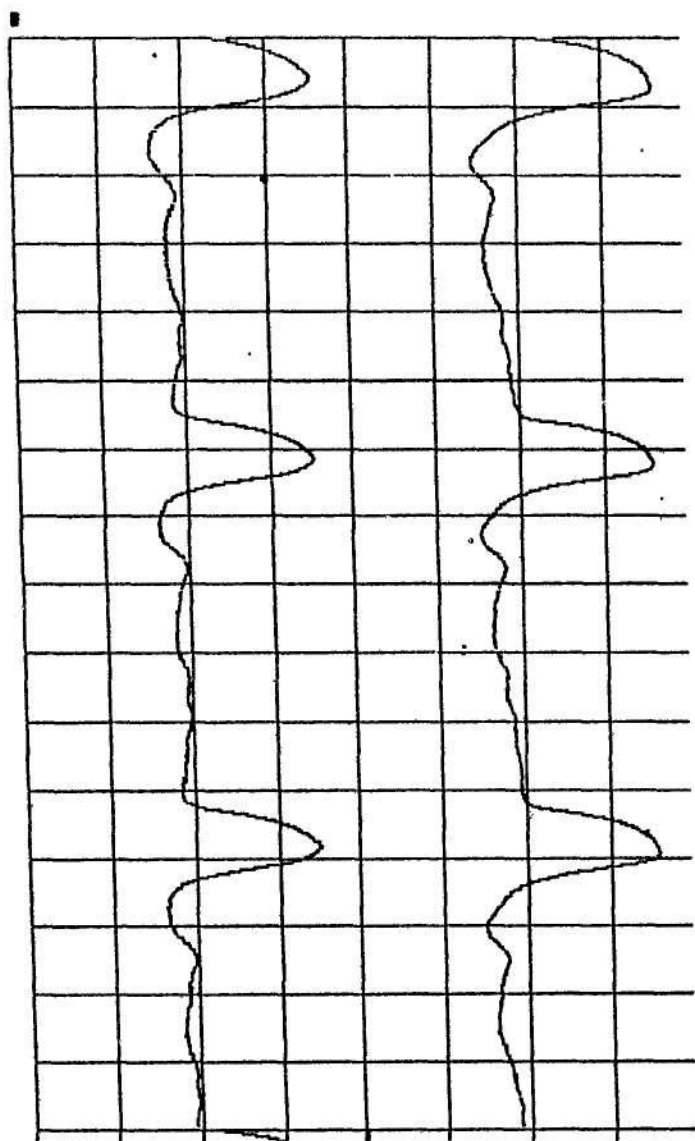


Фиг. 2



Фиг. 3





High pressure 130
Low pressure 74
Middle pressure 93
Pulse frequency 67

Фиг. 5