

Изобретение относится к медицинской технике, в частности к вертебрологии и может быть использовано для неинвазивной диагностики сосудистых изменений в позвоночно-двигательных сегментах (ПДС), а следовательно для выявления пораженных ПДС.

Наиболее близким к предлагаемому способу является реографический способ диагностики сосудистых нарушений позвоночной артерии, заключающийся в том, что проводят реоэнцефалографию головного мозга, регистрируют кровенаполнение бассейна позвоночной артерии при помощи пластинчатых электродов (площадь 2-3 см), которые накладываются на голову пациента окципитомастоидально, полученный сигнал преобразуют в электрический, усиливают и определяют численное значение кровенаполнения как отношение максимального значения амплитуды сигнала ко времени анакроты, которое определяется по изолинии от начала анакроты до проекции ее вершины и при асимметрии кровенаполнения диагностируют синдром позвоночной артерии (1).

Недостатком данного способа является невозможность оценки локальных сосудистых изменений в ПДС.

Наиболее близким по технической сущности к предлагаемому изобретению является устройство для контроля и изучения периферического кровотока при диагностике состояния сердечно-сосудистой системы "человека, содержащее генератор прямоугольных импульсов, модулятор, источник излучения, фотоприемник, предварительный усилитель переменного тока, демодулятор, фильтр нижних частот, блок формирования электрокардиосигнала с электродами, блок обработки и регистратор (2).

Недостатком данного устройства является ограниченная область применения, трудоемкость процедуры измерения, невозможность диагностики сосудов позвоночника.

Задача данного устройства состоит в разработке метода определения сосудистых нарушений в пораженных ПДС, в упрощении процедуры диагностирования, повышении точности, расширении функциональных возможностей.

Решение данной задачи достигается путем анализа пульсовых волн в кровеносных сосудах, снятых одновременно в двух точках, симметричных относительно данного ПДС при помощи предлагаемого устройства.

Сущность предлагаемого способа заключается в следующем. В области позвоночника регистрируют пульсовую волну, преобразуют ее в электрический сигнал, который усиливают и определяют кровенаполнение как отношение максимального значения амплитуды сигнала ко времени анакроты, определяемое по изолинии от начала анакроты до проекции ее вершины, причем кровенаполнение определяется фотометрической регистрацией ПК светового потока, отраженного от кровеносных сосудов, проходящих в отверстиях, образованных вырезками поперечных отростков одновременно в двух точках, симметричных относительно данного ПДС и по степени асимметрии показателей кровенаполнения с двух сторон одного и того же ПДС или данного ПДС с соседними, определяют степень патологии исследуемого ПДС.

Сущность изобретения заключается также в том, что в устройство, содержащее датчик, выполненный на оптоэлектронных элементах, блок обработки аналоговых сигналов, включающий предварительный усилитель, усилитель переменного тока, демодулятор, фильтр нижних частот, а так же аналого-цифровой преобразователь, микропроцессор, дисплей, введены второй датчик, выполненный на оптоэлектронных элементах, второй блок обработки аналоговых сигналов, аналоговый мультиплексор, блок управления, первый и второй блоки индикации, регистр, первое и второе оперативно-запоминающие устройства, причем выходы первого и второго оптоэлектронных датчиков соответственно подключены ко входам первого и второго блоков обработки аналоговых сигналов, выходы которых подключены ко входу аналогового мультиплексора, адресные входы которого соединены с первым и вторым выходами устройства управления, а выход с входом АЦП, выходная шина которого подключена ко входам первого и второго блоков индикации, входы разрешения которых соединены с соответствующими адресными входами мультиплексора и ко входу регистра, выходная шина которого подключена ко входам первого, второго 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 выходом устройства и дисплеем.

На фиг. 1 изображена структурная схема устройства для диагностики сосудистых нарушений в пораженных ПДС, на фиг. 2 - конструктив оптоэлектронного датчика; на фиг. 3 - структурная схема блока обработки аналоговых сигналов; на фиг. 4 - схема блока управления; на фиг. 5 - диаграмма пульсовой волны.

Устройство содержит (фиг.1) источник 1 импульсного напряжения, первый 2 и второй 3 источники ПК излучения (световоды), первый 4 и второй 5 приемники ИК излучения (фотодиоды), первый 6 и второй 7 блоки обработки аналоговых сигналов (БОАС), блок управления 8, аналоговый мультиплексор 9, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 10, первый 11 и второй 12 блоки индикации, регистр 13, первое 14 и второе 15 оперативно-запоминающие устройства (ОЗУ), микропроцессор (МП) 16, дисплей 17, информационный выход устройства 18.

Выход источника 1 импульсного напряжения подключен ко входам первого 2 и второго 3 источников ИК-излучения, оптические выходы которых связаны соответственно с оптическими входами первого 4 и второго 5 приемников ИК-излучения, выходы которых подключены ко входам первого 6 и второго 7 блоков обработки аналоговых сигналов, выходы которых подключены ко входу аналогового мультиплексора 9, адресные входы которого соединены с первым и вторым входами устройства управления 8, а выход с входом АЦП 10, выходная шина которого подключена ко входам первого 11 и второго 12 блоков индикации, входы разрешения которых соединены с соответствующими адресными входами мультиплексора 9 и ко входу регистра 13, выходная шина которого подключена ко входам первого 14, второго 15 ОЗУ, входы разрешения которых подключены соответственно к выходам блока управления, выходные шины ОЗУ соединены между собой и подключены ко входу регистра 13 и микропроцессора 16, выход которого соединен с выходом устройства 18 и дисплеем 17.

Устройство работает следующим образом.

Спаренные фотометрические датчики, состоящие из источников 2,3 ИК-излучения и фотоприемников 4,5 располагаются в межпозвонковых впадинах симметрично относительно позвоночника.

Источник импульсного напряжения 1 формирует периодическую последовательность прямоугольных импульсов, которая поступает на источники 2 и 3 ИК-излучения, работающие в импульсном режиме. Импульсы излучения, проходя через исследуемые сосуды, модулируются по амплитуде пульсациями кровотока.

Модулированный поток излучения преобразуется фотоприемником 4,6 в электрический сигнал, который усиливается предварительно усилителем 19. Далее происходит усиление сигнала усилителем 20 переменного тока на частоте работы источника импульсного напряжения 1. В демодуляторе 21 из амплитудно-модулированного сигнала выделяется сигнал огибающей пульсовой волны. С выхода демодулятора 21 сигнал через фильтр 22 низких частот, имеющий полосу пропускания, соответствующую спектру сигнала пульсовой волны, поступает на вход аналогового мультимплексора 9, через который при соответствующих сигналах с блока управления 8, подаются на АЦП 9, где происходит преобразование аналоговых сигналов в цифровой код, необходимый для работы МП 16.

Блок управления 8 управляет работой ОЗУ, вырабатывая на выходах дешифратора 25 сигналы, которые поступают на входы разрешения записи ОЗУ. При наличии на входе разрешения записи уровня логической "1" в данное ОЗУ записывается оцифрованная пульсовая волна с соответствующего датчика. Микропроцессором 16 определяются координаты максимальных и минимальных амплитуд пульсовых волн (рис.5) и вычисляется время анакроты для каждого сигнала:

$$\Delta T = T_{\max} - T_{\min}, \quad (1)$$

где T_{\max} - координата максимальной амплитуды пульсовой волны.

T_{\min} - координата минимальной амплитуды пульсовой волны.

Определяется значение максимальных амплитуд h_1 и h_2 и вычисляется скорость кровотока U_{cp} для двух сигналов:

$$U_{cp1} = h_1 / \Delta T_1 \quad (2)$$

$$U_{cp2} = h_2 / \Delta T_2,$$

где h_1, h_2 - максимальное значение амплитуд пульсовых волн

ΔT_1 - время анакроты первой ПВ, ΔT_2 - время анакроты второй ПВ. Определяется большее из двух значений U_{cp} . Коэффициент асимметрии K определяется как отношение большего значения скорости кровотока к меньшему:

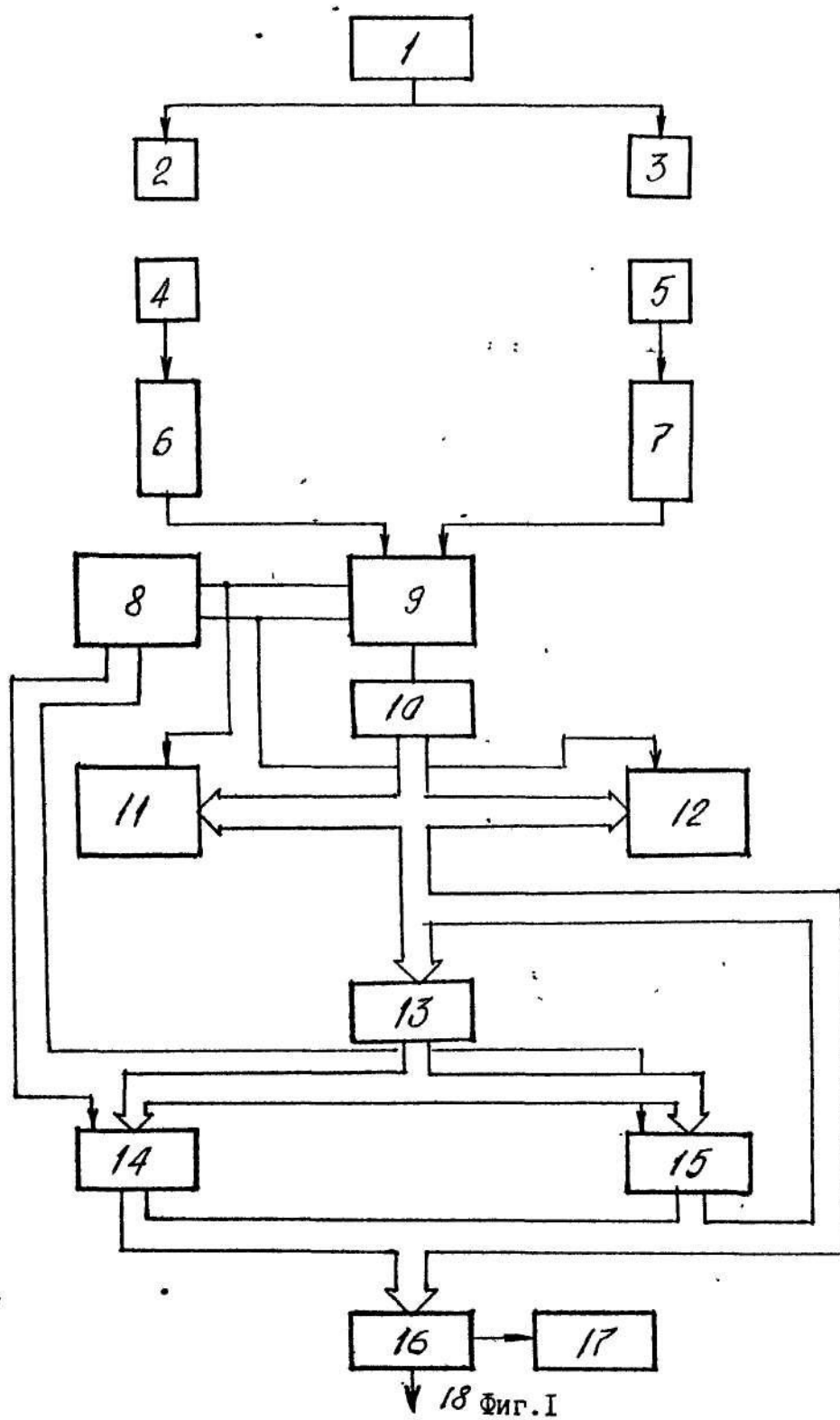
$$K = U_{cp.\max} / U_{cp.\min}, \quad (3)$$

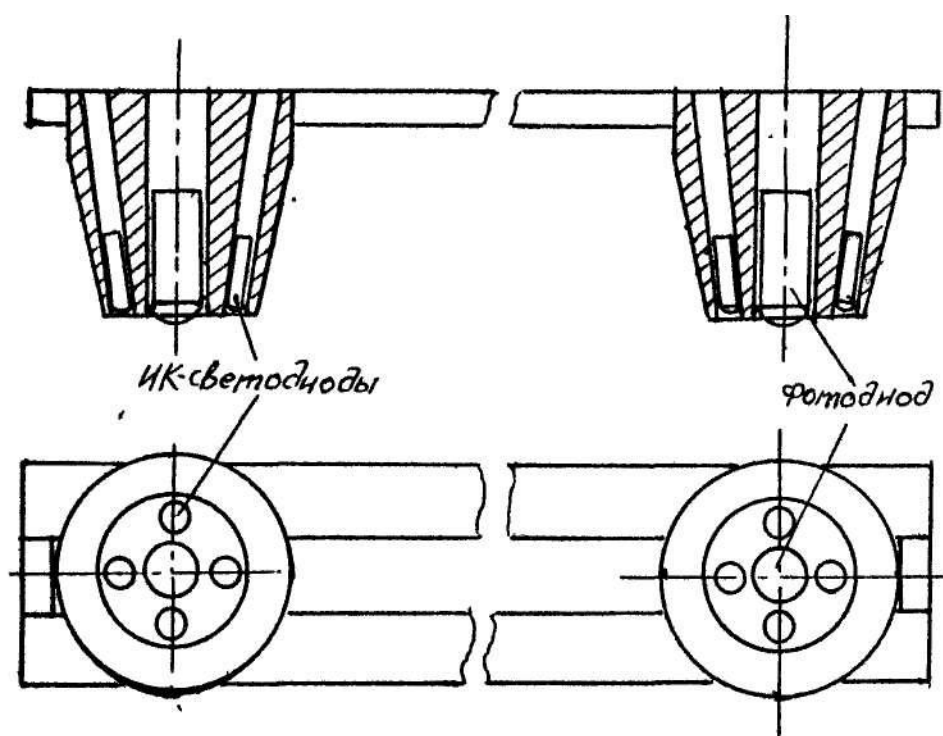
где $U_{cp.\max}$ - большие значения скорости кровотока,

$U_{cp.\min}$ - меньшее значение скорости кровотока.

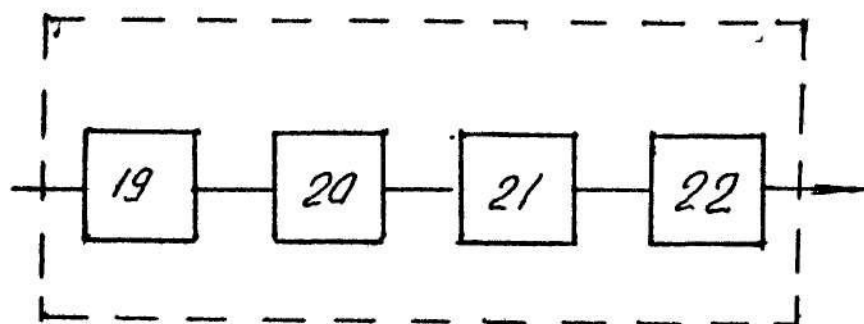
В зависимости от полученного результата коэффициента асимметрии K определяется степень сосудистых нарушений в ПДС назначается соответствующее лечение.

Устройство для диагностики сосудистых нарушений в пораженных ПДС может быть реализовано в виде автономного блока, а также в комплекте с персональной микро-ЭВМ, что значительно расширяет спектр решаемых задач, в частности, определения степени насыщения кислорода, частоты сердечных сокращений, параметров кровенаполнения.

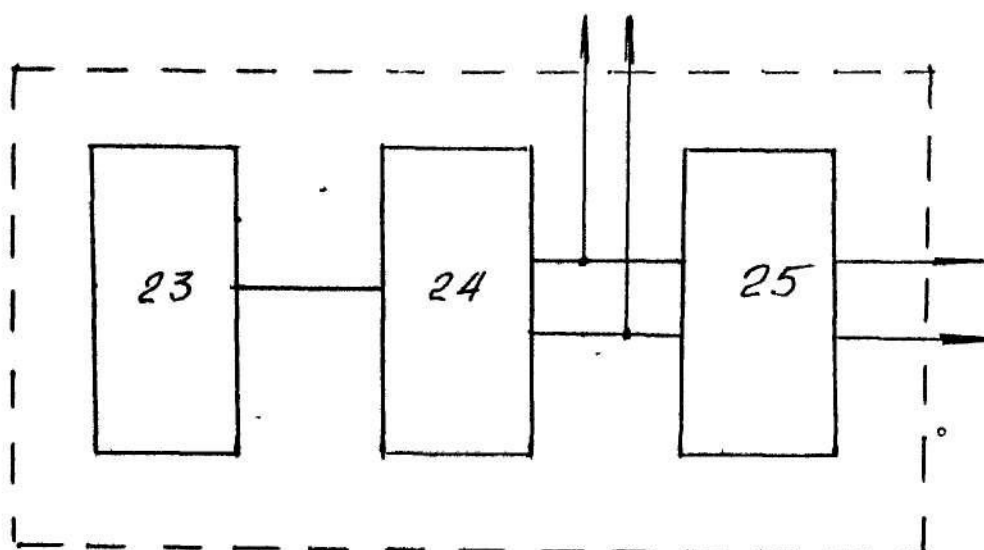




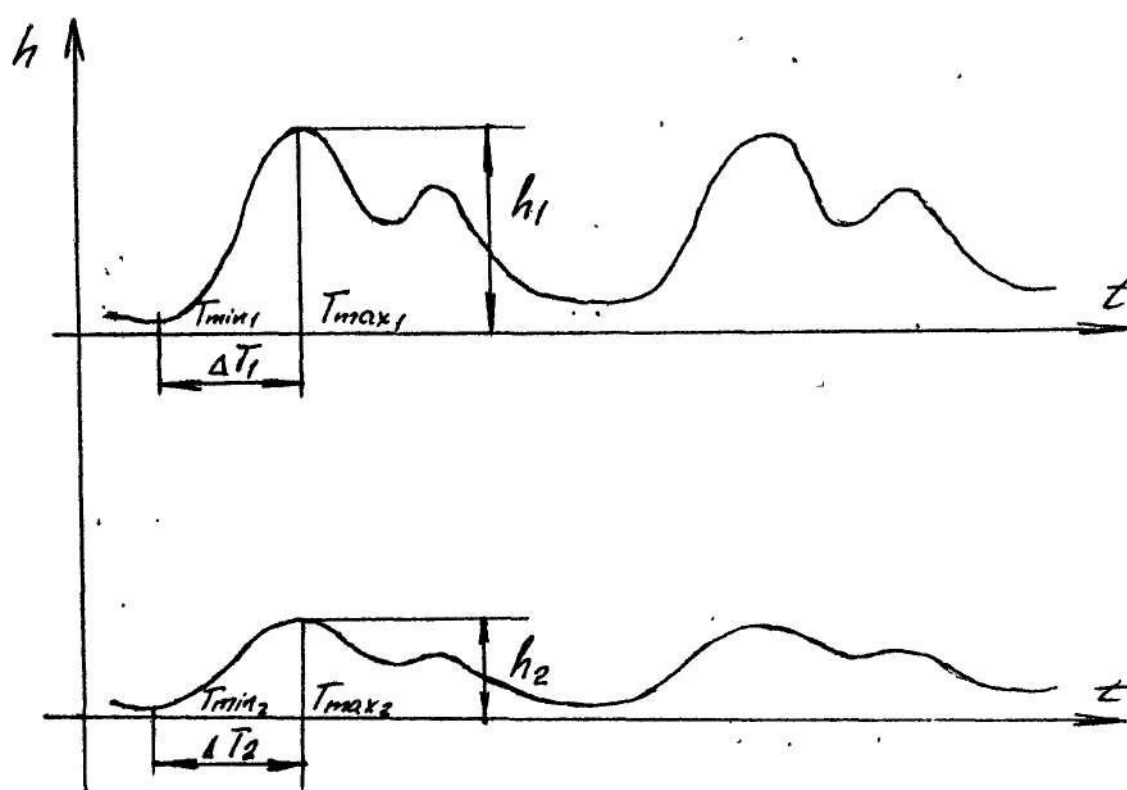
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5