



Государственный комитет
СССР
по делам изобретений
и открытий

О П И С А Н И Е
ИЗОБРЕТЕНИЯ
К ПАТЕНТУ

патентно-техническая
библиотека АБГА

(11) 708987

(61) Дополнительный к патенту —

(22) Заявлено 05.11.76 (21) 2418209/28-13

(23) Приоритет — (32) 06.11.75

(31) 629521 (33) США

Опубликовано 05.01.80. Бюллетень № 1

Дата опубликования описания 15.01.80

(51) М. Кл.²

A 61 B 6/00

(53) УДК 615.475
(088.8)

(72) Авторы
изобретения

Иностранцы

Хенри Николас Вагнер (младший) и Роберт Хенри Вейк
(США)

(71) Заявитель

Иностранная фирма

"Огайо-Ньюклеар Инк"
(США)

(54) СИСТЕМА АНАЛИЗА СКОРОСТИ ПОТОКА КРОВИ

1

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к диагностической радиоизотопной технике.

Известна система анализа скорости потока крови, содержащая детектор излучения, времязадающее устройство, устройство регистрации числа импульсов, накопленных за временной интервал, и устройство выработки синхроимпульсов с частотой сердцебиения [1].

Однако эта система не обеспечивает наглядность изображения излучения, испускаемого из определенных точек сердечной полости за один цикл работы сердца наряду с данными за много циклов, что снижает функциональную эффективность системы анализа скорости потока крови. 15

Целью изобретения является обеспечение наглядности изображения излучения, испускаемого из определенных точек сердечной полости за один цикл работы сердца наряду с данными за много циклов.

Поставленная цель достигается тем, что система имеет интегратор импульсов, соединенный с времязадающим устройством и детектором излучения, соединенные между собой блок накопи-

2

тельной памяти и устройство адресования каналов памяти, связанное с времязадающим устройством и устройством выработки синхроимпульсов с частотой сердцебиения, и устройство отображения, соединенное с выходом блока накопительной памяти.

Кроме того, устройство отображения содержит видеоиндикатор, растровый сканирующий генератор, соединенный с видеоиндикатором, и сравнивающее устройство, соединенное с растровым сканирующим генератором.

На чертеже изображена структурная схема системы анализа скорости потока крови.

Система содержит детектор 1 излучения, питаемый высоковольтным источником 2 постоянного напряжения, времязадающее устройство, включающее генератор 3 развертки с регулятором 4 и делитель 5 частоты, устройство 6 регистрации числа импульсов, накопленных за временной интервал с индикатором 7. Система содержит устройство выработки синхроимпульсов с частотой сердцебиения, включающее электрокардиографический усилитель 8 и детектор 9, выделяющий QRS-комплекс и под-

5

10

20

ключенный выходом к переключателю 10 режимов.

Кроме того, система снабжена интегратором 11, соединенным с времязадающим устройством и детектором 1 излучения через усилитель 12 и анализатор 13, а также блок накопительной памяти, содержащий сумматор 14 и устройство 15 многоканальной памяти. Блок накопительной памяти связан с устройством адресования каналов памяти, включающим входной счетчик 16 каналов и переключатель 17, с времязадающим устройством, а также с устройством выработки синхроимпульсов с частотой сердцебиения. Выход блока накопительной памяти соединен с устройством отображения, которое содержит видеоиндикатор 18, растровый сканирующий генератор 19, соединенный с видеоиндикатором, и сравнивающее устройство 20, соединенное с растровым сканирующим генератором 19. Устройство отображения снабжено генератором 21 масштаба, логической схемой 22 "Запрет/ИЛИ", регулятором 23 отсчета на строку и схемой 24 развертки.

Кроме того, система включает блок 25 стирания, подключенный к устройству 15 многоканальной памяти, селектор 26 каналов, подключенный к делителю 5 частоты и устройству 15 многоканальной памяти, а также блок 27 управления режимом работы системы.

Система работает следующим образом.

Больному непосредственно в поток крови, входящий в сердце, вводят альбумин, содержащий радиоактивный изотоп, например, до 30 мКи Технеция — 99М. Устанавливают электроды и детектор излучения. Спустя примерно 10 мин начинают регистрировать скорость потока крови.

Электрокардиографический сигнал (ЭКГ) пациента усиливается, фильтруется в усилителе и подается на детектор 9, в котором выделяется QRS-комплекс. Выходной сигнал детектора 9 подается на времязадающее устройство, создавая сброс переключателя 17 устройства адресования каналов памяти. Детектором 1 излучения, помещенным в сердечную полость, вырабатывается сигнал, который усиливается в усилителе 12 и затем подается в анализатор 13. Анализатором вырабатываются в ответ на входной сигнал выходные цифровые импульсы, означающие поступление определенного гамма-луча.

Устройство 6 преобразует скорость импульсов от анализатора 13 в напряжение, которое подается на индикатор 7, показывающий, нужно ли регулировать источник 2 напряжения, чтобы при- 55 способиться к определенному используемому изотопу.

Цифровые выходные импульсы анализатора 13 одновременно поступают на интегратор 11,

который подсчитывает одно "ядерное событие" каждый раз, когда получает импульс с выхода анализатора 13. Чтобы подсчитать число событий в смежных интервалах в пределах длительности одного сердечного цикла, интегратор устанавливается на нуль в начале каждого интервала посредством генератора 3 развертки с регулируемым временем на канал. Число каналов памяти может быть равно 192, 96 или 48.

Времязадающим устройством вырабатываются синхронизирующие импульсы каждый 5,12, 10,24 и 20,48 мсек в зависимости от выбранного числа каналов для перекрытия полного сердечного цикла при 60 ударах в минуту.

Выходной сигнал интегратора 11 подается на блок накопительной памяти, включающий сумматор 14 и устройство 15, которое имеет, например, 192 канала объемом 12 двоичных единиц на канал.

Информация в память адресуется времязадающим устройством, которое запускается выходным сигналом детектора 9 через переключатель 10 режимов и синхронизируется времязадающим устройством. В течение каждого интервала следования синхронизирующих импульсов устройство 15 накапливает новую информацию в соответствующем канале. В следующий интервал времени счетчик 16 переключает устройство 15 для адресования информации другому каналу. Таким образом, устройство 15 работает в режиме накопления, объединяя результаты для определенного интервала с результатом, уже накопленным в соответствующем канале памяти для всех предыдущих соответствующих интервалов с начала регистрации.

Для работы с накоплением входных данных устройство 15, выходные данные которого подаются на сумматор 14, переключается счетчиком 16 таким же образом, как и адрес входных данных.

При работе память адресуется счетчиком 16 кратковременно и однажды за временной интервал. Например, в конце временного интервала адрес памяти переключается с устройства отображения на счетчик 16 так, что соответствующий канал памяти удерживается открытым на короткий промежуток времени. В течение этого времени перед появлением запускающего импульса времязадающего устройства синхронизируется сумматор 14, что позволяет ему сложить предыдущее число во входном регистре канала памяти и значение для текущего интервала и подать суммарный результат обратно в тот же самый канал памяти. После завершения процесса добавления новой информации адрес памяти опять переключается на устройство отображения.

Видеосистема служит для отображения об-
новляющегося содержимого одновременно
всех каналов памяти. Каналы памяти представ-
ляются в виде смежных параллельных строк,
а числовая информация канала выражается дли-
ной полосы, прочерченной на строке.

Информация в видеосистеме отображается в
системе координат X-Y, где ось X отображает
время, а ось Y — интенсивность излучения. Пол-
ная протяженность оси X соответствует одному
сердечному циклу, а отображаемые данные ха-
рактеризуют изменение радиоактивности в пре-
делах сердечного цикла. Так как изображение
формируется за ряд сердечных циклов, то
отображаемые данные характеризуют изменение
радиоактивности в пределах усредненного сер-
дечного цикла.

Основным элементом видеосистемы являет-
ся видеоиндикатор 18. Генератором 19 выраба-
тываются синхронизирующие импульсы для
схемы 24 развертки, для генерирования сигна-
лов горизонтального и вертикального откло-
нения, создающие обычный растр на видеоинди-
каторе 18. Причем строки растра располагают-
ся вертикально.

Кроме управления процессом, создания ра-
стра на видеоиндикаторе 18 генератор 19 управ-
ляет процессом считывания многоканальной па-
мяти в течение всего времени, за исключением
момента в конце каждого интервала счета, ког-
да память пополняется новой информацией. Раз-
множение адресного управления осуществляется
посредством переключателя 17, который уп-
равляется времязадающим устройством. Только
в течение одного отрезка времени на протяже-
нии каждого интервала счета адрес управляется
входным счетчиком 16 каналов. В течение это-
го времени (периода обновления информации)
соответствующий канал памяти опрашивается
без стирания информации. Его данные склады-
ваются с данными интегратора 11 и подаются
обратно за периодом обновления информации,
а управление адресом памяти посредством пе-
реключателя 17 подсоединяется к генератору
19. Причем, выбранный интервал времени об-
новления информации столь непродолжителен,
что не влияет на качество отображения инфор-
мации.

Генератор 19 вызывает изменение выходно-
го адреса памяти со скоростью переключения
строчных синхронизирующих сигналов, так что
содержимое каждого канала появляется одно-
временно с каждым синхроимпульсом, который
запускает сигнал строчного отклонения.

На выходе сравнивающего устройства 20 вы-
рабатывается видеосигнал, который вызывает
появление полосы на соответствующей строке
отображения, длина которой пропорциональна

числу, накопленному в соответствующем кана-
ле памяти. Компаратор может быть выполнен
по цифровой или аналоговой схеме.

На видеоиндикаторе 18 отображается и ма-
сштабная градуированная сетка. Это отображение
обеспечивается выходным сигналом генератора
21 масштаба, который запускается растровым
сканирующим генератором 19, причем выход-
ной сигнал генератора 21 подается на видеоин-
дикатор 18 через логическую схему 22, так же,
как и выходной сигнал сравнивающего устрой-
ства 20. Результатом логической операции схемы
22 является создание линий сетки на видео-
индикаторе, которые выглядят черными, когда
они проходят через непрерывный участок кри-
вой радиоактивности излучения, так что на чер-
ном фоне они выглядят белыми, а на белом —
черными.

Использование системы обеспечивает нагляд-
ность изображения излучения, испускаемого из
определенных точек сердечной полости за один
цикл с данными за много циклов, что позволя-
ет повысить эффективность диагностирования
заболеваний сердечно-сосудистой системы.

Формула изобретения

1. Система анализа скорости потока крови,
содержащая детектор излучения, времязадающее
устройство, устройство регистрации числа им-
пульсов, накопленных за временной интервал
и устройство выработки синхроимпульсов с
частотой сердцебиения, отличающаяся тем,
что, с целью обеспечения наглядности изображе-
ния излучения, испускаемого из определенных
точек сердечной полости за один цикл работы
сердца наряду с данными за много циклов, она
имеет интегратор импульсов, соединенный с
времязадающим устройством и детектором из-
лучения, соединенные между собой блок нако-
пительной памяти и устройство адресования ка-
налов памяти, связанное с времязадающим уст-
ройством и устройством выработки синхроим-
пульсов с частотой сердцебиения, и устройство
отображения, соединенное с выходом блока на-
копительной памяти.

2. Система по п. 1, отличающаяся тем,
что устройство отображения содержит видео-
индикатор, растровый сканирующий генератор,
соединенный с видеоиндикатором и сравниваю-
щее устройство, соединенное с растровым ска-
нирующим генератором.

Источники информации,

принятые во внимание при экспертизе

1. Патент США № 3824399, кл. 250-336,
опублик. 1974.

Заказ 8520/56 Тираж 673 Подписное
ЦНИПИ Государственного комитета СССР
по делам изобретений и открытий
113035, Москва, Ж-35, Раушская наб., д. 4/5

Філіал ІПП "Патент", г. Ужгород, ул. Проектна, 4