

Предлагаемый способ может быть реализован в медицинской технике и использоваться для диагностики сердечно-сосудистой системы в кардиологии и других отраслях медицины.

Расход крови F является основным показателем в работе сердца. Он определяется косвенным путем, исходя из соотношения

$$F = V \cdot A,$$

где V - скорость крови в коронарном сосуде;

A - площадь поперечного сечения сосуда в зоне измерения.

За прототип принят способ измерения расхода крови в коронарных сосудах с использованием интракоронарного ультразвукового измерителя скорости крови, который работает по принципу ультразвукового локатора. Способ заключается в том, что в зону измерения расхода крови сосуда вводят катетер с ультразвуковым преобразователем. Определяют разность частот между генерируемой ультразвуковой волной и принимаемой, которая пропорциональна скорости крови V . А затем определяют площадь сечения сосуда, например, путем введения в него контрастного вещества, и получают рентгеновское изображение сосуда. Недостатком является проведение измерения расхода крови в два этапа: вначале получают изображение, затем его обрабатывают на

компьютере для получения площади. Кроме того способ не обеспечивает высокой точности, т.к. используется одна проекция сечения сосуда и разрешение гамма-камеры низкое.

В основу заявляемого изобретения поставлена задача усовершенствования способа измерения расхода крови в коронарных сосудах за счет повышения точности измерения, так как обеспечивается возможность получения полной картины поперечного сечения сосуда, ускорения способа измерения, т.к. определение скорости и расхода крови осуществляют в один прием. Кроме того расширяется область применения способа, т.е. способ дает возможность производить не только определение расхода крови, но и диагностировать состояние коронарных сосудов, например, выявлять тромбозы, стенозы, окклюзии.

Поставленная задача решается за счет того, что в известном способе измерения расхода крови в коронарных сосудах, включающем введение в сосуд пучка волн ультразвукового диапазона посредством зонда с преобразователем на конце, измерение частоты принимаемой волны, определение скорости движения крови по разности частот генерируемой и принимаемой волны, а также площади сечения сосуда, согласно настоящему изобретению, дополнительно осуществляют сканирование потока крови генерируемой волной с узкой диаграммой направленности, фиксируют значения скоростей элементарных потоков крови, распределенных по сечению сосуда, включая нулевое, что соответствует границе потока, а о расходе крови судят по величине суммы скоростей элементарных ее потоков, измеренных в каждом конкретном положении преобразователя.

Использован принцип ультразвукового Допплеровского локатора (разность частот Δf между генерируемой ультразвуковой волной и принимаемой пропорциональна скорости крови V).

Способ может быть реализован при помощи принципиальной схемы, представленной на фиг. 1 (общий вид). На фиг. 2 изображена прямоугольная развертка сканирования сечения сосуда; на фиг. 3 - развертка сканирования сечения сосуда по спирали; на фиг. 4 - профиль распределения скоростей элементарных потоков крови по сечению сосуда в прямоугольной системе координат.

Схема измерения расхода крови (фиг. 1) в коронарных сосудах включает в себя зонд 1 для введения в коронарный сосуд пучка

волн ультразвукового диапазона, снабженный ультразвуковым преобразователем (УЗП) 2, на котором размещено сканирующее устройство 3, например, двухкоординатный дефлектор или два пьезокристалла, Зонд 1 подключен к Допплеровскому генератору/приемнику 4 и генератору системы сканирования 5, которые, в свою очередь, подключены к вычислителю 6 (это может быть персональный компьютер IBM). В качестве системы измерения скорости крови может быть использован, Допплеровский интракоронарный измеритель скорости крови фирмы "Cardiometrics" (США) описанный в Dousette J.W. et. al. Validation of a Doppler guide wire for intravascular measurement of artery flow velocity. Circulation, v. 85, 1990, P.1899-1911, с ультразвуковым преобразователем на частоте 12 МГц (для преобразователя диаметром 0,45 мм) или 18 МГц (для преобразователя диаметром 0,35 мм), в состав которого входят зонд с УЗП и генератор/приемник. В качестве двухкоординатного дефлектора может быть применена тонкая пьезоэлектрическая пленка (LiNbO_3 , CdS , ZnO), нанесенная на поверхность УЗП (см. Введение в оптоэлектронику: Уч. пособие для вузов/ У.К. Верещагин, Л.А. Косяченко, СМ. Кокин. - М.: Высш.школа, 1991.-191 с). В системе сканирования может быть использован генератор сигналов специальной формы программируемый Гб-31,

Способ реализуется следующим образом. При подаче сигнала от двухкоординатного генератора системы сканирования 5 пьезокристалл смещает ось ультразвукового преобразователя 2, вследствие чего смещается зона измерения, при этом центр ее смещается из т.О в т.С по оси X или Y (фиг. 5). Таким образом появляется возможность построить профиль распределения скоростей элементарных потоков крови по сечению сосуда (фиг. 4), используя, например, построчную развертку сканирования (фиг. 2) или развертку по спирали (фиг. 3). При смещении зоны измерения к стенке сосуда скорость крови уменьшается до нуля (см. Каро К. и др. Механика кровообращения. М.: Мир, 1981, 624 с). Таким образом по критерию нулевой скорости устанавливают границы сосуда. Фиксируют величины сигналов от генератора системы сканирования и определяют координаты границы сосуда. В вычислителе, на который подаются сигналы от УЗП и системы сканирования, производится вычисление расхода крови путем интегрирования

$$F = \iint_{xy} V(x,y) \cdot dx \cdot dy$$

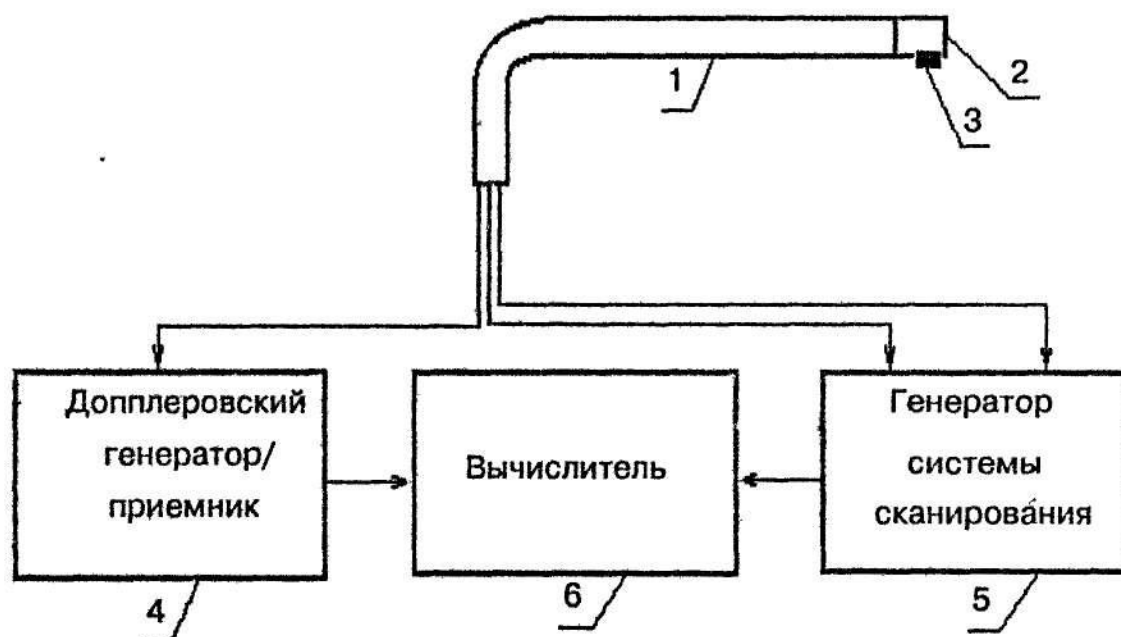
Вычислитель может быть подключен к дисплею, этим осуществляется визуализация формы и размера сечения коронарного сосуда в зоне измерения.

Основные затраты времени при оценке расхода крови традиционным способом определяются временем получения ангиостатического изображения необходимого участка сосуда. Оно составляет от 8 до 10 мин. Время обработки изображения и определения минимального сечения сосуда составляет не менее 5 мин. Эти

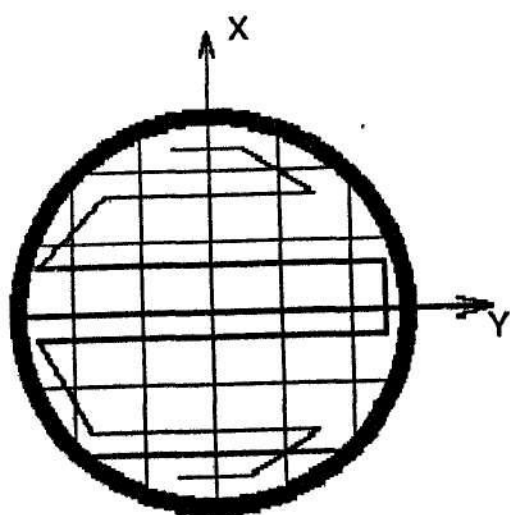
процедуры должны быть повторены для получения второй проекции сосуда. Время съема одного отсчета по Допплеровскому измерителю скорости крови типа "Cardiometrics" равно не менее 1 мин. Такое же время нужно оператору для расчета F в общепринятых в медицине единицах (мл/мин). Таким образом суммарное время измерения расхода крови составляет не менее 28 мин. Из-за длительности процедуры вычисления F она производится не во время, а после окончания всей операции на сердце, исходя из данных, сохранившихся на пленке ангиографа и в памяти измерителя скорости.

Предлагаемый способ позволит сократить время определения F до 1 мин, что соответствует времени снятия отсчета известным ультразвуковым измерителем скорости крови и производительности работы оператора. Увеличением времени, связанным с регистрацией скорости крови в различных точках можно пренебречь, т.к. заданная частота ультразвукового генератора составляет более 10 МГц, а быстродействие преобразователя современных аналого-цифровых преобразователей меньше 1 мкс, что при необходимости получения двумерной картины распределения скоростей размером 100×100 точек потребует всего 10^{-2} с. Полученный выигрыш во времени составляет не менее 28 раз, что позволит производить измерение расхода крови в коронарных сосудах непосредственно при проведении операции,

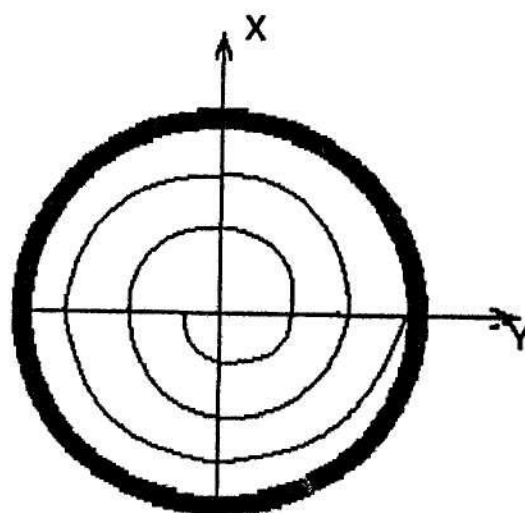
Таким образом предлагаемый способ позволяет вычислять расход крови в коронарных сосудах одновременно с измерением скорости потока крови. Кроме того, возможность получения изображения сечения коронарного сосуда позволяет установить состояние сосуда, что немаловажно при таких заболеваниях, как стеноз, окклюзии и т.д.



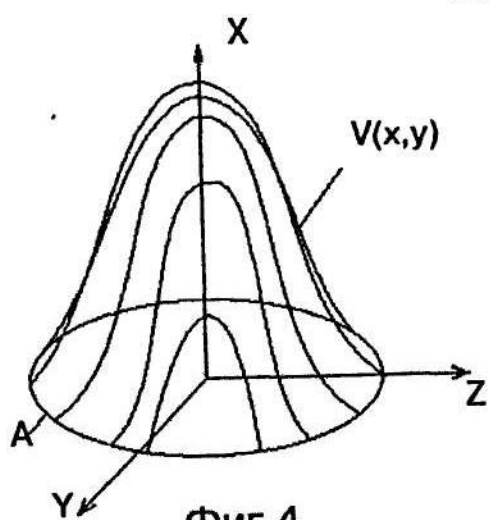
Фиг.1



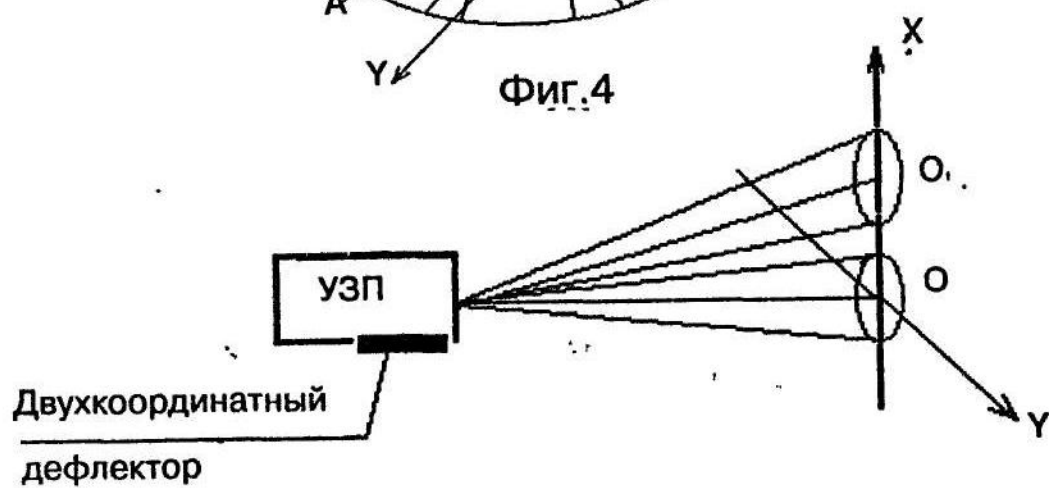
Фиг.2



Фиг.3



Фиг.4



Фиг.5