

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2145797

Российским агентством по патентам и товарным знакам на основании Патентного закона Российской Федерации, введенного в действие 14 октября 1992 года, выдан настоящий патент на изобретение

УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТОМОГРАФ И КОЛЬЦЕВАЯ АНТЕННАЯ РЕШЕТКА ДЛЯ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТОМОГРАФА

Патентообладатель(ли):

см. на обороте

по заявке № 99112722, дата поступления: 23.06.1999

Приоритет от 23.06.1999

Автор(ы) изобретения:

см. на обороте

Патент действует на всей территории Российской Федерации в течение 20 лет с **23 июня 1999 г.** при условии своевременной уплаты пошлины за поддержание патента в силе

Зарегистрирован в Государственном реестре изобретений Российской Федерации

г. Москва, 27 февраля 2000 г.



Генеральный директор

А.Д. Корсакин

Патентообладатель(ли):

*Пархоменко Павел Павлович, Буров Валентин Андреевич,
Дмитриев Олег Владимирович, Каравай Михаил Федорович,
Дроздов Сергей Александрович, Румянцева Ольга Дмитриевна*

Автор(ы) изобретения:

*Пархоменко Павел Павлович, Каравай Михаил Федорович,
Сухов Евгений Георгиевич, Фалеев Борис Александрович,
Дмитриев Олег Владимирович, Дроздов Сергей Александрович,
Комаров Олег Владимирович, Бабин Лев Владимирович, Попов
Андрей Сергеевич, Буров Валентин Андреевич, Раттэль
Михаил Иванович, Бобов Кирилл Николаевич, Колюшкин
Алексей Леонидович, Румянцева Ольга Дмитриевна*



(19) RU (11) 2145797 (13) C1

(51) 7 A 61 B 8/08, 8/14

РОССИЙСКОЕ АГЕНТСТВО
ПО ПАТЕНТАМ И ТОВАРНЫМ ЗНАКАМ

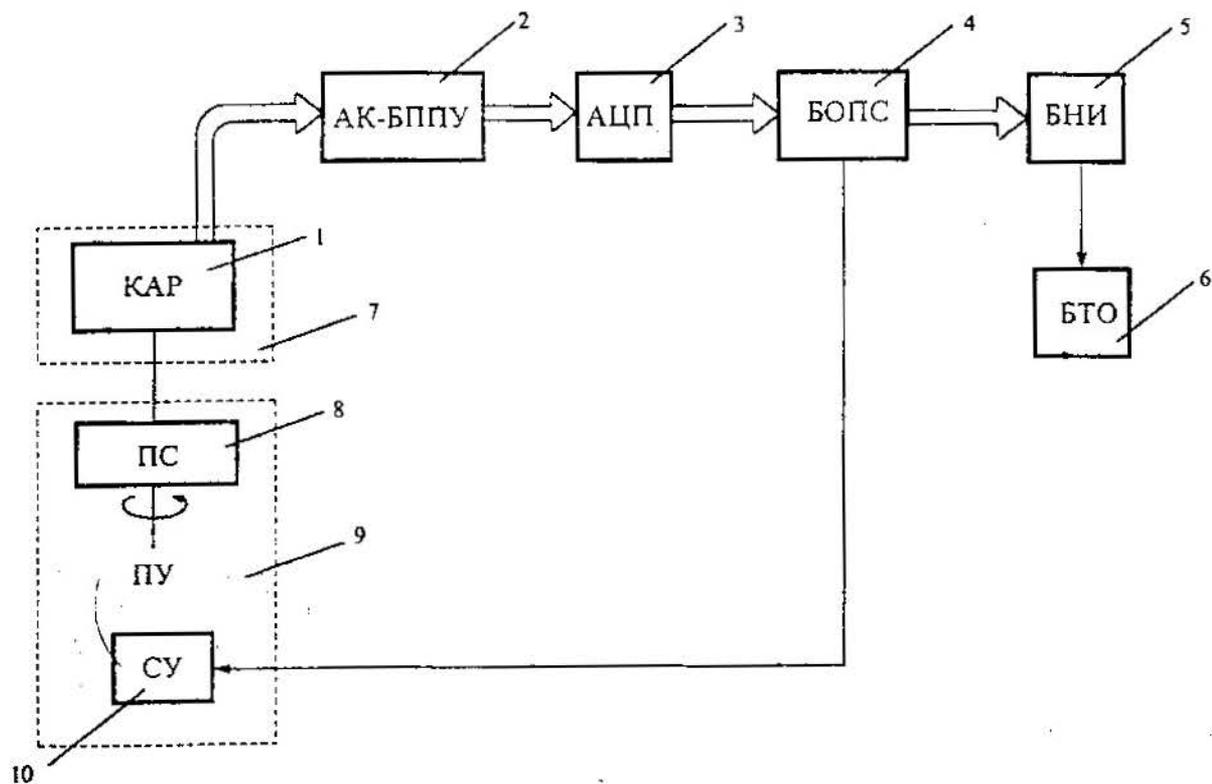
(12) **ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ**
к патенту Российской Федерации

1

(21) 99112722/14 (22) 23.06.1999
(24) 23.06.1999
(46) 27.02.2000 Бюл. № 6
(72) Пархоменко П.П., Каравай М.Ф.,
Сухов Е.Г., Фалеев Б.А., Дмитриев О.В.,
Дроздов С.А., Комаров О.В., Бабин Л.В.,
Попов А.С., Буров В.А., Ратгэль М.И.,
Бобов К.Н., Конюшкин А.Л., Румянцева
О.Д.
(71) Дроздов Сергей Александрович
(73) Пархоменко Павел Павлович, Буров
Валентин Андреевич, Дмитриев Олег Влади-
мович, Каравай Михаил Федорович, Дроз-

2

дов Сергей Александрович, Румянцева
Ольга Дмитриевна
(56) US 5305752 A1, 1994, WO 96/39938
A1, 1996, RU 2002451 C1, 1993.
(98) 103009, Москва, Средний Кисловский
пер., д.7/10, кв.26, Попову А.С.
(54) **УЛЬТРАЗВУКОВОЙ ТОМОГРАФ И
КОЛЬЦЕВАЯ АНТЕННАЯ РЕШЕТКА ДЛЯ
УЛЬТРАЗВУКОВОГО ТОМОГРАФА**
(57) Изобретение используется в медицине,
преимущественно в ультразвуковой маммог-
рафии, а также для томографирования
конечностей и органов брюшной полости.
Ультразвуковой томограф содержит последо-



Фиг. 1

RU 2145797 C1

RU 2145797 C1

вательно соединенные кольцевую антенную решетку из приемоизлучающих пьезопреобразователей, многоканальный блок приемо-передающих устройств с антенным коммутатором, многоканальный аналого-цифровой преобразователь, блок обработки принятых сигналов, блок накопления изображения и блок томографического отображения. При этом томограф дополнительно снабжен поворотным столом с программным управлением, на котором установлена кольцевая антенная решетка, причем последняя выполнена разреженной с неравномерным расположением приемоизлучающих пьезопреобразователей, количество которых меньше числа узлов-шагов сканирования, а приемоизлучающие пьезопреобразователи имеют излучающую поверхность цилиндрической формы с длиной дуги направляющей больше половины длины волны ультразвукового акустического им-

пульса излучения и размещены по узлам кольцевой антенной решетки, номера которых и угловые расстояния удовлетворяют определенным соотношениям. Кроме того, кольцевая антенная решетка для ультразвукового томографа содержит по меньшей мере две группы приемоизлучающих пьезопреобразователей, в одной из которых пьезопреобразователи имеют одинаковый угол наклона относительно плоскости, перпендикулярной оси кольцевой антенной решетки, а пьезопреобразователи в другой группе имеют различные углы наклона, лежащие в некотором диапазоне, например, от -20° до $+20^\circ$. Изобретение обеспечивает высокую разрешающую способность визуализации мягких тканей при малом количестве приемоизлучающих преобразователей. 2 с. и 1 з.п. ф-лы, 3 ил.

Изобретение относится к области медицинской диагностики, в частности к акустической томографии, и может быть использовано при визуализации внутренней структуры мягких тканей организма, например для маммографии.

Из уровня техники известно устройство (см. Патент РФ 2002451, кл. А 61 В 3/14, 1993 г.) для получения двумерных акустических изображений "по слоям" - ультразвуковой томограф, содержащий последовательно соединенные приемоизлучатель, блок усиления и коммутации, аналого-цифровой преобразователь, блок обработки информации, включающий запоминающие и суммирующие устройства, и устройство отображения (визуализации). Основным недостатком данного решения является использование одного общего преобразователя для излучения и приема, приводящее к тому, что используются лишь отраженные в точку излучения сигналы, а не вся возможная информация о рассеянном ультразвуковом поле. Это не дает возможности провести количественную характеристику акустических свойств исследуемой ткани. Кроме того, использование единственного такого преобразователя требует постоянного его перемещения, что потребовало введения сканера и контроллера, электрически связанного с блоком обработки информации, усложняющих функциональную схему томографа без обогащения его информационных возможностей.

Наиболее близким к изобретению является ультразвуковой томограф, содержащий последовательно соединенные кольцевую антенную решетку из приемоизлучающих пьезопреобразователей, которую размещают в ванне с иммерсионной жидкостью, многоканальный приемопередающий блок и аналого-цифровой преобразователь, блок усиления, блок преобразования и отображения на базе цифрового компьютера, программированный на выполнение преобразования Фурье (см. Патент США 5305752, кл. А 61 В 8/00 1994 г.). Однако использование сплошной (круговой или линейной, заявленной в патенте) решетки с расположением отдельных пьезопреобразователей на расстоянии половины длины волны (или ближе, как заявлено в патенте) приводит к чрезвычайно малым поперечным размерам каждого из пьезопреобразователей (0,5-1,0 мм, как это следует из публикации) и, следовательно, малой их эффективности по излучению, высокому импедансу и низкому отношению сигнал/помеха. Использование

продолжительного излучения (на одной или нескольких частотах) с длительностью не менее времени двойного пробега волны в среде, приводит к возникновению паразитных отражений от поверхности антенной решетки, создающих дополнительную помеху при приеме рассеянного сигнала. Приведенное в качестве примера в патенте устройство имеет антенную решетку, состоящую из 512 пьезопреобразователей, соединенных с электронным блоком через многоступенчатый коммутатор, что очень усложняет всю схему и вносит дополнительные помехи.

Изобретение направлено на создание ультразвукового томографа, обеспечивающего высокую разрешающую способность восстановления и визуализации внутренней структуры мягких биологических тканей с низким уровнем шумов и помех, ухудшающих изображение, при относительно малом количестве приемоизлучающих пьезопреобразователей.

Решение поставленной задачи обеспечивается тем, что ультразвуковой томограф, содержащий последовательно соединенные кольцевую антенную решетку из приемоизлучающих пьезопреобразователей, многоканальный блок приемопередающих устройств с антенным коммутатором, многоканальный аналого-цифровой преобразователь, блок обработки принятых (рассеянных) сигналов, блок накопления изображения, блок томографического отображения, согласно изобретению дополнительно снабжен поворотным столом с программным управлением, на котором установлена кольцевая антенная решетка, при этом последняя выполнена разреженной с неравномерным расположением приемоизлучающих пьезопреобразователей, количество которых меньше числа узлов - шагов сканирования, а приемоизлучающие пьезопреобразователи имеют излучающую поверхность цилиндрической формы с длиной дуги направляющей больше половины длины волны ультразвукового акустического импульса излучения и размещены в узлах кольцевой антенной решетки, номера которых и угловые расстояния при сочетании в различные неповторяющиеся пары удовлетворяют следующим соотношениям:

$$P = N - \frac{21}{R\Delta\varphi} + 1, \quad (1)$$

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi}{N}, \quad (2)$$

$$\delta_p = \Delta\varphi \cdot z_p, \quad (3)$$

$$z_p = |1 - k|, \quad (4)$$

где P - минимальное число неповторяющихся пар (сочетаний), каждая из которых составлена из двух пьезопреобразователей;

N - число равноотстоящих узлов - шагов сканирования кольцевой антенной решетки;

l - длина дуги излучающей поверхности пьезопреобразователей;

R - радиус кольцевой антенной решетки;

$\Delta\varphi$ - угловое расстояние между равноотстоящими узлами кольцевой антенной решетки;

δ_p - текущее угловое расстояние между узлами кольцевой антенной решетки, в которых расположены пьезопреобразователи, образующие каждую неповторяющуюся пару;

z_p - модуль разности текущих номеров узлов, в которых расположены пьезопреобразователи, образующие каждую неповторяющуюся пару. Множество значений z_p составляет непрерывный ряд натуральных

чисел в отрезке от $\frac{1}{R\Delta\varphi}$ до $N - \frac{1}{R\Delta\varphi}$;

i, k - текущие номера узлов, в которых расположены пьезопреобразователи, образующие каждую неповторяющуюся пару, принимающие значения в числовом отрезке от 1 до N .

Кроме того, решение поставленной задачи обеспечивается также тем, что кольцевая антенная решетка для ультразвукового томографа, включает по меньшей мере две группы приемоизлучающих пьезопреобразователей, в одной из которых пьезопреобразователи имеют одинаковый угол наклона θ_0 относительно перпендикуляра к плоскости томографирования - плоскости, перпендикулярной к оси кольцевой антенной решетки, а пьезопреобразователи в другой группе имеют различные углы наклона θ_j , лежащие в некотором диапазоне, например от -20° до $+20^\circ$.

Предложенное конструктивное выполнение кольцевой разреженной антенной решетки с заявленным выбором схемы расположения приемоизлучающих пьезопреобразователей в сочетании с ее вращением обеспечивает высокую разрешающую способность восстановления внутренней структуры мягких биологических тканей (с разрешением порядка 0,2-0,5 мм), эквивалентную разрешающей способности сплошной кольцевой антенной решетки с равноотстоящими пьезопреобразователями, (например, разреженная антенная решетка с 26 пьезопреобразователями эквивалентна неразрезанной антенной решетке с 256 равномерно расположенными пьезопреобразователями), что позволяет существенно упростить схемно-аппаратурную реализацию ультразвукового то-

мографа за счет уменьшения числа приемоизлучающих схем (усилителей и генераторов), увеличить размеры приемоизлучающих пьезопреобразователей и снизить при этом уровень шумов и помех благодаря использованию пьезоэлементов с развитой чувствительной поверхностью и низким импедансом.

При этом заявленный наклон приемоизлучающих пьезопреобразователей приводит к появлению дополнительного фазового сдвига в рассеянном сигнале в зависимости от положения восстанавливаемой рассеивающей точки органа вдоль оси, перпендикулярной слою томографирования, что дает возможность осуществлять трехмерное сканирование внутри озвученного слоя.

Как вариант, возможно размещение приемоизлучающих пьезопреобразователей вышеупомянутых двух групп на различных горизонтальных уровнях, что создает возможность восстановления полной трехмерной картины внутренней структуры исследуемого органа.

На фиг. 1 представлена блок-схема ультразвукового томографа; на фиг. 2 схематично изображен общий вид кольцевой антенной решетки; на фиг. 3 - общий вид приемоизлучающих пьезопреобразователей и их взаимное расположение в кольцевой антенной решетке.

Ультразвуковой томограф предназначен для двумерной и/или трехмерной ультразвуковой томографии и последующей визуализации внутренней структуры мягких тканей и органов, например, молочных желез, содержит последовательно соединенные кольцевую антенную решетку 1 (КАР), многоканальный блок 2 приемопередающих устройств с антенным коммутатором (АК-БППУ), многоканальный аналого-цифровой преобразователь 3 (АЦП), блок 4 обработки принятых (рассеянных) сигналов (БОПС), блок 5 накопления изображения (БНИ) и блок 6 томографического отображения (БТО).

Кольцевая антенная решетка 1 (КАР) размещена в ванне 7, наполненной иммерсионной жидкостью и установленной на поворотном 8 столе (ПС) поворотного 9 устройства (ПУ) с системой управления 10 (СУ), включает $N=256$ равноотстоящих узлов - шагов сканирования (и выполнена разреженной с неравномерным расположением 26 приемоизлучающих пьезопреобразователей в узлах кольцевой решетки таким образом, что при их сочетании в различные неповторяющиеся пары, минимальное число которых

составляет $P = N - \frac{21}{R\Delta\varphi} + 1$ и при произволь-

ном выборе одного натурального числа z_p на отрезке от $\frac{1}{R\Delta\varphi}$ до $N - \frac{1}{R\Delta\varphi}$ можно найти по меньшей мере одну пару пьезопреобразователей, угловое расстояние между двумя элементами которой составляет $\delta_p = \Delta\varphi \cdot z_p$, а модуль разности текущих номеров узлов, в которых они расположены, равен $z_p = |i-k|$ где: i и k - номера узлов кольцевой антенной решетки, принимающие значения в диапазоне от 1 до N , в которых соответственно размещены один и другой приемоизлучающие пьезопреобразователи

вышеуказанной пары; $\Delta\varphi = \frac{2\pi}{N}$ угловое расстояние между равноотстоящими узлами кольцевой антенной решетки; l - длина дуги излучающей поверхности пьезопреобразователей; R - радиус кольцевой антенной решетки.

Образующие кольцевую антенную решетку 1 приемоизлучающие пьезопреобразователи 11 имеют пьезоэлектрический активный элемент 12 из пьезокерамики (например, типа ЦТС-19) с центральной частотой излучения 1-2 МГц с выпуклой цилиндрической поверхностью излучения, на которую спереди наклеена тонкая цилиндрическая линза 13 из оргстекла (плексигласа), осуществляющая слабую фокусировку в вертикальной плоскости для продления зоны слабой расходимости, а с обратной (задней) стороны пьезоэлектрического элемента 12 размещен демпфирующий слой 14 из смеси металлического порошка и эпоксидной смолы или компаунда КТ-102.

Приемоизлучающие пьезопреобразователи 11 в кольцевой антенной решетке 1 ультразвукового томографа закреплены так, что по меньшей мере одна группа из них имеет одинаковый угол наклона θ_0 оси цилиндрической поверхности относительно перпендикуляра к плоскости томографирования (плоскости, перпендикулярной к оси кольцевой антенной решетки), который может быть равным нулю или величине в несколько (3-10°) градусов, а в другой группе приемоизлучающие пьезопреобразователи 11 могут иметь различные углы наклона $\theta_j \neq \theta_0$ которые лежат в некотором диапазоне, например от -20° до +20°.

Ультразвуковой томограф работает следующим образом.

В процессе томографирования поворотный стол 8 с кольцевой антенной решеткой 1 занимает последовательно N дискретных положений с шагом $\Delta\varphi$, соответствующим угловому расстоянию между равноотстоящи-

ми узлами, совершая при этом полный поворот. При занятии столом очередного положения на приемоизлучающие пьезопреобразователи 11 с передатчика приемопередающих устройств блока 2 (АК-БППУ) последовательно подаются через антенные коммутаторы сигналы - импульсы излучения, длительность которых составляет 3-10 периодов колебаний рабочей частоты (1-2 МГц). После излучения такого импульса одним из пьезопреобразователей 11 происходит прием рассеянного сигнала (прошедшего через исследуемый объект или отраженного им) всеми другими пьезопреобразователями 11, сигналы с которых поступают через упомянутые антенные коммутаторы на усилители блока 2 (АК-БППУ). По окончании приема рассеянного сигнала антенный коммутатор следующего пьезопреобразователя 11 подключает его к передатчику блока 2 (АК-БППУ) и происходит излучение следующего импульса. По завершении процесса излучения всеми приемоизлучающими пьезопреобразователями 11 кольцевой антенной решетки 1, поворотное устройство 9 устанавливает кольцевую антенную решетку 1 в следующее дискретное положение (узел - шаг сканирования).

Сигналы с усилителей блока 2 (АК-БППУ) поступают на многоканальный аналого-цифровой преобразователь 3 (АЦП), выходные сигналы с которого поступают в блок 4 обработки принятых сигналов (БОПС) и запоминаются в нем. При этом в блоке 4 (БОПС) осуществляется точное измерение времени распространения импульса через исследуемый объект по всем трассам, соединяющим излучатели и приемники (излучающие и принимающие пьезопреобразователи 11) и проходящим через область томографирования. На основе этих значений времени в блоке 4 (БОПС) осуществляется оценка распределения крупномасштабных (более 5-10 длин волн) неоднородностей скорости ультразвука и его поглощения в объекте (первый этап обработки). Эти результаты используются на втором этапе для уточнения параметров фазирования принятых сигналов с целью восстановления полной картины распределения скорости, поглощения и плотности ткани в сечении томографируемого органа. Такая двухэтапная обработка позволяет скорректировать искажения волн, вносимые неоднородностями исследуемого объекта, которые в ультразвуковых медицинских приборах, не учитывающих подобные искажения, снижают их разрешающую способность в несколько раз. Тем самым улучшается разрешающая спо-

способность предлагаемого томографа в плоскости томографирования и приближается к максимально достижимой для данной рабочей частоты и близкой к четверти длины волны.

При использовании в томографе кольцевой антенной решетки 1 с приемоизлучающими пьезопреобразователями 11, установленными под различными углами наклона, в процессе фазирования, осуществляемом в блоке 4 (БОПС), учитывается наклон упомянутых приемоизлучающих преобразователей 11, что позволяет повысить разрешающую способность томографа в направлении, перпендикулярном плоскости томографирования, в 5-8 раз. Таким образом, в этом случае полный озвученный слой томографирования разбивается на соответствующее количество (5-10) тонких слоев, восстанавливаемых в блоке 4 (БОПС) одновременно.

По мере обработки информации в блоке 5 накопления изображения (БНИ) синтезируются томограммы соответствующего (одного или нескольких) количества слоев.

В блоке 6 томографического отображения (БТО) осуществляется визуальное представление результатов томографирования либо в послойном виде, либо в виде синтезированного трехмерного отображения, полученного по известным программам такого синтеза.

В качестве примера реализации изобретения разработан ультразвуковой томограф с кольцевой антенной решеткой 1, образуемой $N = 256$ равноотстоящими узлами с угловым шагом $\Delta\varphi = \frac{2\pi}{256}$ и имеющей радиус $R=130$ мм, для которой расчетным путем определено оптимизированное количество - 26 - приемоизлучающих пьезопреобразователей 11 с поперечными размерами - длиной дуги излучающей поверхности пьезопреобразова-

телей 11 (пьезоэлектрического элемента 12 вместе с конструктивной оболочкой) $l \approx 20$

мм (при этом $\frac{1}{R\Delta\varphi} \approx 7$), неравномерно размещенных по окружности в узлах кольцевой антенной решетки 1 со следующими номерами:

$i, k = (1, 9, 16, 32, 39, 49, 60, 67, 78, 86, 97, 106, 113, 127, 134, 149, 158, 172, 186, 196, 207, 214, 221, 230, 240, 247)$, что обеспечивает реализацию полной томографической схемы, использующей все углы облучения и рассеяния.

Поворотный стол 8 с поворотным устройством 9 представляет собой прецизионный механизм с шаговым двигателем поворота и микродвигателем точной установки углового положения со специальной системой управления 10. Антенные коммутаторы приемо-передающего блока 2 реализованы на ключевых микросхемах, генератор этих блоков - на комплементарной паре транзисторов, а усилители - на операционных усилителях. Кольцевая антенная решетка 1 размещена в ванне 7 с иммерсионной жидкостью (специальная смесь с акустическими параметрами, близкими к параметрам ткани исследуемого органа). Аналого-цифровые преобразователи 3 собраны на микросхемах фирмы Analog-Device. Блок 4 обработки принятых сигналов (БОПС) собран на нескольких сигнальных процессорах, осуществляющих обработку первого этапа. Дальнейшая обработка осуществляется в персональном компьютере с процессором Pentium 2, усиленным сопроцессором Sharc. В качестве блока 5 накопления изображения (БНИ) и блока 6 томографического отображения (БТО) используется процессор персонального компьютера и его дисплей.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Ультразвуковой томограф, содержащий последовательно соединенные кольцевую антенную решетку из приемоизлучающих пьезопреобразователей, многоканальный блок приемо-передающих устройств с антенным коммутатором, многоканальный аналого-цифровой преобразователь, блок обработки принятых сигналов, блок накопления изображения и блок томографического отображения, отличающийся тем, что он дополнительно снабжен поворотным столом с программным управлением, на котором установлена кольцевая антенная решетка, при этом последняя выполнена разреженной с неравномерным расположением приемоиз-

лучающих пьезопреобразователей, количество которых меньше числа узлов - шагов сканирования, а приемоизлучающие пьезопреобразователи имеют излучающую поверхность цилиндрической формы с длиной дуги направляющей больше половины длины волны ультразвукового акустического импульса излучения и размещены по узлам кольцевой антенной решетки, номера которых и угловые расстояния при сочетании в различные неповторяющиеся пары удовлетворяют соотношениям

$$P = N - \frac{2l}{R\Delta\varphi} + 1,$$

$$\Delta\varphi = \frac{2\pi}{N}$$

$$\delta_p = \Delta\varphi \cdot z_p,$$

$$z_p = |1-k|,$$

где P - минимальное число неповторяющихся пар, каждая из которых составлена из двух пьезопреобразователей;

N - число равноотстоящих узлов - шагов сканирования кольцевой антенной решетки;

l - длина дуги излучающей поверхности пьезопреобразователей;

R - радиус кольцевой антенной решетки;
 $\Delta\varphi$ - угловое расстояние между равноотстоящими узлами кольцевой антенной решетки;

δ_p - текущее угловое расстояние между узлами кольцевой антенной решетки, в которых расположены пьезопреобразователи, образующие каждую неповторяющуюся пару;

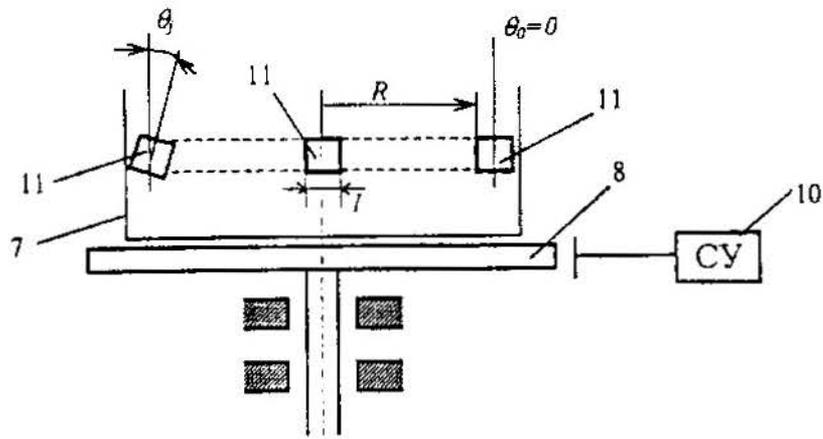
z_p - модуль разности текущих номеров узлов, в которых расположены пьезопреобразователи, образующие каждую неповторяющуюся пару, при этом множество значений z_p составляет непрерывный ряд

натуральных чисел в отрезке от $\frac{1}{R\Delta\varphi}$ до $N - \frac{1}{R\Delta\varphi}$;

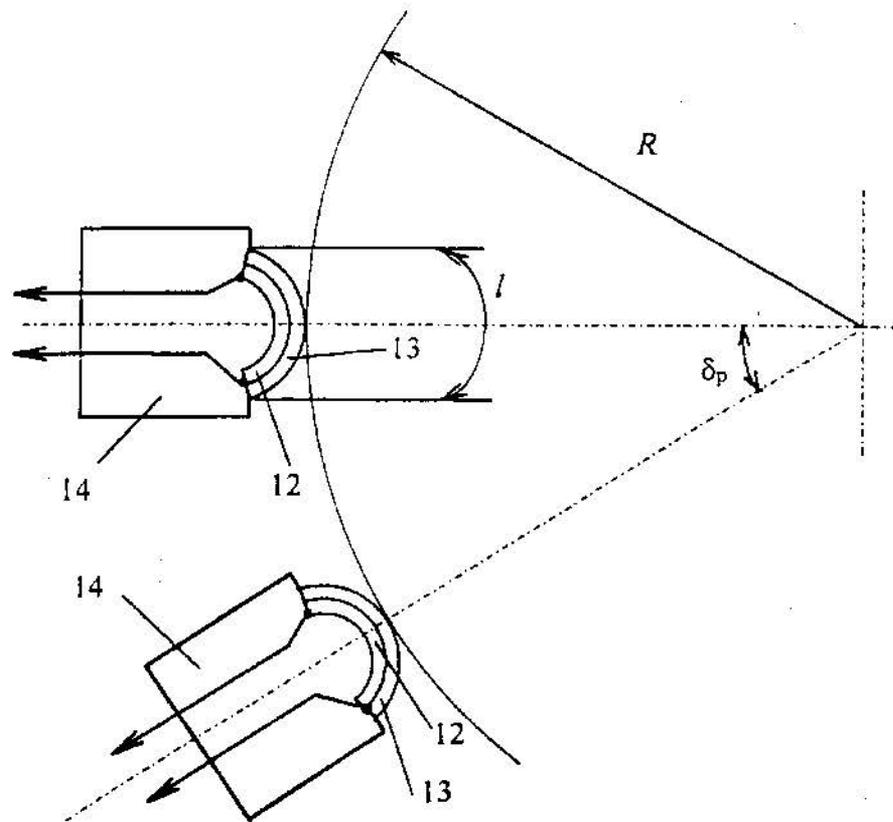
i, k - текущие номера узлов, в которых расположены пьезопреобразователи, образующие каждую неповторяющуюся пару, принимающие значения в числовом отрезке от 1 до N .

2. Кольцевая антенная решетка для ультразвукового томографа, включающая набор приемоизлучающих пьезопреобразователей, отличающаяся тем, что содержит по меньшей мере две группы приемоизлучающих пьезопреобразователей, в одной из которых пьезопреобразователи имеют одинаковый угол наклона θ_0 относительно перпендикуляра к плоскости томографирования - плоскости, перпендикулярной оси кольцевой решетки, а пьезопреобразователи в другой группе имеют различные углы наклона θ_j лежащие в диапазоне, например, от -20° до $+20^\circ$.

3. Кольцевая антенная решетка для ультразвукового томографа по п.2, отличающаяся тем, что приемоизлучающие пьезопреобразователи упомянутых двух групп размещены на различных горизонтальных уровнях.



Фиг. 2



Фиг. 3

Заказ *Вн* Подписное
 ФИПС, Рег. ЛР № 040921
 121858, Москва, Бережковская наб., д.30, корп.1,
 Научно-исследовательское отделение по
 подготовке официальных изданий

Отпечатано на полиграфической базе ФИПС
 121873, Москва, Бережковская наб., 24, стр.2
 Отделение выпуска официальных изданий