

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl⁷

A61B 8/00

G01S 5/18



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02123148.6

[43] 公开日 2003 年 1 月 22 日

[11] 公开号 CN 1391871A

[22] 申请日 2002.6.19 [21] 申请号 02123148.6

[30] 优先权

[32] 2001.6.19 [33] JP [31] 184678/2001

[71] 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

[72] 发明人 铃木阳一 雨宫慎一

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

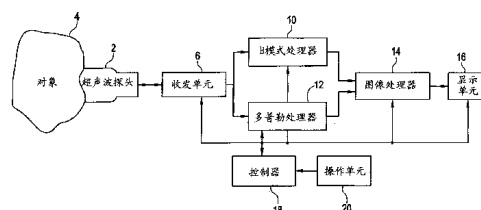
代理人 邹光新 陈 霁

权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 12 页

[54] 发明名称 超声波成像设备

[57] 摘要

为了使保持超声波成像的扫描范围和帧频与图像的高清晰度相互兼容,将扫描的声射线密度安排成不均匀的,使得声射线密度在一个必要部分比较密而在这个部分之外的其他部分比较稀。



I S S N 1 0 0 8 - 4 2 7 4

1. 一种用一个超声波束以声射线相继扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像的超声波成像设备, 所述超声波成像设备包括:

5 一个使扫描的声射线密度不均匀的声射线密度调整装置。

2. 一种按照权利要求1所述的超声波成像设备, 其中所述声射线密度调整装置将声射线密度在一个存在一个血流的部分设置得比较密, 而将声射线密度在这个部分之外的其他部分设置得比较稀。

3. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据多普勒信号的功率检测血流存在的血流检测装置。

4. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度检测血流存在的血流检测装置。

15 5. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度散布检测血流存在的血流检测装置。

6. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度和多普勒信号的功率检测血流存在的血流检测装置。

7. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度散布和多普勒信号的功率检测血流存在的血流检测装置。

8. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度及其散布检测血流存在的血流检测装置。

9. 一种按照权利要求2所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度及其散布和多普勒信号的功率检测血流存在的血流检测装置。

30 10. 一种按照权利要求1所述的超声波成像设备, 其中所述声射线密度调整装置将声射线密度在一个由一个外部输入指定的部分设置得比较密, 而将声射线密度在这个部分之外的其他部分设置得比较稀。

11. 一种用一个超声波束以声射线相继重复扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像的超声波成像设备, 所述超声波成像设备包括:

5 一个使扫描的声射线密度不均匀而保持扫描的范围不变的声射线密度调整装置。

12. 一种按照权利要求11所述的超声波成像设备, 其中所述声射线密度调整装置将声射线密度在一个存在一个血流的部分设置得比较密, 而将声射线密度在这个部分之外的其他部分设置得比较稀。

10 13. 一种按照权利要求12所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据多普勒信号的功率检测血流存在的血流检测装置。

14. 一种按照权利要求12所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度检测血流存在的血流检测装置。

15 15. 一种按照权利要求12所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度散布检测血流存在的血流检测装置。

16. 一种如权利要求12中所述的超声波成像设备, 所述超声波成像设备还包括一个根据从多普勒信号中得到的速度及其散布和多普勒
20 信号的功率检测血流存在的血流检测装置。

17. 一种按照权利要求11所述的超声波成像设备, 其中所述声射线密度调整装置将声射线密度在一个由一个外部输入指定的部分设置得比较密, 而将声射线密度在这个部分之外的其他部分设置得比较稀。

25 18. 一种用一个超声波束以声射线相继重复扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像帧的超声波成像设备, 所述超声波成像设备包括:

一个使扫描的声射线密度不均匀而保持动态图像帧的帧频不变的声射线密度调整装置。

30 19. 一种按照权利要求18所述的超声波成像设备, 其中所述声射线密度调整装置将声射线密度在一个存在一个血流的部分设置得比较密, 而将声射线密度在这个部分之外的其他部分设置得比较稀。

20. 一种按照权利要求18所述的超声波成像设备，其中所述声射线密度调整装置将声射线密度在一个由一个外部输入指定的部分设置得比较密，而将声射线密度在这个部分之外的其他部分设置得比较稀。

超声波成像设备

发明概要

5 本发明与超声波成像方法和超声波成像设备有关，具体地说，涉及用超声波束以声射线相继扫描对象内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生动态图像的超声波成像方法和超声波成像设备。

根据超声波成像原理，用一个超声波束以声射线相继扫描一个对象的内部，从而接收回波。根据回波强度信号产生一个断层照片，显示为一个B模式图像。利用回波的多普勒信号可以产生诸如血流之类的动态图像，显示为一个彩色多普勒图像。

图像的清晰度取决于扫描的声射线密度。在使声射线密度较密时，清晰度就提高，而在使声射线密度较稀时，清晰度就降低。在扫描范围一定时，图像的帧频在声射线密度变密时降低，而在声射线密度变稀时提高。在帧频一定时，扫描范围在声射线密度变密时变窄，而在声射线密度变稀时增宽。

由于在声射线密度、扫描范围和帧频之间有以上关系，因此很难提高一个图像的清晰度而不影响扫描范围和帧频。这特别在每个声射线执行多次发送和接收的彩色多普勒成像的情况下是一个问题。

20

发明概要

因此，本发明的一个目的是实现一种能使保持扫描范围和帧频与图像的高清晰度相互兼容的超声波成像方法和超声波成像设备。

25 (1)按照解决这些问题的一种情况，本发明提出了一种用一个超声波束以声射线相继扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像的超声成像方法，这种超声成像方法的特征是使扫描的声射线密度不均匀。

(2)按照解决这些问题的另一种情况，本发明提出了一种用一个超声波束以声射线相继扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像的超声成像设备，这种超声成像设备的特征是配备有使扫描的声射线密度不均匀的声射线密度调整装置。

30

按照在(1)和(2)中所说明的相应情况,本发明由于使扫描的声射线密度不均匀,使得声射线密度在所需部分较密而在其他部分较稀,从而可以使保持扫描范围和帧频与图像的高清晰度可兼容。

5 (3)按照解决这些问题的又一种情况,本发明提出了一种用一个超声波束以声射线相继重复扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像的超声成像方法,这种超声成像方法的特征是使扫描的声射线密度不均匀而保持扫描范围不变。

10 (4)按照解决这些问题的又一个情况,本发明提出了一种用一个超声波束以声射线相继重复扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像的超声成像设备,这种超声成像设备的特征是配备有使扫描的声射线密度不均匀而保持扫描范围不变的声射线密度调整装置。

15 按照在(3)和(4)中所说明的相应情况,本发明由于使扫描的声射线密度不均匀而保持扫描范围不变,使声射线密度在所需部分较密而在其他部分较稀,从而可以使保持扫描范围与图像的高清晰度可兼容。

20 (5)按照解决这些问题的又一个情况,本发明提出了一种用一个超声波束以声射线相继重复扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像帧的超声成像方法,这种超声成像方法的特征是使声射线密度不均匀而保持动态图像帧的帧频不变。

25 (6)按照解决这些问题的又一个情况,本发明提出了一种用一个超声波束以声射线相继重复扫描一个对象的内部从而接收回波再根据回波的多普勒信号产生一个动态图像帧的超声成像设备,这种超声成像设备的特征是配备有使扫描的声射线密度不均匀而保持动态图像帧的帧频不变的声射线密度调整装置。

按照在(5)和(6)中所说明的相应情况,本发明由于使扫描的声射线密度不均匀而保持动态图像帧的帧频不变,使声射线密度在所需部分较密而在其他部分较稀,从而可以使保持帧频与图像的高清晰度可兼容。

30 可取的是,可以使声射线密度在有血流的部分较密而在形成高清晰度血流图像的部分之外的其他部分较稀。

可取的是,可以根据多普勒信号的功率检测血流存在,这样可以

可靠地检测血流存在。

可取的是，可以根据从多普勒信号得到的速度检测血流存在，这样可以可靠地检测血流存在。

5 可取的是，可以根据从多普勒信号得到的速度的散布（dispersion）检测血流存在，这样可以可靠地检测血流存在。

可取的是，可以根据从多普勒信号得到的速度和多普勒信号的功率检测血流存在，这样可以更可靠地检测血流存在。

可取的是，可以根据从多普勒信号得到的速度散布和多普勒信号的功率检测血流存在，这样可以更可靠地检测血流存在。

10 可取的是，可以根据从多普勒信号得到的速度及其散布检测血流存在，这样可以更可靠地检测血流存在。

可取的是，可以根据从多普勒信号得到的速度及其散布和多普勒信号的功率检测血流存在，这样可以还要可靠地检测血流存在。

15 可取的是，可以使声射线密度在一个由一个外部输入指定的部分比较密而在这个部分之外的其他部分比较稀，这样可以增大声射线密度调整的自由度。

因此，可以实现一种能使保持扫描范围和帧频与图像的高清晰度相互兼容的超声成像方法和超声波成像设备。

20 从以下对附图所示的本发明的优选实施例的说明中可以清楚地看到本发明的其他目的和优点。

附图简要说明

25 图1为例示作为本发明的一个实施例的一个例子的设备的方框图。

图2为一个收发单元的方框图。

图3为一种典型的声射线扫描图。

图4为一种典型的声射线扫描图。

图5为一种典型的声射线扫描图。

30 图6为一个B模式处理器的方框图。

图7为一个多普勒处理器的方框图

图8为一个图像处理器的方框图。

图9为一个控制器的方框图。

图10为一个例示在显示单元上显示的屏幕的示意图。

图11为示出例示本发明的实施例的一个例子的设备的操作的流程图。

5 图12为一种典型的声射线扫描图。

图13为示出例示本发明的实施例的一个例子的设备的其它操作的流程图。

发明详细说明

10

下面将结合附图对本发明的一些实施例进行详细说明。图1示出了一个超声波成像设备的方框图。这个设备是本发明的一个实施例的一个例子。与本发明的设备有关的实施例的例子按照设备的配置示出。与本发明的方法有关的实施例的例子按照设备的操作示出。

15 如图1所示，所给出的这个设备具有一个超声波探头2。超声波探头2具有一个由多个在图中未示出的超声换能器形成的阵列。这些超声换能器都用诸如PZT(锆酸铅(Zr)钛酸盐(Ti))陶瓷之类的压电材料制成。用户用超声波探头2与对象4接触。

超声波探头2连接到收发单元6上。收发单元6为超声波探头2提供
20 驱动信号，使超声波探头2发送超声波。收发单元6接收由超声波探头2接收的回波信号。

图2示出了收发单元6的方框图。如图2所示，收发单元6有一个发送定时产生单元602。发送定时产生单元602周期性地产生发送定时信号，输出给发送波束形成器604。发送定时信号的周期受控制器18控制，如稍后要说明的那样。
25

发送波束形成器604用来为发送的超声波执行波束形成，根据发送定时信号产生波束形成信号，以形成一个朝向预定方向的超声波束。波束形成信号包括多个驱动信号，各加有一个与朝向关联的时差。波束形成受控制器18控制，如稍后要说明的那样。发送波束形成器604将
30 发送波束形成信号输出给收发转换开关单元606。

收发转换开关单元606将波束形成信号输出给它相应的超声换能器阵列。在超声换能器阵列内，构成发送孔径的多个超声换能器分别

产生各有一个与驱动信号之间的时差相应的相位差的超声波。通过合并这些超声波的波阵面形成一个沿着朝向预定方向的一些声射线的超声波束。

接收波束形成器610与收发转换开关单元606连接。收发转换开关单元606将超声换能器阵列的接收孔径接收的多个回波信号输出给接收波束形成器610。接收波束形成器610用来执行与发送声射线相应的接收波束形成。接收波束形成器610将各时差分别应用于多个接收回波，调整它们的相位，然后将它们相加，形成一些沿着朝向预定方向的声射线的回波接收信号。波束形成受控制器13控制，如稍后要说明的那样。

按照发送定时产生单元602产生的发送定时信号以预定时间间隔重复执行发送超声波束。发送波束形成器604和接收波束形成器610按照重复发送情况使声射线的方向改变预定的量。因此，对象4的内部按照声射线相继受到扫描。这样配置的收发单元6执行例如如图3所示的这种扫描。也就是说，用在z方向从辐射点200射出的声射线202在 θ 方向上扫描一个二维区域206，执行所谓的扇形扫描。

在收/发孔径用超声换能器阵列的一部分形成时，使孔径相继沿着阵列移动，从而可以实现例如如图4所示的这种扫描。也就是说，使从辐射点200在z方向发射的声射线202平移或者说沿着直线轨迹204移动，从而在x方向上扫描了一个矩形的二维区域206，即实现所谓的直线扫描。

顺便说一下，在超声换能器阵列是一个沿着一段在超声波发送方向上伸出的圆弧形成的所谓凸阵列时，按照与直线扫描类似的声射线扫描使声射线202的辐射点200沿着一条弧形轨迹204移动，从而在例如如图5所示的 θ 方向上扫描了一个扇形的二维区域206，当然这就可以实现一种所谓的凸起扫描。

这样一种扫描在控制器18的控制下重复执行，如稍后要说明的那样。可以局部改变扫描二维区域206的声射线的密度。在改变声射线密度时，也就改变了图像的清晰度。也就是说，随着使声射线密度变密，图像的清晰度提高，而随着使声射线密度变稀，图像的清晰度降低。

声射线密度的改变由发送波束形成器604和接收波束形成器610在控制器18的控制下执行，如稍后要说明的那样。一个包括控制器18、

发送波束形成器604和接收波束形成器610的部件示出了本发明的声射线密度调整装置的一个实施例的一个例子。

收发单元6连接到B模式处理器10和多普勒处理器12上。从收发单元6输出的每个声射线的回波接收信号组输入B模式处理器10和多普勒处理器12。

B模式处理器10形成B模式图像数据。如图6所示，B模式处理器10配备有一个对数放大单元102和一个包络检波单元104。在B模式处理器10内，对数放大单元102对每个回波接收信号进行对数放大，而包络检波单元104检测回波接收信号的包络，得到一个表示在一个声射线上每个反射点的回波的强度的信号，即一个A型显示信号，从而形成分别以A型显示信号的相应瞬时振幅作为亮度值的B模式图像数据。

多普勒处理器12用来形成多普勒图像数据。多普勒图像数据包括流速数据、分布数据和功率数据，如稍后要说明的那样。

如图7所示，多普勒处理器12包括正交检波单元120、MTI滤波器（动目标指示滤波器）122、自相关计算单元124、平均流速计算单元126、散布计算单元128和功率计算单元130。

多普勒处理器12用正交检波单元120对每个回波接收信号进行正交检波，用MTI滤波器122对每个回波接收信号进行MTI处理，从而得到每个回波的多普勒信号。此外，多普勒处理器12还用自相关计算单元124对MTI滤波器122输出的信号进行自相关计算。多普勒处理器12用平均流速计算单元126根据自相关计算的结果确定平均流速 V 。多普勒处理器12用散布计算单元128根据自相关计算的结果确定流速的散布 T 。此外，多普勒处理器12用功率计算单元130根据自相关计算的结果确定多普勒信号的功率 PW 。平均流速下面简称为流速。此外，流速散布简称为散布，而多普勒信号的功率简称为功率。

多普勒处理器12从每个声射线得到表示在对象4内运动的回波源的流速 V 、散布 T 和功率 PW 的相应数据。这些数据表示了声射线上每个点（像素）的流速、散布和功率。顺便说一下，所得到的流速为在每个声射线方向上的分量。应将对象接近超声波探头2的方向与对象离开超声波探头2的方向相区别。

B模式处理器10和多普勒处理器12连接到一个图像处理器14上。图像处理器14根据分别从B模式处理器10和多普勒处理器12输入的数据

产生B模式图像和多普勒图像。

如图8所示，图像处理器14有一个中央处理单元（CPU）140。主存储器144、外存储器146、控制器接口148、输入数据存储器152、数字扫描转换器（DSC）154、图像存储器156和显示存储器158都通过总线142与CPU 140连接。

至少有一个由CPU 140执行的程序存储在外存储器146内。CPU 140在执行这程序中需用的各种数据也存储在外存储器146内。

CPU 140将相应程序从外存储器146装入主存储器144予以执行，从而执行预定的图像处理。CPU 140通过控制接口148执行将控制信号发送给控制器18和从控制18接收控制信号，如稍后要说明的那样。

对于每个声射线的分别从B模式处理器10和多普勒处理器12输入的B模式图像数据和多普勒图像数据存储在输入数据存储器152内。存储在输入数据存储器152内的数据由DSC 154扫描和变换后存储在图像存储器156内。图像存储器156内的数据通过显示存储器158输出给显示单元16。

显示单元16连接到图像处理器14上。显示单元16供有来自图像处理器14的图像信号，根据图像信号显示图像。显示单元16包括一个图形显示器之类，可以用CRT（阴极射线管）显示彩色图像。

控制器18与上面谈及的收发单元6、B模式处理器10、多普勒处理器12、图像处理器14和显示单元16连接。控制器18为它们的相应部分提供控制信号，控制它们的操作。各种报告信号从相应的受控部分输入控制器18。B模式操作和多普勒模式操作在控制器18的控制下执行。

如图9所示，控制器18有一个CPU 180。主存储器184、外存储器186、操作单元接口183、收发单元接口190、B模式处理器接口192、多普勒处理器接口194、图像处理器接口196和显示单元接口198都通过总线182与CPU 180连接。

至少有一个由CPU 180执行的程序存储在外存储器186内。CPU 180在执行这程序中需用的各种数据也存储在外存储器186内。

CPU 180将相应程序从外存储器186装入主存储器184予以执行，从而执行预定的控制。CPU 180在程序执的过程中通过操作单元接口188和通过显示单元接口198执行将控制信号发送给相应部分和从相应部分接收控制器信号。

操作单元20与控制器18连接。操作单元20由用户控制，将适当的指令和信息输入控制器18。操作单元20配有例如键盘、指点装置和其他操作装置。

下面将对本设备的成像操作进行说明。用户将超声波探头2与对象4的一个所希望的点接触。用户对操作单元20进行操作，以执行B模式和多普勒模式组合的成像操作。

因此，在控制器18的控制下分时执行B模式成像和多普勒模式成像。也就是说，执行B模式和多普勒模式的混合扫描，比率是每次执行一次B模式扫描和执行预定次多普勒模式扫描。

在B模式中，收发单元6通过超声波探头2以声射线相继扫描对象4的内部，逐个接收它们的回波。B模式处理器10用对数放大单元102对从收发单元6输入的回波接收信号进行对数放大，用包络检波单元104检测它的包络，得到A型显示信号，从而根据它形成各声射线的B模式图像数据组。

图像处理器14使输入数据存储器152可以存储从B模式处理器10输入的各声射线的B模式图像数据组。因此，在输入数据存储器152内形成B型图像数据的一些声射线数据空间。

在多普勒模式中，收发单元6通过超声波探头2以声射线相继扫描对象4的内部，逐个接收它们的回波。此时，每个声射线执行多次发送超声波和接收回波。

多普勒处理器12用正交检波单元120对每个回波接收信号进行正交检波而用MTI滤波器122对其进行MTI处理。多普勒处理器12用自相关计算单元124确定自相关，用流速计算单元126根据自相关的结果确定流速V。此外，多普勒处理器12还用散布计算单元128确定散布T和用功率计算单元130得出功率PW。这些计算值分别产生一个回波源对于每个声射线和每个像素的流速、散布和功率。

图像处理器14使输入数据存储器152可以存储从多普勒处理器12输入的对于每个声射线和每个像素的相应多普勒图像数据组。因此，在输入数据存储器152内分别形成相应的多普勒图像数据的一些声射线数据空间。

CPU 140用DSC 154对输入数据存储器152内的B模式图像数据和相应的多普勒图像数据进行扫描和变换，将结果写入图像存储器156。

此时，多普勒图像数据分别写为用流速 V 和散布 T 的组合表示的流速分布图像数据，用功率 PW 表示的功率多普勒图像数据或用功率 PW 和散布 T 组合表示的带散布的功率多普勒图像数据，以及用散布 T 表示的散布图像数据。

- 5 CPU 140将B模式图像数据和相应的多普勒图像数据写入各分立的区域。基于B模式图像数据和多普勒图像数据的图像在显示单元16上显示。

B模式图像示出了体内组织在一个声射线扫描平面上的断层照片。在一些彩色多普勒图像中，流速分布图像产生表示一个回波源的流速的二维分布的图像。在给出的这个图像中，显示色按照流动的方向而不同。显示色按照流速在亮度上不同。一些预定色的色混合量按照散布增大，从而改变各种显示色的纯度。流速分布图像也称为色流映射(Color Flow Mapping, CFM)图像。

- 15 功率多普勒图像产生一个表示功率的二维分布的图像。按照图像示出了行动的回波源的位置。图像的每种显示色的亮度与功率相应。在功率与散布结合使用时，按照散布增大一些预定色的色混合量，从而改变每种显示色的纯度。

20 散布图像产生一个表示散布值的二维分布的图像。这个图像也指出了速度具有散布的运动回波源的位置。每种显示色的亮度与散布的量值相应。速度具有散布的主要是血流。因此，可以将血流与诸如心脏瓣之类的组织的运动相区别。

在显示单元16上显示这些图像时，显示存储器158将这些图像与B模式图像合并，在显示单元16上显示复合的图像，从而可以观测到一个与体内组织有明显的位置关系的彩色多普勒图像。

- 25 图10以示意图形式示出了显示这样一个图像的屏幕的例子。如图10所示，在屏幕160上显示了由一次扇形扫描摄下或者说成像的B模式图像162。彩色多普勒图像164显示在B模式图像162上。然而，彩色多普勒图像164用一个显示区的界面表示。作为彩色多普勒图像164可以显示CFM图像、功率多普勒图像或散布图像。应该显示什么图像，取决于用户的选择。

可以用密度局部改变的不均匀声射线密度对对象4的一个与显示区相应的区域进行拍摄或成像。将声射线密度改变成使得声射线密度

在有血流部分比其他部分更密一些。

图11以流程图形式示出了在对对象4的这个区域用不均匀声射线密度成像时的操作。如图11所示，在步骤302，用一个预定的声射线密度执行拍摄或成像。在初始状态，预定的声射线密度是均匀的声射线密度。通过这样成像所得到的彩色多普勒图像存储在图像存储器156内。彩色多普勒图像包括CFM图像、功率多普勒图像和散布图像三个类型。

然后，在步骤304，确定是否在一个成像区内存在一个血流。存在不存在血流根据例如多普勒信号的功率确定。也就是说，在多普勒信号的功率大于或等于一个预定门限值时，判断为存在血流。在它小于这个门限值时，判断为不存在血流。这样的判决由图像处理器14内的CPU 140作出。CPU 140检测功率大于或等于一个对于存储在图像存储器156内的每个功率多普勒图像的门限值的像素的位置。CPU 140是按照本发明设计的血流检测装置的一个实施例的一个例子。

存在不存在血流可以根据流速而不是功率确定。在这种情况下，CPU 140检测流速大于或等于一个对于存储在图像存储器156内的CFM图像的门限值的像素的位置。这可以根据散布确定。在这种情况下，CPU 140检测散布大于或等于一个对于存储在图像存储器156内的散布图像的门限值的像素的位置。

对于功率、流速和散布中任何两个的组合或者所有这三个的组合，存在不存在血流可以按照根据它们的门限值的作出的判决检测。这样可以实现高可靠的血流检测。

在没有检测到血流时，在步骤306执行成像，保持声射线密度不变。在没有检测到血流时就在这种状态下进行成像。在检测到血流时，就在步骤308执行使血流部分的声射线密度较密的成像。

这种成像通过控制器18控制收发单元6的发送波束形成器604和接收波束形成器610实现。根据一个从图像处理器14输入的指示血流位置的信号，控制器18将发送波束形成器604和接收波束形成器610控制成使声射线密度在存在血流的部分更密一些。接着，在这种状态下进行成像。

因此，存在血流208的部分用较密的声射线扫描，例如如图12所示，使得在血流208附近可以得到清晰度较好的图像。存在血流的部分

之外的其他部分以比在存在血流部分稀的声射线密度扫描。因此，虽然存在血流部分之外的这些部分的图像在清晰度上有所降低，但并不会出现问题，因为这些部分不是用户感兴趣的。

在增高存在血流部分的声射线密度时，可以相应地将其他部分的声射线密度设置得比初始值低一些。因此，可以使扫描每个成像区的声射线的数量保持不变。保持声射线数不变就能保持帧频不变。于是也能保持扫描范围不变。

声射线密度在时初始状态足够密时，在使有血流部分的声射线密度保持原样的同时可以降低其他部分的声射线密度。因此，减少了扫描一个图像范围的声射线，从而使帧频增大。

声射线密度在初始状态比较稀时，在使其他部分的声射线保持原样的同时可以提高有血流部分部分的声射线密度。因此，增多了扫描一个图像范围的声射线，从而使帧频降低。然而，如果这落在容许范围之内，并不会出现问题。

上面所谈到的调整声射线密度以预先固定的预定时间间隔自动执行。作为自动调整的替换方案，或者附加方案，可以在用户利用一个按钮之类规定的时间执行调整。因此，即使由于对象4的人体运动、超声波探头2的移动等血流208的位置在成像区内有所改变，也可以执行适应已更新的位置的声射线密度调整。

用户可以通过一个指点装置之类在显示屏幕上指定一个声射线密度要提高的部分。图13示出了说明在这种情况下的操作的流程图。这个流程图除步骤504和508外与图11所示的流程图相同。

如图13所示，在步骤504，确定是否存在指定部分。在指定了声射线密度要提高的部分时，就在步骤508，提高指定部分的声射线密度。对声射线密度的降低和提高的调整情况与以上类似。因此，存在血流208的部分可以用例如与图12中所示的类似的方式以较密的声射线成像。顺便说一下，本技术不仅可以应用于提高血流部分的声射线密度的情况，而且也可以应用于例如在一个B模式图像的一个所希望的部分特别要用高清晰度成像之类的情况。

虽然以上根据优选实施例对本发明作了说明，但熟悉本发明所属技术领域的人员能够在不背离本发明的技术范围的情况下对以上这些实施例进行各种改变和替换之类。因此，所有属于权利要求的实施例

以及以上实施例的各个例子都在本发明的专利技术保护范围之内。

在不背离本发明的精神和专利保护范围的情况下，本发明可以有
许多很为不同的实施方式。应该理解，本发明并不局限于在本说明书
中所说明的这些具体实施例，本发明的专利保护范围仅由所附权利要
5 求书给出。

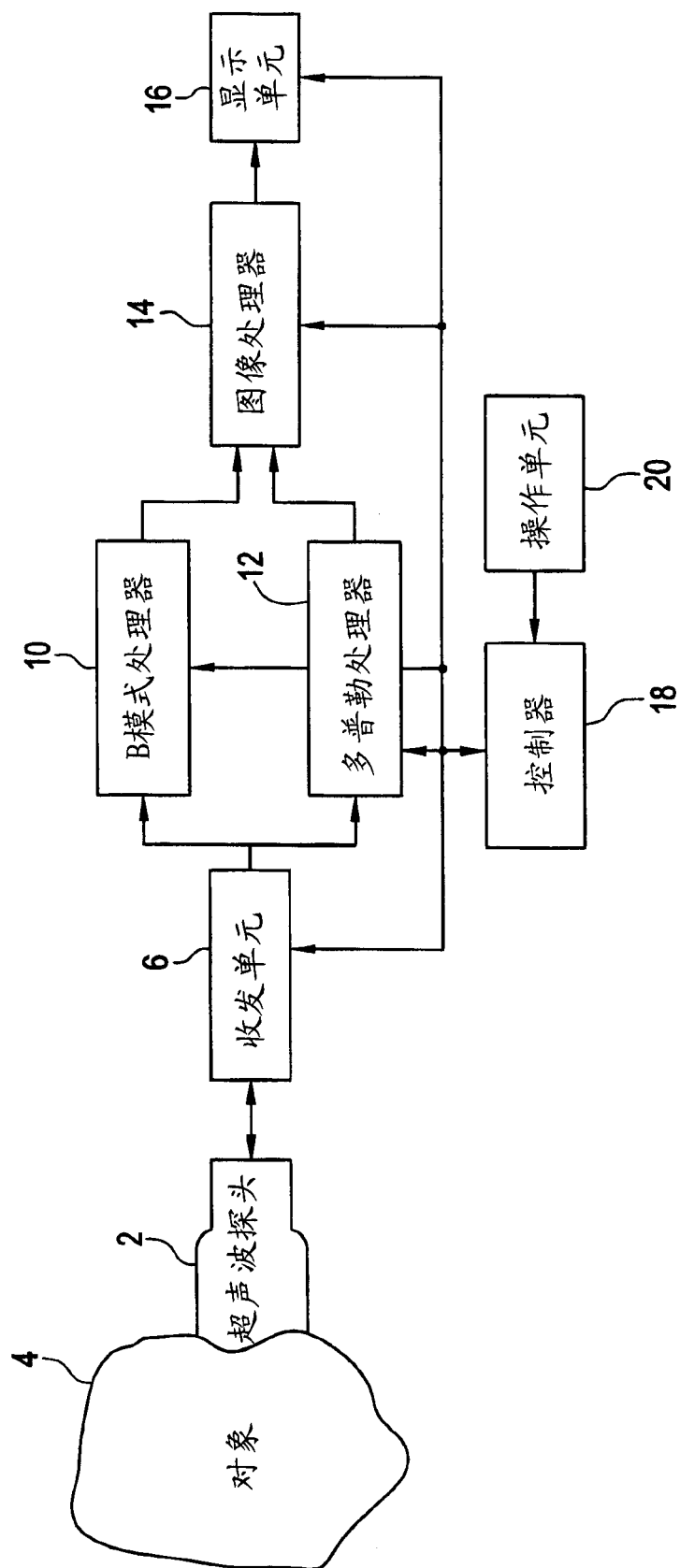


图 1

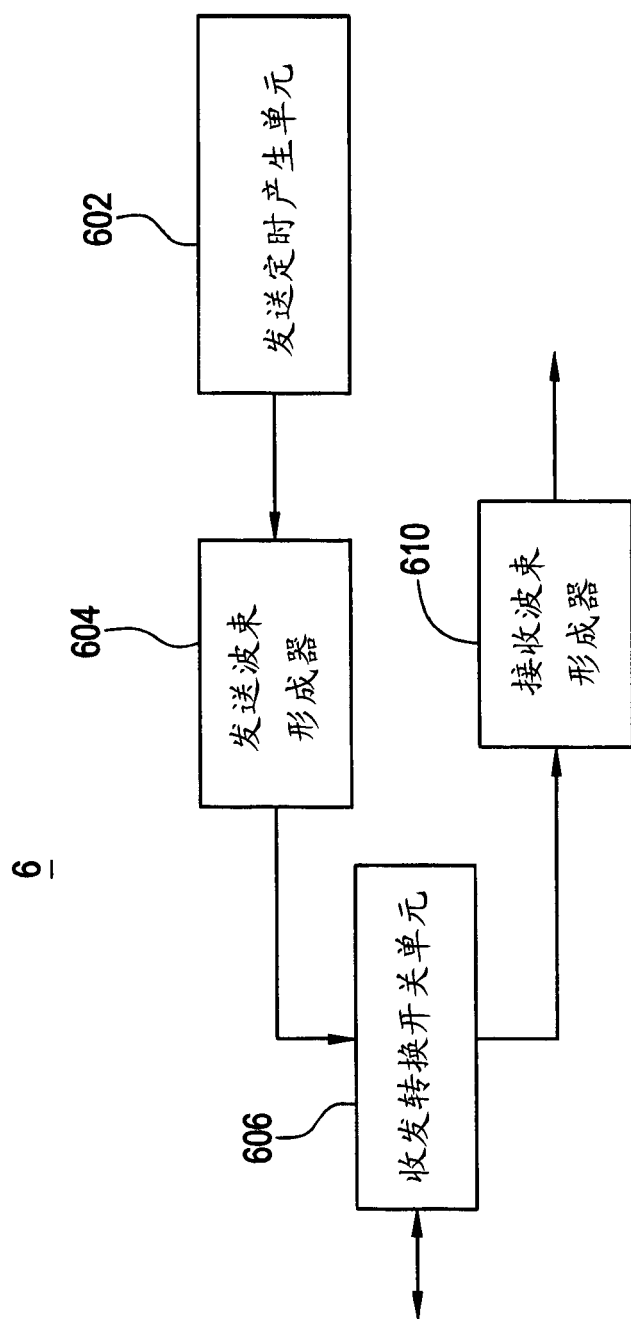


图 2

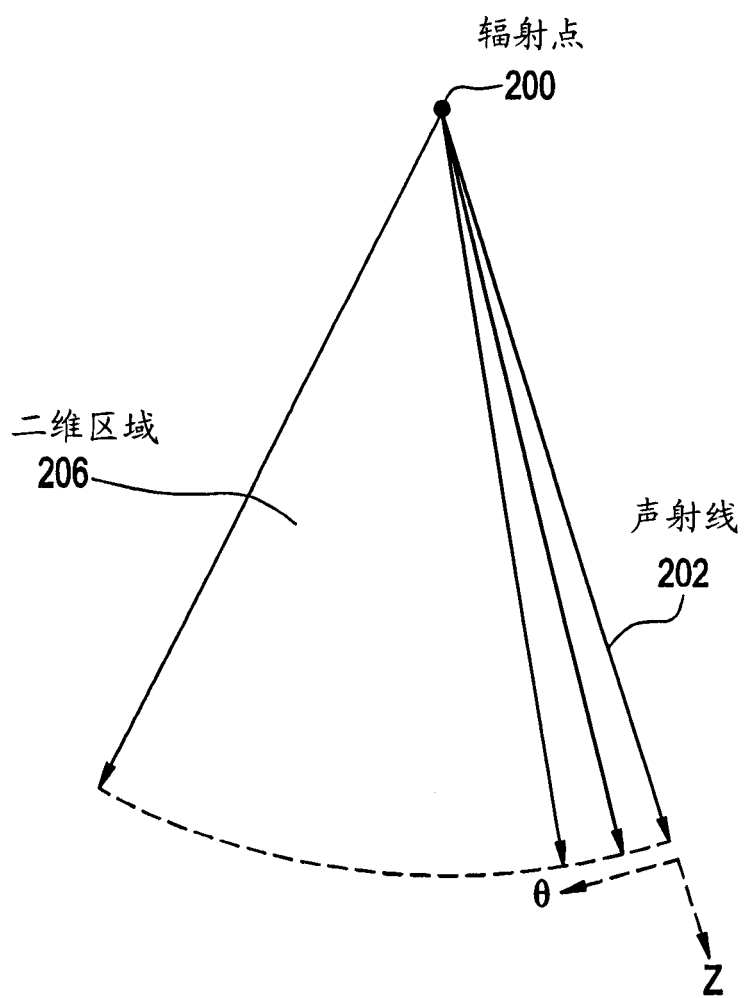


图 3

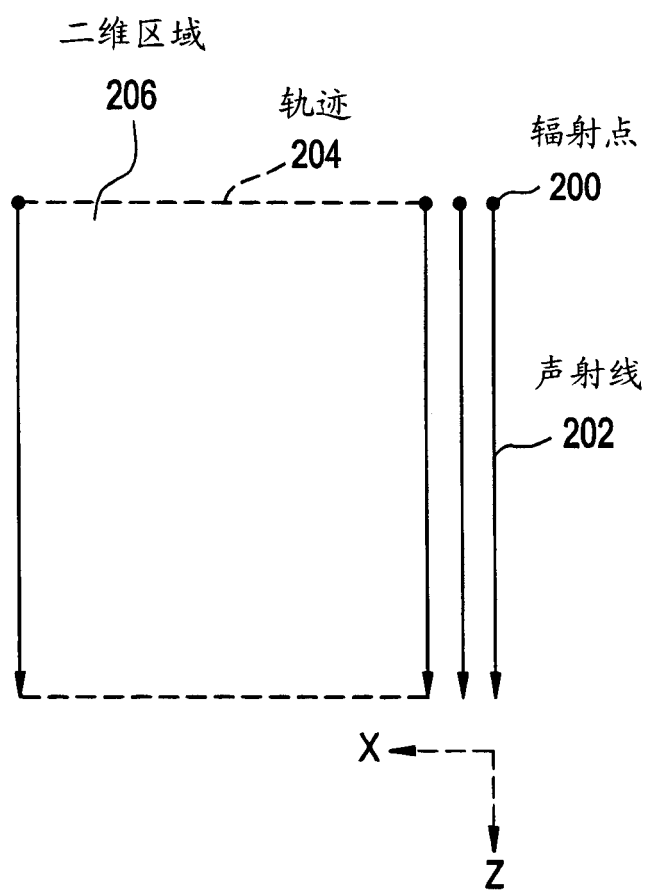


图 4

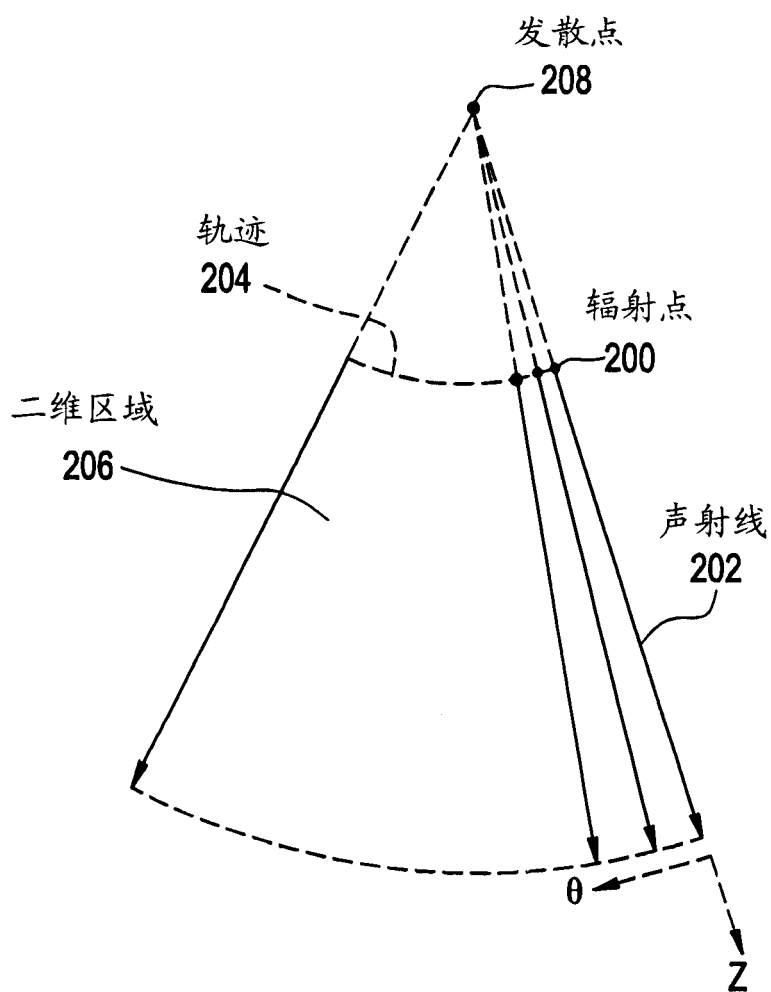


图 5

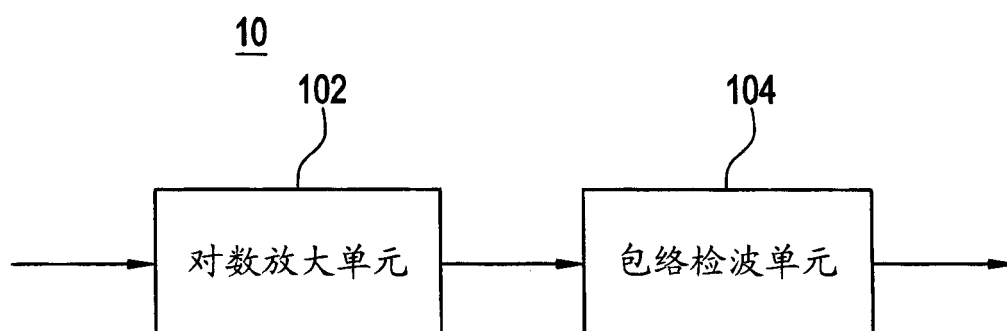


图 6

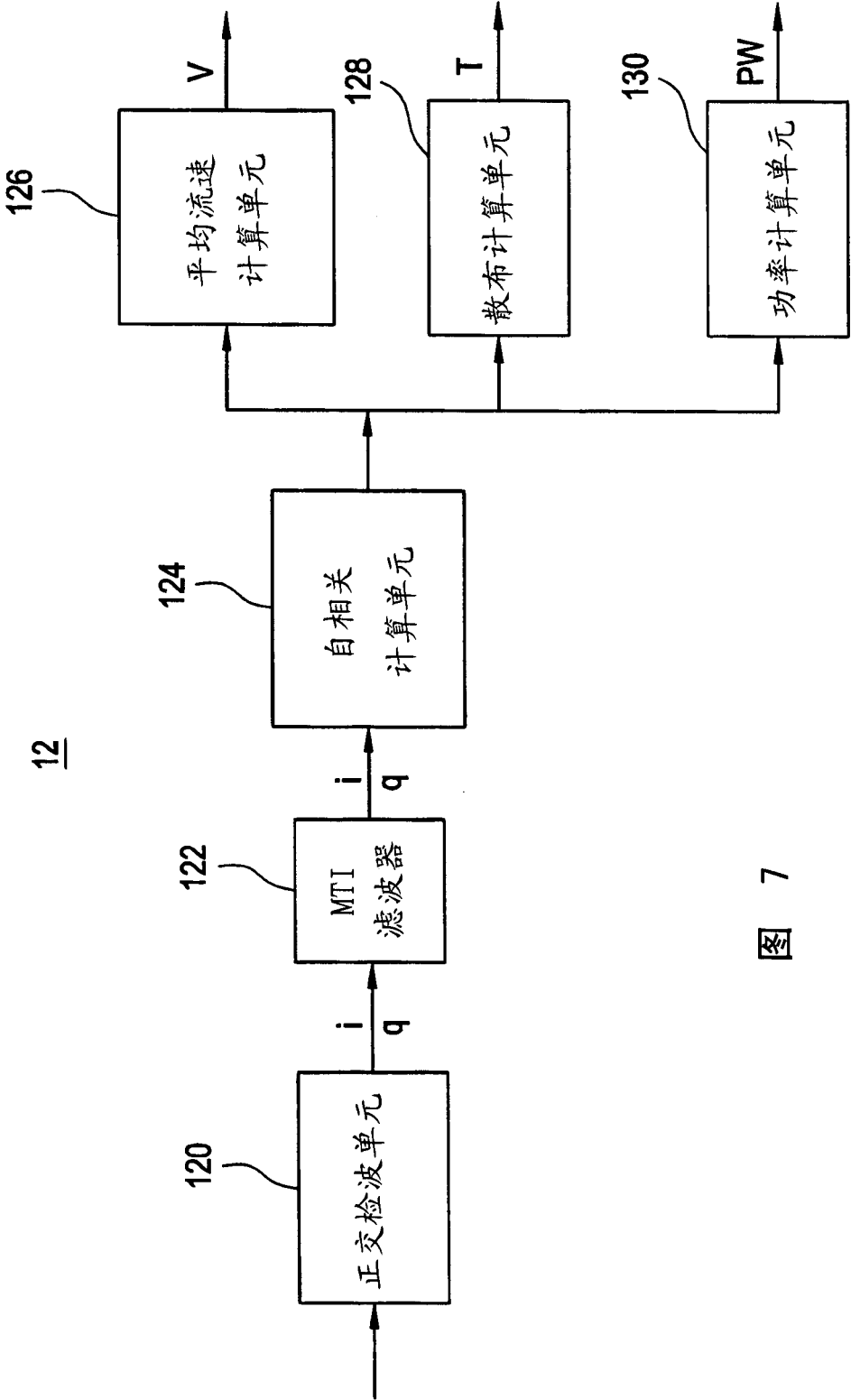


图 7

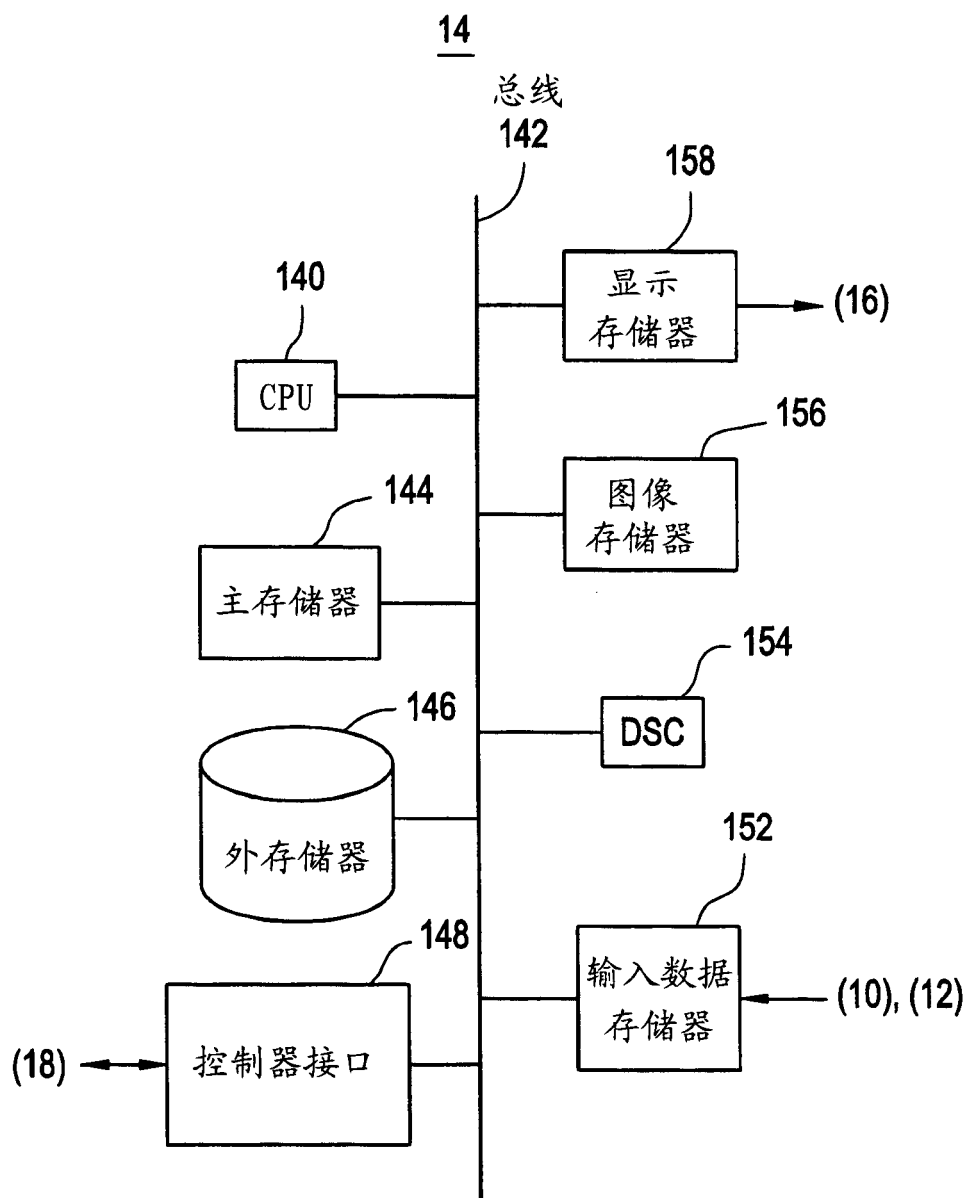


图 8

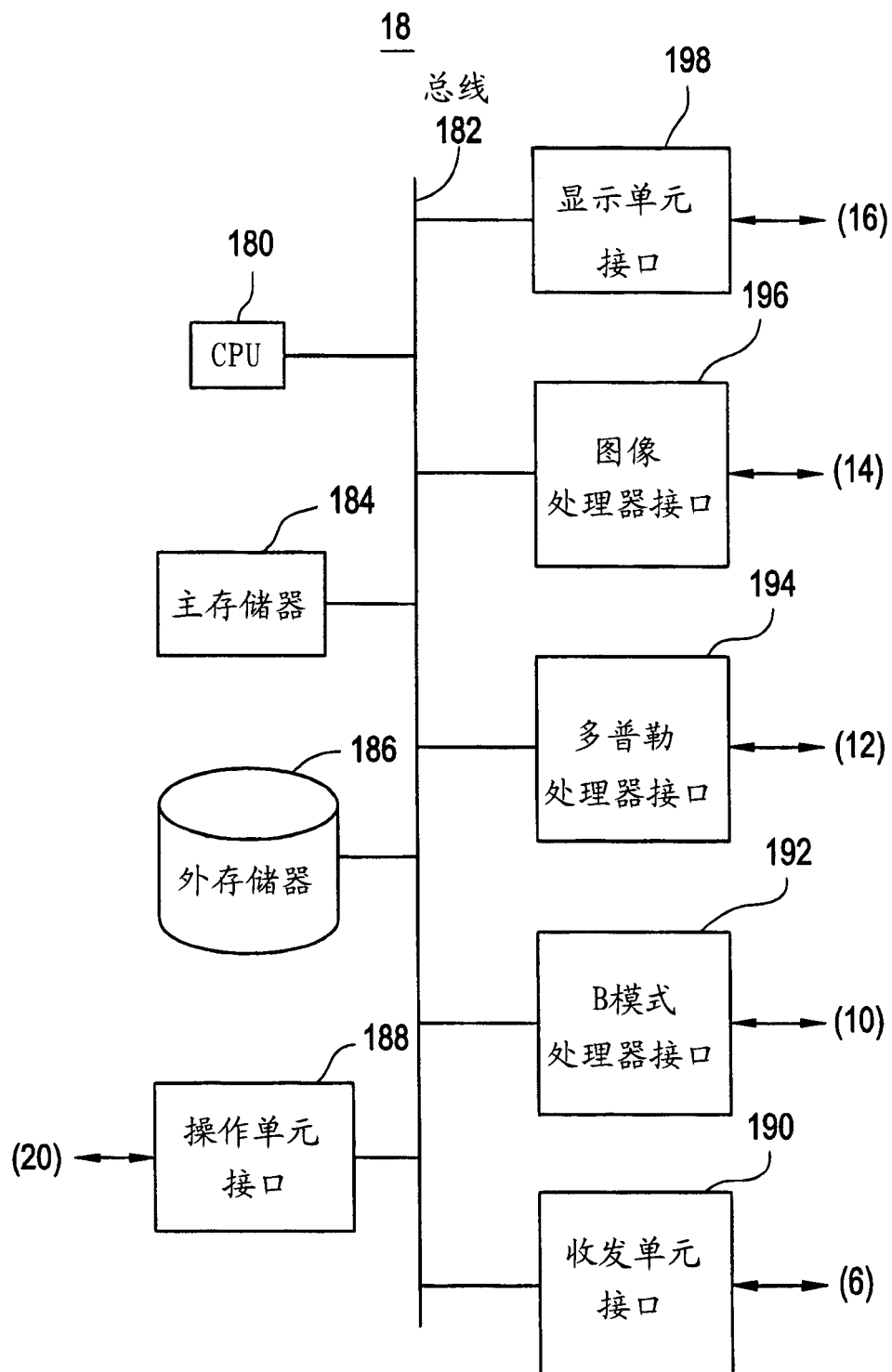


图 9

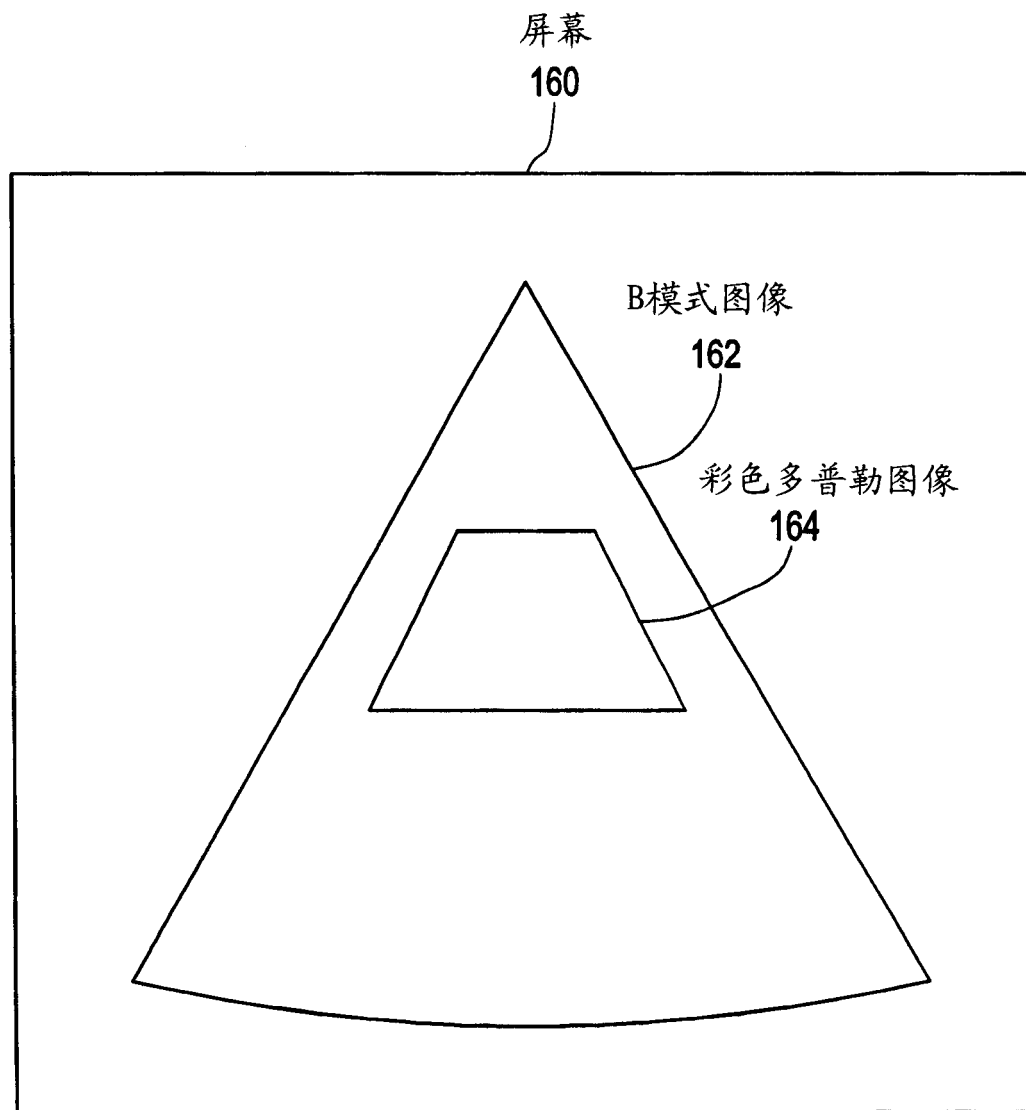


图 10

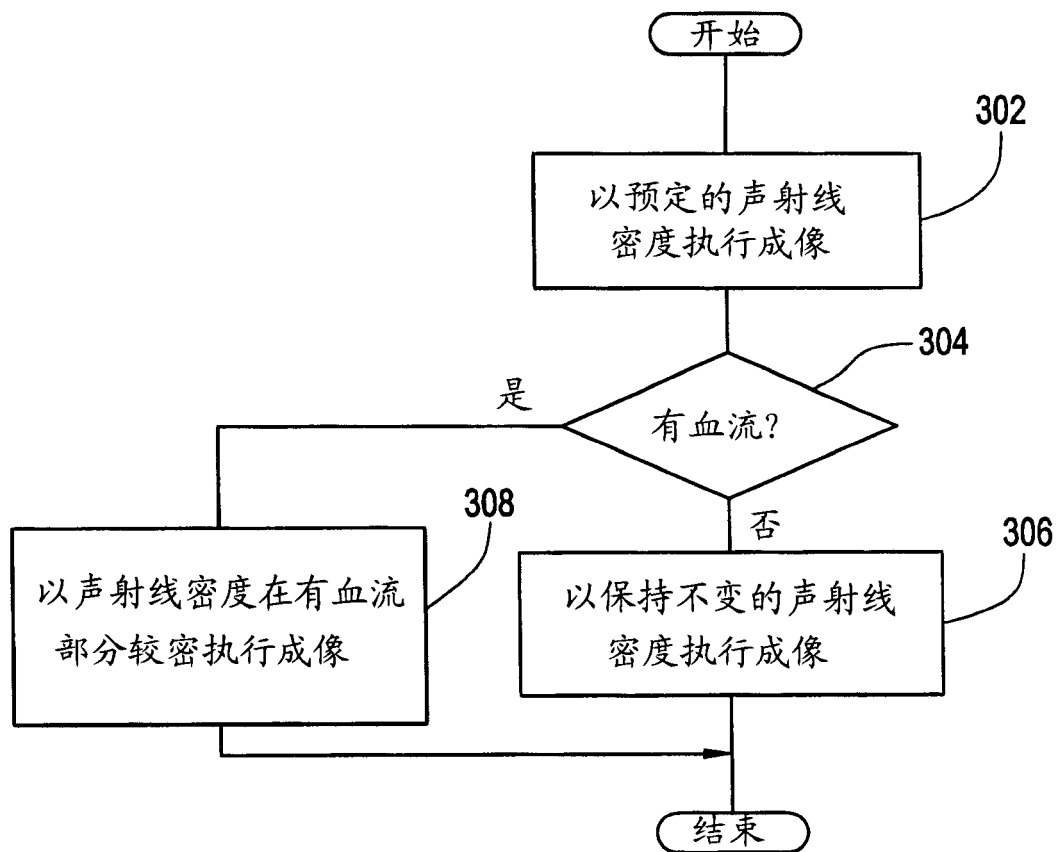


图 11

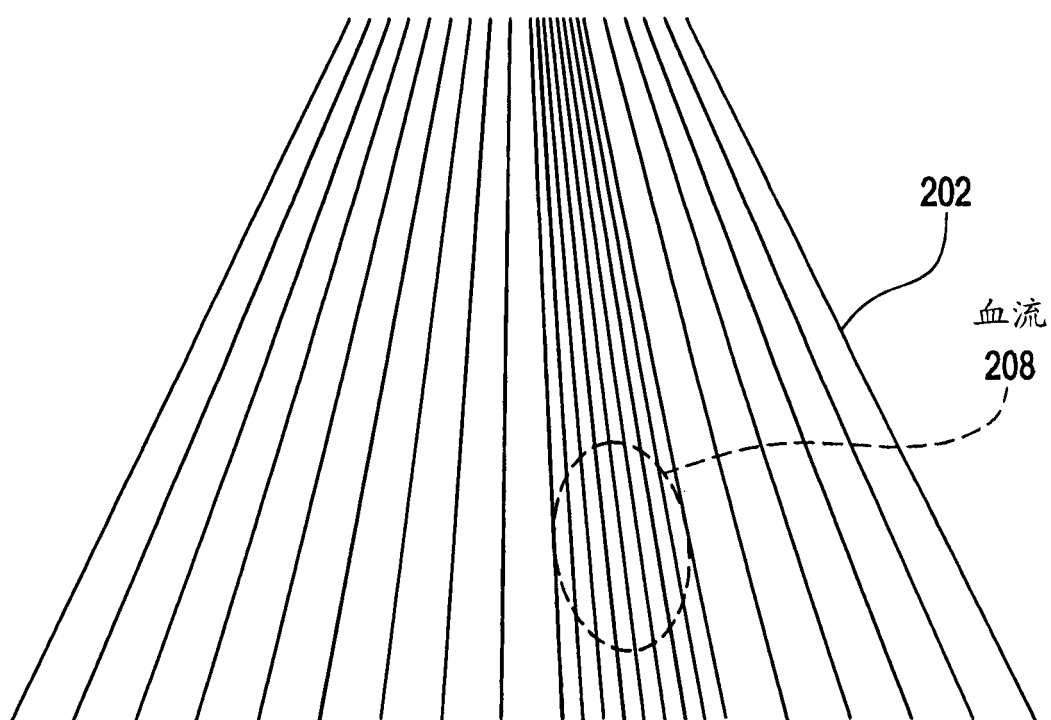


图 12

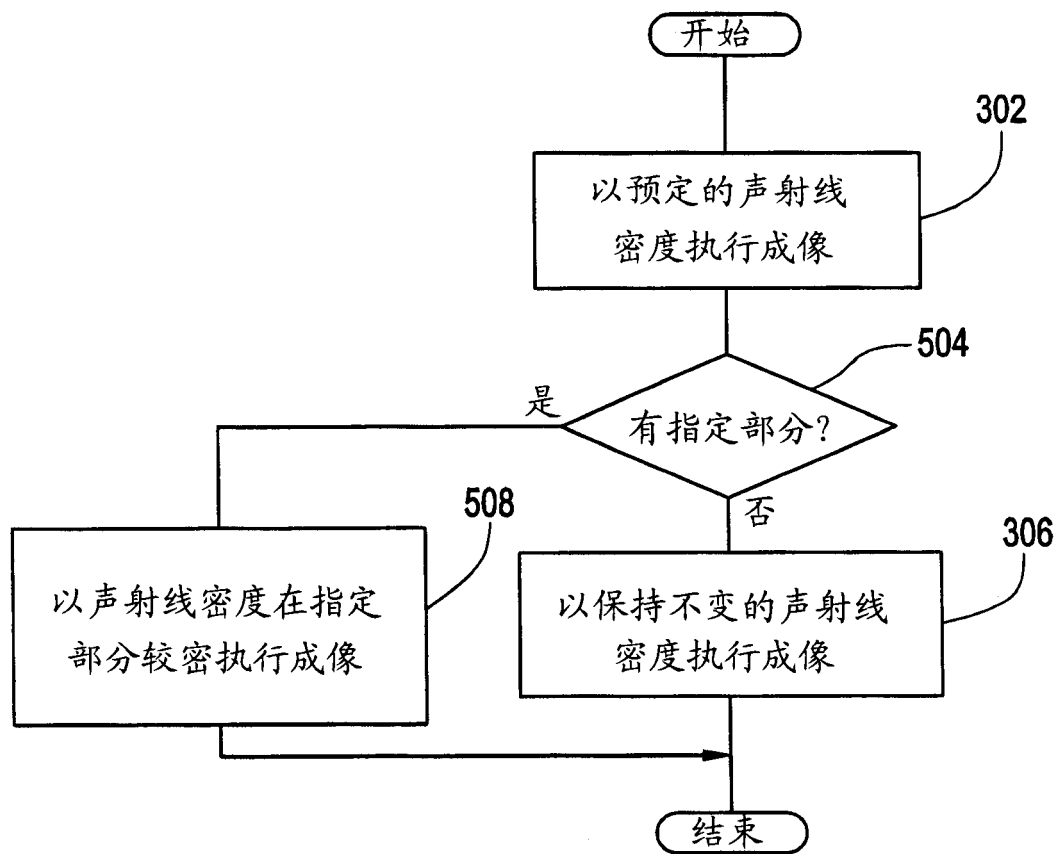


图 13

专利名称(译)	超声波成像设备		
公开(公告)号	CN1391871A	公开(公告)日	2003-01-22
申请号	CN02123148.6	申请日	2002-06-19
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	铃木阳一 雨宫慎一		
发明人	铃木阳一 雨宫慎一		
IPC分类号	A61B8/06 G01S7/52 G01S15/89 A61B8/00 G01S5/18		
CPC分类号	G01S15/8988 A61B8/13 G01S15/8981 G01S7/52034 G01S7/52085 G01S7/52046 A61B8/06		
代理人(译)	陈霁		
优先权	2001184678 2001-06-19 JP		
其他公开文献	CN1306909C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了使保持超声波成像的扫描范围和帧频与图像的高清晰度相互兼容，将扫描的声射线密度安排成不均匀的，使得声射线密度在一个必要部分比较密而在这个部分之外的其他部分比较稀。

