



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 02824935.6

[43] 公开日 2005 年 4 月 6 日

[11] 公开号 CN 1604756A

[22] 申请日 2002.11.26 [21] 申请号 02824935.6

[30] 优先权

[32] 2001.12.14 [33] US [31] 10/023,080

[86] 国际申请 PCT/IB2002/005025 2002.11.26

[87] 国际公布 WO2003/051202 英 2003.6.26

[85] 进入国家阶段日期 2004.6.14

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 D·C·施米辛格 C·彻纳

L·J·奥森

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

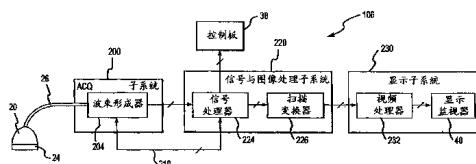
代理人 程天正 张志醒

权利要求书 3 页 说明书 10 页 附图 11 页

[54] 发明名称 超声成像系统和方法

[57] 摘要

超声成像系统包括耦合到图象处理器的超声探头，它使得在显示器的观看屏幕上生成超声图象。图象处理器包括生成发送和接收波束的波束形成器、信号处理器和传统的扫描变换器。信号处理器接收来自波束形成器的信号以生成相应于图象的图象数据，分析图象数据，以及根据分析结果，确定应当被使用的发送波束聚焦位置的数目以及对于每个聚焦位置的最佳定位位置。然后信号处理器把数据耦合到波束形成器，以规定聚焦位置的定位位置。



1. 在具有在其上生成超声图象的显示器的超声成像系统中，对发送的一组超声波束自动设置聚焦位置的方法，该超声的显示器具有深度轴线和方位轴线，该方法包括：

5       自动分析超声图象以识别超声图象中感兴趣的区域；和/或选择超声图象中的感兴趣的区域；以及

自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置以对应于超声图象的感兴趣区域的定位位置。

10      2. 权利要求1的方法，其中自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动包括沿着超声显示器的深度轴线自动设置至少两个聚焦位置的相应定位位置。

3. 权利要求2的方法，其中沿着超声显示的深度轴线设置至少两个聚焦位置的相应定位位置的行动包括对于沿着超声显示方位轴线的各个位置沿着超声显示器的深度轴线设置聚焦位置的相应定位位置。

15      4. 权利要求1的方法，其中自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置以对应于超声图象的感兴趣区域的定位位置的行动包括自动设置聚焦位置的数目和每个聚焦位置的定位位置。

20      5. 权利要求1的方法，其中所述选择感兴趣区域的行动包括选择超声图象中沿着深度轴线和方位轴线的多个感兴趣区域，以及其中所述设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动包括根据超声图象的每个选定的兴趣区域的特征，自动设置发送的超声波束各自的聚焦位置的定位位置。

6. 超声成像系统，包括：

具有超声换能器阵列的探头；

25      耦合到探头的波束形成器，波束形成器把电信号加到探头，使得探头发送超声波束和接收来自探头的响应于探头接收的超声回波的电信号，由探头发送的超声波束被聚焦在由加到波束形成器的控制信号所确定的聚焦位置；

30      图象处理器，被耦合以便接收来自波束形成器的信号，图象处理器把该信号变换成相应于超声图象的图象数据，图象处理器用来分析图象数据，以识别相应于图象数据的超声图象中的感兴趣区域，图象处理器还用来生成控制信号，以便把发送的超声波束的聚焦位置的定

位位置设置成对应于超声图象的兴趣区域的定位位置；以及  
显示器，被耦合到图象处理器，该显示器生成对应于图象数据的  
超声图象。

7. 权利要求 6 的超声成像系统，其中图象处理器还用来把信号加  
5 到波束形成器，使得波束形成器发送具有各自的聚焦位置的至少两个  
超声波束，聚焦位置的位置由图象处理器加到波束形成器的信号控  
制。

8. 权利要求 6 的超声成像系统，其中图象处理器还用来把信号加  
10 到波束形成器，以沿着超声显示器的深度轴线设置聚焦位置的各自的  
定位位置。

9. 权利要求 6 的超声成像系统，其中图象处理器用来分析超声图  
象，以识别预定的图象特性。

10. 权利要求 9 的超声成像系统，其中图象处理器包括自动边界  
检测处理器，用来自动识别预定的图象特性。

11. 超声成像系统，包括：

具有超声换能器阵列的探头；  
耦合到探头的波束形成器，波束形成器把电信号加到探头，使得  
探头发送超声波束和接收来自探头的响应于探头接收的超声回波的电  
信号，由探头发送的超声波束被聚焦在由加到波束形成器的控制信号  
20 所确定的聚焦位置；

用户接口设备，被构造成允许用户输入信息，其中包括用于标识  
沿着深度轴线和方位轴线的超声图象中感兴趣的区域的信息；

图象处理器，被耦合以便接收来自波束形成器和来自用户接口的  
信号，图象处理器把该信号变换为相应于超声图象的图象数据；

25 控制线，响应于用户接口设备，该控制线还用来耦合控制信号，  
以便根据输入的信息设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置；以  
及

显示器，被耦合到图象处理器，该显示器生成相应于图象数据的  
超声图象。

30 12. 权利要求 11 的超声成像系统，其中用户接口设备被构造成允  
许用户输入用于标识超声图象中多个感兴趣的区域的信息，以及其中  
控制线用来把信号加到波束形成器，以使得波束形成器设置发送的超

声波束的各自的聚焦位置的定位位置。

13. 超声成像系统，包括：

具有超声换能器阵列的探头；

被耦合到探头的波束形成器，该波束形成器把电信号加到探头，

使得探头发送超声波束和接收来自探头的响应于探头接收的超声回波的电信号，由探头发送的超声波束被聚焦在由加到波束形成器的控制信号所确定的聚焦位置；

10 图象处理器，被耦合以便接收来自波束形成器和来自用户接口的信号，图象处理器把该信号变换成相应于超声图象的图象数据，图象处理器还用来生成控制信号，以便把发送的超声波束的聚焦位置的定位位置设置成对应于作为感兴趣区域沿着方位轴线的位置的函数的超声图象的兴趣区域的定位位置；以及

耦合到图象处理器的显示器，该显示器生成相应于图象数据的超声图象。

15 14. 权利要求 13 的超声成像系统，其中图象处理器用来分析超声图象和根据分析来识别多个感兴趣的区域。

15. 权利要求 13 的超声成像系统，其中图象处理器用来把信号加到波束形成器，使得波束形成器沿着超声显示器的深度轴线设置至少两个聚焦位置的各自的定位位置。

## 超声成像系统和方法

### 技术领域

5 本发明涉及诊断用的超声成像，更具体地，涉及用于自动选择发送的超声波束的一个或多个聚焦位置的位置 (focal position) 的系统和方法。

### 发明背景

10 超声可用来通过各种各样的成像模式来形成组织和血管的图象。例如，B 模式扫描可用来通过以灰度画出组织而形成组织的图象，其中图象的每个区域的亮度是从相应的组织区域返回的超声的强度的函数。B 模式扫描可用来观察组织和血管的形状，以及检测在组织中块状物，诸如肿瘤，的存在。多卜勒扫描可用来提供显示运动的声音反射体（诸如流过动脉或静脉的血液）的速度的图象。使用多卜勒扫描来成像流过血管的血液的流动图案，允许推断出血管的内部形状。结果，可以检测血管中的部分阻塞。

20 传统的诊断超声成像系统 10 显示于图 1. 超声成像系统 10 包括具有换能器面的探测头 20，它被放置成与包含感兴趣的组织、器官或血管的目标区域相接触。正如下面解释的，探头 20 包括换能器单元阵列 24，每个单元把发送信号变换成超声波束的分量，以及把超声反射变换成相应的接收信号。这些信号通过电缆 26 被耦合在探头 20 与成像单元 30 之间。成像单元 30 被显示为安装在小车上。成像系统也包括控制板 38，用于允许用户与系统 10 相接口。具有观看屏幕 44 的显示 25 监视器 40 被放置在成像单元 30 的上部表面。

30 在运行时，探头 20 中的换能器单元 24 集合地发送超声能量波束 50，如图 2 所示。相应的电信号，典型地具有 1-20MHz 的频率，被加到所有的或某些换能器单元 24. 加上电信号的换能器单元 24 的数目确定发送口径的大小。口径大小影响成像区的大小和分辨率，正如下说明的。实际上，加到换能器单元 24 的电信号的相位被调节，以使得波束聚焦到聚焦位置 52. 在换能器面底下聚焦位置 52 的深度由加到换能器单元 24 的电信号的相位差大小进行控制。焦距，相应于聚焦位置

52 的有效长度，由发送口径的大小和增益（即，用来形成波束 50 的换能器单元的数目）来确定。聚焦位置 52 理想地应当放置在最感兴趣的特性所在的地方，以使得这些特性处在可达到的最好的焦点。聚焦位置 52 在图 2 上为了说明起见被显示为比起实际上典型的情形“尖锐”得多。来自各个换能器单元 24 的超声通常被组织绕射，这样，聚焦位置 52 的有效的长度实际上大于波束 50 变窄的区域，而不是在波束 50 集中到一个点的定位位置。

如前所述，换能器单元 24 也被使用来接收超声反射和生成相应的电信号。如图 3 所示，接收信号的相位和增益也被调节来有效地生成 10 接收波束 56，它被聚焦到相应于在从换能器单元 24 耦合的信号之间的相位差的聚焦位置。（为了简明起见，仅仅显示对于两个换能器单元 24 的分量，虽然将会看到，对于所有的活动的换能器单元都存在波束分量）接收波束 56 也可通过调节在从换能器单元 24 耦合的信号之间的相位差而被“操控”，即，偏离开垂直于换能器面的轴。实际上， 15 在这些信号之间的相位差是作为来自每个超声发送的延时的函数而被调节的，以使得聚焦位置 58 随从相对较深的位置 60 到相对较浅的位置 62（超声从此处被反射）的深度动态地变化。因此，与发送波束 50 的聚焦位置 52 的恒定的位置相反，接收波束 56 的聚焦位置 58 是随从其反射超声的深度而动态地变化的。正如下面说明的，所揭示的本发明涉及发送波束 50 的聚焦位置 52 的定位位置（location），而不是接收波束 56 的聚焦位置的定位位置。

典型的 B 模式超声图象 64 被显示在观看屏幕 44，如图 4 所示。超声图象 64 显示多个解剖组织特性，诸如组织 66 和血管 68。在图 4 所示的具体的情形下，开业医生感兴趣的区域是血管 68。因此，发送波束的聚焦位置理想地应当位于血管 68 的深度。传统的超声成像系统 10 25 （图 1）具有调节发送波束聚焦位置的定位位置的能力。如图 4 所示，聚焦位置沿着图象 64 的深度轴线的定位位置由在观看屏幕 44 的右边的光标 70 表示。聚焦位置的定位位置通过适当的手段，诸如通过在控制板 38 上（图 1）操纵控制器而被调节。结果，开业医生可以把发送波束的聚焦位置放置在超声图象 64 上最感兴趣的区域。

有可能：感兴趣的目标比可以通过单个聚焦位置而有效地聚焦的目标更大，或者在现场的不同的深度处有多个目标，它们不能通过单

个聚焦位置而充分地聚焦。这个问题的一个解决方案是由传统的超声成像系统 10 提供的，它使用两个或多个发送聚焦位置生成一个图象，如图 5 所示。观看屏幕 44 显示 B 模式图象 80，它显示包含相对较大的血管 84 的组织 82。单个焦点区域可能太小而不能最佳地把血管 84 成像。为此，开业医生具有选择发送聚焦位置的数目的选项，例如，在观看屏幕 44 的右面，由光标 86, 88 表示的两个聚焦位置，如图 5 所示。聚焦位置的位置通过适当的手段，诸如通过操纵在控制板 38 上控制器而被调节。

两个发送聚焦位置通过首先发送被聚焦在第一聚焦位置的超声波束而被使用。然后，如上所说明的，得到超声反射，以及相应于它的第一组数据通过适当的装置被存储。然后发送被聚焦在第二聚焦位置上的第二超声波束，然后也得到超声反射，以及相应于它的第二组数据被存储。然后，使用两个存储的数据组以形成图象 80，其中在第一聚焦位置处的部分图象是主要从第一组数据得出的，以及在第二聚焦位置处的部分图象是主要从第二组数据得出的。利用多个发送焦点区域的优选的方法在美国专利 6,315,723 中描述。

系统 10 的运行是对于图 4 和 5 所示的 B 模式图象说明的。然而，将会看到，相同的原理可应用到其他类型的图象，诸如多卜勒图象。

虽然系统 10 可以如参照图 4 和 5 说明的那样运行，以便最佳地使发送聚焦位置定位，但它无论如何具有它的限制和问题。例如，把发送聚焦位置放置在正确的位置是相当费时的。另外，选择适当数目的聚焦位置和把每个聚焦位置正确地定位在最佳位置上需要非凡的专门知识水平。由于这些和其他原因，聚焦位置常常不能定位在最佳位置上，以及在许多情形下，医生甚至不试图最优地定位最佳位置。事实上，开业医生有时甚至不知道聚焦位置的位置可被调节，或可以使用多个聚焦位置。所有需要一种可以快速和容易地选择聚焦位置的最佳数目和它们的最佳位置而不需要非凡的操作专门知识的系统和方法。

## 发明概要

30 超声诊断用的成像系统和方法使用图象处理器，它根据对超声显示器上显示的超声图象的分析自动设置由超声探头发送的超声波束的聚焦位置的定位位置。图象处理器可以分析图象以自动识别感兴趣的

区域，或感兴趣的区域可以由用户人工选择。图象处理器可以通过分析图象的特性，诸如图象的质量，而自动识别感兴趣的区域。图象处理器可以设置聚焦位置的定位位置与感兴趣区域的位置相对应，或通过某些其他手段，使得在感兴趣区域中的超声图象质量最优化。图象处理器也可以根据超声图象的分析选择超声发送的数目和各个聚焦位置的定位位置。图象处理器也可以通过改变作为沿超声显示方位轴线的兴趣区域的定位位置的函数的聚焦位置沿深度轴线的定位位置而动态地改变聚焦位置的位置。

## 10      发明实施例

按照本发明的不同的实施例，自动分析超声图象以识别超声图象中感兴趣的区域的行动可包括自动分析超声图象以识别预定的图象特征，以及自动分析超声图象以识别预定的图象特征的行动可包括通过自动边界检测来分析图象数据。

15     通过自动边界检测来分析图象数据的行动可包括分析时间上不同的图象的图象数据，以及其中自动设置波束的聚焦位置的定位位置的行动包括至少要周期地去更新波束的聚焦位置的定位位置。

自动分析超声图象以识别超声图象中的感兴趣的区域的行动可包括分析在图象的预定的区域中图象的质量。

20     自动设置所发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动可包括设置聚焦位置的定位位置，使得在预定的区域中的图象质量最佳化。

按照本发明，在具有用于在其上生成超声图象的显示器的超声成像系统中一种设置发送的超声波束的聚焦位置的方法，该超声显示器具有深度轴线和方位轴线，该方法可包括：

25     观看超声图象；

选定在超声图象中感兴趣的区域；以及

根据超声图象的选定的兴趣区域的特征，自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置。

30     根据选择的兴趣区域的定位位置自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动可包括对沿着超声显示器的方位轴线的各相应定位位置自动将聚焦位置设置在沿着超声显示器的深度轴线的多个定位位置上。

根据选定的兴趣区域的位置自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动可包括沿着超声显示器的深度轴线设置至少两个聚焦位置的相应的定位位置。

5 根据选定的兴趣区域的特征自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动可包括自动设置聚焦位置的定位位置以使得在选定的区域中图象质量最优化。

选择超声图象中感兴趣区域的行动可包括把超声显示器上的识别标记放置在相应于所选定感兴趣区域的定位位置的一个定位位置，它对选定的兴趣区域进行分段。

10 根据选定的兴趣区域的特征自动设置发送的超声波束的聚焦位置的定位位置的行动可包括根据选定的兴趣区域的特征自动设置聚焦位置的数目和每个聚焦位置的定位位置。

在本发明的超声成像系统中，在探头中的超声换能器可被排列成直线阵列。

15 在本发明的超声成像系统中，控制线可以用来把信号加到波束形成器，使得波束形成器发送至少两个具有各自的聚焦位置的超声波束，聚焦位置的位置由通过控制线加到波束形成器的信号进行控制。

本发明的超声成像系统还可包括用户接口设备，它被构建来允许用户输入识别多个感兴趣区域的信息。

20

#### 附图简述

图 1 是传统的诊断超声成像系统的等距视图。

图 2 是显示在图 1 的系统中使用的超声探头根据电信号发射超声能波束的方式的示意图。

25 图 3 是显示在图 1 的系统中使用的超声探头接收超声能波束和生成相应的电信号的方式的示意图。

图 4 是在传统的超声成像系统中的显示器的观看屏幕上显示的超声图象的示意图。

图 5 是在传统的超声成像系统中的显示器的观看屏幕上显示使用30 两个分开的聚焦位置生成的超声图象的示意图。

图 6 是按照本发明的诊断 5 超声成像系统的一个实施例的等距视图。

图 7 是在按照本发明的一个实施例的、图 6 的超声成像系统中的显示器的观看屏幕上显示的超声图象的示意图。

图 8 是在按照本发明的另一个实施例的、图 6 的超声成像系统中的显示器的观看屏幕上显示的超声图象的示意图。

5 图 9 是在按照本发明的再一个实施例的、图 6 的超声成像系统中的显示器的观看屏幕上显示的超声图象的示意图。

图 10 是在按照本发明的又一个实施例的、图 6 的超声成像系统中的显示器的观看屏幕上显示的超声图象的示意图。

10 图 11 是可在图 6 的超声成像系统中使用的、按照本发明的成像单元的一个实施例的方框图。

### 发明详细描述

按照本发明的超声成像系统 100 的一个实施例被显示于图 6。系统 100 使用了在图 1 的成像系统 10 中所使用的许多相同的部件。所以，为了简便起见，这些部件被提供以相同的参考数字，并不再重复说明它们的功能和运行。系统 100 不同于图 1 的系统之处主要在于它使用与系统 10 中所使用的成像单元 30 不同的成像单元 106。下面将参照图 11 说明在成像单元 106 中使用的部件。

系统 100 可以按照本发明的一个实施例生成超声图象 110，如图 7 所示。系统 100 通过自动分析图象 110 以便通过适当的手段定位感兴趣区域 112，而生成图象 110。系统 100 可以使用用于分析超声图象的现有的算法执行这种分析，虽然也可以使用用于分析超声图象的以后开发的算法。在一个实施例中，该算法分析图象 110，以便定位最亮的区域，并选择这个区域作为感兴趣区域。在另一个实施例中，使用“组织特定的成像”，其中预期的兴趣区域的特征由所得到的图象的类型来规定。通过在 Philips HDI 5000 超声系统中可提供的“组织特定的成像”，用户选择要被成像的解剖组织，而超声系统利用用于扫描解剖组织的优选的参数来自动将其自身初始化。例如，用户可以选择“产科成像”或“心脏成像”。在产科扫描时，预期的兴趣区域将处在图象的相对较亮的区域。对于心脏成像，兴趣区域可以由心脏的特定的区域的图象特征（诸如左心室或二尖瓣）来规定。

根据诸如兴趣区域的大小、图象中明亮的物体的位置、兴趣

的解剖组织（诸如产科图象中的胎儿或心脏成像中的心脏）的个性那样的因素，统计分析（特性的均匀性，特殊性等等）或其他因素，诸如发送波束的焦点的当前的深度，系统 100 确定应当被最佳地使用来生成图象 110 的聚焦位置的数目。系统 100 然后在观看屏幕 44 的右面放置光标 114, 116, 表示每个发送聚焦位置的位置。在本发明的一个实施例中，用户可以通过适当的手段，诸如通过操纵控制板 38 上的控制钮，人工地调节这些自动确定的位置。

在图 8 所示的、本发明的另一个实施例中，系统 100 允许用户通过适当的手段，诸如通过使用指向装置，如鼠标、跟踪球、或光笔，或通过触摸屏显示器上所显示的兴趣区域，指定图象 122 中兴趣的区域 120。系统 100 然后从用户的输入确定发送聚焦位置的定位位置或多个发送聚焦位置的数目和定位位置，它们用来生成图象 122 后继的版本。系统优选地还用分段的边界 126 或其他标记来描画由用户所选择的兴趣区域 120，以及在观看屏幕 44 的右面设置光标 128 以显示聚焦位置沿深度轴线的位置。

用于自动边界分段的优选的技术在题目为“Automated Border Detection in Ultrasonic Diagnostic Images(超声诊断图象中的自动边界检测)”的美国专利[专利申请序列号 09/732, 613]中描述。正如其中描述的，诸如心脏那样的结构的图象数据被分析以识别具体的解剖特性，诸如二尖瓣面的位置和心肌的边界。如果二尖瓣性能的诊断例如是临床医生感兴趣的，二尖瓣面的标识将识别超声图象中二尖瓣的深度。自动边界检测可被使用来识别身体的其他边界，诸如产科病人的胎儿的解剖组织。使用自动边界检测的、本发明的实施例识别感兴趣的解剖组织，然后识别的解剖组织的深度用来设置超声图象中聚焦位置的数目和定位位置。

由于自动边界检测可作用在时间顺序的图象，该技术可被利用来周期地或连续地分析图象数据，所以，可以随时间跟踪解剖组织特征。这个信息可被使用来周期地或连续地更新聚焦位置，因此，即使在存在探头或解剖组织运动时也会不断使焦点最佳化。优选地，滞后或求积的某些形式被使用来使得聚焦位置不改变以及对于小的运动改变不呈现抖动。

如前所述，系统 100 的帧速率随所使用的聚焦位置的数目增加而

降低。在一个实施例中，用户可以限制系统可使用的多聚焦位置的数目、最小可接受的帧速率，或选择不鼓励自动选择多个发送聚焦位置的程度。在本实施例中，系统 100 可以选择使用多聚焦位置，但只是在多个发送聚焦位置的使用对于图象 100 的质量是非常重要的情形下才可这样做。在其中不存在帧速率性能限制的其他的实施例中，每当多个 5 聚焦位置显著地改进图象质量时，系统 100 可以自动选择多聚焦位置的使用。

在图 9 所示的、本发明的另一个实施例中，系统 100 或者自动选择图象 132 中的兴趣区域 130，或者允许用户通过适当的手段，诸如通过使用指向装置或通过用分段的边界 134 划定区域以指定感兴趣的区域 130。系统 100 然后通过传统的或此后开发的算法，诸如通过分析图象细节的清晰度，自动分析兴趣区域 130 中图象 132 的质量。在每次分析兴趣区域 130 后，系统 100 改变所使用的聚焦位置的定位位置和或聚焦位置的数目，直至聚焦位置的最佳位置被确定为止。系统 100 还优选地在观看屏幕的右面边缘处设置光标 136、138，以表示创建图象 132 所使用的聚焦位置的数目和它们各个位置。另外，可以利用各种技术来限制确定聚焦位置的定位位置所需的处理量，例如限制计算聚焦位置的频率或使用滞后或加阈值使得新的聚焦位置的计算只在用来确定聚焦位置的定位位置的因素中有相对较大的改变才进行。

在图 10 所示的、本发明的又一个实施例中，系统 100 解决在两个兴趣区域位于不同的深度的情形下前述的、选择发送聚焦位置的定位位置的问题。兴趣区域可以自动地或通过用户输入被定位，正如上面说明的。如图 10 所示，在观看屏幕 44 上的图象 140 包括含有第一血管 144 和第二血管 146 的组织。第一血管 144 被定位在沿方位轴线 150 的第一定位位置，即，在观看屏幕 44 的左面，以及被定位在沿深度轴线 152 的第一定位位置，即，靠近观看屏幕 44 的底部。第二血管 146 被定位在沿方位轴线 150 的第二定位位置，即，在观看屏幕 44 的右面，以及被定位在沿深度轴线 152 的第二定位位置，即，趋于观看屏幕 44 的顶部。血管 144、146 沿着深度轴线 152 的不同的位置使得聚焦位置的任何单个定位位置不能使血管 144、146 同时达到最优成像。两个不同的聚焦位置可被使用，一个位于第一血管 144 的深处，

以及另一个位于第二血管 146 的深处。然而，这个方法将降低成像系统 100 的帧速率。

按照本发明的一个实施例，在感兴趣区域，例如血管 144, 146 被自动或人工地选择后，如前所述，系统 100 自动地作为感兴趣区域沿着方位轴线 150 的位置的函数而改变一个或多个聚焦位置沿着深度轴线 152 的位置。当系统 100 在图象 140 的左面成像血管 144 时，系统 100 选择相应于血管 144 沿着图象 140 的深度轴线的位置的聚焦位置的定位位置。当系统 100 在图象 140 的右面成像血管 146 时，系统 100 选择相应于血管 146 沿着图象 140 的深度轴线的位置的聚焦位置的定位位置。结果，聚焦位置沿着深度轴线 152 的位置可动态地改变，这甚至可以在共同的图象帧内完成，当感兴趣区域占有图象的不同的横向区域时就能够得到好处。

参照图 10 说明的本发明的实施例也可以与其他的实施例相组合。例如，在图象 140 中每个感兴趣区域可以如以上参照图 7 说明的，通过自动分析图象 140，或如以上参照图 8 说明的，通过允许用户指定感兴趣区域，而被选择。聚焦位置的动态改变的定位位置也可以通过使用如上所述的技术，诸如以上参照图 9 说明的通过使得图象 140 最佳化而被设置。其他的组合和替换例对于本领域技术人员是显而易见的。

在运行中，用户可以人工地通过适当的手段，诸如通过按压控制板 38 上的按钮（图 1）发起设置一个或多个聚焦位置的定位位置。替换地，系统 100 可以在后台条件下运行，以周期地设置一个或多个聚焦位置的定位位置。也可以使用发起设置聚焦位置的其他手段。

在图 6 的系统中使用的成像单元 106 的一个实施例显示于图 11。成像单元 106 包括采集子系统 200，它包括通过电缆而耦合到探头 20 的波束形成器 204。来自探头 20 的换能器单元的电信号被加到波束形成器 204，它把相应于每个采集到的扫描线的回波的信号处理成波束。正如上面说明的，波束形成器 204 把电信号加到探头 20 中的换能器单元 26，使得探头发送超声能量波束。波束形成器 204 控制加到探头 20 的换能器单元的信号的各个延时，以使得发送波束聚焦到特定的深度。聚焦位置的定位位置由加到控制线 210 的控制数据被控制。

来自波束形成器 204 的接收信号被加到信号与图象处理子系统

220，它包括传统的信号处理器 224 和传统的扫描变换器 226。信号处理器 224 接收来自波束形成器 204 的信号，生成相应于图象（正如图 7-10 所示的图象）的图象数据。信号处理器 224 还可分析相应于图象的预定的部分的图象数据，确定聚焦位置的最佳定位位置或聚焦位置的最佳数目和它们的最佳定位位置，正如以上参照图 7-10 说明的。信号处理器 224 还与控制板 38（未示出）相接口以便接收用户输入，诸如发起聚焦位置调节处理过程的命令，或指定其质量应当被分析的图象区域，正如上面说明的。在信号处理器 224 确定确定聚焦位置的最佳定位位置或聚焦位置的最佳数目和它们的最佳定位位置后，它把适当的控制数据通过控制线 210 加到波束形成器，以控制聚焦位置的定位位置。信号处理器 224 还可把其他数据耦合到波束形成器 204，诸如控制发送和接收口径的尺寸的数据。来自信号处理器的图象数据然后加到扫描变换器 226，它把图象数据排列成具有想要的图象格式的各个超声图象帧 5 数据。

15 来自信号与图象处理子系统 220 的图象帧数据然后被传送到显示子系统 230，它包括视频处理器 232 和显示监视器 40。视频处理器 232 把来自扫描变换器 226 的图象帧数据转换成适当的视频信号，诸如 NTSC 或 SVGA 10 视频信号，供显示监视器 40 使用。

从以上说明将会看到，虽然本发明的具体的实施例在这里为了说明目的而作了描述，但可以作出各种修正，而不背离本发明的精神和范围。因此，本发明只由附属权利要求限制。

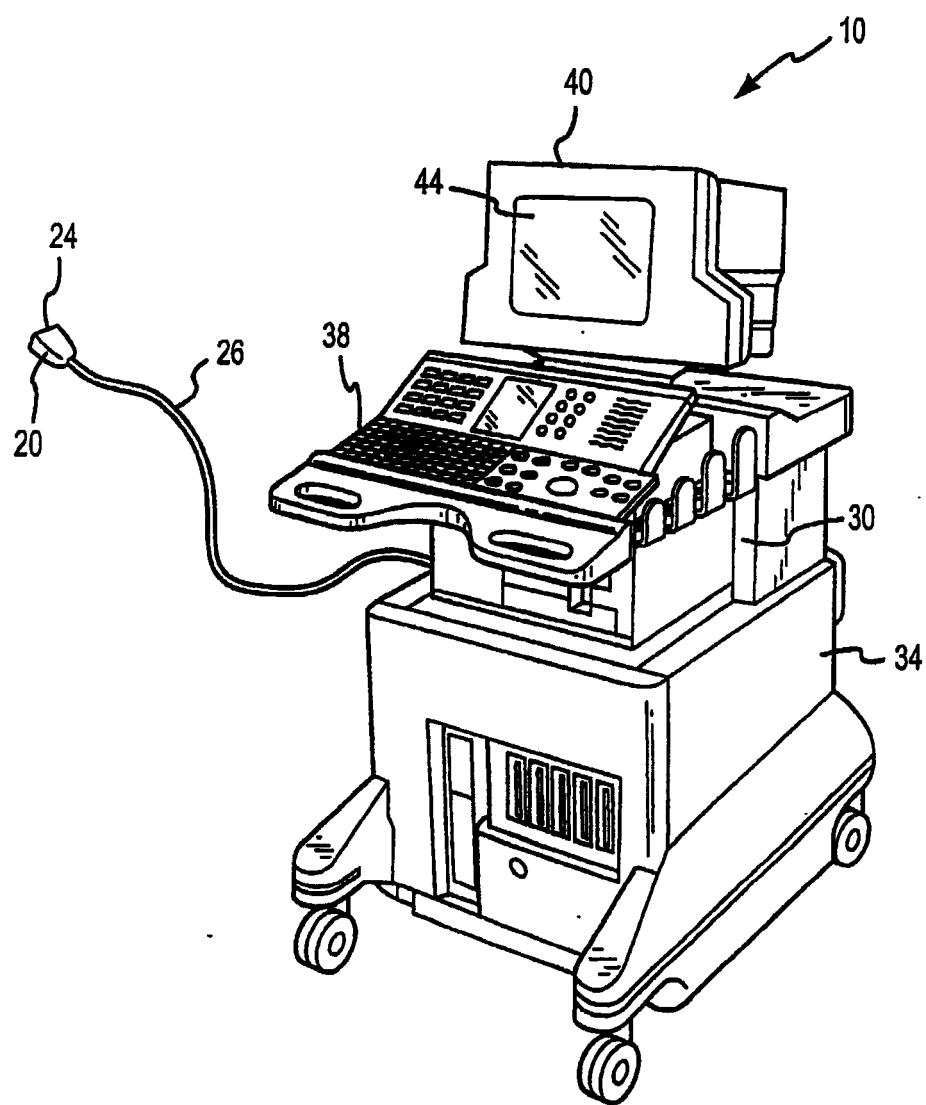


图 1  
现有技术

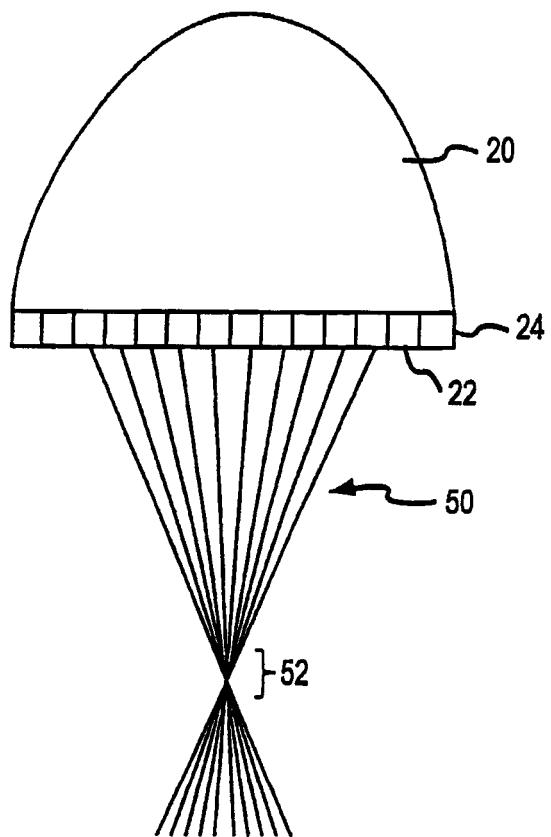


图 2

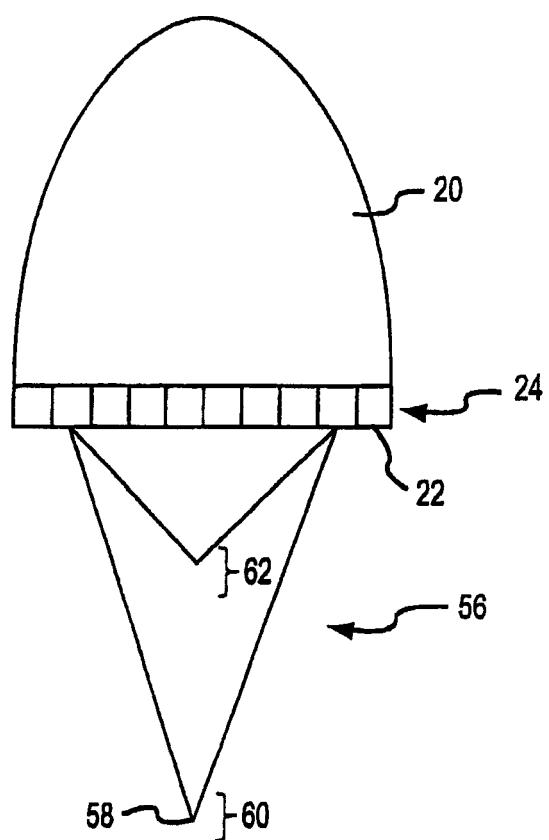


图 3

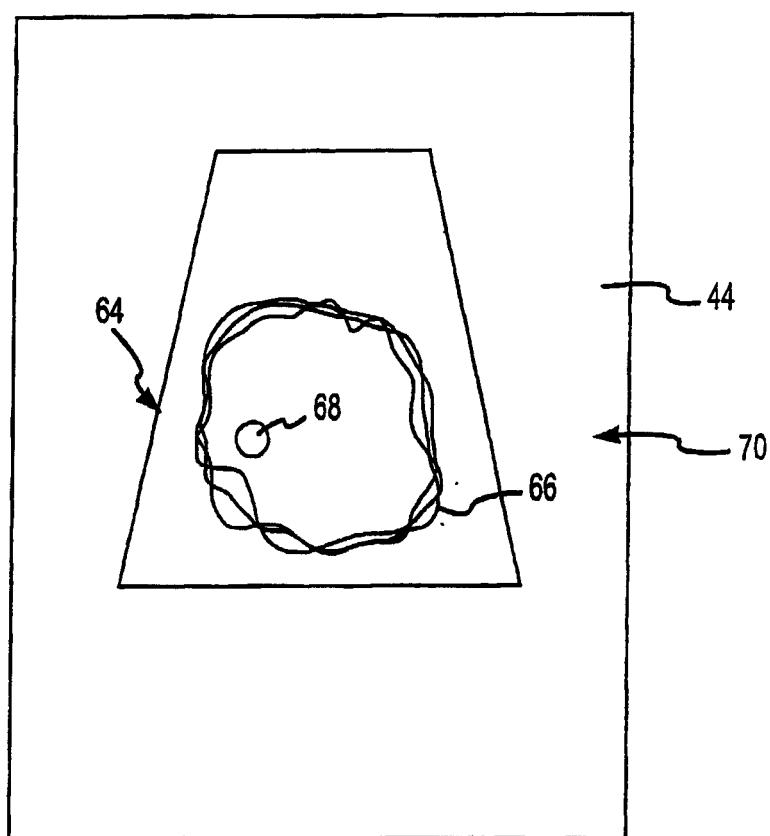


图 4  
现有技术

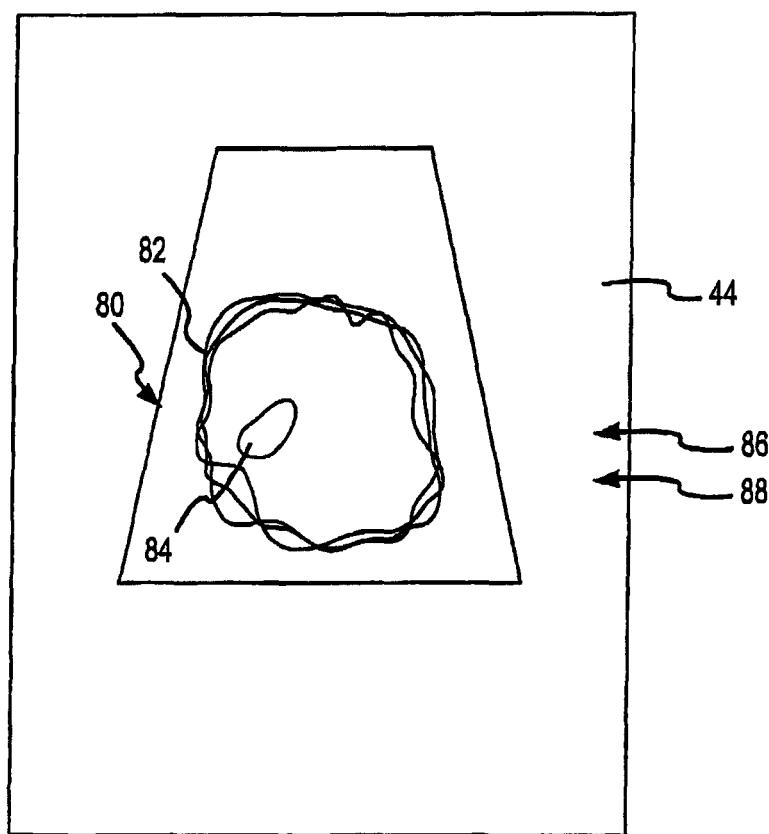


图 5  
现有技术

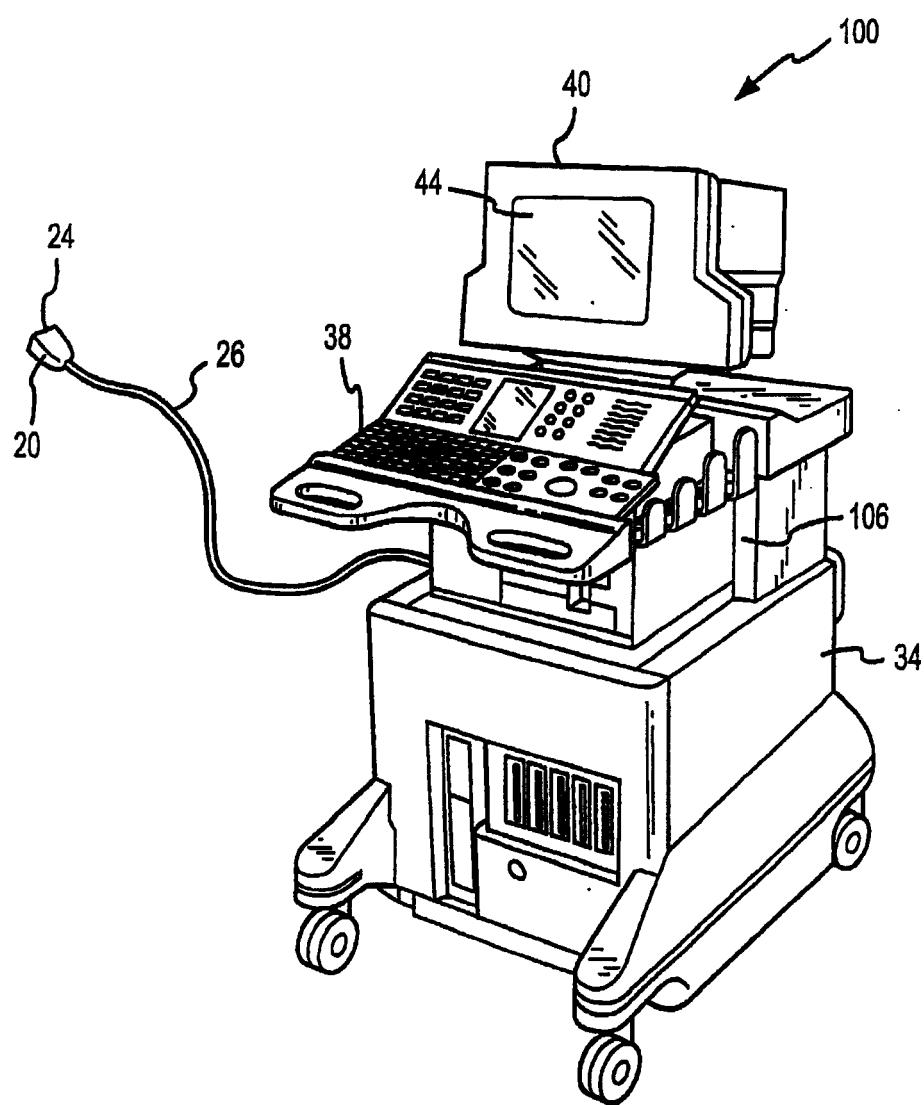


图 6

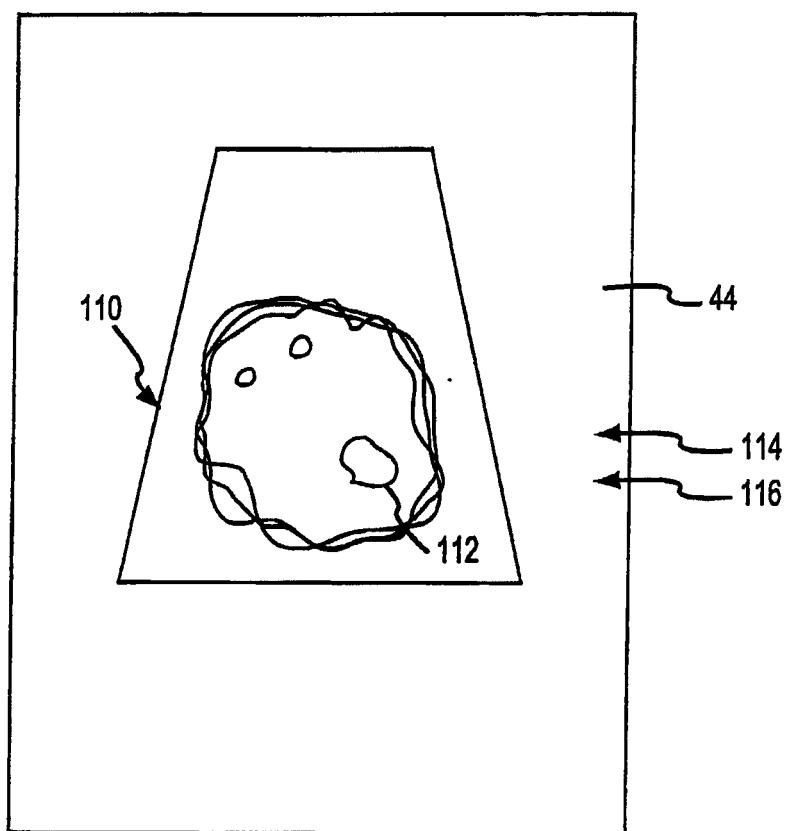


图 7

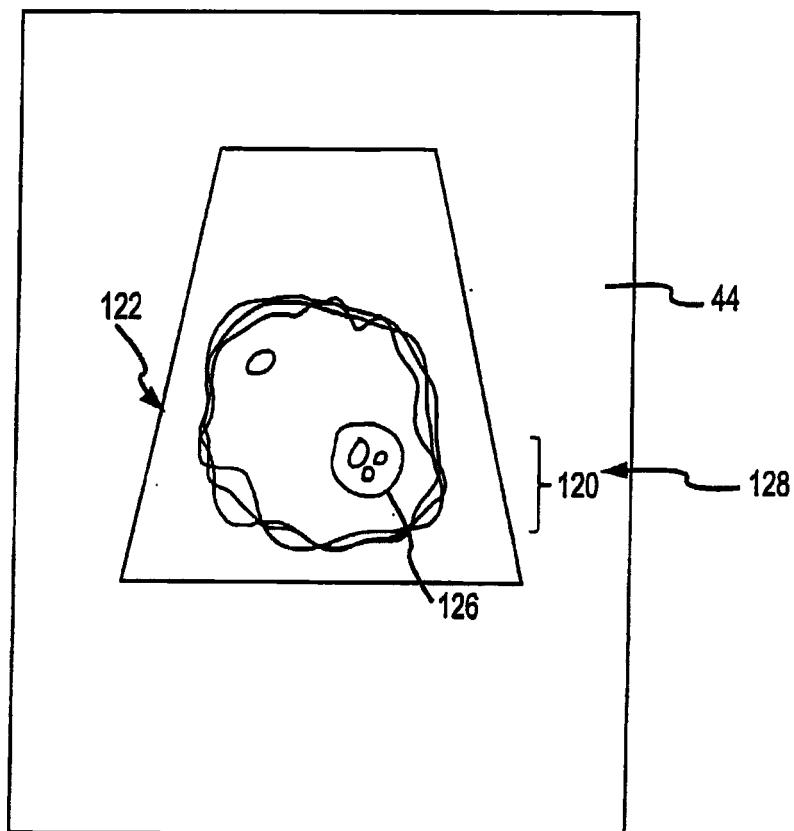


图 8

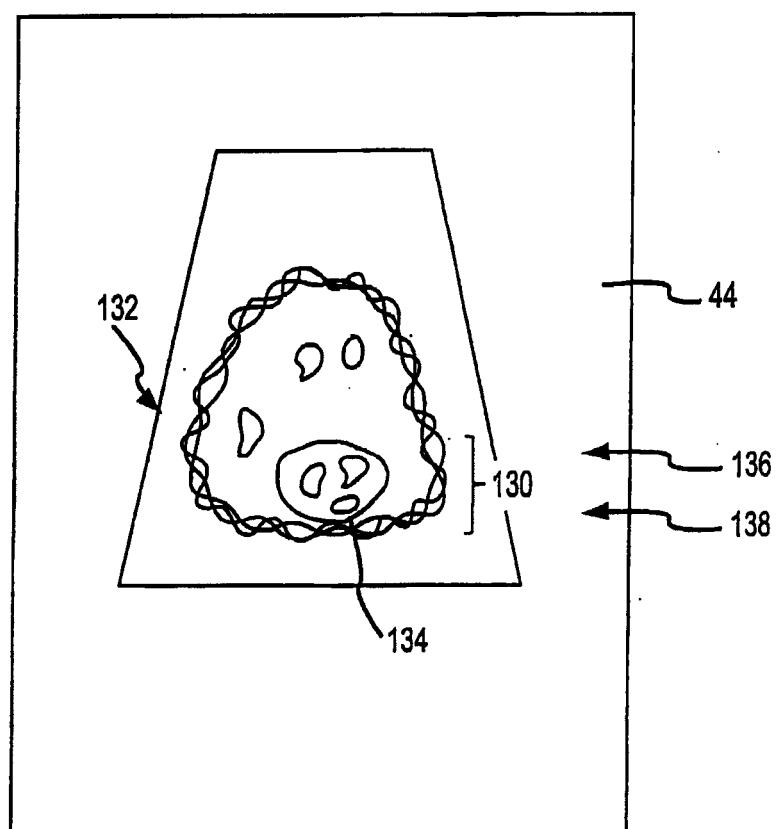


图 9

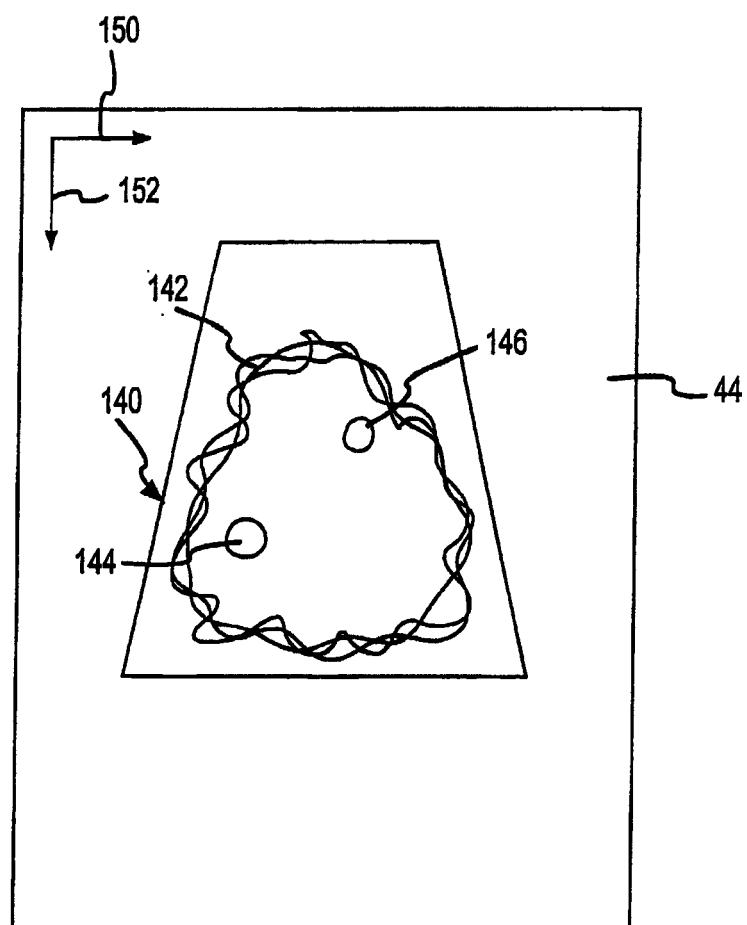


图 10

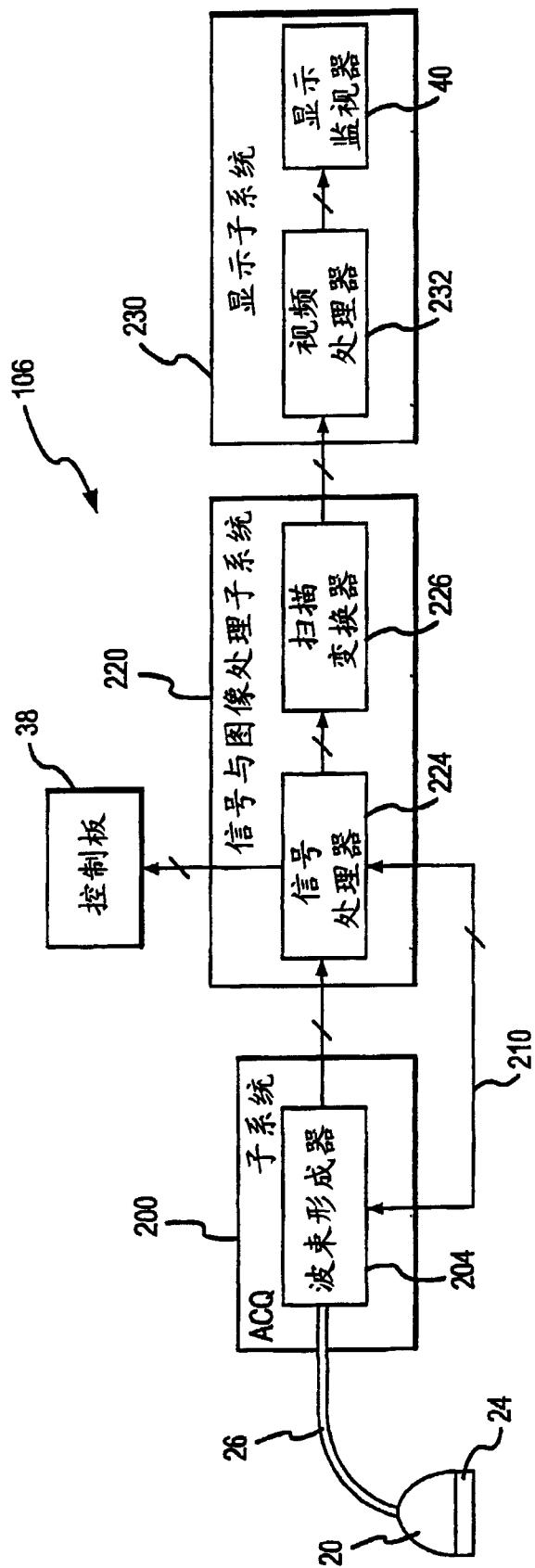


图 11

专利名称(译)	超声成像系统和方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN1604756A</a>	公开(公告)日	2005-04-06
申请号	CN02824935.6	申请日	2002-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	DC施米辛格 C彻纳 LJ奥森		
发明人	D·C·施米辛格 C·彻纳 L·J·奥森		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	A61B8/08 G01S7/52084 A61B8/467 A61B8/4405 G01S7/52046 G01S7/5206 A61B8/461		
优先权	10/023080 2001-12-14 US		
其他公开文献	<a href="#">CN100346749C</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

超声成像系统包括耦合到图象处理器的超声探头，它使得在显示器的观看屏幕上生成超声图象。图象处理器包括生成发送和接收波束的波束形成器、信号处理器和传统的扫描变换器。信号处理器接收来自波束形成器的信号以生成相应于图象的图象数据，分析图象数据，以及根据分析结果，确定应当被使用的发送波束聚焦位置的数目以及对于每个聚焦位置的最佳定位位置。然后信号处理器把数据耦合到波束形成器，以规定聚焦位置的定位位置。

