

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/06 (2006.01)

A61B 8/13 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200410104440.8

[43] 公开日 2006年6月21日

[11] 公开号 CN 1788686A

[22] 申请日 2004.12.19

[21] 申请号 200410104440.8

[71] 申请人 曹铁生

地址 710038 陕西省西安灞桥区新寺路1号
第四军医大学唐都医院超声科

共同申请人 王作军 咎学全

[72] 发明人 曹铁生 王作军 咎学全

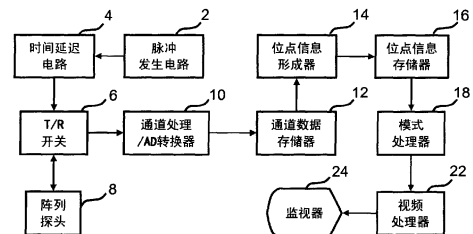
权利要求书2页 说明书4页 附图3页

[54] 发明名称

超高速高分辨力超声诊断系统与方法

[57] 摘要

本发明涉及超声诊断技术。本发明的目的是提供一种高速度高分辨力获取观察目标的3维或2维结构及/或血流信息的超声成像新技术。本发明采用阵列式超声换能器，通过给其中至少一个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出发散的波阵面呈向外凸起的球面状或弧带/弧线状的超声波脉冲；根据多个超声换能器或换能器组接收到的回声信息，通过不同的延迟叠加同时得到上述超声波脉冲传播中所覆盖的较广泛区域内的所需要的各代表性位点的回声信息。本发明可以极大地提高3维或2维超声检查的时间分辨力，而且所选位点的分布不像传统超声那样受声束传播方向的限制，可以根据各部位可能获得的分辨力的极限进行更合理的设置，从而可以同时提高超声检查的空间分辨力。



1. 一种采用阵列式超声换能器高速度检测一个容积或一个断面的方法，其包括步骤：
通过给至少一个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲；以及
根据多个超声换能器或换能器组在一次发射后接收到的回声信息，通过不同的延迟叠加得到上述超声波脉冲传播中所覆盖区域内的所需要的各代表性位点的信息。
2. 一种如权利要求1所述的方法，进一步包括步骤：
通过给一个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。
3. 一种如权利要求2所述的方法，进一步包括步骤：
通过给一个位于阵列中部的超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。
4. 一种如权利要求1所述的方法，进一步包括步骤：
通过给多个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。
5. 一种如权利要求4所述的方法，其进一步包括步骤：
通过不同的时间延迟给多个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其一次发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲，其中，超声换能器或换能器组采用直线状、平面状或柱面状排列。
6. 一种如权利要求4所述的方法，其进一步包括步骤：
通过同时给多个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其一次发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲，其中，超声换能器或换能器组采用向外凸起的弧线状或球面状排列。
7. 一种超声诊断系统，其特征是具有：
阵列式超声换能器（探头）；
能够使上述阵列式超声换能器发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲的发射手段；
多个接收通道处理手段，用于将多个超声换能器或换能器组接收到的回声信号转化为数字信息；
通道信息存储手段，用于存储上述各通道处理获得的数字信息；

位点信息形成手段，用于根据上述通道信息，通过不同的延迟叠加得到探查区域的所需要的多个代表性位点的信息；

位点信息存储手段，用于存储上述转化而成的各位点信息；

模式处理手段，用于将上述位点信息存储器中数据处理转化为需要显示的模式，如 B 模式及/或彩色血流模式；

显示手段，用于进一步处理及显示出所需模式的图像。

8. 一种如权力要求 7 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的发射手段，进一步通过一组延迟电路与各超声换能器（组）相联，通过该组延迟电路提供的不同延迟，使上述探头能够发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。

9. 一种如权力要求 7 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的探头具有向外凸起的 1 维弧线状阵列式或 2 维球面状阵列式超声换能器；且所述的发射手段，通过同时给探头的多个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使上述探头能够一次发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。

10. 一种如权力要求 7 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的探头具有 2 维凸起柱面状阵列式超声换能器；且所述的发射手段，进一步包括一组延迟电路，通过该组延迟电路给柱高方向上不同的超声换能器或换能器组提供不同时间延迟的电脉冲，使上述探头能够发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。

11. 一种如权力要求 7 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的发射手段，与探头的一个超声换能器或换能器组相联，并为其提供电脉冲，使其能够发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲。

12. 一种如权力要求 11 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的与发射手段相联的超声换能器或换能器组位于换能器阵列的中部。

13. 一种如权力要求 11 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的与发射手段相联的超声换能器或换能器组的表面呈球面状，或呈球面状排列。

14. 一种如权力要求 11 所述的超声诊断系统，其特征是：所述的与发射手段相联的超声换能器或换能器组的表面呈柱面状，或呈柱面状排列。

超高速高分辨力超声诊断系统与方法

技术领域

本发明涉及利用超声技术获取人体等目标的解剖及/或功能信息，特别是涉及一种高速获取人体等目标的结构或血流信息的超声诊断系统及方法。

背景技术

传统的超声诊断系统采用超声波脉冲逐点扫描法获取人体断面或容积的解剖/功能信息。由于声音的传播速度有限，在人体软组织中约为 1540m/s，当探查深度为 15cm 时，其最大扫描频率约为 5000Hz。对于扫描线数为 100 线左右的断面超声，可获得的最大帧频约为 50Hz，基本可以满足临床需要。但当进行多普勒血流成像时，由于每个采样位点均需多次扫描，故而往往造成帧频严重下降；或者只能牺牲扫描线的数量，从而降低空间分辨率。特别是在进行 3 维检查时，由于一般需要收集数千条以上扫描线的信息，传统的超声诊断逐点扫描法已不可能做到实时显示。因此，近年来，发展出一种新技术，即多线接收技术，其能从一条发射线中同时接收并形成数条空间上分离的接收线。目前，已有 2 维的 4 线接收技术，及 3 维的 4 x 4 线接收技术。但这些，显然仍然不能充分满足临床检查需要，特别是 3 维实时检查的需要；对于 3 维实时多普勒彩色血流检查更是鞭长莫及。

发明内容

因此，本发明的目的是提供一种能够以很高的速度和更好的分辨力检测一个容积或一个断面的超声成像新方法及系统。

根据本发明的方法要点，采用阵列式超声换能器，通过给其中至少一个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲；根据多个超声换能器或换能器组在一次发射后接收到的回声信息，通过不同的延迟叠加得到上述超声波脉冲传播中所覆盖区域内的所需要的各代表性位点的信息。

根据本发明的系统结构要点，具有：阵列式超声换能器（探头）；能够使上述阵列式超声换能器发射出波阵面呈向外凸起的球面状或弧带状的超声波脉冲的发射手段；多个接收通道处理手段，用于将多个超声换能器或换能器组接收到的回声信号分别转化为数字信息；通道信息存储手段，用于存储上述各通道处理获得的数字信息；位点信息形成手段，用于根据上述通道信息，通过不同的延迟叠加得到探查区域的所需要的多个代表性位点的信息；位点信息存储手段，用于存储上述转化而成的各位点信息；模式处理手段，用于将上述位点信息存

存储器中数据处理转化为需要显示的模式，如 B 模式及/或彩色血流模式；显示手段，用于进一步处理及显示出所需模式的图像。

下面，结合附图及实施例对于本发明给予进一步详细介绍。

附图说明

图 1 是本发明一种实施例的结构框图；

图 2 是本发明一种实施例的 2 维阵列探头通过延迟方式发射出的球面状超声波示意图；

图 3 是本发明一种实施例的 2 维阵列探头通过延迟方式发射出的弧带状超声波示意图；

图 4 是本发明一种实施例的圆形 2 维阵列探头换能器排列示意图；

图 5 是本发明一种实施例的球面状 2 维阵列探头换能器排列示意图；

图 6 是本发明一种实施例的柱面状 2 维阵列探头换能器排列示意图；

图 7 是本发明一种实施例的具有一个球面状发射换能器（组）的 2 维阵列探头换能器排列示意图；

图 8 是本发明一种实施例的具有一个柱面状发射换能器（组）的 2 维阵列探头换能器排列示意图；

图 9 是本发明一种实施例的具有一个柱面状发射换能器（组）的 1 维阵列探头换能器排列示意图。

具体实施方式

下面结合附图对本发明的一些具体实施方式进行详细解释。参考图 1 显示了本发明一种实施例的结构框图。其具有脉冲发生电路 2，该脉冲发生电路 2 可以以某种发射频率产生驱动电压脉冲，通过时间延迟电路 4 及发射/接收转换开关 6 施加于 2 维矩阵探头 8 的某些或全部换能器。由于时间延迟电路 4 的作用（使中心部最先发射，周边部根据需要程度依次延迟），本实施例的探头 8 的换能器 52 可以产生如图 2 所示的发散的球面状超声波脉冲 54。探头 8 的各换能器在超声脉冲发射后进入接收状态，各换能器可以将接收到的回声信号转化为电信号。通过发射/接收转换开关 6 后，这些电信号在各通道处理电路 10 中得以放大，并通过 A/D 转换手段数字化。数字化时可以直接对回波射频信号采样；但推荐采用基带采样技术，如采用正交相位检波电路，提取出复数包络信号的实部与虚部，再予以 A/D 转换，以减少存储容量并降低器件的工作速度。正交相位检波法（即采用具有超声的载波频率的相位相差 $\pi/2$ 的信号分别与接收波相乘，再予低通滤波，得到基带信号的实部与虚部）已是常规技术，这里就不予详述了。经过各通道处理器处理并数字化的信息送入通道数据存储器 12 存储。专门的

位点信息形成器 14，或者直接利用 CPU，对各通道数据采用不同的延迟叠加可以提取出上述球面状超声波脉冲 54 传播中所覆盖区域内的所需各位点的复包络信号形式的幅度及相位信息：即根据各点到达各换能器（通道）的时间延迟，把相应的数据信号从通道数据存储器 12 中提取出来并予以叠加；其中，相对于采样周期的非整数倍的时间延迟，由于没有相应的采样数据，可以用与其最接近的采样数据进行适当的相位延迟计算取得所需时间延迟的信息。不同延迟叠加而成的各位点信息送到位点数据存储器 16 存储，并被模式处理器 18 处理成需要显示的模式，如对各点正交信号的幅度值对数压缩后可以形成 B 模式数据，根据各点正交信号的多帧图像间的自相关检测可以形成多普勒血流模式数据。再送入视频处理器 22 进一步处理并整合上其他需要显示的信息，控制监视器 22 显示出所需要的图像。

由于一次球面状超声波脉冲发射就能获得整个探查容积的回声状况，因而本发明可以极大地提高 3 维超声检查的帧频率，比如，当探查深度为 15cm 时，普通 B 模式帧频率可达约 5000Hz。

在推荐的实施例中，上述球面状超声波脉冲的曲率半径在延迟电路 4 的控制下是可变的。由此可以根据检查需要控制探查范围的大小。

值得说明的是，上述位点形成器 14 或者 CPU 在形成位点数据时，所选位点的分布可以不像传统超声那样受声束传播方向的限制，而根据各部位可能获得的分辨力的极限进行更合理的设置。比如，近场区域的位点分布可以适度拉开，而远场区域的位点分布可以适度增加。这样，在提高系统的空间分辨力的同时提高其工作效率。而且，由于上述位点的形成采用了侧向及厚度两个方向的聚焦，因而其可以达到的空间分辨力较普通 2 维超声大为提高。

另一种实施例中，也可以在时间延迟电路 4 的作用下，使探头 8 的换能器 52 每次产生占据探查区域一定厚度（即在一个方向上发散——可以称之为长度方向，另一个方向上适当聚焦——可以称之为厚度方向）的弧带状超声波脉冲 56，如图 3 所示。然后通过数次厚度方向上的偏转，使声波覆盖整个需要探查的 3 维空间。

上述 2 维阵列探头的形状不限于平面的矩形，也可以是其他多种形状。如：如图 4 所示的平面圆形，如图 5 所示的球面状，或者如图 6 所示的拱状，等。球面形的探头有不用时间延迟电路 4 即可发射球面波的优点，而拱状的探头有在长度方向上不用时间延迟电路 4 的控制即可发射弧带状超声波脉冲的优点（但在厚度方向进行发散、适度聚焦或偏转时仍需要时间延迟电路 4 的控制作用）。

另一种实施方式中，可以采用通过脉冲发生电路 2 只驱动一个或一小组换能器的方式，获得球面状或弧线/弧带状的超声脉冲。这个/组换能器 60 最好位于探头中央，并且可以特制成有利于发射的某种形式，比如可以制成如图 7 所示的球面形。这种形状的换能器（组）专用于发射时，可以省去发射/接收转换开关 6 及时间延迟电路 4。即，相当于图 1 中，脉冲发生电路 2 可以直接与探头 8 的发射换能器相连；而各通道处理电路 10 可以直接与探头 8 的其余接收换能器相连。用于发射的换能器（组）60 还可以制造成类似图 8 所示的柱面形，该部功能特点与上述拱形探头发射时基本相同，在此不予赘述。

与上述 3 维实施例类似, 本发明也可以应用于 2 维实施例中。其中, 脉冲发生电路 2 通过时间延迟电路 4 及发射/接收转换开关 6 施加于普通 1 维线阵样探头 8 的多个换能器, 使探头 8 产生弧线/弧带状超声波脉冲。或者, 脉冲发生电路 2 不通过时间延迟电路 4, 直接经过发射/接收转换开关 6 施加于普通 1 维凸阵样探头 8 的多个换能器, 使探头 8 产生弧线/弧带状超声波脉冲。或者, 脉冲发生电路 2 只驱动一个/组专用或非专用换能器, 而获得弧线/弧带状的超声脉冲。此时, 发射换能器 60 可以特制成类似图 9 所示柱面形。当然, 上述各种 1 维阵列探头在厚度方向均可以像普通探头那样通过换能器表面的声透镜进行聚焦。

由于各种 2 维实施例的工作原理与前述 3 维实施例基本相同 (只是将 3 维处理简化为 2 维处理), 因此在此不再赘述。

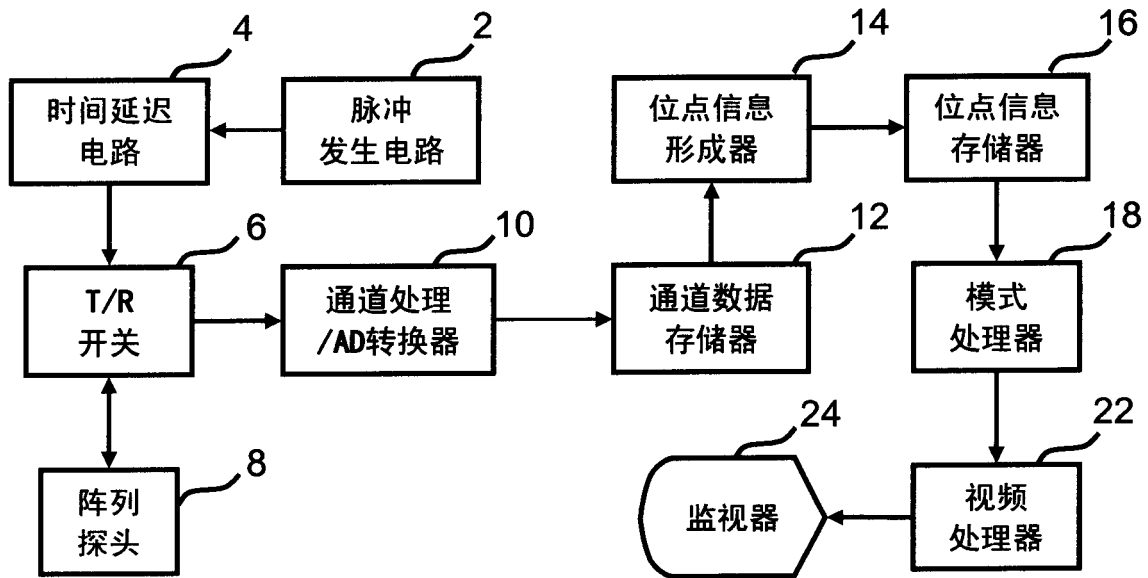


图 1

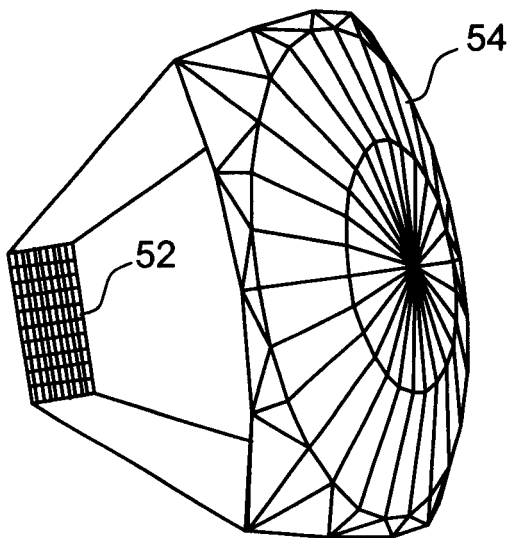


图 2

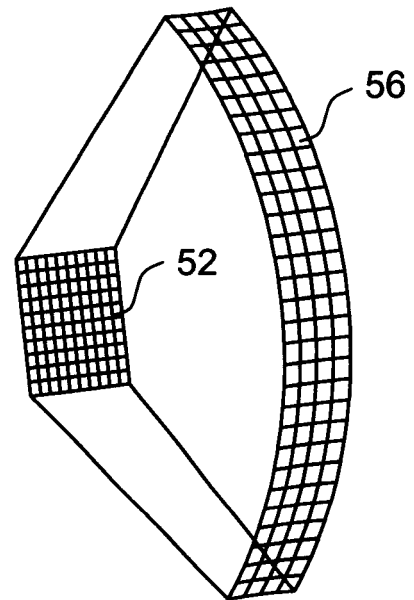


图 3

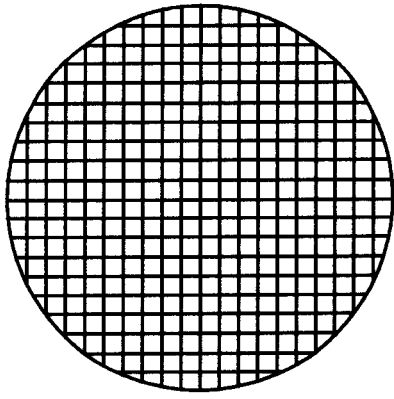


图 4

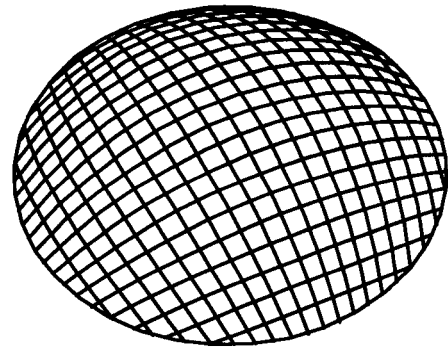


图 5

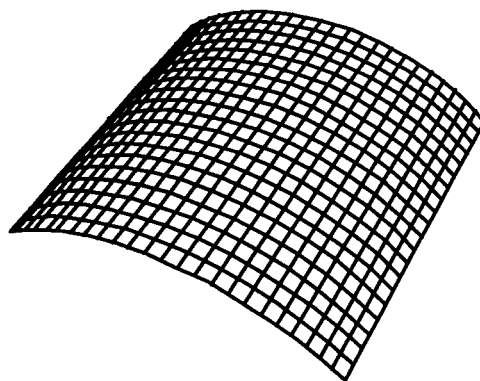


图 6

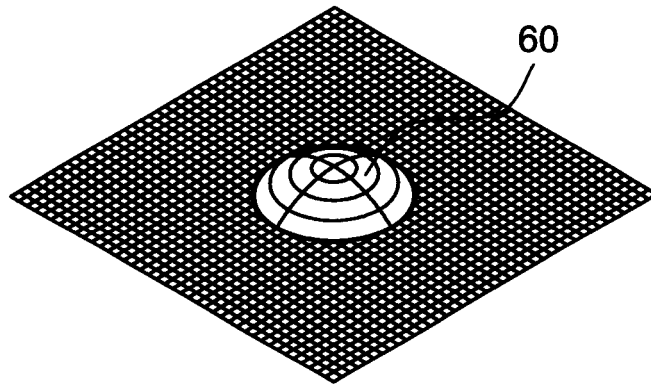


图 7

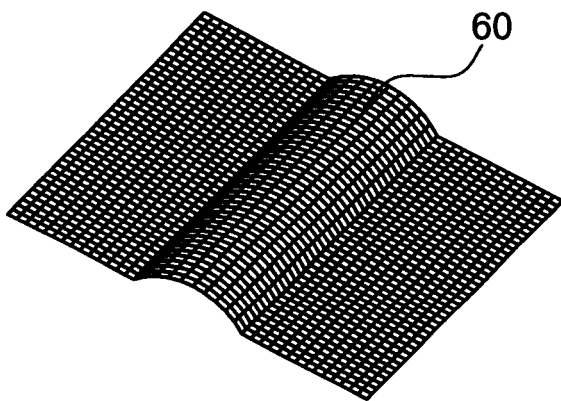


图 8

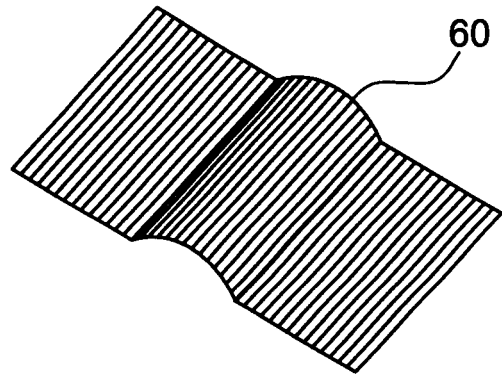


图 9

专利名称(译)	超高速高分辨力超声诊断系统与方法		
公开(公告)号	CN1788686A	公开(公告)日	2006-06-21
申请号	CN200410104440.8	申请日	2004-12-19
[标]申请(专利权)人(译)	曹铁生 王作军		
申请(专利权)人(译)	曹铁生 王作军		
[标]发明人	曹铁生 王作军 管学全		
发明人	曹铁生 王作军 管学全		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/13		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声诊断技术。本发明的目的是提供一种高速度高分辨力获取观察目标的3维或2维结构及/或血流信息的超声成像新技术。本发明采用阵列式超声换能器，通过给其中至少一个超声换能器或换能器组提供电脉冲，使其发射出发散的波阵面呈向外凸起的球面状或弧带/弧线状的超声波脉冲；根据多个超声换能器或换能器组接收到的回声信息，通过不同的延迟叠加同时得到上述超声波脉冲传播中所覆盖的较广泛区域内的所需要的各代表性位点的回声信息。本发明可以极大地提高3维或2维超声检查的时间分辨力，而且所选位点的分布不像传统超声那样受声束传播方向的限制，可以根据各部位可能获得的分辨力的极限进行更合理的设置，从而可以同时提高超声检查的空间分辨力。

