



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110013278 A  
(43)申请公布日 2019.07.16

(21)申请号 201910023099.X

(22)申请日 2019.01.10

(30)优先权数据

15/866784 2018.01.10 US

(71)申请人 韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司

地址 以色列约克尼姆

(72)发明人 A.巴兰姆 M.巴尔-塔尔  
A.西加尔

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 朱铁宏 傅永霄

(51)Int.Cl.

A61B 8/12(2006.01)

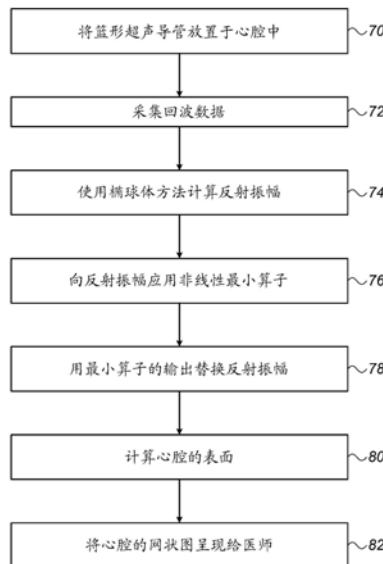
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

使用篮形导管上的分布式超声阵列进行体内腔室的标测

(57)摘要

本发明题为“使用篮形导管上的分布式超声阵列进行体内腔室的标测”。本发明提供了一种医疗系统,该医疗系统包括轴、多个超声换能器和处理器。该轴被配置用于插入患者的体内腔室。分布于在轴的远侧端部处形成篮形导管的板条上的多个超声换能器被配置成在体内腔室中发射超声信号以及响应于超声信号来接收回波信号。该处理器被配置成通过使用椭球体反向投影方法处理回波信号来计算体内腔室的表面,该方法通过执行以下操作中的至少一者来重建超声波反射表面:对所构造椭球体的相应子集上分布的散射回波信号子集应用反向投影求和以及对分布的回波信号子集中的每一个应用非线性最小算子,以生成每个子集的相应最小值。



1. 一种医疗系统,包括:

轴,所述轴用于插入患者的体内腔室;

多个超声换能器,所述多个超声换能器分布于在所述轴的远侧端部处形成篮形导管的板条上,并且被配置成在所述体内腔室中发射超声信号以及响应于所述超声信号来接收回波信号;以及

处理器,所述处理器被配置成通过使用椭球体反向投影方法处理所述回波信号来计算所述体内腔室的表面,所述椭球体反向投影方法通过执行以下操作中的至少一者来重建超声波反射表面:

对所构造椭球体的相应子集上分布的散射回波信号子集应用反向投影求和;以及

对分布的回波信号子集中的每一个应用非线性最小算子,以生成对于每个子集的相应最小值。

2. 根据权利要求1所述的医疗系统,其中所述处理器被配置成向用户展现所述体内腔室的所计算的表面的图表。

3. 根据权利要求1所述的医疗系统,其中所述体内腔室包括心腔。

4. 一种方法,包括:

将轴插入患者的体内腔室;

通过分布于在所述轴的远侧端部处形成篮形导管的板条上的多个超声换能器,在所述体内腔室中发射超声信号,以及响应于所述超声信号来接收回波信号;以及

在处理器中通过使用椭球体反向投影方法处理所述回波信号来计算所述体内腔室的表面,所述椭球体反向投影方法通过执行以下操作中的至少一者来重建超声波反射表面:

对所构造椭球体的相应子集上分布的散射回波信号子集应用反向投影求和;以及

对分布的回波信号子集中的每一个应用非线性最小算子,以生成对于每个子集的相应最小值。

5. 根据权利要求5所述的方法,并且包括向用户展现所述体内腔室的所计算的表面的图表。

6. 根据权利要求5所述的方法,其中所述体内腔室包括心腔。

## 使用篮形导管上的分布式超声阵列进行体内腔室的标测

### 技术领域

[0001] 本发明整体涉及侵入式医疗装置,并且具体地涉及采用超声波的体内医疗探头。

### 背景技术

[0002] 对体内腔室诸如心腔进行超声波空间标测和图像重建的方法通常用于医疗应用。例如,美国专利申请公布2015/0223757描述了用于治疗 and/或诊断心律失常诸如房颤的系统、设备和方法。具体地,本发明提供一种包括诊断导管和消融导管的系统。诊断导管包括轴、多个偶极标测电极和以篮形几何形状布置的多个超声换能器。通过使诊断导管轴滑动而接纳消融导管。

[0003] 又如,美国专利5,235,857描述了一种实时3D医学超声成像机器。大型延长发射器结合多种不同脉冲类型使用,从而得到改善的信噪比。成像机器可使用小的点状发射器、一个或多个环形阵列发射器、大的弯曲发射器或大的平面发射器。接收器元件的稀疏阵列接收回波。通过经滤波的椭球体反向投影进行图像重建。成像机器另外实现更高分辨率、更高灵敏度的2D实时图像,同时显示3D实时图像。

[0004] Anderson的名称为“3D ellipsoidal back projection images from large arrays. II”的会议论文(在1992年的IEEE超声学研讨会的议程中发表)描述了一种允许实时(即30帧/秒)获取3D超声图像的椭球体反向投影成像。这样,它克服了传统聚焦光束成像的根本性缺陷。可显示点的高质量椭球体反向传播图像,其中使用最多512个元件的发射器和接收器阵列。描述了一种使用离焦环形阵列合成多个发射器的方法。

[0005] 美国专利6,716,166描述了使用细长探针标测受试者体内的腔室的表面的装置,所述细长探针具有纵向轴线并且包括适于插入腔室的远侧部分。多个声学换能器沿着纵向轴线分布在探针的远侧部分上,换能器适于在探针处于腔室中时单独致动以发射声波,并且还适于在声波从腔室的表面反射之后接收声波,以及响应于所接收的波形来生成指示声波飞行时间的电信号。

[0006] 美国专利7,610,078描述了以图形方式创建解剖结构诸如心脏的表示的方法和系统。细长探针的远侧端部在解剖结构内移动,并且几何形状被限定在坐标系内。通过限定几何形状,诸如球体或圆,随着远侧探针末端在解剖结构诸如心脏内移动,即可表示解剖结构内的腔室。解剖结构的至少一部分的表示可基于几何形状以图形方式生成,例如,通过确定一系列几何形状并围绕该系列形状贴合图形表示。

[0007] 美国专利9,757,044描述了用于确定心脏壁的偶极密度的设备、系统和方法。具体地,执行心脏壁的三角化,其中多个区域中每一个的偶极密度与在相关联心腔内的各个位置处测得的电势相关。为了创建偶极密度的数据库,使用由位于一个或多个导管上的多个电极记录的标测信息以及解剖信息。此外,一个或多个超声元件被提供在诸如夹具组件上或集成到标测电极,以产生设备组件和周围结构的实时图像。在一个实施方案中,提供一种包括多个支撑臂的篮形构造,其中支撑臂包括一个或多个电极和一个或多个超声元件。

## 发明内容

[0008] 本发明的一个实施方案提供一种包括轴、多个超声换能器和处理器的医疗系统。轴被配置用于插入患者的体内腔室。分布于在轴的远侧端部处形成篮形导管的板条 (spline) 上的多个超声换能器被配置成在体内腔室中发射超声信号以及响应于超声信号来接收回波信号。处理器被配置成通过使用椭球体反向投影方法处理回波信号来计算体内腔室的表面,该方法通过执行以下操作中的至少一者来重建超声波反射表面:对所构造椭球体的相应子集上分布的散射回波信号子集应用反向投影求和以及对分布的回波信号子集中的每一个应用非线性最小算子,以生成每个子集的相应最小值。

[0009] 在一些实施方案中,处理器被配置成向用户展现体内腔室的所计算的表面的图表。在一些实施方案中,体内腔室包括心腔。

[0010] 此外,根据本发明的一个实施方案,提供一种包括将轴插入患者的体内腔室的方法。通过分布于在轴的远侧端部处形成篮形导管的板条上的多个超声换能器,在体内腔室中发射超声信号,并且响应于超声信号来接收回波信号。体内腔室的表面通过使用椭球体反向投影方法处理回波信号进行计算,该方法通过执行以下操作中的至少一者来重建超声波反射表面:对所构造椭球体的相应子集上分布的散射回波信号子集应用反向投影求和以及对分布的回波信号子集中的每一个应用非线性最小算子,以生成对于每个子集的相应最小值。

[0011] 结合附图,通过以下对本发明的实施方案的详细描述,将更全面地理解本公开,其中:

## 附图说明

[0012] 图1是根据本发明的一个实施方案的基于导管的心脏标测系统的示意性图解,该系统包括超声波篮形导管;

[0013] 图2是根据本发明的一个实施方案的配有超声换能器的篮形导管的示意性图解;

[0014] 图3是根据本发明的一个实施方案的椭球体反向投影方案的示意性图解;并且

[0015] 图4是示意性地示出根据本发明的一个实施方案的用于标测并展现心腔的方法的流程图。

## 具体实施方式

### [0016] 概述

[0017] 本文所述的本发明的实施方案提供产生体内腔室诸如心腔的空间标测图的系统和方法,该系统和方法具有增强的对比度,同时采用快速采集和重建方案。在一些实施方案中,提供一种超声空间标测篮形导管。该超声篮形导管能够采集数据以从心腔中的单个位置标测心腔的整个表面,例如,在过程中不需要必须在整个腔室中旋转或移动。还提供一种改进的重建方法,该方法结合超声篮形导管使用,能够重建并展现可视化心腔表面与腔室内血液之间的增强对比度的空间标测图。

[0018] 在一些实施方案中,超声篮形导管配有耦接到形成篮形形状的板条的多个超声换能器。换能器在板条上稀疏分布,并且以振幅模式(A模式)工作,以便生成并采集一维回波信号。这些回波信号随后由处理器采用椭球体反向投影方法进行处理,以快速产生所需的

空间标测图。

[0019] 简而言之,在上文引用的Anderson文章中描述的椭球体反向投影方法探讨以下问题:“假设具有有限数量的发射/接收超声换能器,其中每个换能器一次发射一个回波信号,而所有换能器接收散射的回波信号,那么体积中散射的位置是什么以及散射的反射振幅是多少?”

[0020] 在下文中,术语“散射”和“反射”可互换使用。

[0021] Anderson的方法通过首先向位置X处的每个散射分配经散射的信号 $S(X)$ 解决了此问题,该经散射的信号通过对由接收换能器在给定时间检测到的所有潜在贡献信号 $S_k(X)$ 求和来建模。部分信号 $S_k(X)$ 是由空间中三个物体坐标的三元组(源换能器位置、散射位置、接收换能器位置)限定的信号。此类三元组唯一地限定空间中的相应椭球体。一个或多个所枚举的K椭球体可能对 $S(X)$ 有贡献。因此,椭球体反向投影模型将X处的信号构造为 $S(X) = \text{Sum}\{S_k(X)\}, k=1, 2, \dots, K$ 。在下文的描述中,一组信号 $\{S_k(X)\}$ 被命名为“散射信号子组”。

[0022] 在上文描述中,所有属于给定子组的所有K散射椭球体由(i)一对换能器以及(ii)在体内发生单个散射的单点位置X进行限定。 $S(X)$ 、 $P(S(X))$ 的反向投影(对体积中的所有坐标X执行)生成所需的空间标测图 $P(X)$ ,如下文详细描述。

[0023] 在一个实施方案中,椭球体反向投影方法的公开变体在腔室的表面与腔室内的血液之间实现更高的对比度。为了实现增强的对比度,处理器将非线性最小滤波器应用于空间中所有标测位置的散射信号的所有子组。因此,一般来讲,所有所得的信号被算子衰减,但信噪比得到改善。在下文的描述中,术语“信号”是指通常发源于界面的大部分回波振幅 $S_k(X)$ 。在下文的描述中,术语“噪声”是指被反向投影算法错误地归因于例如来自不存在的散射的小部分回波振幅 $S_k(X)$ 信号,不存在的散射诸如同质环境(例如血液池)的一部分。

[0024] 由于如上所述的变体,心脏腔室内血液的超声导出密度接收适当的低值(而不是通过原始椭球体反向投影方法获得的人为高值)。如上文所述,超声导出密度也将衰减,但总体信噪比得到改善。因此,上文简要描述的变体过程改善了腔室表面与血液之间的对比度。

[0025] 心腔空间标测图的精度将得益于更快的采集和重建时间。在一个实施方案中,本发明所公开的方法通过产生合成空间标测图来缩短计算时间,该合成空间标测图基于分析一维A模式信号,而不是尝试执行不必要的和计算要求的完整图像重建。

[0026] 本发明所公开的系统和方法将(i)瞬间获取多个超声测量的篮形超声阵列与(ii)改进的重建方案相组合,可有利于医师,可能接收体内腔室诸如心腔的更准确空间和功能标测图。因此,本发明所公开的系统和方法可使得医师能够执行高效的侵入式诊断以及可能的后续处理会话。

[0027] 系统说明

[0028] 图1是根据本发明的一个实施方案的基于导管的心脏标测系统20的示意性图解,该系统包括超声波篮形导管40。系统20包括具有轴22的导管21,由医师30将该轴导航到躺在台29上的患者28的心脏26中。在图示的示例中,医师30将轴22插入穿过护套23,同时使用接近导管的近侧端部的操纵器32和/或相对于套管23进行挠曲来操纵轴22的远侧端部。如插图25中所示,篮形导管40装配在轴22的远侧端部处。篮形导管40在塌缩状态下插入穿过护套23,并然后在心脏26内展开。

[0029] 在一个实施方案中,篮形导管40被配置成通过发射回波信号并接收从心腔表面50反射的回波信号来执行心脏26的心腔的空间标测。插图45以放大视图示出了在心脏26的心腔内的篮形导管40。如图所示,篮形导管40包括耦接到形成篮形形状的板条的超声换能器48的阵列。

[0030] 导管21的近侧端部连接到控制台24。控制台24包括处理器41(通常是通用计算机),处理器具有合适的前端和接口电路38,以向导管21发射信号和从导管接收信号以及控制系统20的其他部件。在一些实施方案中,处理器41还被配置成接收多个一维回波信号并利用这些信号计算心腔表面的标测图。在一个实施方案中,围绕解剖结构的表面在监视器27上例如以网状图35的形式展现给医师30。

[0031] 如上所述,处理器41通常包括通用计算机,该通用计算机用软件编程以执行本文描述的功能。该软件可经网络以电子形式被下载到计算机,例如另选地或除此之外,该软件可被提供和/或存储在非临时性有形介质诸如磁性存储器、光学存储器、或电子存储器上。

[0032] 图1所示的示例性配置是完全为了概念清楚而选择的。可使用其他系统部件和设置类似地应用本发明所公开的技术。另外,系统20可包括附加部件,诸如用于电生理标测和/或消融的部件。

[0033] 尽管图示的实施方案具体地涉及用于心脏标测的超声篮形导管,但系统20的元件和本文所述的方法可另选地应用于使用具有其他多臂几何形状的导管进行的超声标测。

[0034] 使用篮形导管上的分布式超声阵列进行体内腔室的标测

[0035] 图2是根据本发明的一个实施方案的配有超声换能器48的篮形导管40的示意性图解。如图所示,换能器48耦接到形成篮的板条49。换能器48以大致球形方式稀疏分布(即,在每两个相邻的换能器之间存在较大间隙,使得限定板条49的篮形表面的大部分表面积没有换能器)并超过轴22的远侧端部。换能器48的阵列可实现所需的心腔特征覆盖范围和细节,尽管换能器是稀疏分布的,原因在于(a)每个换能器都具有足够大的发射和接收接受角,(b)计算经过优化以利用稀疏阵列,将在下文中说明。

[0036] 图2所示的示例性例证完全是为了概念清晰而选择的。换能器的数量及其排列可变化。附加元件诸如电极可设置在板条49上。其他导管几何形状可用于承载换能器48,承载换能器48例如由螺旋臂制成。

[0037] 图3是根据本发明的一个实施方案的椭球体反向投影方案的示意性图解。为了简化图形表示并且不丧失一般性,图3提供了三维椭球体反向投影模型的二维椭圆图示。

[0038] Anderson的模型假设位于位置 $s \in R^3$ 处的每个发射换能器(由图3中的换能器48A

例示)是形状 $P_s(r, t) = P_0 \frac{1}{4\pi r} \delta(r - ct)$ 的球形超声压力波的源,其中 $r$ 是距 $s$ 处的发射器的距离,并且 $c$ 是声音在介质中的速度,并且 $P_0$ 是信号振幅。该方法检查当位于 $s$ 处的发射器发射由位于 $X$ 处的散射(由图3中的50AB例示)散射并且由 $r_e$ 处的换能器(由图3中的48B例示)接纳的脉冲时将发生的情况。散射元件被视为次要球形波源。用 $D(x, y) = ||x - y||$ 表示 $R^3$ 中位置 $x$ 与 $y$ 之间的欧几里得距离。由位置 $s$ 处的源发射的压力脉冲在时间 $t_1 = \frac{D(s, X)}{c}$ 之

后到达位置 $X$ 处的散射。然后,该脉冲在所有方向上被散射,因为

$$[0039] \quad P_1 \frac{1}{4\pi r} \delta(r - c(t - t_1)) = \widetilde{P}_1 P_0 \frac{\delta(r - ct + D(s, X))}{16\pi^2 r D(s, X)}$$

[0040] ,其中 $P_1$ 是进入的脉冲振幅,并且在取代之后, $\widetilde{P}_1$ 是能量的反射部分,这取决于反射率的几何形状和物质属性。 $R$ 是从散射到接收器的距离。位于 $re$ 处的接收器因此接收来自散射的以下振幅:

$$[0041] \quad \sigma(s, X, re) = \widetilde{P}_1 P_0 \frac{\delta(ct - (D(s, X) + D(X, re)))}{16\pi^2 D(X, re) D(s, X)} \propto S_k(X)$$

[0042] ,其中 $S_k(X)$ 是部分信号,并且 $k$ 代表与某些发射器-接收器对相关指数。信号于时间 $t_{s,re} = \frac{D(s,X)+D(X,re)}{c}$ 处接收,该时间是从源到散射元件和接收器的传播时间。

[0043] 三元组 $(s, X, re)$ 限定 $R^3$ 中具有主轴 $c \cdot t_{s,re} = D(s, X) + D(X, re)$ 的椭球体53,其中 $s$ 和 $re$ 位于该轴上并且 $X$ 位于边界上。此椭球体边界上的任何其他散射元件将具有相同的传播时间 $t_{s,re}$ 。换句话说,在 $t=0$ 处发射时,在时间 $t_{s,re}$ 处接收到的信号是椭球体53的表面上存在的所有散射元件的贡献的积分。在时间 $t$ 处作为对所得到的椭球体 $E(s, X, t)$ 进行表面积分的发射器-接收器对随时间推移所采集的信号表示为:

$$[0044] \quad S(s, re, t) = \oint_{X \in E(s, X, t)} \sigma(s, X, re) dX = \\ = \oint_{X \in E(s, X, t)} \widetilde{P}_1 P_0 \frac{\delta(ct - (D(s, X) + D(X, re)))}{16\pi^2 D(X, re) D(s, X)} dX$$

[0045] 椭球体反向投影算子因此被定义为:

$$[0046] \quad P(X) = \iiint_{s, re \in V} S(s, re, t) \delta\left(t - \frac{D(s, X) + D(X, re)}{c}\right)$$

[0047] ,这是在所有时间处在体积中所有可能的接收器-发射器换能器对的总和,其中 $X$ 对接收器中记录的信号有贡献,即 $X$ 限定该三元坐标系中的椭球体。

[0048] 注意,在不存在噪声的情况下,对于不存在真实散射的位置 $X$ , $P(X)$ 应具有零值。这意味着理想情况是,所述方法应产生良好的组织对比度分辨率。

[0049] 在一些具体实施中,使用离散的空间、时间、信号和发射器/接收器数量。在一些笛卡尔网格上均匀地对一定体积的空间进行采样。时间在步骤 $dt$ 处提取。假定超声阵列包括 $N$ 个发射器/接收器。离散的反向投影算子采取如下形式:

$$[0050] \quad P'(X) = \sum_{s, re \in N, t} S(s, re, t) E\left(s, re, t = \left\lceil \frac{D(s, X) + D(X, re)}{c \cdot dt} \right\rceil dt\right)$$

[0051] 仅对 $s$ 、 $re$ 和 $t$ 求和,其中 $X \in E(s, X, t)$ ,在描述中表示为 $\{X\}_K$ 的组,其中 $K$ 是属于该组的椭球体的数量。当阵列中有足够的转码器时,离散的算子应逼近连续算子。当针对采样网格中的每个体素计算此操作时,接收表示体积中散射元件分布的空间标测图 $P'(X)$ ,诸如心腔的标测图。

[0052] 在实践中,  $P'(X)$  中存在空间噪声源, 这是因为机制是换能器 (诸如换能器48C) 检测到的任何噪声可拟合到错误地将在换能器48C处检测到噪声跟踪为源自发射换能器48A的真实信号的各自回波轨迹52。由此构造椭球体54,  $E(s, X'(50AC), re')$ , 其由换能器对(48A, 48C)和位于 $X'$ 处的不存在散射50AC完全限定。在下文中的描述中, 椭球体(诸如椭球体54)可被描述为“由噪声生成的”。上面描述的附加步骤导致非零值 $P'(X')$ 。

[0053] 因此, Anderson方法可能导致位置诸如50AC(例如, 心腔内血液中位置)处具有过度估计的超声衍生密度。随后, 像50AC这样的位置在空间标测图上接收人为的高值, 从而损害对比度分辨率, 因此也损害分辨真实反射表面诸如心腔组织的能力。

[0054] 图3中例示的椭球体反向投影方法部分地基于美国专利5,235,857, 该文献的公开内容以引用方式并入本文。

[0055] 如上所述, 可能有更多的反向投影重建的椭球属于由其他换能器对限定的相同子集(即, 穿过位置 $X$ )。此类椭球体的子集(涉及位置 $X$ )可包含 $K$ 个椭球体, 在下文的描述中被定义为

[0056]  $\{X\}_K = \{(s, re, t) | X \in E(s, re, t)\}$

[0057] 其中 $\{X\}_K$ 包含由具有假设的飞行时间 $t$ 的回波信号构造的所有椭球体, 假设其在位置 $s$ 处的源换能器、在位置 $\{X\}$ 处的散射以及在位置 $re$ 处的其他换能器处的接收之间传播。

[0058] 如上所述, 所有属于子集 $\{X'\}_K$ 的椭球体都是噪声生成的, 因为实际上位置 $X'$ 处不存在反射。如上所指出的那样, 对噪声(诸如椭球体子集 $\{X'\}_K$ 上的噪声)求和可能损害所得空间标测图的质量。

[0059] 在一个实施方案中, 提供一种用于实现填充腔室的血液与该腔室的表面之间的增强对比度的方法。基于Anderson椭球体反向投影方法的该变体使用观测, 即对于体积中的任何位置 $X$ , 如果存在一个由噪声生成的椭球体, 则该位置存在于自由空间中并且所有其他相关椭球体也必须是由噪声生成的。

[0060] 从数学角度来讲, 将最小非线性算子 $F(X)$ 应用于散射信号 $\{S_k(X)\}_K$ (来自每个和任何位置 $X$ )的每个和任何子组。

[0061] 最小非线性算子 $F(X)$ 由处理器按以下方式应用: 不是由处理器对 $\{S_k(X)\}_K$ 执行求和, 而是对 $\{S_k(X)\}_K$ 应用最小非线性算子, 其中 $\{X\}_K = \{(s, re, t) | X \in E(s, re, t)\}$ :

[0062]  $F(X) = \text{Min}\{\{S_k(X)\}_K\} = \text{Min}_{(s, re, t) | X \in E(s, re, t)} |S(s, re, t)|$

[0063] , 其中 $S(s, re, t)$ 表示在与穿过位置 $X$ 的椭球体中的每一个相关联的时间 $t$ 处, 发射器-接收器对随时间推移采集的信号。因此,  $F(X)$ 是非线性最小滤波器针对任何位置 $X$ 提供的全局最小值。

[0064] 此类最小操作产生非常低的噪声值, 诸如从 $X'$ 处的50AC产生, 即 $F(X')$ 产生与位置(如位置 $X'$ )相关联的最低噪声, 因此这 will 不损害组织的对比度分辨率。如上所述, 尽管 $F$ 也衰减信号, 诸如从 $X$ 处的50AB进行衰减, 但检修信噪比通过应用 $F$ 得以改善。

[0065] 在一个实施方案中, 不是使用绝对值, 而是采用信号的希耳伯特变换, 这是提取信号包络的方法。Anderson方法建议使用预期噪声将被抵消的相干求和。相干和假定确切的相位差(最多约 $1/4$ 波长)是已知的。在实践中, 这一点很难确保, 因为篮形不是刚性的并且波长小于 $1\text{mm}$ 。使用包络信号(即, 能量和)的优点是不需要相干求和, 使得算法对于阵列元

件位置中的位置误差更加包容。在一个实施方案中,对于换能器内的距离,最多2mm的误差是可接受的。

[0066] 在一个实施方案中,通过安装在12个板条中的64个压电换能器阵列实现了本发明。换能器具有约1.4MHz的共振频率,并且采样的体素尺寸为 $1.4\text{mm}^3$ 。换能器连接到能够产生脉冲的采集系统,并且实时记录对所有元件上的发射扫描。执行计算,采用加权方向性(将发射信号与发射器和接收器发射函数进行时间卷积,并且在空间中使用惠更斯原理),并且应用对经希耳伯特变换的回波信号执行的计算。来自位于发射或接收换能器后侧(即,不在由其法线指向的半平面中)的体素元件的信号被丢弃。这样做是为了减少来自板条回波和其他弱反射的噪声。上述实施方案用作示例。除了其他参数,换能器的数量及尺寸、谐振频率和体素尺寸可变化。

[0067] 图3所示的信号的示例完全是为了概念清晰而选择的。如上所述,应当理解,仅为了清楚起见,所附的图形描述被简化。

[0068] 图4是示意性地示出根据本发明的一个实施方案的用于标测并展现心腔的方法的流程图。所述方法开始于放置步骤70,由医师30将超声篮形导管40插入并放置于心脏26的心腔。在采集步骤72中,换能器48的阵列发射和接收回波信号,其中所得的电信号通过贯穿轴22的布线传送到处理器41。在计算步骤74中,处理器41通过将散射椭球体的子集拟合到分布的回波信号的每一个接收的子集来计算反射振幅。接下来,在最小化步骤76中,处理器41对分布的回波信号子集应用非线性最小算子。因此,在替换步骤78中,反射振幅被最小算子(非负最小值)的相应输出值替换,如上文所述。最后,在计算步骤80中,处理器41对所有信号求和,以便计算心腔的解剖表面50的几何形状。在展现步骤82中,将所得的图表诸如表示心腔表面的网格图35在显示器27上展现给医师30。

[0069] 图4所示的示例性流程图完全是为了概念清晰而选择的。例如,为了简化说明,省略了发生的附加计算步骤。本说明书中还省略了流程图中可能包括的其他诊断和治疗步骤,诸如电生理学标测和消融,以保持流程图简洁。

[0070] 尽管本文所述的实施方案主要解决心脏解剖结构的超声采集和重建问题,但本文所述的方法和系统也可用于其他应用,诸如肠胃病学和血管成形术。

[0071] 因此应当理解,上面描述的实施方案以举例的方式被引用,并且本发明不限于上文特定示出和描述的内容。相反,本发明的范围包括上文描述的各种特征的组合和子组合以及它们的变型和修改,本领域的技术人员在阅读上述描述时将会想到所述变型和修改,并且所述变型和修改并未在现有技术中公开。以引用方式并入本专利申请的文献被视为本申请的整体部分,不同的是如果这些并入的文献中限定的任何术语与本说明书中明确或隐含地给出的定义相冲突,则应仅考虑本说明书中的定义。

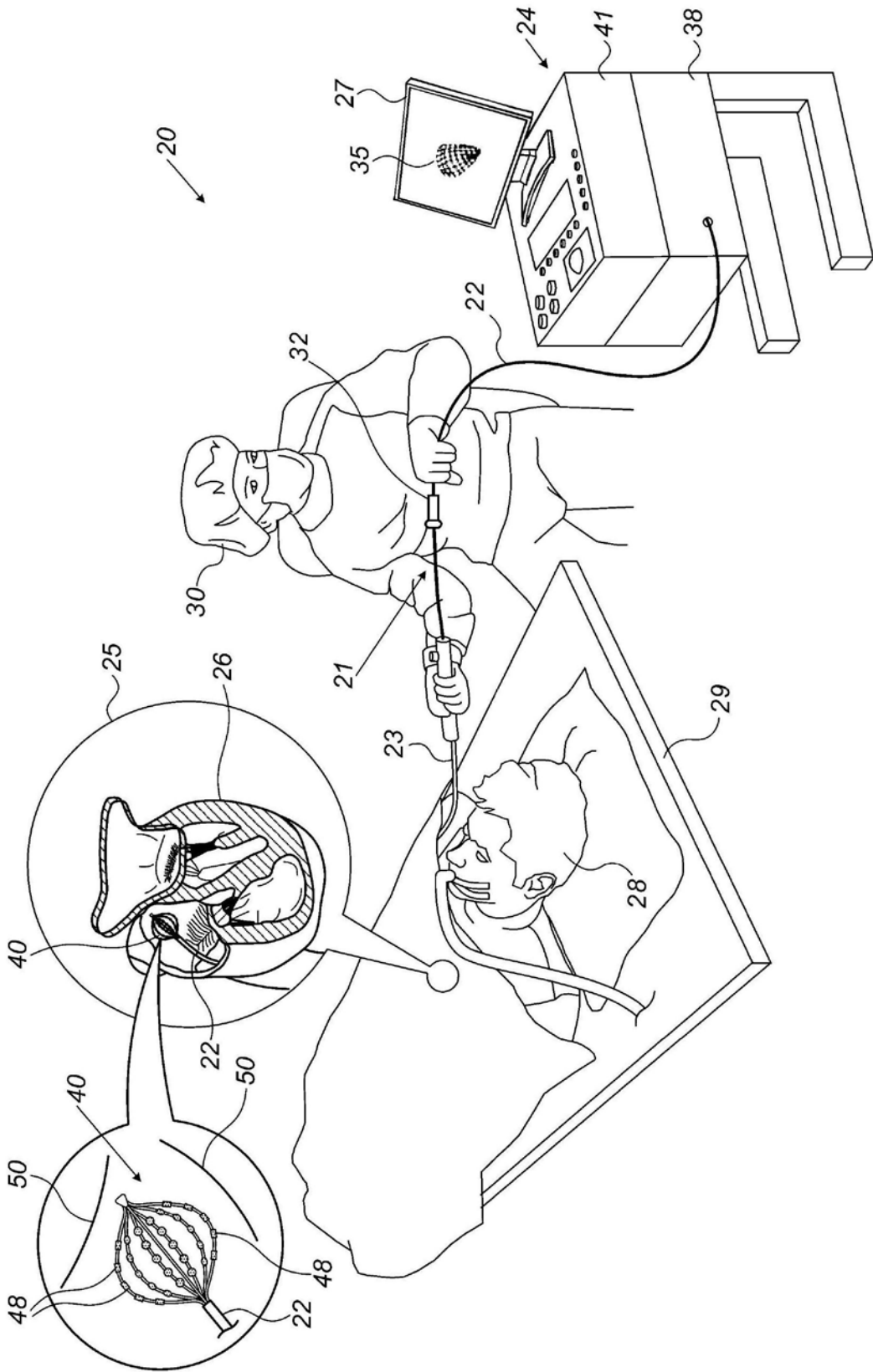


图1

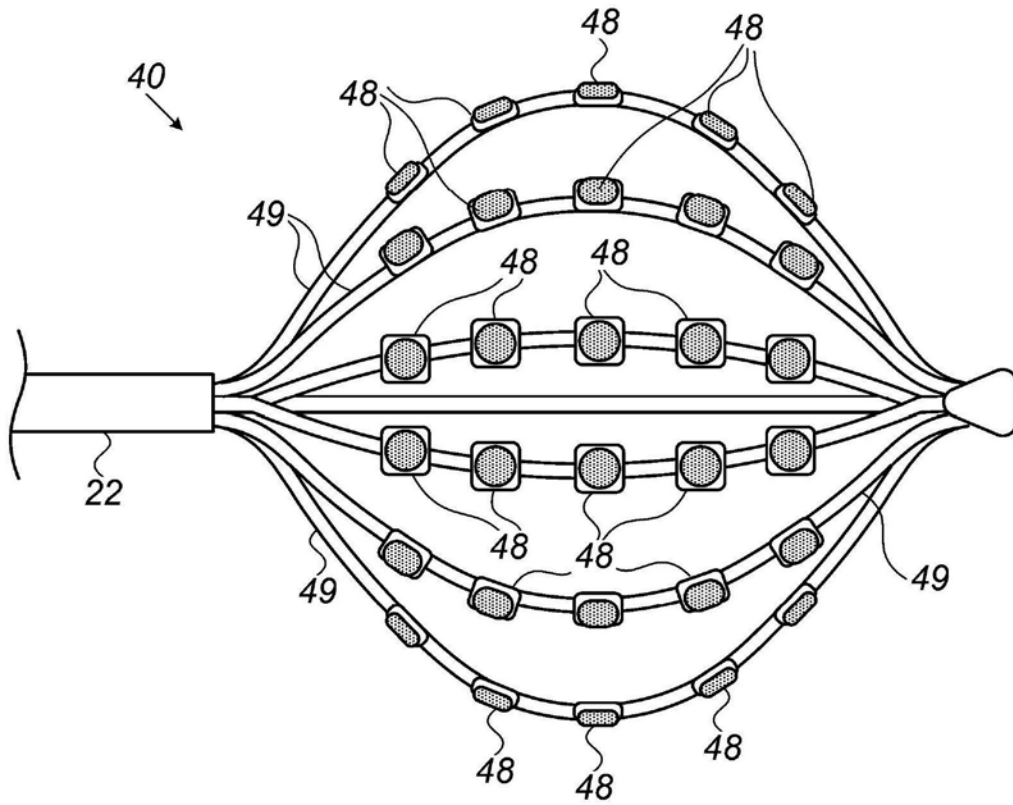


图2

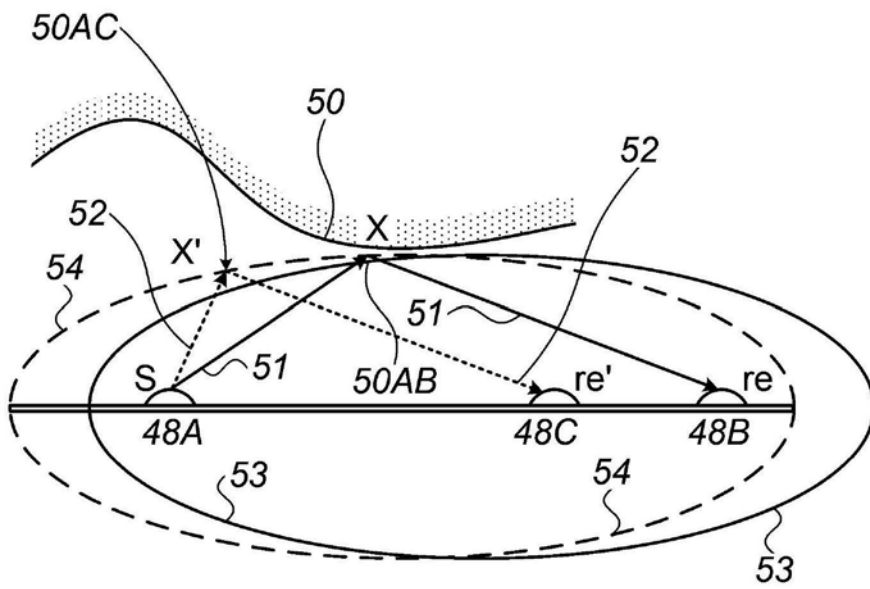


图3

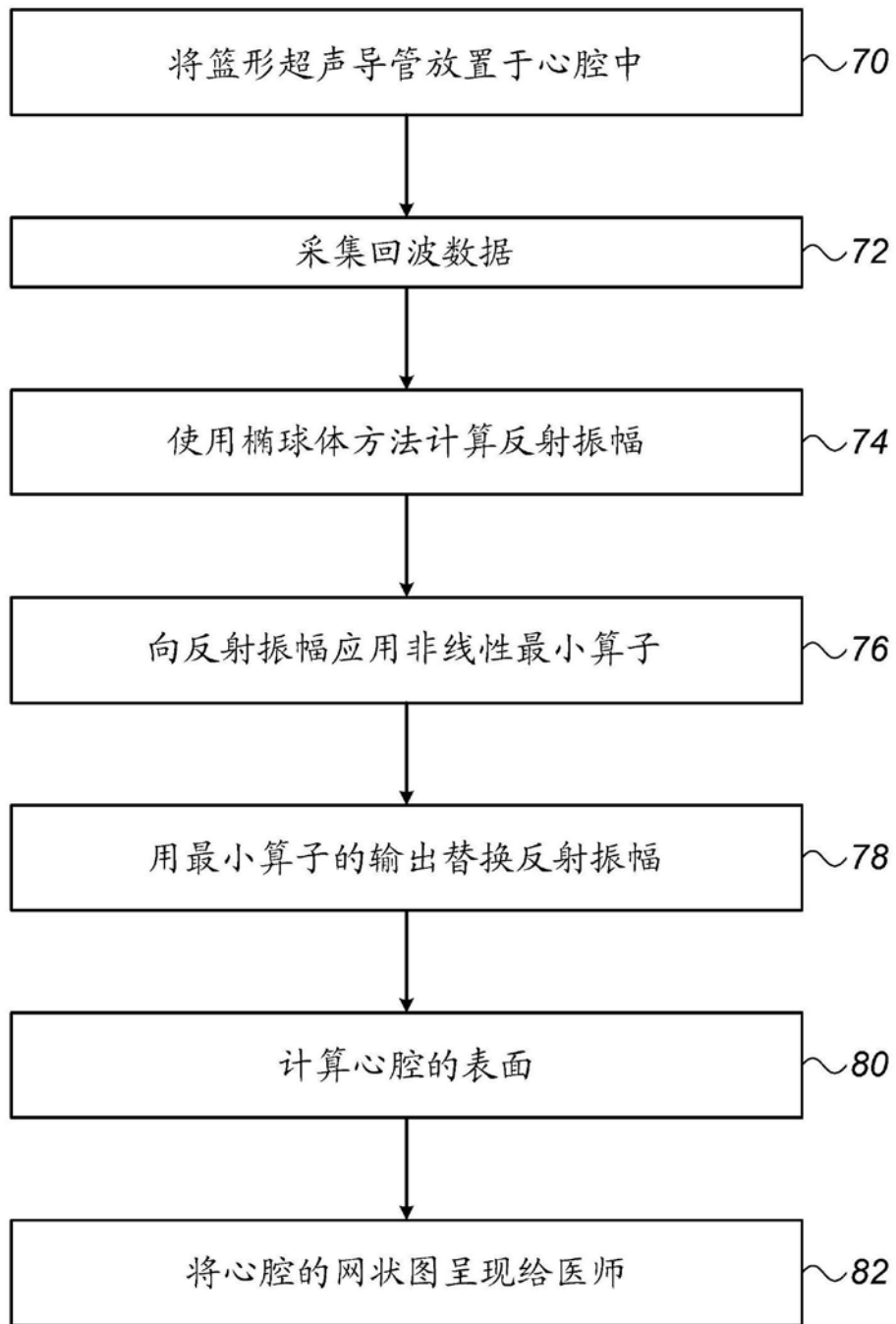


图4

专利名称(译)	使用篮形导管上的分布式超声阵列进行体内腔室的标测		
公开(公告)号	<a href="#">CN110013278A</a>	公开(公告)日	2019-07-16
申请号	CN201910023099.X	申请日	2019-01-10
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
[标]发明人	M 巴尔 塔尔		
发明人	A.巴兰姆 M.巴尔-塔尔 A.西加尔		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/4483 A61B8/4488 A61B8/085 A61B8/0883 A61B8/445 A61B8/461 A61B8/48 A61B8/5207 G01S7/52028 G01S15/8915 G01S15/8929 A61B5/042 A61B5/061 A61B5/1076 A61B5/6858 A61B5/6859 A61B8/54 G06T19/006		
优先权	15/866784 2018-01-10 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明题为“使用篮形导管上的分布式超声阵列进行体内腔室的标测”。本发明提供了一种医疗系统，该医疗系统包括轴、多个超声换能器和处理器。该轴被配置用于插入患者的体内腔室。分布于在轴的远侧端部处形成篮形导管的板条上的多个超声换能器被配置成在体内腔室中发射超声信号以及响应于超声信号来接收回波信号。该处理器被配置成通过使用椭球体反向投影方法处理回波信号来计算体内腔室的表面，该方法通过执行以下操作中的至少一者来重建超声波反射表面：对所构造椭球体的相应子集上分布的散射回波信号子集应用反向投影求和以及对分布的回波信号子集中的每一个应用非线性最小算子，以生成每个子集的相应最小值。

