

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510108526.2

[51] Int. Cl.
A61B 8/12 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
A61B 5/06 (2006.01)

[43] 公开日 2006 年 8 月 16 日

[11] 公开号 CN 1817310A

[22] 申请日 2005.9.27

[21] 申请号 200510108526.2

[30] 优先权

[32] 2004. 9. 27 [33] US [31] 10/951970

[71] 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 S·R·巴恩斯 D·I·布鲁斯

M·博洛尔福罗什 T·蒂彭

V·R·马里安

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 杨 凯 张志醒

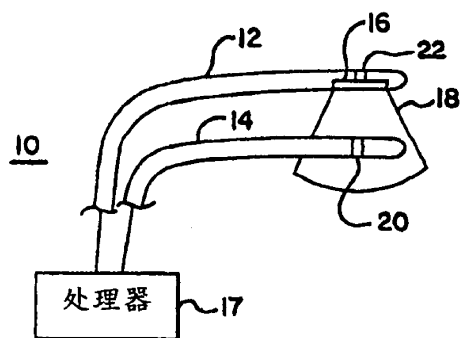
权利要求书 7 页 说明书 17 页 附图 3 页

[54] 发明名称

用于患者体内探子的图像平面感测方法和系统

[57] 摘要

将成像平面(18)相对于导管或其它探子(12、14)的位置与感兴趣的组织对准。将超声波组织图像与具有最小旋转模糊的导管位置对齐。更精确地确定摘除导管(14)或其它装置相对于成像平面(18)的空间位置,允许医师在导管的相对位置或导管中辨认具体的解剖。另确定成像平面(18)位置的另一种或附加的方法是确定两个或两个以上的导管(12、14)的相对位置。在与成像平面(18)有已知空间关系的方向上移动或弯曲与成像关联的导管(12)。然后再次确定各自相关的导管(12)的位置,以便确定成像平面(18)的角度或位置。作为确定成像平面(18)相对于导管(12)的角坐标的附加的或可供选择的方法,利用位置识别的声学元件(24)来产生组织的超声图像。



1. 一种用于确定成像平面(18)相对于导管的位置的系统(10),
所述系统(10)包括:

5 第一导管(12),它具有超声成像换能器阵列(16),所述超声成像
换能器阵列(16)与所述成像平面(18)对应;

 第二导管(14),它具有第一天线(20),所述第二导管(14)至少部
分地与所述第一导管(12)不同; 以及

 处理器(17),它确定所述成像平面(18)相对于所述第一导管
10 (12)、所述第二导管(14)和它们的组合中的一个的所述角坐标信息,
所述角坐标信息随所述第一天线(20)的第一信号而变。

 2. 如权利要求1所述的系统(10),其中所述第一导管(12)包括
与所述超声成像换能器阵列(16)相关地设置的第二天线(22),并且其
中所述处理器(17)用于确定随所述第二天线(22)的第二信号而变的
15 所述成像平面(18)的所述角坐标信息。

 3. 如权利要求2所述的系统(10),其中所述第一信号是发射信
号,所述第二信号是响应所述第一信号的接收信号。

 4. 如权利要求2所述的系统(10),其中所述第二天线(22)具有
随环绕所述第一导管(12)的角度而变的可变厚度。

20 5. 如权利要求4所述的系统(10),其中所述第一导管(12)还包
括具有随环绕所述第一导管(12)的角度而变的可变厚度的第三天线
(22),所述第三和第二天线(22)随基本上垂直于所述第一导管(12)
的纵轴的同一平面中的长度而变地弯曲。

 6. 如权利要求2所述的系统(10),其中所述第二天线(22)包括
25 射频识别装置,所述第一导管(12)还包括至少两个附加的射频识别装
置,其中所述处理器(17)用于确定所述成像平面(18)相对于所述第一
导管(12)的所述角坐标信息,所述角坐标信息随所述第二信号和来自
所述附加射频识别装置的信号而变。

7. 如权利要求 1 所述的系统(10)，其中所述处理器(17)用于确定所述成像平面(18)相对于所述第二导管(14)的位置。

8. 如权利要求 2 所述的系统(10)，其中还包括所述第一导管(12)上的至少第三和第四天线(22)，所述第二、第三和第四天线(22)是与
5 所述超声成像阵列(16)分离的声学元件，其中所述处理器(17)用于确定所述成像平面(18)相对于所述第一导管(12)的所述角坐标信息，所述角坐标信息随所述第二、第三和第四天线(22)的信号而变。

9. 如权利要求 2 所述的系统(10)，其中所述第二天线(22)是被集成在与所述超声成像换能器阵列(16)相同的基片上的单独的装
10 置。

10. 如权利要求 2 所述的系统(10)，其中所述处理器(17)响应所述第一和第二信号以及来自所述超声成像换能器阵列(16)的至少一个信号而确定所述角坐标信息。

11. 如权利要求 2 所述的系统(10)，其中所述处理器(17)用于随
15 所述第一导管(12)的不同位置以及所述第二天线(22)在所述第一导管(12)上的不同位置而变地确定所述角坐标信息。

12. 一种用于确定患者体内成像平面(18)的位置的方法，所述方法包括：

(a) 从第一患者体内探子(12)发射信号(32)；
20 (b) 响应步骤(a)的发射过程在第二患者体内探子(14)上接收信号(34)；

(c) 确定(36)所述第一和第二患者体内探子(12、14)之一的换能器阵列(16)的所述成像平面(18)的角坐标，所述角坐标随所述信号而变。

25 13. 如权利要求 12 所述的方法，其中所述步骤(a)包括发射(32)宽带脉冲，所述步骤(b)包括利用具有可变厚度的天线接收(34)信号，以及所述步骤(c)包括确定(36)所述成像平面(18)的随所述信号的频率内容而变的角坐标。

14. 如权利要求 12 所述的方法, 其中所述步骤(a)包括从各自具有可变厚度和不同相位的第一和第二天线(22)发射信号(32), 所述步骤(b)包括响应第一和第二天线(22)而接收(34)信号, 以及所述步骤(c)包括确定(36)所述成像平面(18)的随信号的频率内容和相对相位而变的角坐标。

15. 如权利要求 12 所述的方法, 其中所述步骤(a)包括发射(32)询问信号, 所述步骤(b)包括从第二患者体内探子(14)上的多个射频识别装置转发信号(34), 以及所述步骤(c)包括确定(36)所述成像平面(18)相对于所述第二患者体内探子(14)的随所述步骤(b)的有关的转发信号强度而变的角坐标。

16. 如权利要求 12 所述的方法, 其中所述步骤(c)包括确定(36)所述成像平面(18)相对于所述第一患者体内探子(12)的角坐标, 所述第一患者体内探子(12)具有所述换能器阵列(16)。

17. 如权利要求 12 所述的方法, 其中所述步骤(c)包括确定(36)所述成像平面(18)相对于所述第二患者体内探子(14)的角坐标, 所述第二患者体内探子(14)具有所述换能器阵列(16)。

18. 如权利要求 12 所述的方法, 其中所述步骤(a)包括发射(32)超声信号, (b)包括接收(34)所述超声信号, 之一利用不同于所述换能器阵列(16)的换能器元件阵列(22)并且以相对于所述换能器阵列(16)的已知空间取向来执行所述步骤(a)和(b), 以及所述步骤(c)包括确定所述成像平面(18)的随所述超声波信号而变的角坐标。

19. 如权利要求 12 所述的方法, 其中还包括:

(d)接收来自所述换能器阵列(16)的与所述步骤(b)的所述信号不同的另一个信号;

25 其中所述步骤(c)包括确定(36)随所述信号和所述另一个信号而变的角坐标。

20. 如权利要求 12 所述的方法, 其中还包括:

(d)利用具有换能器阵列(16)的所述第一和第二患者体内探子

(12、14)之一的末端重复(44)所述步骤(a)和(b),所述末端在不同位置上弯曲,以便与所述步骤(a)和(b)的初始性能比较;

其中所述步骤(c)包括确定随所述末端的不同位置而变的角坐标。

5 21. 一种利用位置信息成像的方法,所述方法包括:

(a)利用第一和第二组声学元件(24)确定(50)至少第一和第二导管(12、14)的相对位置,所述第一组声学元件(24)在所述第一导管(12)上而所述第二组声学元件(24)在所述第二导管(14)上;

10 (b)利用所述第一和第二超声元件组产生(52)组织的随所述相对位置而变的超声波图像。

22. 如权利要求21所述的方法,其中所述第一组超声元件(24)沿所述第一导管(12)彼此隔开,而所述第二组超声元件(24)沿所述第二导管(14)彼此隔开,其中所述步骤(a)包括:

(a1)从所述第一组的至少一个声学元件(24)发射信号(32);

15 (a2)响应所述步骤(a1)而利用所述第二组的超声元件(24)接收信号(34);

(a3)从所述第二组的至少一个声学元件(24)发射信号(32);

(a4)响应所述步骤(a3)而利用所述第一组的声学元件(24)接收信号(32);

20 (a5)确定(36)所述第一和第二组的所述声学元件的随所述步骤(a1)-(a4)的发射和接收而变的位置;以及

其中所述步骤(b)包括利用作为换能器阵列(16)的所述第一和第二组的所述声学元件,通过基于所述声学元件位置的波束形成来产生(52)所述超声波图像。

25 23. 如权利要求21所述的方法,其中所述步骤(b)包括产生(52)所述超声波图像的三维表示,所述三维表示包括所述第一和第二导管(12、14)中的至少一个。

24. 一种用于确定成像平面(18)相对于导管的位置的方法,所述

方法包括:

(a) 利用第一和第二组声学元件 (24) 确定 (40) 至少第一和第二导管 (12、14) 的相对位置, 所述第一组声学元件 (24) 在所述第一导管 (12) 上, 而所述第二组声学元件 (24) 在所述第二导管 (14) 上, 所述第一导管 (12) 包括声学成像换能器阵列 (16);

(b) 在所述步骤 (a) 之后弯曲所述第一导管 (12);

(c) 在所述步骤 (b) 之后重复 (44) 所述步骤 (a);

(d) 确定 (46) 所述成像平面 (18) 的随所述步骤 (a) 和 (c) 中确定的所述相对位置而变的位置。

25. 如权利要求 24 所述的方法, 其中所述第一组声学元件 (24) 沿所述第一导管 (12) 彼此隔开, 而所述第二组声学元件 (24) 沿所述第二导管 (14) 彼此隔开, 其中所述步骤 (a) 包括:

(a1) 从所述第一组的至少一个声学元件 (24) 发射信号 (32);

(a2) 响应所述步骤 (a1) 而利用所述第二组的声学元件 (24) 接收信号 (34);

(a3) 从所述第二组的至少一个声学元件 (24) 发射信号 (32);

(a4) 响应所述步骤 (a3) 而利用所述第一组的声学元件 (24) 接收信号 (34);

(a5) 确定 (40) 所述第一和第二组的所述声学元件 (24) 的随所述步骤 (a1)-(a4) 的发射和接收而变的位置;

其中所述步骤 (b) 包括在相对于所述成像平面 (18) 的已知方向上弯曲 (42) 末端, 所述成像平面 (18) 与所述末端彼此隔开; 以及

其中所述步骤 (d) 包括确定 (44) 随所述已知方向和在所述步骤 (a) 和 (c) 中确定的所述相对位置之差而变的所述位置。

26. 一种用于确定成像平面 (18) 相对于导管的位置的系统 (10), 所述系统 (10) 包括:

第一导管 (12), 它具有超声波成像换能器阵列 (16), 所述超声波成像换能器阵列 (16) 与所述成像平面 (18) 对应;

第一天线(25)，它与所述第一导管(12)彼此隔开；以及
处理器(17)，用于确定所述成像平面(18)相对于所述第一导管
(12)或所述天线之一的随所述第一天线(25)的第一信号而变的角
坐标。

5 27. 如权利要求 26 所述的系统(10)，其中所述第一天线(25)包
括多个超声波元件。

28. 如权利要求 26 所述的系统(10)，其中所述第一天线(25)设
置在患者体外。

10 29. 如权利要求 28 所述的系统(10)，其中所述第一天线(25)包
括多个设置在患者皮肤上的超声波元件。

30. 如权利要求 28 所述的系统(10)，其中所述处理器(17)用于
确定所述超声成像换能器阵列(16)的随离开所述第一天线(25)的距
离而变的方位。

15 31. 如权利要求 28 所述的系统(10)，其中所述处理器(17)用于
确定所述超声成像换能器阵列(16)的随所述第一信号的信号强度而
变的仰角坐标。

32. 如权利要求 28 所述的系统(10)，其中所述处理器(17)用于
确定用于三维重构的一序列成像平面(18)的相对位置。

20 33. 如权利要求 26 所述的系统(10)，其中所述第一天线(25)是
一个患者体内探子。

34. 一种用于确定患者体内成像平面(18)位置的方法，所述方法
包括：

(a)从第一患者体内探子(12)的超声成像换能器阵列(16)和天线
(25)中的一个发射信号(32)；

25 (b)响应所述步骤(a)的所述发射而利用所述超声波成像换能器
阵列(16)和所述天线(25)中的另一个接收信号(34)；

(c)确定(36)所述超声波成像换能器阵列(16)的所述成像平面
(18)的随所述信号而变的角坐标。

35. 如权利要求 34 所述的方法, 其中所述天线 (25) 在患者体外。

36. 如权利要求 35 所述的方法, 其中所述步骤 (c) 包括响应所述信号的飞行时间信息而确定 (36) 所述超声波成像换能器阵列 (16) 的位置以及确定所述成像平面 (18) 相对于所述位置的随所述信号的信
5 号强度而变的角速度。

37. 如权利要求 34 所述的方法, 其中所述天线 (25) 在另一个患者体内探子 (14) 上。

38. 如权利要求 6 所述的系统 (10), 其中所述处理器 (17) 用于确定随所述第二信号和来自所述附加射频识别装置的所述信号的信号
10 强度而变的所述角坐标信息。

用于患者体内探子的图像平面感测方法和系统

5 技术领域

本发明涉及确定患者体内探子的位置。详细地说，涉及确定患者体内探子(例如，导管)相对于另一个导管或用于成像的组织的位置。

背景技术

10 成功的心脏内或外科手术过程需要关于外科手术或其它有关解剖装置的空间位置的精确信息。例如，在射频摘除过程期间，知道摘除装置的位置是很重要的。射频电摘除是在与肺动脉相邻的传导路径上实现的。所述摘除在室内在传导路径上方尽可能高的位置上实现，而避免在肺动脉内摘除。

15 利用可视化方法可以获得用于实现摘除的摘除导管的精确位置。荧光屏检查法可以用于使导管和解剖的投影轮廓(silhouette)可视化。使用荧光屏检查法不能看到沿投影方向的维数和距离。但是也需要在荧光成像期间使X射线的曝光量最小。

20 美国专利 No. 6490474 避免使用X射线确定导管的位置。使用超声波换能器可以使多导管的相对位置可视化。所述各换能器可以沿两个或两个以上的导管中的每一个彼此隔开。超声的飞行时间飞行时间用于识别换能器的相对空间位置。所述相对换能器位置、导管的已知机械特性和沿导管的定位使得可以预测导管体的相对轨迹。但是，识别两个或两个以上导管的相对位置本身不能使解剖可视化，
25 即使一个导管是用于成像的导管探子，所述方法也不能提供足够的信息。

发明内容

作为介绍，下面说明的最佳实施例包括用于确定成像平面位置

的方法和系统。为了帮助对准用于对组织开刀或检查的一个探子里的外科手术装置，另一个探子要对区域扫描。所述被扫描区域相对于带有换能器阵列的导管和/或外科手术装置的位置用于反馈，以便将所需组织成像并将外科手术装置置于与所述组织有关的所需位置。例如，确定相对于用于成像的第二导管探子的成像平面的第一导管位置。把成像平面的相对于导管或其它探子的位置与感兴趣的组织对准。要更精确地确定摘除导管或其它装置相对于成像平面的空间位置，使医师可以识别在导管附近或导管上的具体解剖。另一种可供选择的或附加的确定导管探子成像平面位置的方法是确定两个或两个以上导管的相对位置。这样，与成像相关的导管就可以在已知成像平面空间关系的方向上移动或弯曲。然后，再次确定相对于每一个的导管位置，并允许人们确定成像平面的角度或位置。附加地或作为另一种确定成像平面相对于导管的角坐标的方法，利用用于寻找导管位置的声学元件产生组织的超声波图像。所述声学元件用作稀疏随机成像阵列以及用于确定导管相对位置的装置。

在第一方面，提供用于确定相对于导管的成像平面的位置的系统。带超声成像阵列的导管具有相应的成像平面。另一个导管具有天线，例如，电磁天线或超声元件。两个导管至少部分地不同。处理器可以用来确定成像平面相对于第一导管的随第一天线的信号而变的角坐标。

在第二方面，提供用于确定患者体内成像平面位置的方法。从患者体内探子实现发射过程。响应所述发射过程，在患者体内不同的探子位置接收信号。确定两个患者体内探子之一的换能器阵列的成像平面的随所述信号而变的角坐标。

在第三方面，提供把位置信息用于成像的方法。利用不同导管上不同声学元件组来确定两个或两个以上导管的相对位置。还利用这些不同的声学元件组随所述确定的相对位置而变地产生组织的超声图像。

在第四方面，提供用于确定相对于导管的成像平面位置的方法。确定具有不同声学元件组的至少两个导管的相对位置。所述各导管之一具有声学成像换能器阵列。将具有声学成像换能器阵列的导管弯曲。然后重复确定相对位置。随所述弯曲操作前后确定的不同相对位置而变地确定所述成像平面的位置。

本发明由以下权利要求书限定，本节没有对这些权利要求书作任何限制。后面将结合最佳实施例说明本发明的其它方面和优点。

附图说明

图中的部件不需要按比例画出，而是把重点放在图解说本發明原理。而且附图中相同的标号在所有不同的图中表示对应的部件。

图 1A 和 1B 是用于确定成像平面相对于导管或患者体内探子位置的系统的实施例的两个不同视图；

图 2 是表示与成像换能器相关联的天线配置的一个实施例的截面图；

图 3 是具有天线的导管的一个实施例的截面图；

图 4 是具有两个天线的导管的另一个实施例的截面图；

图 5 是使用射频识别装置的图 1A 和 1B 的系统的截面图；

图 6 是用于确定成像平面角坐标的方法的一个实施例的流程图；

图 7 是用于确定成像平面角坐标的方法的另一个实施例的流程图；

图 8 是用于产生组织图像的方法的一个实施例的流程图；

图 9 是具有既用于位置确定又用于成像的天线的多个患者体内探子的一个实施例的图形表示法；以及

图 10 是具有在患者皮肤上的用于位置确定的天线的患者体内探子的一个实施例的图形表示。

具体实施方式

检测侵入式外科手术装置相对于成像平面的成像组织的空间位置。通过计算成像平面相对于外科手术装置的位置，可以确定外科

手术装置相对于组织的位置。利用装置和超声成像的患者体内或导管换能器阵列之间的发射和接收可以确定成像平面相对于装置的位置。通过在具有超声成像阵列的导管或其它探子上设置位置感测装置，可以确定成像平面的角坐标。

5 不同的方法和系统可以用于确定成像平面的角坐标。可以在相同的导管或探子中安装一个或多个天线作为超声波成像换能器。可以安装声学、RF、磁性或其它天线。飞行时间、信号强度或频率可以用于识别发射机或接收机相对于天线的角坐标。通过将发射机或接收机设置在不同装置(例如，不同导管)上，就可以提供成像平面
10 相对于其它装置的位置。可供选择地或者附加地，可以确定两个或两个以上导管的相对位置。在与成像阵列有关的特定方向上弯曲与成像阵列相关联的导管，例如，将导管末端朝成像平面弯曲。再次确定导管的相对位置。所述相对位置的基于当前弯曲方向的改变指明成像平面相对于导管的位置。

15 在多个声学元件用于确定两个或两个以上导管或探子的相对位置的情况下，相同的元件可以用作成像阵列的一部分。对于超声成像，加到阵列中不同元件上的飞行时间延迟允许形成声学图像。通过确定沿多个导管彼此隔开的不同换能器的相对位置，就可以计算对应的飞行时间信息。然后，使用计算的飞行时间信息，就可以将
20 来自不同换能器的信号用于产生组织的图像。

上述一个或多个不同的方面可以在给定的系统中实现。图 1A 和 1B 示出用于确定成像平面相对于探子的位置的系统 10 的一个实施例。系统 10 包括至少两个探子 12、14 和处理器 17。可以提供附加的不同的部件或较少部件，例如，提供附加的探子或超声成像系统。

25 探子 12 是患者体内探子或导管。例如，探子 12 是小于 10 毫米(例如，直径大约为 8 或 10 法兰西制(French))的患者体内探子或导管。在另一个实施例中，探子 12 是末端探子(例如，transesophageal 探子或手术中的探子)。探子 12 包括超声波换能器阵列 16。

换能器阵列 16 是一维的线性阵列，而不是多维阵列，可以使用曲线阵列或它们的组合。阵列 16 被设置成与探子 12 的纵轴平行。或者，把阵列 16 设置成与纵轴垂直延伸地延伸，例如，围绕探子 12 的部分圆周或整个圆周。或者，可以把换能器阵列 16 设置在探子 12 的末端部分。成像平面 18 与换能器阵列 16 对应。换能器阵列 16 可以是用于实现扇形或矢量圆形扫描成像平面的相控阵列。或者，为成像平面 18 提供线性格式的扫描。在换能器阵列 16 是一维阵列的情况下，可以提供机械隆凸聚焦或无隆凸聚焦，可以提供电方位和距离聚焦。由于换能器阵列 16 相对于探子 12 是固定的，所以成像平面 18 以特定角方向从探子 12 延伸伸出。例如，如图 1B 所示，成像平面 18 可以沿着离开另一个探子 14 的方向延伸延伸。由于探子 12 可以旋转，所以成像平面 18 也可以在患者体内旋转。在另一些实施例中，换能器阵列 16 可以在探子 12 不旋转情况下在探子 12 内移动或重定位。

探子 14 是导管或患者体内探子(例如，以上关于探子 12 所描述的探子或导管之一)。在一个实施例中，探子 14 包括外科手术装置(例如，用于射频摘除的摘除电极)。可供选择地或附加地，探子 14 包括用于切割(cutting)、穿插(threading)、缝合(stitching)、注射(injecting)或其它外科手术过程的外科手术端口或工具。虽然探子 14 可以与探子 12 相同，但是探子 14 应选择与探子 12 不同的探子。例如，探子 14 具有不同的尺寸、不同工具、不同部件、或其它不同布局、配置或操作。正如图 1A 和 1B 所示的完全分离的装置，探子 12 和 14 可以联合或连接在一起，例如，探子 14 通过探子 12 的一部分的端口延伸延伸或者反之亦然。相同或不同的引导导管可以用于探子 12、14 中的每一个。因此，可以把探子 12、14 设置在探子 12、14 的长度的至少一部分或整个延伸长度的不同位置。

探子 14 包括天线 20。这里使用的天线是用于发射或接收各种信号(例如，射频、超声波或其它信号)的装置。天线 20 是一个声学元

件(例如, PZT、合成的 PZT 或微机电换能器)。可以使用射频天线(例如, 射频换能器、RF 发射机、RF 接收机或 RF 收发信机)。对于射频实现方案, 天线 20 是一个发射数字或模拟信号的电极、导线或其它天线结构(例如, 发射具有数字信息编码的载波或发射未编码的模拟脉冲)。天线 20 起单一点源的作用, 但是可以具有较少的分散或更多制约的辐射图。虽然图 1A 和 1B 示出了一个天线 20, 但可以在沿探子 14 的相同位置或不同位置上设置其它相同或不同的天线。在一个实施例中, 天线 20 被设置在摘除线圈附近或安装在特定位置上的探子 14 的其它装置附近。

在另一个实施例中可以设置其它探子, 例如, 设置总数为 3 个或 3 个以上的探子。每一个附加探子包括换能器成像阵列、天线或它们的组合。所述探子可以与上述探子 12、14 中任何一个相同或不同。

具有超声波换能器阵列 16 的探子 12 也可以包括天线 22。天线 22 是声学的、射频的或其它天线(例如, 与上述天线 20 相同的天线)。与超声波成像阵列 16 相关地设置天线 22。在一个实施例中, 以与换能器阵列 16 相关的固定的关系设置天线 22, 例如, 设置在探子 12 内同一基片上、与阵列 16 相邻, 同时用重叠的横向延伸作为阵列 16, 或者在已知位置上与阵列 16 彼此隔开。

这样分布或形成天线 22, 以便提供与换能器阵列 16 相关的角坐标信息。图 2 至图 5 示出了天线 22 的不同实施例, 它们用于确定换能器阵列 16 与天线 20 或探子 14 的角向关系。调整成像平面 18、天线 20 和超声波换能器阵列 16 相对于组织以及相互之间的空间取向, 以便观察和作用于所述组织。通过确定相对位置(例如, 成像平面的角坐标)可以提供更精确、有效或快速的对准。

图 2 示出包括多个元件(例如, 声学换能器)的天线 22。作为天线 22 的所述声学元件与超声成像换能器阵列 16 隔开。在一个实施例中, 天线 22 与成像阵列 16 分开, 同时集成在同一块基片上。例如,

以微机电膜片元件的二分之一 λ 或 λ 间距来形成换能器阵列 16。微机电膜片元件形成在同一块基片上，但是所述基片与用于阵列 16 作为天线 22 的膜片的基片不同。与用于天线 22 的膜片相比，相同或不同的结构(例如，膜片的尺寸)可以用于阵列 16 的元件。在另一个实施例中，与阵列 16 相比，以单独的基片或单独的装置的形式形成天线 22。

天线 22 设置在围绕探子 12 的圆周的不同位置上。虽然图 2 中示出天线 22 围绕探子 12 的半圆，但它可以设置在探子 12 的整个圆周上，天线 22 围绕探子 12 的圆周的长度可以大于或小于图 2 中所示的长度延伸延伸。天线 22 设置在沿探子 12 的横轴的相同位置，但是在另一个实施例中，可以设置在所述轴的不同位置上。可以以单环或多环的形式形成元件或天线 22。

图 3 示出天线 22 的另一个实施例。围绕探子圆周设置一个天线或多个天线，以便形成厚度变化的天线 22，例如，在探子圆周的一部分的厚度最大，然后延伸 360 度到最窄的部分。天线 22 的厚度随围绕导管探子 12 的角度而变化。在一个实施例中，天线 22 是一个环或压电圆柱体，同时在相对于探子 12 的表面的内表面和外表面上具有电极。在径向上得到所述压电效应。还可以使用复合陶瓷。由于圆柱体的壁厚度随角坐标而变化，天线 22 的内表面圆柱轴与圆柱体或探子 12 的外表面的轴平行，但不是线性的，导致圆柱壁厚度随角坐标而变化。这就在围绕其周围的每一个位置给出了不同的频率响应。在正交方向，即在图 3 平面的里面或外面，其尺寸相对于波长更短，因而在此方向为全向。

图 4 示出另一个具有天线 22 的实施例，所述天线的厚度随角度变化。两个或两个以上天线 22 沿半径或直径具有可变宽度，所述可变宽度随角度或沿圆周的位置而变化。每一个天线 22 是随沿天线 22 的长度或圆周而弯曲的。虽然所示的天线具有相邻的和相同的大小的末端，但是可以提供不同尺寸的天线。在另一个实施例中，一个

天线 22 的大末端可以与其它天线的小末端匹配。所述天线 22 设置在
同一平面(例如,与探子 12 纵轴正交或垂直的平面)。在另一个实施
例中,天线 22 实际是在同一平面或不同平面上。

图 5 示出另一个实施例,其中天线 22 是射频识别装置,通称为
5 RF-ID。每一个射频识别装置都是响应遥控发射信号而产生编码信号
的转发器。在一个实施例中,每一个射频识别装置的天线 22 都是形
成在硅片或其它半导体基片(例如,用于形成换能器阵列 16 的相同
或不同基片)上的半导体或微机电装置。可以提供一维、二维或三维
天线结构。如图 5 所示,4 个射频识别装置天线 22 与换能器阵列 16
10 有关地设置在探子 12 的圆周上。在其它实施例中,可以使用 3 个、5
个或更多的射频识别装置天线。在其它实施例中,沿探子 12 的纵轴
上的间距是不同的。

参考图 1A,系统 10 包括处理器 17。处理器 17 是通用处理器、
数字信号处理器、专用的集成电路、发射波束形成装置、接收波束
15 形成装置、控制处理器、现场可编程门阵列、模拟电路、数字电路、
它们的组合或其它现在知道的或将开发的用于响应发射产生定位查
找发射信号和/或处理接收信号的装置。处理器 17 可以包括多个分
布在不同系统中的装置,例如,在射频摘除系统中,与处理器一起
运行的超声波成像系统中的处理器。在另一个实施例中,处理器 17
20 完全处于与其它系统分离、而与探子 12、14 之一连接的超声波系统
中。在一个实施例中,处理器 17 包括在美国专利 No. 6490474 中说明
的部件,这些说明通过引用组合在本说明书中,用于确定不同导管
之间相对的空间位置。

处理器 17 可以确定成像平面 18 相对于探子 12 的随来自天线 20
25 的信号而变的角坐标信息。角坐标信息可以包括距扫描特定参考点
(例如,天线 20)的角度、相对于探子 12 的绝对角度、最接近设置在
所需位置上的成像平面的方向或其它相对于换能器阵列的仰角轴和/
或围绕探子 12 的圆周角。成像平面 18 相对于其它导管 14 的角坐标

可以直接或间接确定。

5 处理器 17 与作为接收天线的天线 22 和作为发射天线的天线 20 一起工作。随来自天线 20 的发射信号和天线 22 的响应的接收信号而变地确定所述角坐标。在附加的或另一个实施例中，处理器 17 响应来自天线 22 发射信号和来自天线 20 的接收信号而确定所述位置。通过处理接收的信号，所述处理过程就响应发射过程以及接收过程而确定角坐标。另外，处理器 17 通过将发射信号的时序、强度或其它相关特性与接收信号的时序、强度或其它特征，或这些特征的任意组合进行比较来响应所述发射过程和接收过程。

10 处理器 17 没有来自超声波成像阵列 16 的信号，但是为了确定成像平面 18 的位置，它可以另外接收来自超声波成像阵列 16 的信号。例如，超声波成像换能器阵列 16 的至少一个元件与处理器 17 连接。可以利用来自与天线 22 彼此横向隔开的阵列 16 的元件的信息，相对于探子 12 横向地以及旋转地确定成像平面 18 的位置。或者，天线 22 15 包括彼此横向隔开的多个不同天线。

利用图 2 所示的接收天线 22，处理器 17 确定成像平面 18 相对于天线 20 的角坐标信息，所述角坐标信息随探子 12 上多个天线 22 的信号而变。天线 22 是与天线 20 合作的起发射或接收天线作用的或者接收天线或者发射天线。例如，发射天线 20 输出声信号的短脉冲群。发射的信号由天线 22 接收。然后计算飞行时间之差。飞行时间 20 信息表示天线 20 和每一个天线 22 之间的距离。利用成像平面 18 和从天线 22 延伸到天线 20 的与最短飞行时间相关的线之间的角度，可以确定成像平面 18 和其它探子 14 之间的角度。可以利用内插或外推提供探子 12 和与最短飞行时间（例如，最短距离为天线 20 和天线 22 25 之一之间的距离）相关联的天线 20 之间的线或角度。可以计算与天线 20 相关联的导管位置和超声波成像换能器阵列 16 的标准矢量之间的角度。由于外科手术或其它手术要改变探子 12、14 或与外科手术器械相关的空间位置，成像平面 18 的角坐标可以实时调整，以便提

供外科手术装置(例如,摘除电极)的精确位置。

在一个实施例中,天线 22 和 20 之间发射的能量与用于利用超声成像换能器阵列 16 成像的能量(例如,利用 RF 能量或在不同频率、不同编码和/或具有其它不同特性的声能量)不同。差别是用于避免或使干扰最小。在另一个实施例中,处理器 17 与成像系统的发射和接收的波束形成装置同步,以便实现天线 22 和 20 与利用换能器阵列 16 的作为时间的函数的成像之间的处理。

对于图 3 所示的实施例,处理器 17 用于确定作为频率编码函数的成像平面 18 相对于探子 12 的角坐标信息。天线 22 的频率响应随天线 22 的周围或环的位置而变化。通过发射宽带信号或其频率带宽类似或比图 3 所示的天线 22 的频率响应更宽的信号,接收信号的频谱表明最接近发射天线 20 的角度。与最大幅度相关联的频率或具有最小幅度衰减的频率表示天线 22 与天线 20 的夹角。这样,现有的换能器阵列 16 与天线 22 的角度关系用于确定成像平面 18 的相对位置。在另一个实施例中,天线 22 用于发射宽带信号。天线 20 接收的频谱表明相对角度。

对于图 4 所示的实施例,使用了相同的角度确定方法,但是,可能存在左右模糊。每一个天线 22 都表明基于频率响应的角度。使用天线 22 作为不同相位(例如,0 和 180 度的相对相位)的发射天线,可以减轻左右模糊。作为另一个例子,90 度定相或定时允许两个天线 22 起正交对的作用,以便解决左右模糊问题。相对定相表明哪一个信号是哪一个天线 22 的。相对定时或信号强度用于指明两个天线 22 中的哪一个更接近天线 20。相位编码提供一种关于探子 12 的圆柱体轴或横轴的对称响应,允许天线 22 中的一个的角度被识别为处于一个或其它扇区中。更精确的角度定位可以通过幅度响应推导出。通过将天线分成多个具有相对计时坐标或相位的多个天线,可以提供较窄的角度。

参考图 5,处理器 17 用于确定成像平面 18 相对于探子 12 的角

坐标信息，所述角坐标信息随来自多个射频识别装置 22 的信号而变。这里使用信号强度和/或飞行时间。对于每一个天线 22，接收天线 20 的询问信号和代码响应之间的时间间隔可以不同。通过产生周期性间隔的询问信号，代码响应的时序或信号强度指明成像平面 18 相对于天线 20 的位置。为了使处理功率最小，可以使用代码响应的信号强度。天线 22 以与相对角度对应的不同信号强度输出信息。可以提供定向天线，例如，微机电天线。例如，一个天线 22 以比其它 270 度强的强度，以通常的 90 度弧的形式输出或辐射能量。然后，根据来自不同天线 22 的响应的相对信号强度来确定所述角位移。

在再一个实施例中，处理器 17 用于确定随探子 12 相对于天线 20 的不同位置而变的角坐标信息。例如，探子 12 的末端包括天线 22。在探子 12 中设置控制线(诸如导引导线)以便把探子末端弯向相对于成像平面 18 的固定方向的情况下，在超时时，天线 22 相对于天线 20 的位置差指明成像平面的位置。导管在一个或多个具体方向(例如，在离成像平面的一个角度上或在成像平面内)是可弯曲的。例如，在同一平面或平行平面内末端朝成像平面弯曲。然后，通过识别末端的位置，使末端朝成像平面弯曲，识别位置，确定成像平面相对于天线 20 的位置。由于相对于成像平面 18 弯曲的方向为已知，就可以确定成像平面 18 和探子 12 相对于天线 20 的角坐标。确定导管 12 相对于摘除导管 20 的轴线取向的另一种方法将应用沿导管 12 轴线上 2 个不同天线 22。天线 22 设置在与导管 12 共轴的另一平面上。它们的代码响应摘除导管天线 20 的询问的相对信号强度用于导出每一个天线 22 相对于天线 20 的相对距离。处理器 17 应用这些信息确定导管 12 相对于发射机天线 20 的轴线方向。

图 6 示出用于确定成像平面相对于探子的位置的方法的实施例。可以设置附加的、不同的或较少的操作。利用图 1A 和 1B 的系统 10 或不同的系统来实现所述方法。

在操作 32，信号从患者体内探子发射出来。例如，发射具有短

脉冲持续时间或长脉冲持续时间的超声波信号。作为另一个例子，可以发射宽带脉冲。如还有另一个例子那样，所发送的是代码询问信号，例如，射频询问信号。可以发射一个以上的信号，例如，连续发射或从两个或两个以上的天线发射。从每一个天线可以发射相同信号或不同信号，例如，发射与不同相位相关联的信号。信号可以从一个以上的探子或仅仅从一个探子发射。

在操作 34，响应来自第一探子的发射，在不同的患者体内探子接收信号。例如，接收超声波信号。在一个实施例中，由元件接收的超声波信号是从不同换能器元件或换能器元件阵列发射的。在另一个实施例中，所述接收的超声波信号在多个换能器元件上被接收。利用处在相对于换能器阵列的已知空间取向的元件来接收所述信号。用于接收位置确定信号的元件可以是同一元件或与成像换能器阵列元件分离的元件。

对于射频信息装置，信号的接收是来自探子上多个不同的射频识别装置的应答的一部分。接收信号是在 RFID 或在原始发射机上进行。在另一个实施例中，利用具有可变宽度或其它特性的天线接收所述信号。所述可变特性随角度而变化。多个可变宽度或其它可变特性天线可以用于接收相同信号或不同信号。

如操作 34 和 32 之间的虚线表明的，可以同时或在不同时间，对于相同或不同元件的各种组合，利用所述发射和接收过程。例如，一个元件可以在一个时间用于发射而在不同时间用于接收。作为另一个例子，多个元件在基本上相同的时间利用不同频率、编码或其它特征发射信号，以便区分所述各种信号。接收来自多个不同发射机的信号可以在基本上相同的时间出现。根据发射特性来区分来自不同发射机的接收信号。

在操作 36，随接收信号而变地确定与发射或接收相关联的探子之一的换能器阵列的成像平面的角坐标。在一个实施例中，确定成像平面相对于包括换能器成像阵列的探子的角坐标。在另一个实施

例中，确定成像平面相对于探子的角坐标，所述探子与具有用于成像的换能器阵列的探子彼此隔开。

5 成像平面的角坐标是随超声波信号而变地确定的。例如，飞行时间、信号强度、频率响应或它们的组合用来确定所述角坐标。在换能器元件的阵列与发射或接收相关联的情况下，飞行时间和/或信号强度可以用来确定角坐标或不同探子之间的最短距离。根据发射或接收天线的结构或通用形状，频率内容可以用来确定角坐标。在提供与相似形状或不同形状相关联的多个天线的情况下，发射信号的相对定相可以用来根据接收信号的频率内容确定角坐标。

10 在其它各实施例中，随转发器信号强度而变地确定成像平面相对于探子的角坐标。或者，利用与射频信号相关联的时序。转发器对询问信号的响应可以用来确定转发器的距离。可供选择地或附加地，来自多个转发器的相对信号强度或飞行时间可以用来确定位置或角信息。

15 关于成像平面的进一步的位置信息(例如，成像平面 18 的进一步的角度和/或相对位移)可以从其它信号确定。例如，在沿阵列 16 的横向或方位角范围的多个位置接收信号。确定与阵列彼此隔开的天线相对于成像平面的相对位置。利用相对位移或横向位置以及沿着仰角方向或与阵列的横向维数垂直的角度，允许对成像平面定位，以便对感兴趣的位置(例如，与发射或接收相关的天线)进行扫描。

20 图 7 示出用于确定成像平面相对于导管或探子位置的方法的一个实施例。在另一个实施例中，可以提供附加的、不同的或较少的操作。利用关于图 1A 和 1B 描述的系统 10 或不同系统来实现所述方法。随探子或导管的位置差而变地，例如根据弯曲所述导管来确定成像平面相对于导管的角坐标。

25 在操作 40，利用声学元件组来确定两个或两个以上的导管的相对位置。例如，三个或三个以上声学元件沿每一个导管彼此隔开(见图 9)。通过从一组声学元件中的一个声学元件发射并且在不同导管

上的另一组的声学元件接收，并且利用所述各组中任一组的其它元件重复所述过程，来确定声学元件的位置。飞行时间信息可以象美国专利 No. 6490474 中说明那样用于确定不同声学元件和相关联导管的三维体积中的相对位置。

5 在操作 42，在确定相对位置之后，导管的末端或其它部分被弯曲或改变。例如，一个或一个以上的所述声学元件设置在所述末端或与改变的另一个导管位置相邻的位置上。在相对于成像阵列的已知方向上弯曲所述导管的情况下，在相对于成像平面的已知方向上弯曲所述导管。成像平面可以与弯曲部分彼此隔开或者被包括在
10 所述弯曲部分的一部分中。

 在操作 44，在弯曲与成像阵列相关联的导管后，再次确定导管的相对位置。使各种声学元件利用末端或所述导管的处于不同位置的其它部分(例如，与导管的更直的位置或导管的弯曲位置相关联的部分)进行发射和接收。

15 在操作 46，随相对位置而变地确定成像平面的位置。所述相对位置的差异是由与换能器阵列和成像平面相关联的导管的弯曲引起的。假定诱发的弯曲和成像平面之间的已知的空间关系(例如，在基本上与成像平面相同的平面内将导管的末端朝扫描区域弯曲或离开扫描区域弯曲)允许确定成像平面或扫描区域相对于导管的角取向。
20 确定的角信息可以用于确定成像平面内的不同导管或装置的位置，或确定对感兴趣的不同装置和/或组织扫描的成像平面的位置。可以提供外科手术装置和成像组织的更有效位移，允许使用导管或其它患者体内探子使外科手术过程更快捷和有效。

 图 8 示出一种使用成像的位置信息的一个实施例的方法。可以提供附加的、不同的或较少的操作。所述方法是利用上面讨论的系统 10、图 9 的系统或不同系统实现。
25

 在操作 50，利用声学元件组 24(见图 9)来确定导管的相对位置。如图 9 所示，两个或两个以上的导管 12、14 配备有声学元件组 24。

各声学元件 24 沿着导管 12、14 彼此隔开。可以使用附加的导管、附加的元件、具有不同数目的元件 24 的导管 12 和 14、较少的元件 24 或它们的组合。由于元件 24 是在不同导管 12、14 上，所以元件 24 在患者体内是彼此隔开的。并且由于所述各元件沿着每一个导管彼此隔开，所以，这形成元件 24 的另一种分布。利用图 7 中的操作 40 说明的技术或在美国专利 No. 6490474 中说明的其它方法，可以确定导管和相关元件 24 彼此之间的相对位置。或者，可以确定元件 24 在三维体积中彼此之间的相对位置。飞行时间信息可以用来确定相同导管上元件 24 彼此之间的相对位置。飞行时间信息也可以用来确定一个导管的元件 24 相对于另一个导管 12、14 的元件的相对位置。

在操作 52，利用声学元件 24 的组产生组织的超声波图像。作为利用换能器阵列（例如与一个波长或半波长的元件间距相关联的阵列）的实施例的附加的或可供选择的实施例，用于确定导管的相对位置的分布元件 24 也可用于成像。由于彼此相关联的元件 24 的相对位置被确定，所以可以计算对应的成像时间延迟。利用确定相对位置的同一收发信号或接下来的收发信号，根据计算的波束信息，可以根据计算的飞行时间信息，利用波束形成过程来产生导管 12、14 周围或邻近的组织 26 的超声波图像。在一个实施例中，产生三维表示。所述三维表示包括一个或一个以上导管 12、14 和/或对应的元件 24。三维表示具有组织 26。虽然由于栅瓣或侧瓣的人为现象使图像质量比使用紧密相邻元件的换能器阵列的差，但是可以提供用于识别感兴趣的组织或导管位置的足够的分辨率。

超声波换能器阵列可以可供选择地或附加地用于高分辨率成像。例如，三维图像用于确定感兴趣的组织 26 的位置，而且使用超声波换能器阵列 16 的高分辨率的二维成像可以用于关于组织 26 的外科手术。三维图像可以提供彼此相关联的导管和组织的相对位置信息。

在图 10 示出的另一个实施例中，利用外部或患者体内的天线 25

来确定导管或患者体内探子的成像平面的位置。超声波成像换能器阵列 16 和相关联的成像平面 18 的位置可以用于三维成像或重构，例如，通过确定一系列成像平面的相对位置。位置信息可以用于确定成像平面相对于其它装置或所需组织的位置，例如，在图形显示器或三维表示上指明成像平面和/或患者体内探子的位置。外科手术装置(例如，导管 14)的位置也可以利用患者体外天线 25 确定。

多个天线 25 是电磁天线或声学天线。天线 25(例如，彼此隔开的三个或三个以上的天线 25)分布在患者的周围(例如，在患者的皮肤上)。天线 25 处于已知的位置。在一个实施例中，天线 25 是全向的，但是也可以使用定向天线 25。天线 25 起与处理器 17 接口的信标的作用。

处理器 17 用于确定成像平面相对于患者体内探子或天线 25 中的一个的角坐标信息，所述角坐标信息随第一天线 25 的信号而变。无论是超声波换能器阵列还是天线 25 都可以用于发射，而其它天线 25 和超声波换能器阵列用于接收。通过将天线 25 用于发射而将超声波成像换能器阵列用于接收，所述接收波束形成装置可以用于测量飞行时间和/或信号强度。可以把不同的发射机彼此区分开，以便通过时序或编码(例如，利用不同频率、调制、脉冲群数目、周期数目或波形类型)来确定距离。

装置之间的飞行时间用于确定距离。通过测量换能器阵列的端部元件、所有元件或其它元件和天线 25 之间的距离，可以确定三维阵列的方位取向或位置。所述位置与直线或曲线对应。通过曲线来确定成像平面相对于所述线的仰角取向或角度。或者，通过接收信号的信号强度来确定线性阵列的角度。在与成像平面越一致的方向上接收的信号很可能是越强的信号。通过测量绝对或相对的信号强度，可以确定患者体内超声波成像换能器阵列的位置。

控制器 17 与成像系统连接以便触发位置确定，所述位置确定可以与成像接口。例如，位置确定使用与用于成像的相似或相同的超

声波频率。例如，可以定时确定数据的每一帧或成像帧组之间的位置。

5 上面虽然通过参考各个实施例对本发明进行了说明，但是应该理解，在不脱离本发明的范围情况下可以作出许多变化和修改。因此，前面的详细说明是要对本发明进行说明而不是限制，可以理解，以下的权利要求书，包括其所有等价物都是要确定本发明的精神和范围。

图 1A

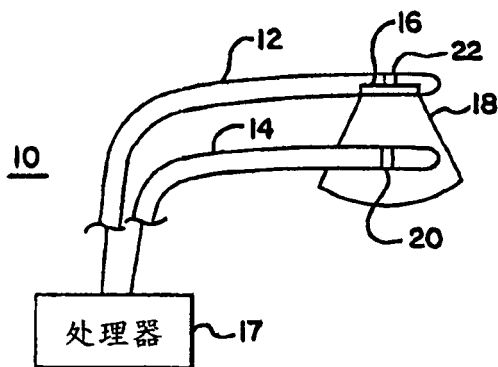


图 1B

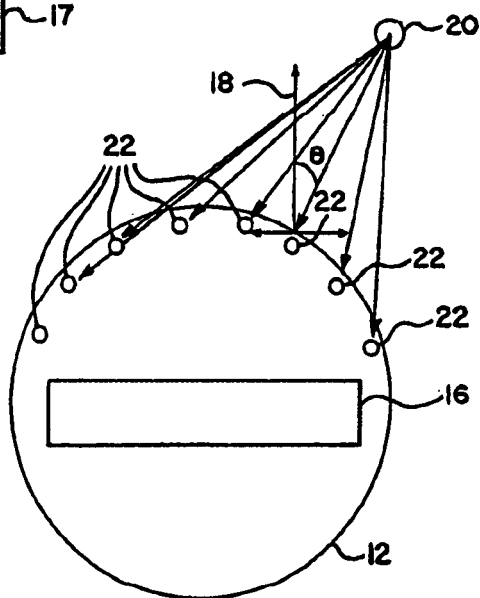
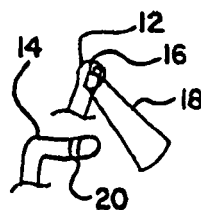


图 2

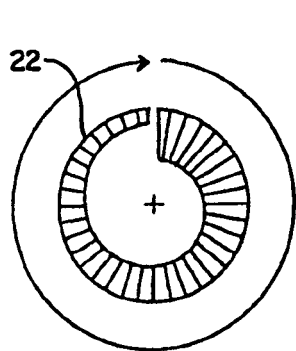


图 3

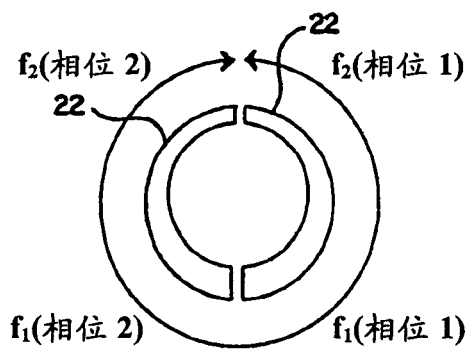


图 4

图 5

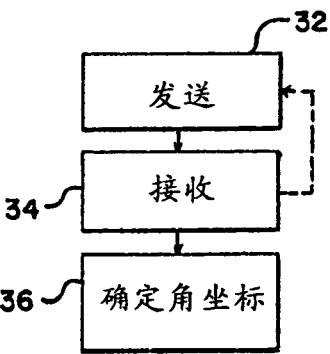
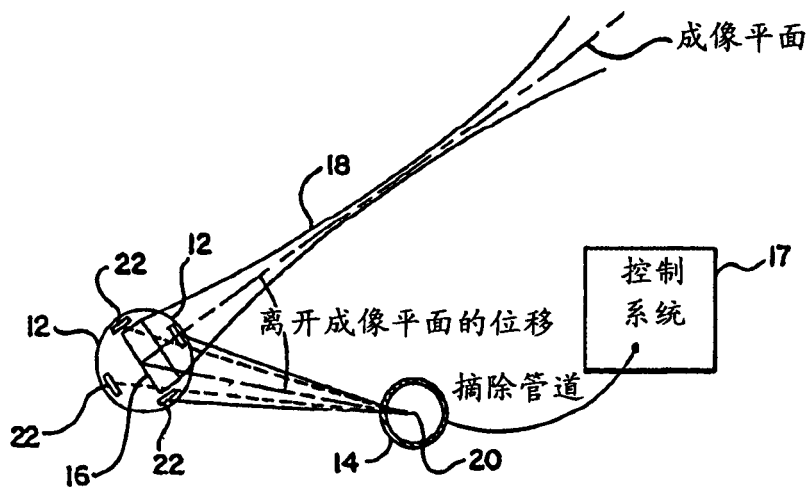


图 6

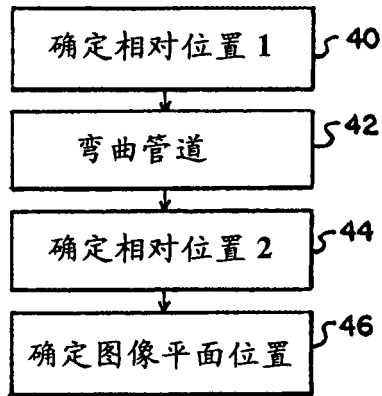


图 7

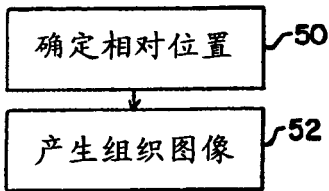


图 8

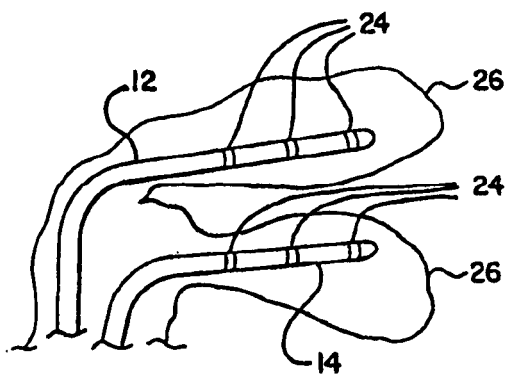
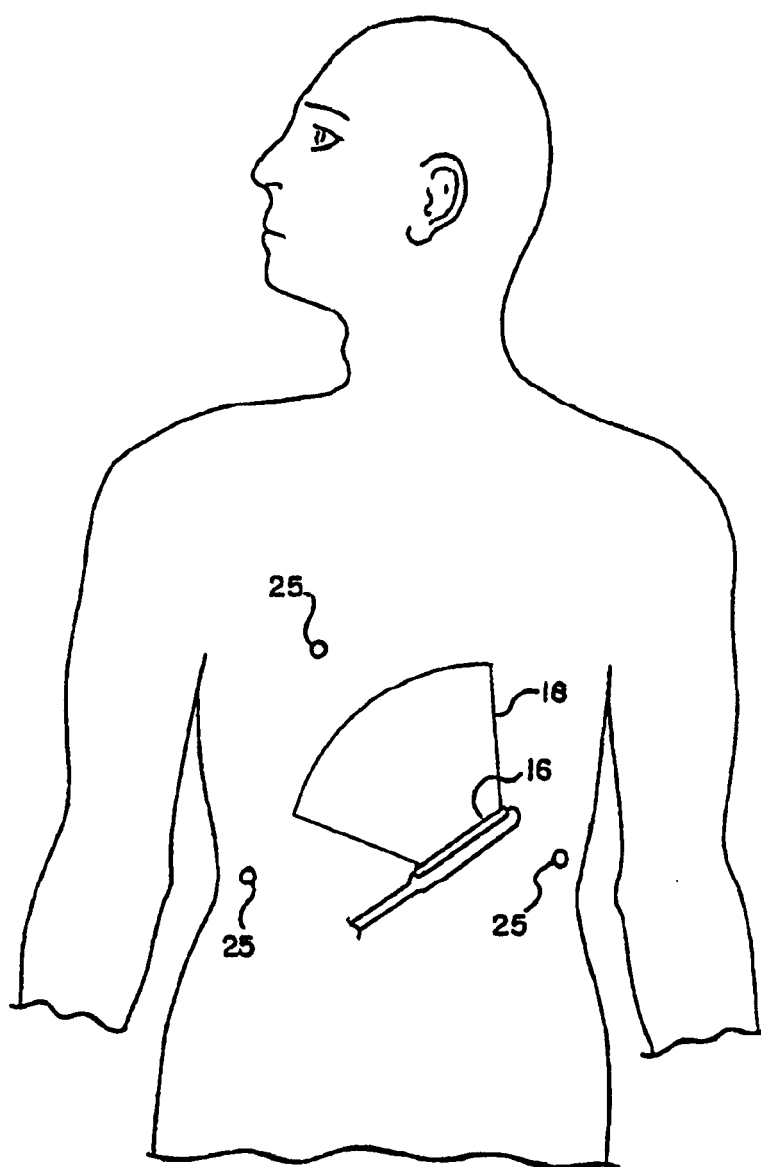


图 9

图 10



专利名称(译)	用于患者体内探子的图像平面感测方法和系统		
公开(公告)号	CN1817310A	公开(公告)日	2006-08-16
申请号	CN200510108526.2	申请日	2005-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	SR巴恩斯 DI布鲁斯 M博洛尔福罗什 T蒂彭 VR马里安		
发明人	S·R·巴恩斯 D·I·布鲁斯 M·博洛尔福罗什 T·蒂彭 V·R·马里安		
IPC分类号	A61B8/12 A61B8/08 A61B5/06		
CPC分类号	A61B5/06 A61B8/0833		
代理人(译)	杨凯		
优先权	10/951970 2004-09-27 US		
其他公开文献	CN1817310B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

将成像平面(18)相对于导管或其它探子(12、14)的位置与感兴趣的组织对准。将超声波组织图像与具有最小旋转模糊的导管位置对齐。更精确地确定摘除导管(14)或其它装置相对于成像平面(18)的空间位置，允许医师在导管的相对位置或导管中辨认具体的解剖。另确定成像平面(18)位置的另一种或附加的方法是确定两个或两个以上的导管(12，14)的相对位置。在与成像平面(18)有已知空间关系的方向上移动或弯曲与成像关联的导管(12)。然后再次确定各自相关的导管(12)的位置，以便确定成像平面(18)的角度或位置。作为确定成像平面(18)相对于导管(12)的角坐标的附加的或可供选择的方法，利用位置识别的声学元件(24)来产生组织的超声图像。

