



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109602442 A

(43)申请公布日 2019. 04. 12

(21)申请号 201811250522.1

(22)申请日 2018.10.25

(71)申请人 苏州佳世达电通有限公司

地址 215011 江苏省苏州市高新区珠江路
169号

申请人 佳世达科技股份有限公司

(72)发明人 林家馨

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

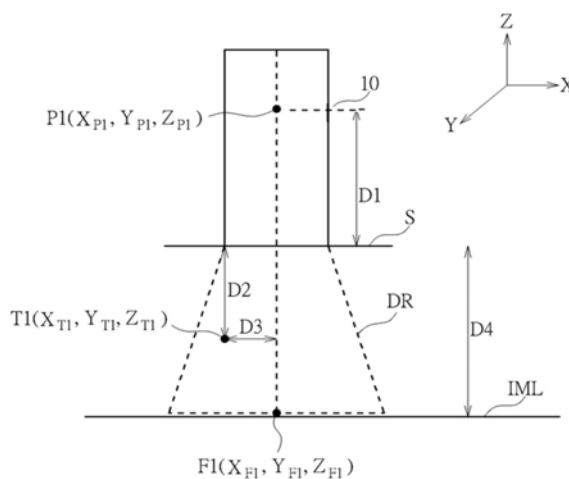
权利要求书3页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

超音波探头的定位方法及超音波系统

(57)摘要

本发明公开一种超音波探头的定位方法及超音波系统,超音波探头的定位方法包含设定位于超音波探头内的第一定位点,取得位于超音波探头的侦测深度的影像边界线与第一定位点对应的第一垂足点,设定位于超音波探头的侦测范围内的第一中心点,当超音波探头以一个偏移量移动及一个旋转角度转动后,取得超音波探头的第二垂足点、平面法向量以及该平面法向量对应的平面方程式,依据平面方程式及该第一中心点产生满足该平面方程式的第二中心点,及依据该第一中心点与该第二中心点的距离选择性地显示第二中心点对应的球状空间于超音波切面影像上,藉此实现连续准确定位。



1. 一种超音波探头的定位方法,其特征在于,包含:
 - 设定位于该超音波探头内的第一定位点;
 - 取得位于该超音波探头的侦测深度的影像边界线与该第一定位点对应的第一垂足点,其中该第一定位点与该第一垂足点所构成的线段与该影像边界线垂直;
 - 设定位于该超音波探头的侦测范围内的第一中心点;
 - 当该超音波探头移动偏移量及旋转角度,依据该超音波探头的该第一定位点、该偏移量及该旋转角度,取得该超音波探头内的第二定位点;
 - 依据该超音波探头的该第一垂足点、该偏移量及该旋转角度,取得该超音波探头的第二垂足点;
 - 依据该第二定位点及第二垂足点以及利用对应的平面法向量产生平面方程式;
 - 依据该平面方程式及该第一中心点产生满足该平面方程式的第二中心点,其中该第二中心点为该平面方程式对应的平面上至该第一中心点的距离最短的一点;及
 - 依据该第一中心点与该第二中心点的距离,选择性地显示该第二中心点对应的球状空间于超音波切面影像上。
2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,还包含:
 - 设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径;
 - 其中依据该第一中心点与该第二中心点的该距离,选择性地显示该第二中心点对应的该球状空间于该超音波切面影像上,若该第二中心点与该第一中心点的该距离小于或等于该第一半径,且该第二中心点对应的该球状空间未超出该超音波切面影像的范围,将该第二中心点对应的该球状空间显示于该超音波切面影像上。
3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,还包含:
 - 依据该第一中心点及该第一半径,产生以该第一中心点为球心的球状记忆空间;
 - 以该第二中心点为圆心,取得该平面方程式与该球状记忆空间的圆形切面半径;及
 - 依据该第二中心点及该圆形切面半径,产生以该第二中心点为球心的该球状空间;
 - 其中该第二中心点对应的该球状空间的第二半径为该圆形切面半径,且该第一中心点为球心的该球状记忆空间及该第二中心点为球心的该球状空间落在该超音波切面影像的范围内。
4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,该第二半径小于该第一半径。
5. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,还包含:
 - 设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径;
 - 其中依据该第二中心点与该第一中心点的该距离,选择性地显示以该第二中心点对应的该球状空间于该超音波切面影像上,若该第二中心点与该第一中心点的该距离大于该第一半径或该第二中心点对应的该球状空间超出该超音波切面影像的范围,产生定位偏移讯号并暂时停止显示该超音波切面影像。
6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,还包含:
 - 当超音波探头移动,利用该超音波探头内的陀螺仪及重力感测器侦测该超音波探头的该旋转角度;及
 - 当超音波探头移动,利用该超音波探头内的无线网络定位装置侦测该超音波探头的该偏移量。

7. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,该第一定位点、该第一垂足点、该第一中心点、该第二定位点及该第二垂足点对应三维直角坐标系的多个坐标,且该第一定位点为该三维直角坐标系的原点。

8. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,该第二定位点及第二垂足点所构成的向量与该平面方程式的该平面法向量的内积为零。

9. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,该第一定位点位于该超音波探头的中线上,且该第一垂足点为该超音波探头的该中线与该超音波探头的该侦测深度的该影像边界线的交点。

10. 一种超音波系统,其特征在于,包含:

超音波探头,用以侦测在表面下的空间内的至少一个对象;

处理器,耦接于该超音波探头,该处理器用以处理该超音波探头的定位数据;及

显示装置,耦接于该处理器,该显示装置用以显示超音波切面影像;

其中该处理器设定位于该超音波探头内的第一定位点,并取得位于该超音波探头的侦测深度的影像边界线与该第一定位点对应的第一垂足点,且该第一定位点与该第一垂足点所构成的线段与该影像边界线垂直,设定位于该超音波探头的侦测范围内的第一中心点,当该超音波探头移动偏移量及旋转角度后,该处理器依据该超音波探头的该第一定位点、该偏移量及该旋转角度取得该超音波探头内的第二定位点,该处理器依据该超音波探头的该第一垂足点、该偏移量及该旋转角度取得第二垂足点,该处理器依据该第二定位点及该第二垂足点并利用对应的平面法向量产生平面方程式,该处理器依据该平面方程式及该第一中心点产生满足该平面方程式的第二中心点,其中,该第二中心点为该平面方程式对应的平面上至该第一中心点的距离最短的一点,该处理器依据该第一中心点与该第二中心点的距离来控制该显示装置选择性地显示该第二中心点对应的球状空间于该超音波切面影像上。

11. 如权利要求10所述的系统,其特征在于,该处理器设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径,若该第二中心点与该第一中心点的该距离小于或等于该第一半径,且该第二中心点对应的该球状空间未超出该超音波切面影像的范围,该处理器控制该显示装置,以将该第二中心点对应的该球状空间显示于该超音波切面影像上。

12. 如权利要求11所述的系统,其特征在于,该处理器依据该第一中心点及该第一半径产生以该第一中心点为球心的球状记忆空间,该处理器以该第二中心点为圆心取得该平面方程式与该球状记忆空间的圆形切面半径,该处理器依据该第二中心点及该圆形切面半径产生以第二中心点为球心的该球状空间,该第二中心点对应的该球状空间的第二半径为该圆形切面半径,且该第一中心点为球心的该球状记忆空间及该第二中心点为球心的该球状空间落在该超音波切面影像的范围内。

13. 如权利要求11所述的系统,其特征在于,该第二半径小于该第一半径。

14. 如权利要求10所述的系统,其特征在于,该处理器设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径,若该第二中心点与该第一中心点的该距离大于该第一半径或该第二中心点对应的该球状空间超出该超音波切面影像的范围,该处理器产生定位偏移讯号并控制该显示装置暂时停止显示该超音波切面影像。

15. 如权利要求10所述的系统,其特征在于,该超音波探头包含陀螺仪、重力感测器及

无线网络定位装置,当该超音波探头移动,该陀螺仪及该重力感测器侦测该超音波探头的该旋转角度,且该无线网络定位装置侦测该超音波探头的该偏移量。

16.如权利要求10所述的系统,其特征在于,该第一定位点、该第一垂足点、该第一中心点、该第二定位点及该第二垂足点对应三维直角坐标系的多个坐标,且该第一定位点为该三维直角坐标系的原点。

17.如权利要求10所述的系统,其特征在于,该第二定位点及第二垂足点所构成的向量与该平面方程式的该平面法向量的内积为零。

18.如权利要求10所述的系统,其特征在于,还包含:

内存,耦接于该处理器,该内存用以储存该第一定位点、该第一垂足点、该第一中心点、该第二定位点、该第二垂足点、该第一中心点对应的球状记忆空间以及该第二中心点对应的该球状空间的定位数据。

19.如权利要求10所述的系统,其特征在于,该显示装置包含用户接口,该用户接口用以输入该超音波探头内的该第一定位点对应的坐标信息,且该处理器接收该第一定位点对应的该坐标信息后,该处理器将该第一定位点设定为原点。

20.如权利要求10所述的系统,其特征在于,该第一定位点位于该超音波探头的中线上,且该第一垂足点为该超音波探头的该中线与该超音波探头的该侦测深度的该影像边界线的交点。

超声波探头的定位方法及超声波系统

技术领域

[0001] 本发明揭露一种超声波探头的定位方法及超声波系统,尤指一种利用三维空间坐标连续定位的超声波探头的定位方法及超声波系统。

背景技术

[0002] 随着医疗技术的日新月异,超音波的探测技术也越来越成熟。一般而言,超音波的探测方式会利用具有发射超音波讯号的探头,对皮肤以下发射超音波讯号。并且,超音波讯号的探头还会利用反射的超音波讯号,判断皮肤以下肉眼不可视的物体的形状和位置,以进行各种医疗用途。

[0003] 超声波系统目前已经广泛地应用于医疗诊断上,包括生检(Biopsy)、各种引流及药物注入的治疗等等。然而,超声波系统的探头(Probe)的操作须完全仰赖医师的经验以及技术。例如,超声波探头的侦测角度、位置、移动距离等等操作都必须仰赖医师的手感。换句话说,若是经验较为不足的医师操作超音波探头,可能需要较多时间,以试误法寻找下药点或是下针点。因此,传统的超声波系统若被经验较为不足的医师操作时,可能会错失黄金治疗期,甚至因为判断到错误的下药点或下针点而造成遗憾。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于提供一种超声波探头的定位方法及超声波系统,利用三维空间坐标实现连续定位。

[0005] 为达上述目的,本发明提供一种超声波探头的定位方法,包含:

[0006] 设定位于该超音波探头内的第一定位点;

[0007] 取得位于该超音波探头的侦测深度的影像边界线与该第一定位点对应的第一垂足点,其中该第一定位点与该第一垂足点所构成的线段与该影像边界线垂直;

[0008] 设定位于该超音波探头的侦测范围内的第一中心点;

[0009] 当该超音波探头移动偏移量及旋转角度,依据该超音波探头的该第一定位点、该偏移量及该旋转角度,取得该超音波探头内的第二定位点;

[0010] 依据该超音波探头的该第一垂足点、该偏移量及该旋转角度,取得该超音波探头的第二垂足点;

[0011] 依据该第二定位点及第二垂足点以及利用对应的平面法向量产生平面方程式;

[0012] 依据该平面方程式及该第一中心点产生满足该平面方程式的第二中心点,其中该第二中心点为该平面方程式对应的平面上至该第一中心点的距离最短的一点;及

[0013] 依据该第一中心点与该第二中心点的距离,选择性地显示该第二中心点对应的球状空间于超音波切面影像上。

[0014] 较佳的,还包含:

[0015] 设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径;

[0016] 其中依据该第一中心点与该第二中心点的该距离,选择性地显示该第二中心点对

应的该球状空间于该超音波切面影像上,若该第二中心点与该第一中心点的该距离小于或等于该第一半径,且该第二中心点对应的该球状空间未超出该超音波切面影像的范围,将该第二中心点对应的该球状空间显示于该超音波切面影像上。

[0017] 较佳的,还包含:

[0018] 依据该第一中心点及该第一半径,产生以该第一中心点为球心的球状记忆空间;

[0019] 以该第二中心点为圆心,取得该平面方程式与该球状记忆空间的圆形切面半径;
及

[0020] 依据该第二中心点及该圆形切面半径,产生以该第二中心点为球心的该球状空间;

[0021] 其中该第二中心点对应的该球状空间的第二半径为该圆形切面半径,且该第一中心点为球心的该球状记忆空间及该第二中心点为球心的该球状空间落在该超音波切面影像的范围内。

[0022] 较佳的,该第二半径小于该第一半径。

[0023] 较佳的,还包含:

[0024] 设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径;

[0025] 其中依据该第二中心点与该第一中心点的该距离,选择性地显示以该第二中心点对应的该球状空间于该超音波切面影像上,若该第二中心点与该第一中心点的该距离大于该第一半径或该第二中心点对应的该球状空间超出该超音波切面影像的范围,产生定位偏移讯号并暂时停止显示该超音波切面影像。

[0026] 较佳的,还包含:

[0027] 当超音波探头移动,利用该超音波探头内的陀螺仪及重力感测器侦测该超音波探头的该旋转角度;及

[0028] 当超音波探头移动,利用该超音波探头内的无线网络定位装置侦测该超音波探头的该偏移量。

[0029] 较佳的,该第一定位点、该第一垂足点、该第一中心点、该第二定位点及该第二垂足点对应三维直角坐标系的多个坐标,且该第一定位点为该三维直角坐标系的原点。

[0030] 较佳的,该第二定位点及第二垂足点所构成的向量与该平面方程式的该平面法向量的内积为零。

[0031] 较佳的,该第一定位点位于该超音波探头的中线上,且该第一垂足点为该超音波探头的该中线与该超音波探头的该侦测深度的该影像边界线的交点。

[0032] 为达上述目的,本发明还提供一种超音波系统,包含:

[0033] 超音波探头,用以侦测在表面下的空间内的至少一个对象;

[0034] 处理器,耦接于该超音波探头,该处理器用以处理该超音波探头的定位数据;及

[0035] 显示装置,耦接于该处理器,该显示装置用以显示超音波切面影像;

[0036] 其中该处理器设定位于该超音波探头内的第一定位点,并取得位于该超音波探头的侦测深度的影像边界线与该第一定位点对应的第一垂足点,且该第一定位点与该第一垂足点所构成的线段与该影像边界线垂直,设定位于该超音波探头的侦测范围内的第一中心点,当该超音波探头移动偏移量及旋转角度后,该处理器依据该超音波探头的该第一定位点、该偏移量及该旋转角度取得该超音波探头内的第二定位点,该处理器依据该超音波探

头的该第一垂足点、该偏移量及该旋转角度取得第二垂足点,该处理器依据该第二定位点及该第二垂足点并利用对应的平面法向量产生平面方程式,该处理器依据该平面方程式及该第一中心点产生满足该平面方程式的第二中心点,其中,该第二中心点为该平面方程式对应的平面上至该第一中心点的距离最短的一点,该处理器依据该第一中心点与该第二中心点的距离来控制该显示装置选择性地显示该第二中心点对应的球状空间于该超音波切面影像上。

[0037] 较佳的,该处理器设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径,若该第二中心点与该第一中心点的该距离小于或等于该第一半径,且该第二中心点对应的该球状空间未超出该超音波切面影像的范围,该处理器控制该显示装置,以将该第二中心点对应的该球状空间显示于该超音波切面影像上。

[0038] 较佳的,该处理器依据该第一中心点及该第一半径产生以该第一中心点为球心的球状记忆空间,该处理器以该第二中心点为圆心取得该平面方程式与该球状记忆空间的圆形切面半径,该处理器依据该第二中心点及该圆形切面半径产生以第二中心点为球心的该球状空间,该第二中心点对应的该球状空间的第二半径为该圆形切面半径,且该第一中心点为球心的该球状记忆空间及该第二中心点为球心的该球状空间落在该超音波切面影像的范围内。

[0039] 较佳的,该第二半径小于该第一半径。

[0040] 较佳的,该处理器设定以该第一中心点为球心的球状记忆空间的第一半径,若该第二中心点与该第一中心点的该距离大于该第一半径或该第二中心点对应的该球状空间超出该超音波切面影像的范围,该处理器产生定位偏移讯号并控制该显示装置暂时停止显示该超音波切面影像。

[0041] 较佳的,该超音波探头包含陀螺仪、重力感测器及无线网络定位装置,当该超音波探头移动,该陀螺仪及该重力感测器侦测该超音波探头的该旋转角度,且该无线网络定位装置侦测该超音波探头的该偏移量。

[0042] 较佳的,该第一定位点、该第一垂足点、该第一中心点、该第二定位点及该第二垂足点对应三维直角坐标系的多个坐标,且该第一定位点为该三维直角坐标系的原点。

[0043] 较佳的,该第二定位点及第二垂足点所构成的向量与该平面方程式的该平面法向量的内积为零。

[0044] 较佳的,还包含:

[0045] 内存,耦接于该处理器,该内存用以储存该第一定位点、该第一垂足点、该第一中心点、该第二定位点、该第二垂足点、该第一中心点对应的球状记忆空间以及该第二中心点对应的该球状空间的定位数据。

[0046] 较佳的,该显示装置包含用户接口,该用户接口用以输入该超音波探头内的该第一定位点对应的坐标信息,且该处理器接收该第一定位点对应的该坐标信息后,该处理器将该第一定位点设定为原点。

[0047] 较佳的,该第一定位点位于该超音波探头的中线上,且该第一垂足点为该超音波探头的该中线与该超音波探头的该侦测深度的该影像边界线的交点。

[0048] 与现有技术相比,本发明揭露了一种超音波系统及超音波探头的定位方法。在超音波系统中,当超音波探头被移动后,医师可以依据球状记忆空间以及目前球状空间的相

对位置确认下药或是下针位置的正确性。因此,超声波系统可应用于许多生检、引流以及药物的注入治疗。并且,当超声波探头的扫描范围较大时,由于球状记忆空间在初始化的阶段即被建立,因此球状记忆空间即可被视为目标脏器的下药空间。因此,医师可以快速地依据目前超声波探头的坐标,调整超声波探头的位置或角度以对准球状记忆空间。并且,超声波系统的球状记忆空间也可以设定为多个,以同时观察不同位置的病灶。换句话说,本发明的超声波系统及超声波探头的定位方法,提供了一种自动化的虚空间技术,来模拟初始化的球状记忆空间以及目前定位的球状空间,因此可以快速地让医师进行适合的内科治疗。

[0049] 为了对本发明的上述及其他方面有更佳的了解,下文特举较佳实施例,并配合所附图式,作详细说明如下:

附图说明

[0050] 图1为本发明的超声波系统的实施例的方块图。

[0051] 图2为图1的超声波系统中,在三维坐标空间内的多个初始化坐标的示意图。

[0052] 图3为图1的超声波系统中,依据第一中心点及第一半径,产生以第一中心点为球心的球状记忆空间的示意图。

[0053] 图4为图1的超声波系统中,在超声波探头移动后,在三维坐标空间内的多个坐标的示意图。

[0054] 图5为图1的超声波系统中,在超声波探头移动后,依据平面方程式及第一中心点,产生满足平面方程式的第二中心点的示意图。

[0055] 图6为图1的超声波系统中,将第二中心点对应的球状空间显示于超声波切面影像的示意图。

[0056] 图7为图1的超声波系统中,执行超声波探头的定位方法的流程图。

具体实施方式

[0057] 为使对本发明的目的、构造、特征、及其功能有进一步的了解,兹配合实施例详细说明如下。

[0058] 图1为本发明的超声波系统100的实施例的方块图。超声波系统100包含超声波探头10、处理器11以及显示装置12。超声波探头10用以侦测在表面S下的空间内的至少一个对象。超声波探头10的种类可为曲线数组(Curvilinear Array,简称CLA)探头,线性数组(Linear Array,简称LA)探头或相位数组(Phased Array,简称PA)探头等等任何的探头规格。并且,表面S可为皮肤表面,超声波探头10可用来探测皮肤表面之下的骨骼、血管或是任何生物组织或器官的位置及形态。超声波探头10内可包含陀螺仪10a、重力感测器10b及无线网络定位装置10c。在超声波探头10移动后,陀螺仪10a及重力感测器10b可侦测超声波探头10的旋转角度,且无线网络定位装置10c可侦测超声波探头10的偏移量。无线网络定位装置10c可为蓝牙(Bluetooth)的定位装置、或是任何短距离至中距离的无线定位装置。处理器11耦接于超声波探头10,用以处理超声波探头10的定位数据。处理器11可为任何形式的处理装置,例如超声波检测机台、计算机、或超声波工作站等等。超声波探头10可用有线或是无线的方式与处理器11连结。处理器11也可以安装用以同步陀螺仪10a、重力感测器10b及无线网络定位装置10c的应用程序或是耦接于辅助电路,用以更精准地取得超声波探头

10的立即寻址资料。显示装置12耦接于处理器11,用以显示超音波切面影像。显示装置12可为任何种类的黑白或是彩色的显示器,用以显示超音波探头10的梯形侦测范围内的影像。超音波系统100还可包含内存13。内存13耦接于处理器11,用以储存超音波探头10的定位数据(例如定位坐标数据)以及定位运算数据(如后文提及的平面方程式以及法向量数据)。并且,内存13可以设置于具有处理器11的主板上,也可为外接内存(例如外接硬盘)或云端记忆空间。任何合理的硬件变换都属于本发明所揭露的范畴。在超音波系统100中,处理器11可设定位于超音波探头10内的第一定位点,并取得位于超音波探头10的侦测深度的影像边界线与该第一定位点对应的第一垂足(Foot of Perpendicular)点。该第一定位点与该第一垂足点所构成的线段与影像边界线垂直。处理器11可设定位于超音波探头10的侦测范围内的第一中心点。当超音波探头10移动一个偏移量及旋转一个旋转角度后,处理器11可依据超音波探头10的该第一定位点、该偏移量及该旋转角度取得超音波探头10内的第二定位点。并且,处理器11可依据超音波探头10的该第一垂足点、该偏移量及该旋转角度取得超音波探头10的第二垂足点。接着,处理器11可依据该第二定位点及该第二垂足点并利用对应的平面法向量产生平面方程式,并依据该平面方程式及该第一中心点产生满足平面方程式的该第二中心点。该第二中心点为该平面方程式对应的平面上至该第一中心点距离最短的一点。最后,处理器可依据该第一中心点与该第二中心点的距离来控制显示装置12选择性地显示该第二中心点对应的球状空间于该超音波切面影像上。超音波系统100执行超音波探头10的定位方法的细节将于后文详述。

[0059] 图2为超音波系统100中,在三维坐标空间内的多个初始化坐标的示意图。如图2所示,三维坐标空间可为三维直角坐标系(Cartesian Coordinate System)的空间,其中X为水平轴,Z为垂直轴,Y轴垂直于该X轴以及该Z轴。超音波系统100在初始化的设定时,可设定位于超音波探头10内的第一定位点P1。第一定位点P1的坐标可表示为 $P1(X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1})$ 。第一定位点P1位于超音波探头10的中线上。并且,为了运算方便,第一定位点P1的坐标 $P1(X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1})$ 可设定为三维直角坐标系的原点,即 $P1(X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1}) = P1(0, 0, 0)$ 。接着,超音波系统100可取得位于超音波探头10的侦测深度D4的影像边界线IML上与第一定位点P1对应的第一垂足(Foot of Perpendicular)点F1,即第一定位点P1与第一垂足点F1所构成的线段与影像边界线IML垂直。侦测深度D4表示超音波探头10由表面S往内侦测的距离。侦测深度D4可为系统或用户设定的距离,也可为超音波探头10所支持的最大侦测距离。。在图2中,第一垂足点F1的坐标可表示为 $F1(X_{F1}, Y_{F1}, Z_{F1})$ 。当第一定位点P1与表面S的垂直距离为D1,且侦测深度为D4时,第一垂足点F1的坐标 $F1(X_{F1}, Y_{F1}, Z_{F1})$ 可表示为 $F1(0, 0, -(D1+D4))$ 。换句话说,第一定位点P1位于超音波探头10的该中线上,且第一垂足点F1可为超音波探头10的该中线与影像边界线IML的交点,第一垂足点F1为超音波探头10的焦点所在位置或着邻近该交点。并且,当用户欲通过超音波探头10设定需要记录或观察的影像画面时,可以设定位于超音波探头10的侦测范围内的第一中心点T1。于此实施例中,超音波探头10的侦测范围可为梯形区域DR,但不以此为限。第一中心点T1的坐标可表示为 $T1(X_{T1}, Y_{T1}, Z_{T1})$ 。当第一中心点T1与表面S的垂直距离为D2,且第一中心点T1与该中线的距离为D3时,第一中心点T1的坐标可表示为 $T1(X_{T1}, Y_{T1}, Z_{T1}) = T1(-D3, 0, -(D1+D2))$ 。

[0060] 在图2中,由于第一定位点P1的坐标为 $P1(0, 0, 0)$ 、第一垂足点F1的坐标为 $F1(0, 0, -(D1+D4))$ 、第一中心点T1的坐标为 $T1(-D3, 0, -(D1+D2))$,因此,超音波系统100可计算出

在初始化设定时,通过第一定位点P1、第一垂足点F1以及第一中心点T1的平面方程式以及法向量,推导如下:

[0061] (1) P1至F1的方向向量为 $(0, 0, -(D1+D4))$ 。

[0062] (2) P1至T1的方向向量为 $(-D3, 0, -(D1+D2))$ 。

[0063] 通过第一定位点P1、第一垂足点F1以及第一中心点T1的平面方程式的法向量 (n_{x1}, n_{y1}, n_{z1}) 与上述两个方向向量的内积为零,因此法向量 (n_{x1}, n_{y1}, n_{z1}) 满足 $-(D1+D4) \times n_{z1} = 0$ 且 $-D3 \times n_{x1} - (D1+D2) \times n_{z1} = 0$ 。最后可以得出法向量为 $(0, n_{y1}, 0)$ 。因此,通过第一定位点P1、第一垂足点F1以及第一中心点T1的平面方程式可表示为 $y=0$ 。平面方程式 $y=0$ 也可视为对应超音波系统100的初始侦测平面。

[0064] 图3为超音波系统100中,依据第一中心点T1及第一半径 r 产生以第一中心点T1为球心的球状记忆空间SS的示意图。如前述提及,当用户欲通过超音波探头10设定需要记录的影像画面时,可以设定位于超音波探头10的侦测范围内的第一中心点T1。当使用者以第一中心点T1为球心并设定第一半径 r 后,超音波系统100可依据第一中心点T1及第一半径 r 产生以第一中心点T1为球心的球状记忆空间SS。球状记忆空间SS的方程式可以表示为 $(x-X_{T1})^2 + (y-Y_{T1})^2 + (z-Z_{T1})^2 = r^2$ 。球状记忆空间SS也可视为超音波系统100所产生的虚拟三维空间,亦可视为给医护人员参考的投药或下药的目标空间。

[0065] 在前述对超音波探头10完成第一定位点P1、第一垂足点F1以及第一中心点T1的定位点设定完成后,超音波探头10可自由移动,图4为超音波系统100中,在超音波探头10移动后,在三维坐标空间内的多个坐标的示意图。如前述提及,超音波探头10内具有陀螺仪10a、重力感测器10b及无线网络定位装置10c。陀螺仪10a、重力感测器10b及无线网络定位装置10c的定位资料可与处理器11同步。因此,当超音波探头10以一个偏移量和/或一个旋转角度移动,无线网络定位装置10c、陀螺仪10a、重力感测器10b可以侦测其偏移量及旋转角度。并且,处理器11也可以依据超音波探头10的第一定位点P1、偏移量及旋转角度,取得超音波探头10内的第二定位点P2。举例而言,第一定位点P1的坐标为P1 (X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1}) ,当超音波探头移动后,处理器11可产生第二定位点P2的坐标,可表示为P2 (X_{P2}, Y_{P2}, Z_{P2}) 。类似地,处理器11可依据超音波探头10的第一垂足点F1、偏移量及旋转角度取得超音波探头10的第二垂足点F2。举例而言,第一垂足点F1的坐标为F1 (X_{F1}, Y_{F1}, Z_{F1}) ,当超音波探头10移动后,处理器11可产生第二垂足点F2的坐标,可表示为F2 (X_{F2}, Y_{F2}, Z_{F2}) 。并且,第二定位点P2与第二垂足点F2所构成的线段与移动后的梯形区域DR'的影像边界线IML'垂直。类似地,第二定位点P2可位于超音波探头10的中线上,且第二垂足点F2可为超音波探头10的中线与影像边界线IML'的交点。接着,处理器11可依据第二定位点P2及第二垂足点F2结合超音波探头10的偏移量及旋转角度取得对应的平面法向量,以产生平面方程式。举例而言,在超音波探头10移动后,处理器11可以产生平面法向量 (n_{x2}, n_{y2}, n_{z2}) 。并且,第二定位点P2及第二垂足点F2所构成的向量与平面法向量 (n_{x2}, n_{y2}, n_{z2}) 的内积为零。换句话说,平面法向量 (n_{x2}, n_{y2}, n_{z2}) 将满足 $n_{x2} \times (X_{F2}-X_{P2}) + n_{y2} \times (Y_{F2}-Y_{P2}) + n_{z2} \times (Z_{F2}-Z_{P2}) = 0$ 。 $(X_{F2}-X_{P2}), (Y_{F2}-Y_{P2}), (Z_{F2}-Z_{P2})$ 为第二定位点P2及第二垂足点F2所构成的向量。在平面法向量 (n_{x2}, n_{y2}, n_{z2}) 求得后,处理器11即可依此产生平面方程式,如下:

[0066] $n_{x2} \times (x-X_{P2}) + n_{y2} \times (y-Y_{P2}) + n_{z2} \times (z-Z_{P2}) = 0$

[0067] 由于超音波探头10发生移动,因此初始化的平面方程式 $(y=0)$ 与上述的平面方程

式 $n_{x2} \times (x-X_{P2}) + n_{y2} \times (y-Y_{P2}) + n_{z2} \times (z-Z_{P2}) = 0$ 不同。下文将描述如何根据“更新”的平面方程式而产生“更新”的球状空间的方法。

[0068] 图5为超音波系统100中,在超音波探头10移动后,依据平面方程式PE及第一中心点T1,产生满足平面方程式PE的第二中心点T2的示意图。如前述提及,当使用者以第一中心点T1为球心设定第一半径 r 后,超音波系统100可依据第一中心点T1及第一半径 r 产生以第一中心点T1为球心的球状记忆空间SS。球状记忆空间SS的方程式可以表示为 $(z-X_{T1})^2 + (y-Y_{T1})^2 + (z-Z_{T1})^2 = r^2$ 。并且,当超音波探头10移动后,处理器11可产生平面方程式PE,如 $n_{x2} \times (x-X_{P2}) + n_{y2} \times (y-Y_{P2}) + n_{z2} \times (z-Z_{P2}) = 0$ 。因此,处理器11可以依据平面方程式PE及第一中心点T1,产生满足平面方程式PE的第二中心点T2。第二中心点T2为平面方程式PE对应的平面上至第一中心点T1的距离最短的一点。换句话说,第二中心点T2可视为第一中心点T1对平面方程式PE进行投影的投影点。第二中心点T2的坐标可表示为 $T2(X_{T2}, Y_{T2}, Z_{T2})$ 。并且,第二中心点T2与第一中心点T1的距离为 d 。当球状记忆空间SS与平面方程式PE有交集,且球状记忆空间SS与平面方程式PE的交集为圆形切面时,第二中心点T2也可视为圆形切面的圆心。并且,处理器11也可产生圆形切面的半径,以 r_b 表示。依据勾股定理,第一中心点T1、第二中心点T2及切点A构成直角三角形,因此第一半径 r 视为直角三角形的斜边,故符合 $r^2 = d^2 + r_b^2$ 的关系。并且,圆形切面的半径 r_b 小于第一半径 r 。接着,处理器11可以依据第一中心点T1与第二中心点T2的距离 d ,选择性地显示第二中心点T2对应的球状空间于超音波切面影像上,其细节将于后文详述。

[0069] 如前述提及,处理器11可以依据平面方程式PE及第一中心点T1产生满足平面方程式PE的第二中心点T2(第一中心点T1的投影点),处理器11并侦测第一中心点T1及第二中心点T2的距离 d 。处理器11可再设定以第二中心点T2为球心的第二半径 r_b 。第二半径 r_b 意即前述提及的圆形切面的半径。若第二中心点T2与第一中心点T1的距离 d 小于或等于第一半径 r ,且第二中心点T2对应的具有第二半径 r_b 的球状空间未超出超音波切面影像的范围,将第二中心点T2对应的具有第二半径 r_b 的球状空间显示于超音波切面影像上。如图6所示,超音波切面影像可为前述提及的梯型区域DR,处理器11可将以第二中心点T2为圆心并具有第二半径 r_b 的球状空间SS'显示于超音波切面影像上。球状空间SS'的方程式可写为 $(x-X_{T2})^2 + (y-Y_{T2})^2 + (z-Z_{T2})^2 = r_b^2$ 。并且,第一中心点T1的球状记忆空间SS及第二中心点T2的球状空间SS'均落在超音波切面影像(梯型区域DR)的范围内。由图6观之,当超音波探头10移动,但其侦测范围(或称侦测平面)并未偏离初始化的球状记忆空间SS(下药或是下针空间)太多时,显示装置12仍会在梯型区域DR中显示对应的球状空间SS',以供使用者(医师)参考。因此,医师参考了球状空间SS'的位置即可马上修正其超音波探头10的角度或是位置,以快速地校正超音波探头10而对准其下药空间或是下针空间。

[0070] 反之,当第二中心点T2与第一中心点T1的距离 d 大于第一半径 r ,或是当第二中心点T2对应的球状空间SS'超出超音波切面影像的范围(梯型区域DR)之外,表示超音波探头10严重偏移初始化的球状记忆空间SS(下药或是下针空间)。因此,处理器11将会产生一个定位偏移讯号并暂时停止显示超音波切面影像。因此,当医师接收到定位偏移讯号或发现球状空间SS'并未显示于显示装置12上时,即可明了超音波探头10可能发生严重偏移。因此,医师可以立刻重新调整超音波探头10的位置以及角度,以对准其下药空间或是下针空间。

[0071] 如前述提及,超声波系统100内的任何合理的技术或是硬件变更都属于本发明所揭露的范畴。举例而言,显示装置12可以包含一个用户接口(User Interface,UI),用以输入超声波探头10内的第一定位点P1对应的坐标信息P1(X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1})。第一定位点P1对应的坐标信息P1(X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1})也可以由超声波探头10以自动定位或内建基准点的方式而产生。处理器11接收第一定位点P1对应的坐标信息P1(X_{P1}, Y_{P1}, Z_{P1})后,可将第一定位点P1设定为原点P1(0,0,0)。并且,用户接口也可以用于输入第一中心点T1的坐标T1(X_{T1}, Y_{T1}, Z_{T1})、侦测深度D4、第一半径r、及/或第一垂足点F1的坐标F1(X_{F1}, Y_{F1}, Z_{F1})等等初始化定位资料。然而,如前述提及,第一中心点T1的坐标T1(X_{T1}, Y_{T1}, Z_{T1})、侦测深度D4、第一半径r、及第一垂足点F1的坐标F1(X_{F1}, Y_{F1}, Z_{F1})可为超声波系统100内建的参数或超声波系统100依据定位数据产生的参数,或是使用者自定义的参数。超声波系统100在初始化时,上述参数的任何合理产生方式都属于本发明所揭露的范畴。并且,由于超声波系统100可视为具有连续定位机制的功能,因此,初始化的每一个参数或是每一次定位的数据都可被储存于内存13中。例如,第一定位点P1、第一垂足点F1、第一中心点T1、第二定位点P2、第二垂足点F2、第一中心点T1对应的球状记忆空间SS以及第二中心点T2对应的球状空间SS'的定位数据,都可被储存于内存13中。上述的定位数据都可视为医师的参考数据,让医师可以快速地校正超声波探头10的位置以及侦测角度,而准确地找到适合的下药空间或是下针空间。

[0072] 图7为超声波系统100中,执行超声波探头10的定位方法的流程图。超声波系统100执行超声波探头10的定位方法包含步骤S701至S708,步骤S701至步骤S708的任何合理修改都属于本发明所揭露的范畴。步骤S701至S708描述于下:

[0073] 步骤S701:设定位于超声波探头10内的第一定位点P1;

[0074] 步骤S702:取得位于超声波探头10的侦测深度D4的影像边界线IML上与第一定位点P1对应的第一垂足点F1,其中第一定位点P1与第一垂足点F1所构成的线段与影像边界线IML垂直;

[0075] 步骤S703:设定位于超声波探头10的侦测范围内的第一中心点T1;

[0076] 步骤S704:当超声波探头10移动一个偏移量及一个旋转角度,依据超声波探头10的第一定位点P1、偏移量及旋转角度取得超声波探头10内的第二定位点P2;

[0077] 步骤S705:依据超声波探头10的第一垂足点F1、偏移量及旋转角度,取得超声波探头10的第二垂足点F2;

[0078] 步骤S706:依据第二定位点P2及第二垂足点F2以及利用对应的平面法向量产生平面方程式;

[0079] 步骤S707:依据平面方程式及第一中心点T1产生满足平面方程式的第二中心点T2,其中第二中心点T2为平面方程式对应的平面上至第一中心点T1的距离最短的一点;

[0080] 步骤S708:依据第一中心点T1与第二中心点T2的距离,选择性地显示第二中心点T2对应的球状空间SS'于超声波切面影像上。

[0081] 步骤S701至步骤S708的细节已于前文中详述,故于此将不再赘述。在超声波系统100中,步骤S701至步骤S703可视为初始化的定位阶段。步骤S704至步骤S708可视为超声波探头10被连续定位的阶段。藉由执行步骤S701至步骤S708,医师可参考球状空间SS'而马上修正超声波探头10的侦测角度或是位置,进而快速地对准其下药空间或是下针空间。当超声波探头10发生严重偏移时,医师也可以立刻重新调整超声波探头10的位置以及角度,以

重新对准其下药空间或是下针空间。

[0082] 综上所述,本发明揭露了一种超音波系统及超音波探头的定位方法。在超音波系统中,当超音波探头被移动后,医师可以依据球状记忆空间以及目前球状空间的相对位置确认下药或是下针位置的正确性。因此,超音波系统可应用于许多生检、引流以及药物的注入治疗。并且,当超音波探头的扫瞄范围较大时,由于据球状记忆空间在初始化的阶段即被建立,因此球状记忆空间即可被视为目标脏器的下药空间。因此,医师可以快速地依据目前超音波探头的坐标,调整超音波探头的位置或角度以对准球状记忆空间。并且,超音波系统的球状记忆空间也可以设定为多个,以同时观察不同位置的病灶。换句话说,本发明的超音波系统及超音波探头的定位方法,提供了一种自动化的虚空间技术,来模拟初始化的球状记忆空间以及目前定位的球状空间,因此可以快速地让医师进行适合的内科治疗。

[0083] 本发明已由上述相关实施例加以描述,然而上述实施例仅为实施本发明的范例。必需指出的是,已揭露的实施例并未限制本发明的范围。相反地,在不脱离本发明的精神和范围内所作的更动与润饰,均属本发明的专利保护范围。

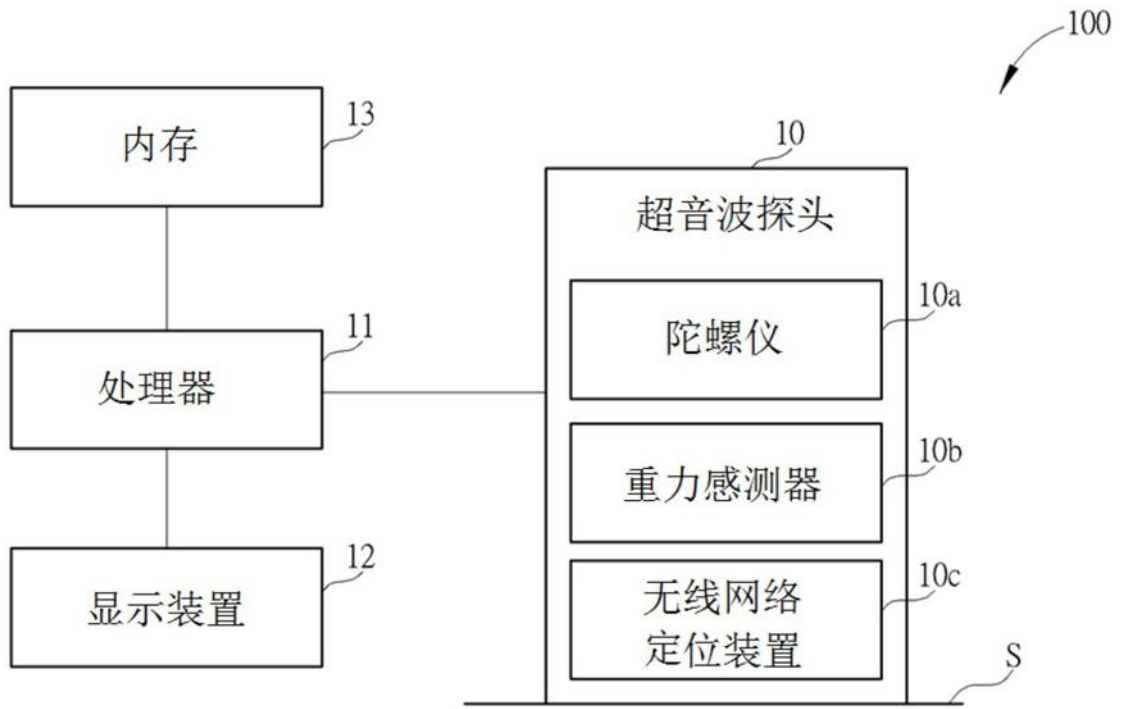


图1

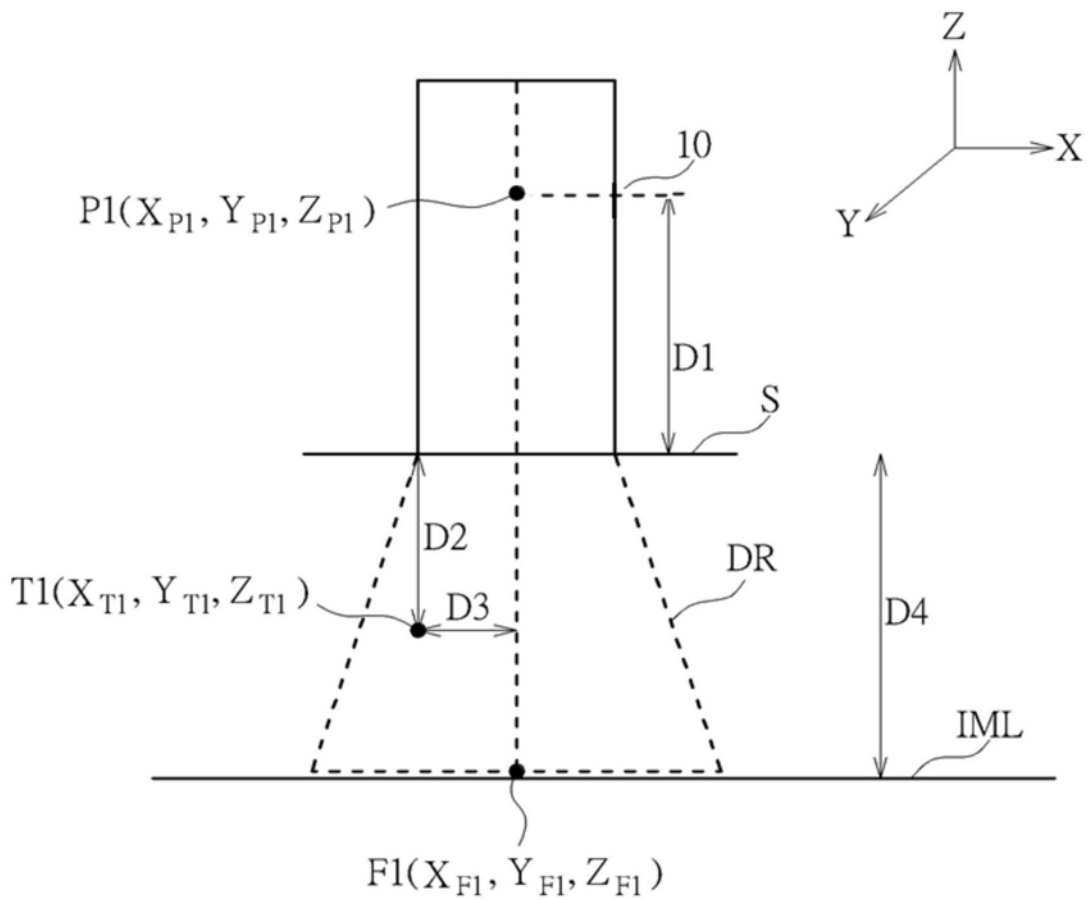


图2

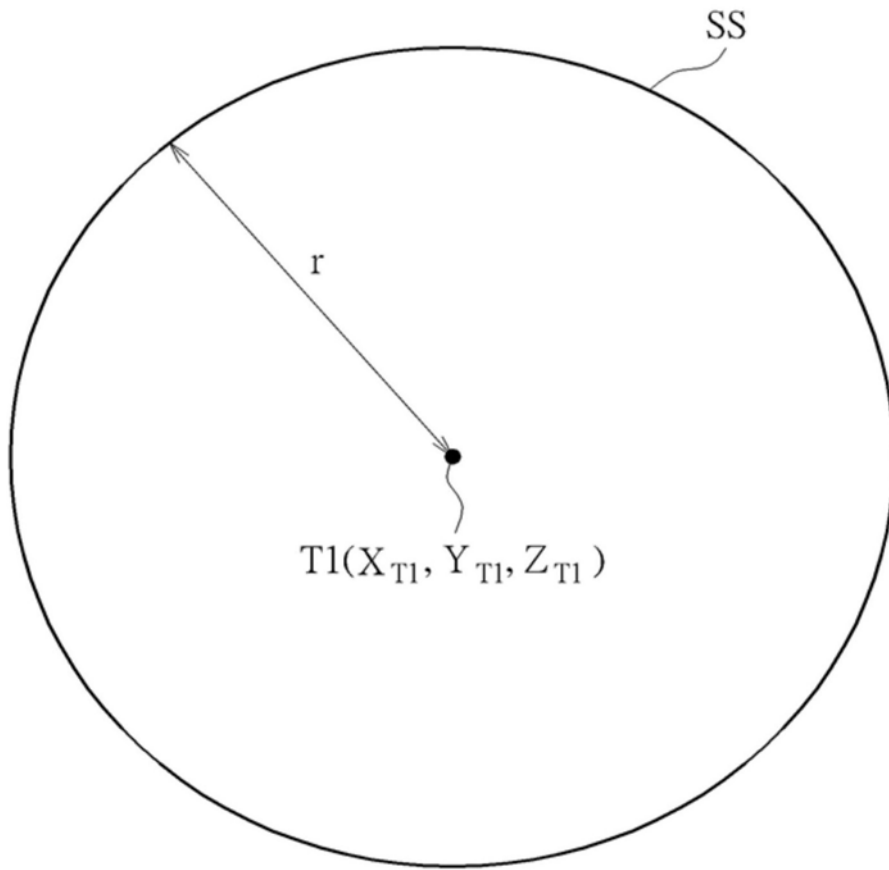


图3

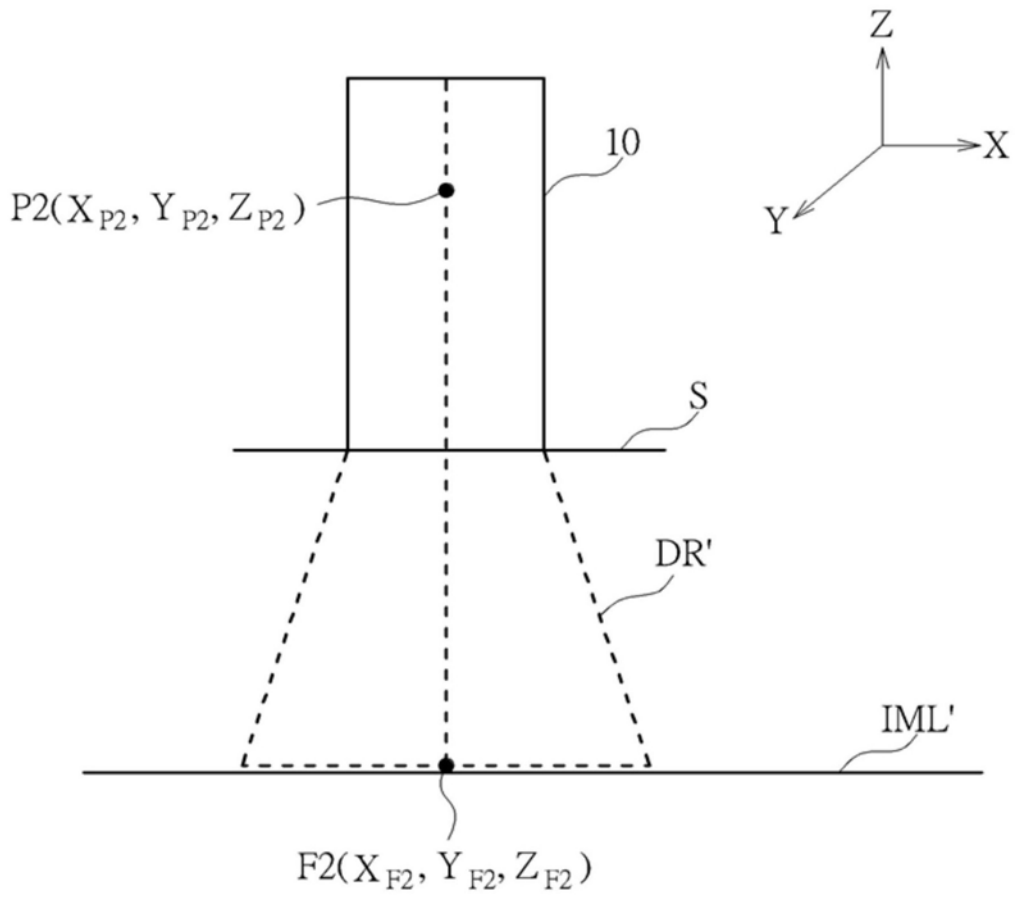


图4

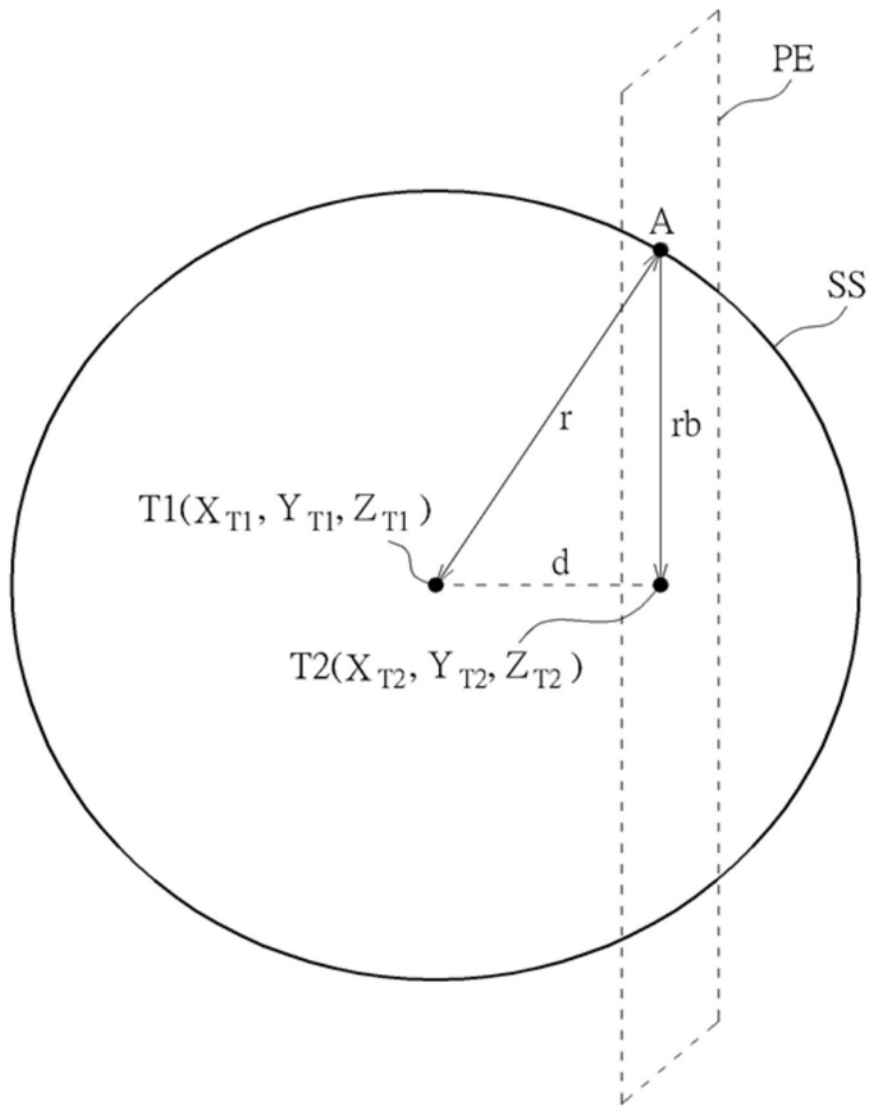


图5

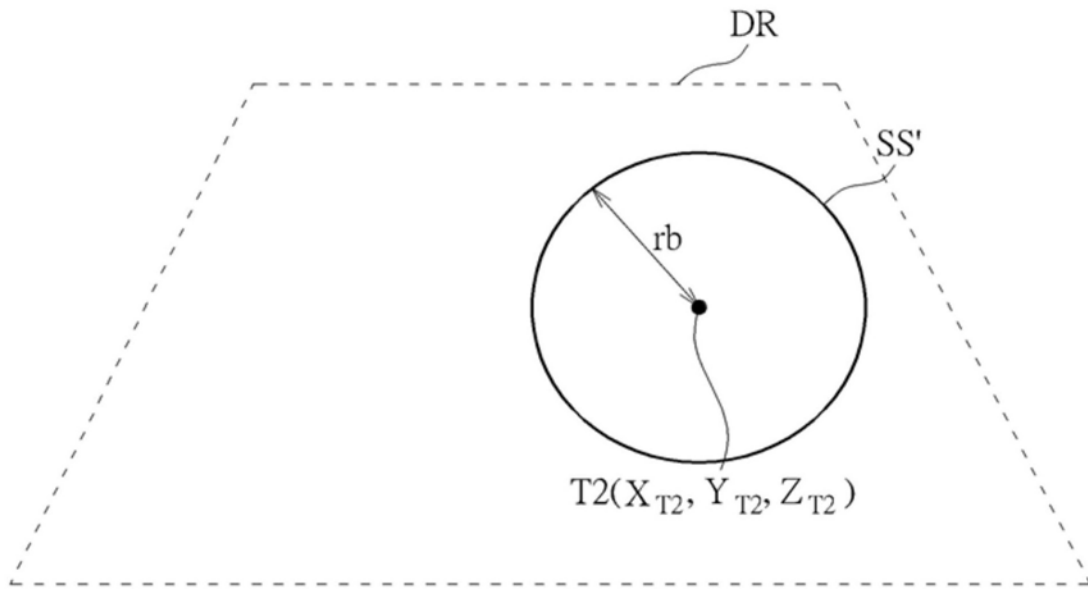


图6

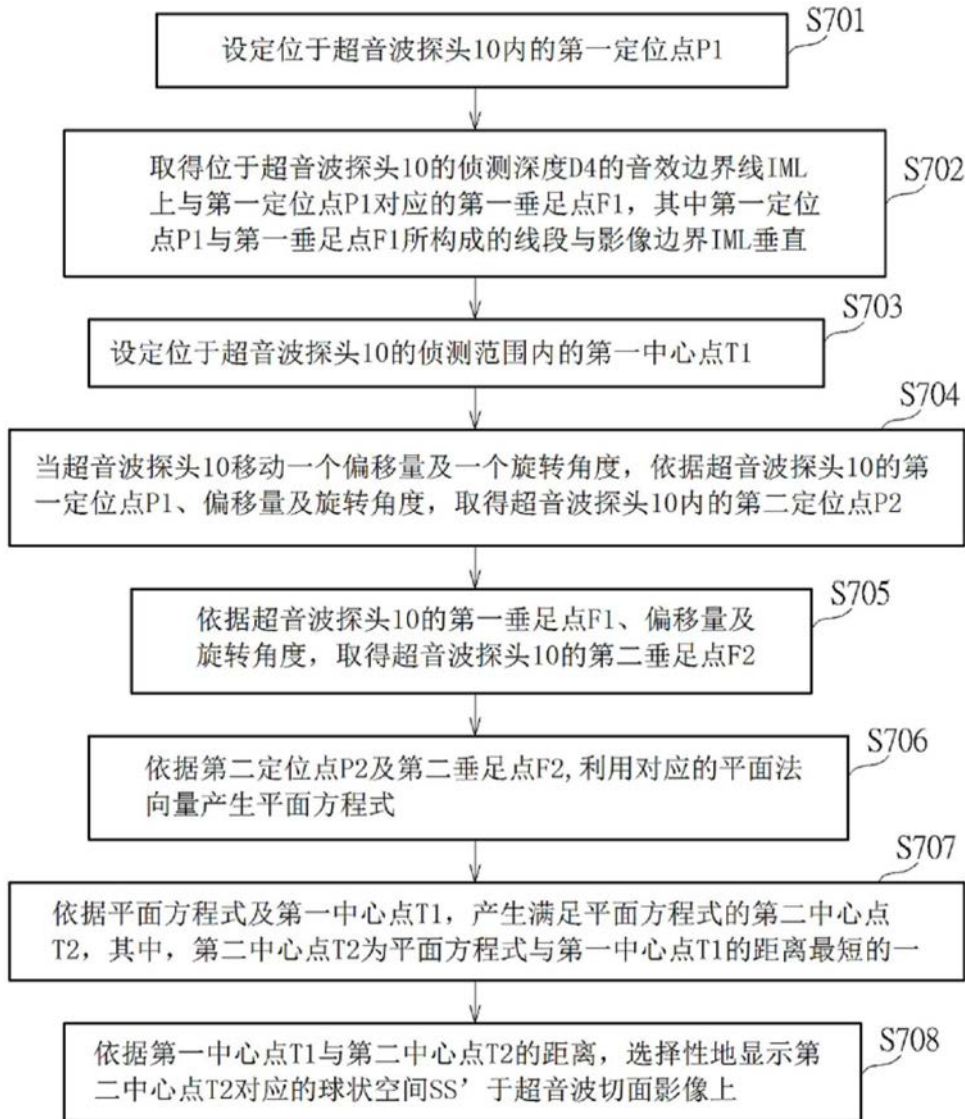


图7

专利名称(译)	超声波探头的定位方法及超声波系统		
公开(公告)号	CN109602442A	公开(公告)日	2019-04-12
申请号	CN201811250522.1	申请日	2018-10-25
[标]申请(专利权)人(译)	苏州佳世达电通有限公司 明基电通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州佳世达电通有限公司 佳世达科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州佳世达电通有限公司 佳世达科技股份有限公司		
[标]发明人	林家馨		
发明人	林家馨		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/00 A61B8/42 A61B8/4254 A61B8/4472 A61B8/461 A61B2017/3413 A61B2034/2048 G01S7/52065 G01S15/8936 G01S5/00 A61B8/13 G01S7/5205		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开一种超声波探头的定位方法及超声波系统，超声波探头的定位方法包含设定位于超声波探头内的第一定位点，取得位于超声波探头的侦测深度的影像边界线与第一定位点对应的第一垂足点，设定位于超声波探头的侦测范围内的第一中心点，当超声波探头以一个偏移量移动及一个旋转角度转动后，取得超声波探头的第二垂足点、平面法向量以及该平面法向量对应的平面方程式，依据平面方程式及该第一中心点产生满足该平面方程式的第二中心点，及依据该第一中心点与该第二中心点的距离选择性地显示第二中心点对应的球状空间于超声波切面影像上，藉此实现连续准确定位。

