



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104161546 A

(43) 申请公布日 2014. 11. 26

(21) 申请号 201410456398. X

(22) 申请日 2014. 09. 05

(71) 申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学  
城学苑大道 1068 号

(72) 发明人 温铁祥 辜嘉 陈实富 秦文健

(74) 专利代理机构 深圳市铭粤知识产权代理有  
限公司 44304

代理人 孙伟峰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

A61B 19/00 (2006. 01)

A61B 17/34 (2006. 01)

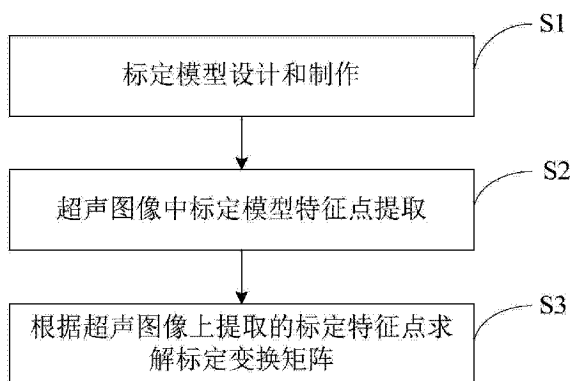
权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法,该标定方法包括:S1. 标定模型设计和制作;S2. 超声图像中标定模型特征点提取;S3. 根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵。本发明可以解决当前超声引导介入治疗以及自由式三维超声成像系统中可跟踪定位超声探头的标定问题,以获得更精确的标定精度和更方便的标定操作,精确标定的超声可有效的提供三维超声重建图像的质量、并提高手术的安全性和成功率。



1. 一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系统,其特征在于,所述系统包括超声主机及与超声主机相连的空间定位装置和系统主机,所述系统主机用于进行数据采集及标定求解,所述空间定位装置包括空间定位系统主机、超声探头、及光学跟踪物件,所述光学跟踪物件包括固定安装于超声探头上的超声探头夹具、固定安装于超声探头夹具上的穿刺针和第一空间定位传感器、及固定安装于穿刺针上的第二空间定位传感器。

2. 根据权利要求1所述的系统,其特征在于,所述第一空间定位传感器和第二空间定位传感器为光学传感器或电磁传感器。

3. 一种如权利要求1所述的基于可定位穿刺针的超声探头标定方法,其特征在于,所述方法包括:

S1、标定模型设计和制作;

S2、超声图像中标定模型特征点提取;

S3、根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述步骤S1中的标定模型为:

$$M_{TN}u_i = M_{TR}M_{RP}X_i,$$

其中,  $u_i$  为穿刺针上第二空间定位传感器的实际空间位置;  $X_i$  为穿刺针上第二空间定位传感器在超声图像中的像素坐标;  $M_{RP}$  表示需要计算求解的超声图像扫描平面到光学跟踪物件的刚体变换矩阵;  $M_{TR}$  表示超声探头相对于光学跟踪物件的变换矩阵,  $M_{TR}$  表示超声探头的空间位置和朝向信息;  $M_{TN}$  表示穿刺针上的点相对于实时超声探头的变换矩阵。

5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,所述步骤S3具体为:

根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵  $M_{RP}$ 。

6. 根据权利要求5所述的方法,其特征在于,所述步骤S3具体为:

采用最小二乘法求解对应的标定方程:

$$\left[ \tilde{M}_{RP} \right] = \arg \min_{M_{RP}} \sum_i \| M_{TN}u_i - M_{TR}M_{RP}X_i \|^2$$

7. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述步骤S2具体为:

采用霍夫变换来检测超声图像中的穿刺针直线特征,并提取直线特征上的标定特征点。

## 基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械及超声检测技术领域,尤其涉及一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法。

### 背景技术

[0002] 在超声引导介入治疗和手术中,超声探头的空间位置需要通过三维空间定位系统进行跟踪,并且与同时被跟踪的手术器械统一到同一个坐标系中,以便将器械姿态和位置准确地显示在超声图像上,呈现给医生。利用三维定位系统跟踪超声探头的技术,同样被应用于自由式三维超声图像的获取和重建。为了能够跟踪超声探头上延伸出的成像平面,首先必须确定从位置跟踪传感器坐标系到超声成像平面坐标系之间的变换关系。测量和求解这个变换的过程就是超声探头标定。

[0003] 当前超声探头空间校准的主要方法有:

[0004] 基于体模内交叉线或球体进行标定的点方法,基于平面体模进行标定的面方法以及基于图像内在特征点进行校准的方法。常用的超声探头校准方法是对已知具体几何尺寸的超声体模进行扫描,例如置于水槽内的已知具体几何尺寸的交叉线或按一定规则排列的小球体。超声对这些点进行多角度的扫描,然后在超声图像中对这些特征点进行分割。由于每一点都具体对应其在世界坐标系中的已知位置,因此可通过最优化方法对这些点集构成的超定方程进行求解。

[0005] 第二种是基于平面体模进行校准的方法,该方法通过在水槽中放置一个在超声中清晰成像的平面体模,并利用该平面上相关特征直线进行校准。但是它的校准精度受限于狭小的成像角度和深度,因为该平面体模成像的厚度和清晰度依赖于扫描时扫描深度和超声焦点的设置。另一个问题是超声波在水中的传播速度与在人体组织内的传播速度是不相同的(超声波在人体组织内传播的速度为 1540m/s),因此如果将在水槽中对平面体模校准的结果用于人体扫描,会存在一定的误差并最终导致重建图像的失真。解决这一问题的通常做法是往水槽中注入特定的物质(如盐、酒精或甘油)使得该混合液体对超声波的传播速度为 1540m/s。

[0006] 第三种校准方法是不使用体模,而直接利用采集的超声图像帧与帧之间的相关信息进行估算,此类方法需要跟踪超声图像中选定特征点在图像帧与帧之间相对位置。

[0007] 在现有的超声探头标定方法中,第一类基于点体模进行标定的方法存在的问题是:由于超声波的厚度是有限的,因此很难将超声探头直接对准这些特征球体的中心,并且当探头没有直接对准球体时,该球体也可能出现在对应的超声图像上。第二类基于面体模的方法存在的问题是:要求超声成像平面刚好通过面体模的特征平面,对操作者的标定操作要求很高,并且面体模上特征点的提取也不方便。第三类基于图像特征点相关性的标定方法存在的问题是:由于超声图像中斑点噪声比较多,要准确的分割出图像中的特征点并进行匹配是比较困难的,因此此类方法的校准精度相对较低。

[0008] 因此,针对上述技术问题,有必要提供一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系

统及方法。

### 发明内容

[0009] 有鉴于此,本发明的目的在于提供一种新的基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法。

[0010] 为了实现上述目的,本发明实施例提供的技术方案如下:

[0011] 一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系统,所述系统包括超声主机及与超声主机相连的空间定位装置和系统主机,所述系统主机用于进行数据采集及标定求解,所述空间定位装置包括空间定位系统主机、超声探头、及光学跟踪物件,所述光学跟踪物件包括固定安装于超声探头上的超声探头夹具、固定安装于超声探头夹具上的穿刺针和第一空间定位传感器、及固定安装于穿刺针上的第二空间定位传感器。

[0012] 作为本发明的进一步改进,所述第一空间定位传感器和第二空间定位传感器为光学传感器或电磁传感器。

[0013] 相应地,一种基于可定位穿刺针的超声探头标定方法,所述方法包括:

[0014] S1、标定模型设计和制作;

[0015] S2、超声图像中标定模型特征点提取;

[0016] S3、根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵。

[0017] 作为本发明的进一步改进,所述步骤 S1 中的标定模型为:

[0018]  $M_{TN}u_i = M_{TR}M_{RP}X_i$ ,

[0019] 其中,  $u_i$  为穿刺针上第二空间定位传感器的实际空间位置;  $X_i$  为穿刺针上第二空间定位传感器在超声图像中的像素坐标;  $M_{RP}$  表示需要计算求解的超声图像扫描平面到光学跟踪物件的刚体变换矩阵;  $M_{TR}$  表示超声探头相对于光学跟踪物件的变换矩阵,  $M_{TR}$  表示超声探头的空间位置和朝向信息;  $M_{TN}$  表示穿刺针上的点相对于实时超声探头的变换矩阵。

[0020] 作为本发明的进一步改进,所述步骤 S3 具体为:

[0021] 根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵  $M_{RP}$ 。

[0022] 作为本发明的进一步改进,所述步骤 S3 具体为:

[0023] 采用最小二乘法求解对应的标定方程:

[0024] 
$$\left[ \tilde{M}_{RP} \right] = \arg \min_{M_{RP}} \sum_i \| M_{TN}u_i - M_{TR}M_{RP}X_i \|^2$$

[0025] 作为本发明的进一步改进,所述步骤 S2 具体为:

[0026] 采用霍夫变换来检测超声图像中的穿刺针直线特征,并提取直线特征上的标定特征点。

[0027] 本发明具有以下有益效果:

[0028] 本发明可以解决当前超声引导介入治疗以及自由式三维超声成像系统中可跟踪定位超声探头的标定问题,以获得更精确的标定精度和更方便的标定操作,精确标定的超声可有效的提供三维超声重建图像的质量、并提高手术的安全性和成功率。

### 附图说明

[0029] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明中记载的一些实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据这些附图获得其他的附图。

[0030] 图 1 为本发明一具体实施方式中超声探头标定系统的模块示意图。

[0031] 图 2 为本发明一具体实施方式中超声探头标定方法的流程示意图。

[0032] 图 3 为本发明一具体实施方式中超声探头标定方法的标定方程求解示意图。

## 具体实施方式

[0033] 为了使本技术领域的人员更好地理解本发明中的技术方案,下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都应当属于本发明保护的范围。

[0034] 参图 1 所示,本发明公开了一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系统,包括超声主机 5 及与超声主机 5 相连的空间定位装置和系统主机 2,系统主机 2 作为进行数据采集及标定求解的图形工作站,空间定位装置包括空间定位系统主机 1、超声探头 6、及光学跟踪物件,光学跟踪物件包括固定安装于超声探头 6 上的超声探头夹具 7、固定安装于超声探头夹具 7 上的穿刺针和第一空间定位传感器 8、及固定安装于穿刺针 9 上的第二空间定位传感器 10。

[0035] 在对手术床 4 上的病人 3 进行手术时,进行可定位超声探头的扫描,可方便利用光学跟踪物件上的超声探头夹具将空间定位传感器固定于传统超声探头上。优选地,本发明中的第一、第二空间定位传感器为光学传感器或电磁传感器。

[0036] 本系统通过在传统的二维超声探头固定第一空间定位传感器,用于获得超声探头相对于光学标记物本身坐标原点的精确空间位置(包括:位置信息,朝向信息)。这些空间定位信息数据流将被空间定位装置的控制单元采集到,并通过特定接口的数据线输入到系统主机。与此同时,超声主机输出的每一帧的超声图像,通过特定接口和与主机配套的 API 接口输入到图形工作站。图形工作站上安装有自主开发的超声探头标定软件系统,能够对来自超声主机的实时视频流和来自空间定位系统主机的空间位置数据流同时进行采集和记录,用于后续的标定求解。

[0037] 相应地,参图 2 所示,基于可定位穿刺针的超声探头标定方法,具体包括以下步骤:

[0038] S1、标定模型设计和制作;

[0039] S2、超声图像中标定模型特征点提取;

[0040] S3、根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵。

[0041] 标定过程的第一步是标定模型设计和制作。在超声探头的标定方法中,标定模型的设计和制作至关重要。模型设计的好坏直接影响到标定操作是否简易、标定特征点成像是否清晰、特征点提取是否方便以及后续的标定求解是否精确。依据空间定位装置提供的跟踪传感器具制作手册和二维超声系统原有的穿刺定位架,自制了一个光学跟踪物件,包

括超声探头夹具、穿刺针、及第一空间定位传感器、和第二空间定位传感器,可方便地与现有的超声探头穿刺架无缝的结合,符合医生的操作习惯。

[0042] 通过在穿刺针上的第二空间定位传感器,穿刺针上每一点的实际空间位置  $u_i$  都可以通过空间定位装置实时获取;通过在超声图像上跟踪该穿刺针的实际位置,也可同时获得穿刺针上位置点  $u_i$  的图像像素坐标  $X_i$ 。由图 3 可以看出,  $u_i$  和  $X_i$  是同一点在两个不同坐标系表示下的不同表示。因此,这两者之间具有如下的关系(即标定模型):

$$[0043] \quad M_{TN}u_i = M_{TR}M_{RP}X_i,$$

[0044] 其中, T 为空间定位装置的坐标系, N 为穿刺针上第二空间定位传感器的坐标系, R 为超声探头上第一空间定位传感器的坐标系, P 为超声图像平面的坐标系。  $M_{RP}$  表示需要计算求解的超声图像扫描平面到光学跟踪物件的刚体变换矩阵;  $M_{TR}$  表示超声探头相对于光学跟踪物件的变换矩阵,  $M_{TN}$  表示超声探头的空间位置和朝向信息(通常统称为姿态信息), 由空间定位装置实时输出获得;  $M_{TN}$  表示穿刺针上的点相对于实时超声探头的变换矩阵。

[0045] 标定的第二步是进行超声图像中体模特征点提取, 穿刺探针在超声成像平面显示为一条直线特征, 直线的自动提取比点的自动提取来的更方便和快速, 优选地, 本发明采用霍夫变换来检测超声图像中的穿刺针直线特征。

[0046] 标定过程的第三步是根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵  $M_{RP}$ 。

[0047] 由于标定特征点相对于空间定位装置的实际空间物理坐标是已知的、并且与其在超声平面上的像素点是一一对应, 因此本发明根据获得的一系列特征点, 采用最小二乘法求解对应的标定方程:

$$[0048] \quad \left[ \tilde{M}_{RP} \right] = \arg \min_{M_{RP}} \sum_i \| M_{TN}u_i - M_{TR}M_{RP}X_i \|^2$$

[0049] 本发明的基于可定位穿刺针的超声探头标定方法能确保超声成像平面刚好通过穿刺针, 使得标定的过程操作简易。

[0050] 另外, 本发明能确保穿刺针在超声图像平面中始终是已知的、可见的。同时, 由于穿刺针是线性的, 即使穿刺针在超声图像上部分显像不清晰, 也可以通过直接的线性拟合准确的估算出该缺失部分的信息。

[0051] 综上所述, 本发明的基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法可以解决当前超声引导介入治疗以及自由式三维超声成像系统中可跟踪定位超声探头的标定问题, 以获得更精确的标定精度和更方便的标定操作, 精确标定的超声可有效的提供三维超声重建图像的质量、并提高手术的安全性和成功率。

[0052] 对于本领域技术人员而言, 显然本发明不限于上述示范性实施例的细节, 而且在不背离本发明的精神或基本特征的情况下, 能够以其他的具体形式实现本发明。因此, 无论从哪一点来看, 均应将实施例看作是示范性的, 而且是非限制性的, 本发明的范围由所附权利要求而不是上述说明限定, 因此旨在将落在权利要求的等同要件的含义和范围内的所有变化囊括在本发明内。不应将权利要求中的任何附图标记视为限制所涉及的权利要求。

[0053] 此外, 应当理解, 虽然本说明书按照实施方式加以描述, 但并非每个实施方式仅包含一个独立的技术方案, 说明书的这种叙述方式仅仅是为清楚起见, 本领域技术人员应当将说明书作为一个整体, 各实施例中的技术方案也可以经适当组合, 形成本领域技术人员

可以理解的其他实施方式。

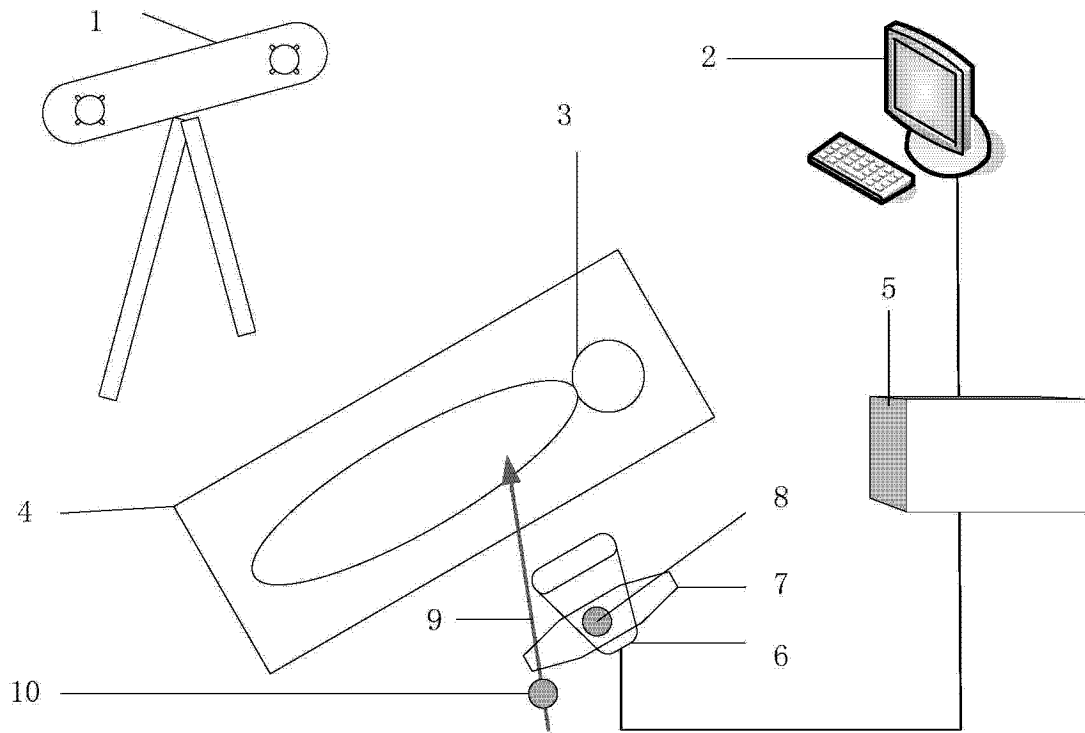


图 1

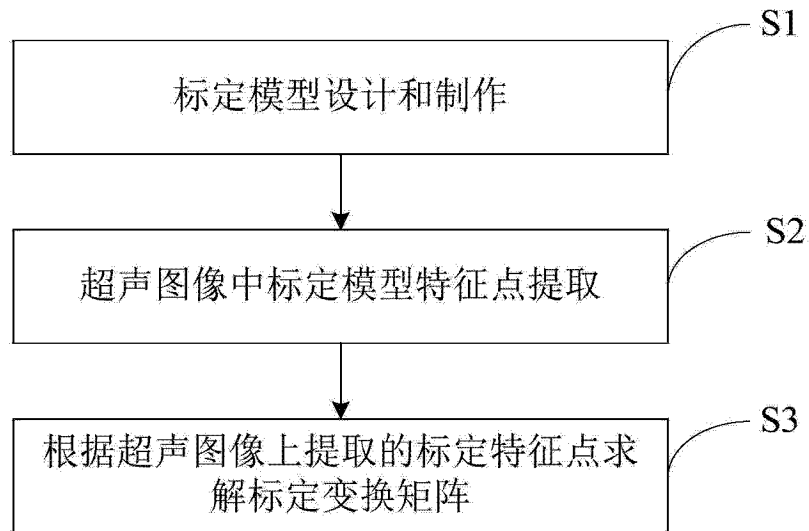


图 2

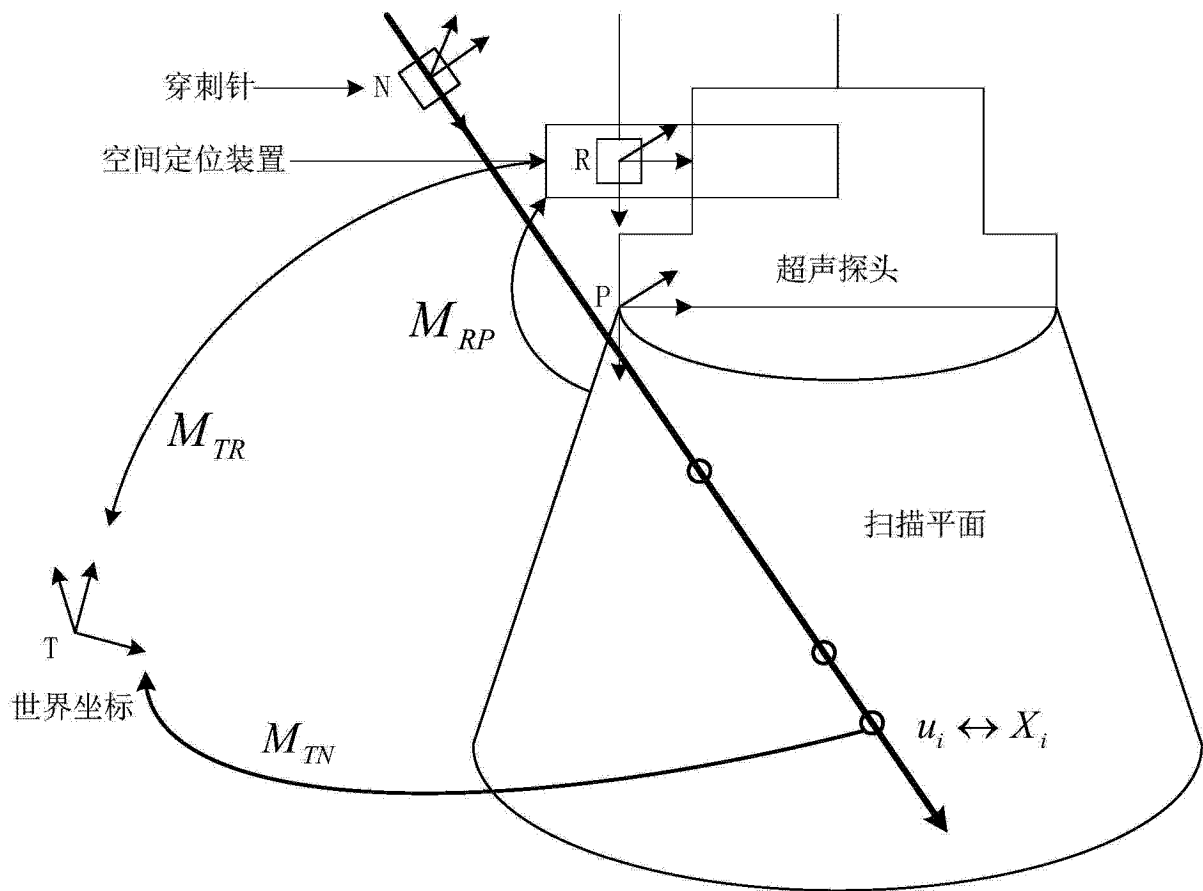


图 3

专利名称(译)	基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN104161546A</a>	公开(公告)日	2014-11-26
申请号	CN201410456398.X	申请日	2014-09-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	温铁祥 辜嘉 陈实富 秦文健		
发明人	温铁祥 辜嘉 陈实富 秦文健		
IPC分类号	A61B8/00 A61B19/00 A61B17/34		
代理人(译)	孙伟峰		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于可定位穿刺针的超声探头标定系统及方法，该标定方法包括：S1.标定模型设计和制作；S2.超声图像中标定模型特征点提取；S3.根据超声图像上提取的标定特征点求解标定变换矩阵。本发明可以解决当前超声引导介入治疗以及自由式三维超声成像系统中可跟踪定位超声探头的标定问题，以获得更精确的标定精度和更方便的标定操作，精确标定的超声可有效的提供三维超声重建图像的质量、并提高手术的安全性和成功率。

