



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103110429 A

(43) 申请公布日 2013. 05. 22

(21) 申请号 201210191466. 5

(22) 申请日 2012. 06. 11

(71) 申请人 大连理工大学

地址 116023 辽宁省大连市高新园区凌工路
2 号

(72) 发明人 邱天爽 任亮 朱勇 刘惠

(74) 专利代理机构 大连东方专利代理有限责任
公司 21212

代理人 杜树华

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

超声波探头的光学标定方法

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波探头的标定方法, 具有如下步骤: 1. 在超声探头上粘贴特征标识点, 2. 固定立体标定模板和光学定位设备, 3. 手持超声探头扫描立体标定模板, 每次采集超声图像的同时利用光学定位设备获取超声探头的空间姿态, 得到原始数据, 继而利用最小二乘法标定超声探头。相较于传统的电磁标定方法, 具有如下优点: 标定结果更加准确; 运算过程中, 只有一个未知数(一个未知变换矩阵), 降低了标定计算的复杂性; 可以应用到各种型号的超声探头上, 设备简便, 适用范围广; 采用光学定位设备获取超声探头姿态, 无需考虑电源线的影响, 使得可标定的范围更广; 光学定位设备在手术导航环境中不存在电磁兼容的问题。

1. 一种超声波探头标定方法,其特征在于具有如下步骤:

S1. 选取光轴相互平行的两枚完全相同的相机,作为光学定位设备,以一侧相机的光心作为坐标系原点,两枚相机的光心连接为 X 轴,以该相机的光轴作为 Z 轴,建立空间直角坐标系,作为光学定位设备坐标系 C;

S2. 选取并固定两个相同的矩形框架,使所述的 2 个矩形框架构成空间虚拟长方体中相对的两个面,使用多条标定直线连接所述两个矩形框架的各端点,作为立体标定模板,选取所述两个矩形框架中的一个顶点作为原点,建立空间直角坐标系,作为立体标定模板坐标系 M;

S3. 选取一个 2D 的超声波探头,在该超声波探头上粘贴至少三个特征点,建立空间直角坐标系,作为超声波探头坐标系 T;

S4. 使用超声波探头扫描标定模板,使超声波的扫描平面穿过所述的多条标定直线的每一条标定直线,记录每一个扫描平面与标定直线相交的空间点,计算每一个空间点在所述立体标定模板坐标系 M 中的坐标;

S5. 设定超声图像坐标系 I,利用超声图像处理技术获得所述的每一个空间点在超声图像中的坐标,记做 $P(I) = (u_i, v_i, 0, 1)^T$;

S6. 由所述的光学定位设备坐标系 C、立体标定模板坐标系 M、超声波探头坐标系 T 和超声图像坐标系 I,得到公式:

$$P(M) = {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P(I),$$

式中: $P(M)$ 为空间点在立体标定模板坐标系 M 中的坐标; $P(I)$ 为对应点在超声图像中的图像坐标;

维数为 4×4 的矩阵 ${}^M T_C$ 为坐标系 C 到坐标系 M 的变换矩阵,该矩阵为固定值;

维数为 4×4 的矩阵 ${}^C T_T(i)$ 为坐标系 T 到坐标系 C 的变换矩阵,每次标定图像采集对应一个矩阵 ${}^C T_T(i)$;

维数为 4×4 的矩阵 ${}^T T_I$ 为所求变换矩阵;

设目标函数 $f(i) = |P_M(i) - {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P_I(i)|^2$,使得 $f(i) = 0$ 时的 ${}^T T_I$ 即为标定所求,采集多幅标定图像,堆叠数据后,使用最小二乘法的方法优化求出 ${}^T T_I$,完成超声波探头的标定。

2. 根据权利要求 1 所述的一种超声波探头的光学标定方法,其特征还在于:所述两枚相机的光心距离即基线距离可调节,光轴夹角可调节。

3. 根据权利要求 1 所述的一种超声波探头的光学标定方法,其特征还在于:所述连接线的个数至少为 7 条。

4. 根据权利要求 1 所述的一种超声波探头的光学标定方法,其特征还在于:所述步骤 S3 中,进行扫描之前,将所述标定模板浸入 50°C 的水中。

5. 根据权利要求 1 所述的一种超声波探头的光学标定方法,其特征还在于:所述步骤 S6 中,采集至少 2 幅图像。

超声波探头的光学标定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种光学标定方法,尤其涉及一种超声波探头的光学标定方法。

背景技术

[0002] 现有的基于磁定位器的手动三维超声图像标定方法:在超声探头上固定一个电磁接收器,利用电磁定位器获取该接收器相对于发射器的空间信息,建立超声图像坐标系 I、接收器坐标系 R、发射器坐标系 T、模板坐标系 C 四个坐标系,标定公式为 $P(C) = {}^C T_T \cdot {}^T T_R \cdot {}^R T_I \cdot P(I)$,其中 ${}^T T_R$ 代表电磁接收器到发射器的变换矩阵,已知空间点的超声图像坐标 $P(I)$ 、对应的模板坐标 $P(C)$ 和每次测量的 ${}^T T_R$,利用最小二乘法得到接收器和超声图像之间的空间映射关系 ${}^C T_T$ 和 ${}^R T_I$ 。

[0003] 基于磁定位器的手动三维超声图像标定方法存在以下问题:

[0004] (1) 设计的 N 形标定模板只是空间中二维的标定模板,得到的标定模板坐标缺少第三维的空间信息;

[0005] (2) 标定公式 $P(C) = {}^C T_T \cdot {}^T T_R \cdot {}^R T_I \cdot P(I)$ 中的未知量有 ${}^C T_T$ 和 ${}^R T_I$ 两个,计算较为复杂,需要采集多幅标定图像;

[0006] (3) 默认用接收器坐标系代替超声探头坐标系,可能存在变换误差;

[0007] (4) 需要在超声探头上固定电磁接收器,活动受限制,且针对不同型号的超声探头需要配备不同规格的电磁定位器,使得设备复杂,适应性不高;

[0008] (5) 电磁定位设备在手术导航应用中存在电磁兼容问题。

发明内容

[0009] 本发明针对以上问题的提出,而研制的一种超声波探头标定方法,具有如下步骤:

[0010] S1. 选取光轴相互平行的两枚完全相同的相机,作为光学定位设备,以一侧相机的光心作为坐标系原点,两枚相机的光心连接为 X 轴,以该相机的光轴作为 Z 轴,建立空间直角坐标系,作为光学定位设备坐标系 C;

[0011] S2. 选取并固定两个相同的矩形框架,使所述的 2 个矩形框架构成空间虚拟长方体中相对的两个面,使用多条标定直线连接所述两个矩形框架的各端点,作为立体标定模板,选取所述两个矩形框架中的一个顶点作为原点,建立空间直角坐标系,作为立体标定模板坐标系 M;

[0012] S3. 选取一个 2D 的超声波探头,在该超声波探头上粘贴至少三个特征点,建立空间直角坐标系,作为超声波探头坐标系 T;

[0013] S4. 使用超声波探头扫描标定模板,使超声波的扫描平面穿过所述的多条标定直线的每一条标定直线,记录每一个扫描平面与标定直线相交的空间点,计算每一个空间点在所述立体标定模板坐标系 M 中的坐标;

[0014] S5. 设定超声图像坐标系 I,利用超声图像处理技术获得所述的每一个空间点在

超声波图像中的坐标,记做 $P(I) = (u_i, v_i, 0, 1)^T$;

[0015] S6. 由所述的光学定位设备坐标系 C、立体标定模板坐标系 M、超声波探头坐标系 T 和超声图像坐标系 I, 得到公式:

$$[0016] \quad P(M) = {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P(I),$$

[0017] 式中: $P(M)$ 为空间点在立体标定模板坐标系 M 中的坐标; $P(I)$ 为对应点在超声图像中的图像坐标;

[0018] 维数为 4×4 的矩阵 ${}^M T_C$ 为坐标系 C 到坐标系 M 的变换矩阵, 该矩阵为固定值;

[0019] 维数为 4×4 的矩阵 ${}^C T_T(i)$ 为坐标系 T 到坐标系 C 的变换矩阵, 每次标定图像采集对应一个矩阵 ${}^C T_T(i)$;

[0020] 维数为 4×4 的矩阵 ${}^T T_I$ 为所求变换矩阵;

[0021] 设目标函数 $f(i) = |P_M(i) - {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P_I(i)|^2$, 使得 $f(i) = 0$ 时的 ${}^T T_I$ 即为标定所求, 采集多幅标定图像, 堆叠数据后, 使用最小二乘法的方法优化求出 ${}^T T_I$, 完成超声波探头的标定。

[0022] 所述两枚相机的光心距离即基线距离可调节, 光轴夹角可调节。所述连接线的个数至少为 7 条。

[0023] 所述步骤 S3 中, 进行扫描之前, 将所述标定模板浸入 50°C 的水中。所述步骤 S6 中, 采集至少 2 幅图像。

[0024] 由于采用了上述技术方案, 本发明提供的超声波探头的光学标定方法, 具有如下优点:

[0025] 1. 设计一种立体标定模板, 将标定模板坐标由二维扩展到三维, 这样可以增强标定计算过程中的约束条件, 使得标定结果更准确;

[0026] 2. 标定公式 $P(M) = {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P(I)$ 中的未知量只有 ${}^T T_I$, 降低了标定计算的复杂性;

[0027] 3. 直接利用超声探头坐标系与其他坐标系做变换, 物理意义明确, 且在探头上粘贴的三个特征标识点适应性强, 可以应用到各种型号的超声探头上, 设备简便, 适用范围广;

[0028] 4. 采用光学定位设备获取超声探头姿态, 无需考虑电源线的影响, 使得可标定的范围更广;

[0029] 5. 光学定位设备在手术导航环境中不存在电磁兼容的问题。

附图说明

[0030] 为了更清楚的说明本发明的实施例或现有技术的技术方案, 下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图做一简单地介绍, 显而易见地, 下面描述中的附图仅仅是本发明的一些实施例, 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。

[0031] 图 1 为本发明的空间坐标系的变换关系示意图;

[0032] 图 2 为本发明的立体标定模板示意图;

[0033] 图 3 为本发明的超声探头上的特征标识点及其坐标系设定示意图;

[0034] 图 4 为本发明的立体标定模板坐标系设定示意图;

[0035] 图 5 为本发明的空间点 E 在立体标定模板坐标系中的坐标计算方法示意图。

具体实施方式

[0036] 为使本发明的实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面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的描述,显然,所描述的实施例是本发明的一部分实施例,而不是全部实施例。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它实施例,都属于本发明的保护范围。

[0037] 实施例 1:

[0038] 如图 1-5 所示:一种超声波探头标定方法:

[0039] 一. 光学定位设备的坐标系 C 的设定:选取光轴相互平行的两枚相同的相机,作为光学定位设备。如图 1 所示,两枚完全相同的相机,配备相同型号的镜头,优选的,固定在水平设置的固定架上。

[0040] 进一步的,为了能够满足不同的标定范围,所述的两枚相机与所述固定架活动连接,即两枚相机的光心距离即基线距离设置为可调节式,同时两枚相机的光轴夹角也可调节,可以满足不同方位的标定需求。

[0041] 在固定好光学仪器之后,通常的,选择以左侧相机光心为轴心,两枚相机的基线为 X 轴线,以该左侧相机的光轴作为 Z 轴,建立直角坐标系,作为光学定位设备坐标系 C。

[0042] 二. 立体标定模板及其坐标系设定:如图 2 所示:选用两个完全一致的矩形框架或矩形面板,本实施例中选用两个尺寸完全一致的矩形框架,将连个框架呈竖直相对设置,使其中矩形框架 A 在另一个矩形框架 B 上的正投影与矩形框架 B 完全重合,也可表述为所述的两个矩形框架在光学定位设备坐标系中构成一个空间虚拟长方体中相对的两个面。选定多条标定直线,连接所述两个矩形面板的顶点。由于运算的需要,至少需要 7 条标定直线,采用折线 N 形连接的方式,连接所述的两个矩形框架的所有顶点。具体连接方式,如图 2 所示:在虚拟的空间长方体的六个面中,除了所述的两个矩形框架所在的面,其余的 4 个矩形面中,至少有三个面,具有三条标定直线连接各所在面的顶点,且三条直线呈 N 字型。以 O 点作为坐标原点,建立空间直角坐标系,作为立体标定模板坐标系 M。

[0043] 三. 超声探头上的特征标识点及其坐标系设定,如图 3 示,选取一个 2D 的超声探头,在该超声波探头上粘贴至少三个特征点,优选的,特征点可以是可见光特征点和红外 LED 特征点等,建立空间直角坐标系,作为超声波探头坐标系 T。

[0044] 四. 每个超声波探测仪,在其扫描面都具有自己的坐标,本发明中设定为超声图像坐标系 I。

[0045] 五. 使用超声波探头扫描标定模板,工作的时候将所述标定模板放入水温约 50℃ 的水中,手持 2D 超声探头扫描该模板,扫描平面与标定线相交于 D、E、F、G、H、M、N 七个空间点,如图 4 示。

[0046] 利用超声图像处理技术获得所述的每一个空间点在超声波图像坐标系 I 中的坐标,记做 $P(I) = (u_i, v_i, 0, 1)^T$ 。

[0047] 得到的 D、E、F、G、H、M、N 七个空间点,每个点在立体模板坐标系 M 中的坐标设为 $P(M) = (x_i, y_i, z_i, 1)^T$,以 D、E、F 共面的三点为例,与三角形 EFC 相似,根据相似三角形的原理有 E 点在立体标定模板中的坐标为 $(x_E, y_E, z_E, 1)^T$,

[0048] 其中 $x_E = OC \cdot \frac{DE}{DF}$, $y_E = OA \cdot \frac{DE}{DF}$, $z_E = 0$,

[0049] 已知立体标定模板 OA、OB、OC 的几何尺寸信息, DE、DF 可以在超声图像中测量得到,这样就可以求出点 E 在立体标定模板坐标系中的坐标,每幅标定图像可以得到如 E、G、M 三点的坐标,如图 4 所示。

[0050] 设空间点在超声图像中的对应点图像坐标为 $P(I) = (u_i, v_i, 0, 1)^T$,该图像坐标可以利用超声图像处理的技术获取。

[0051] 由于立体标定模板在标定过程中相对于光学定位设备静止,所以变换矩阵 ${}^M T_C$ 不变,只需测得 O、A、C 三个空间点在光学定位设备坐标系中的坐标即可求的变换矩阵 ${}^M T_C$;

[0052] 在每次采集超声标定图像的同时,利用光学定位设备获取超声探头上三个特征点的坐标,即可求出变换矩阵 ${}^C T_T(i)$,每幅标定图像对应一个变换矩阵。

[0053] 由上述条件得到标定公式 $P(M) = {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P(I)$,式中 $P(M)$ 为空间点在立体标定模板坐标系中的坐标; $P(I)$ 为对应点在超声图像中的图像坐标;维数为 4×4 的矩阵 ${}^M T_C$ 为坐标系 C 到坐标系 M 的变换矩阵,该矩阵为固定值;维数为 4×4 的矩阵 ${}^C T_T(i)$ 为坐标系 T 到坐标系 C 的变换矩阵,每次标定图像采集对应一个矩阵 ${}^C T_T(i)$;维数为 4×4 的矩阵 ${}^T T_I$ 为所求变换矩阵。

[0054] 设目标函数 $f(i) = |P_M(i) - {}^M T_C \cdot {}^C T_T(i) \cdot {}^T T_I \cdot P_I(i)|^2$,使得 $f(i) = 0$ 时的 ${}^T T_I$ 即为标定所求,采集多幅标定图像(至少 2 幅图像),堆叠数据后工程上可以使用最小二乘法的方法优化求出 ${}^T T_I$ 。

[0055] 以上所述,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本发明揭露的技术范围内,根据本发明的技术方案及其发明构思加以等同替换或改变,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

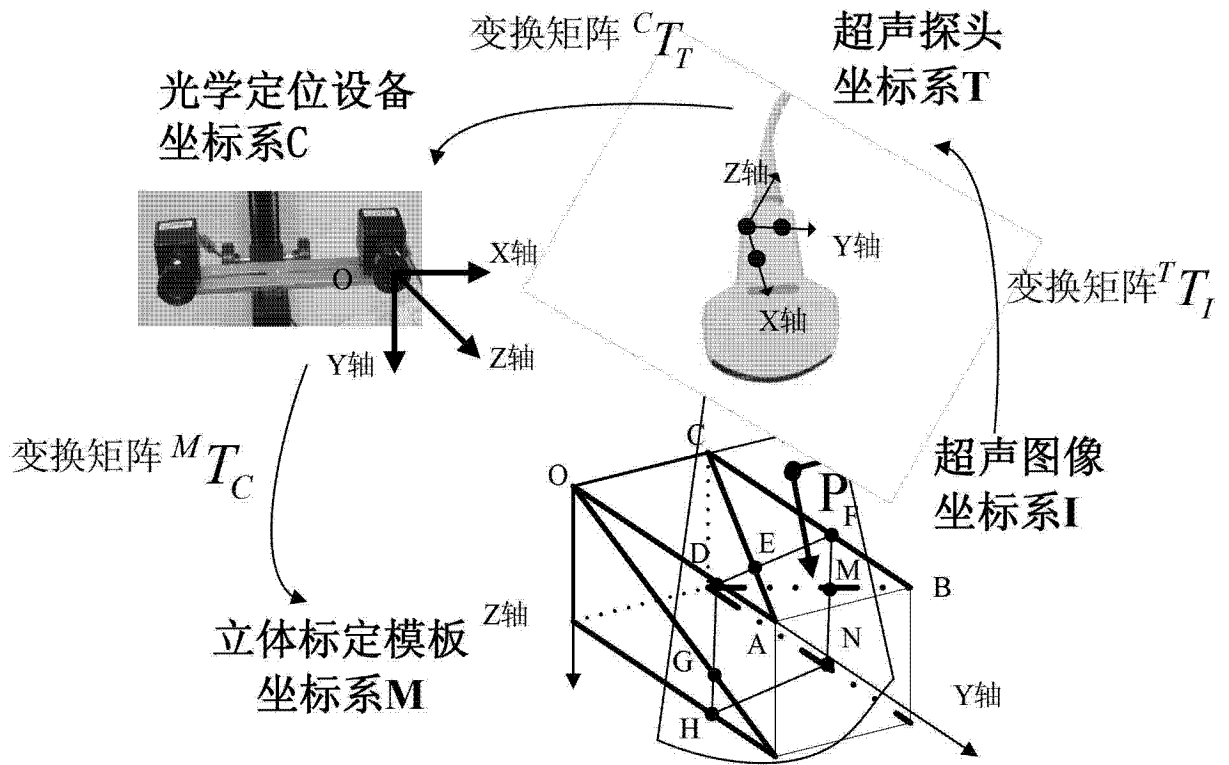


图 1

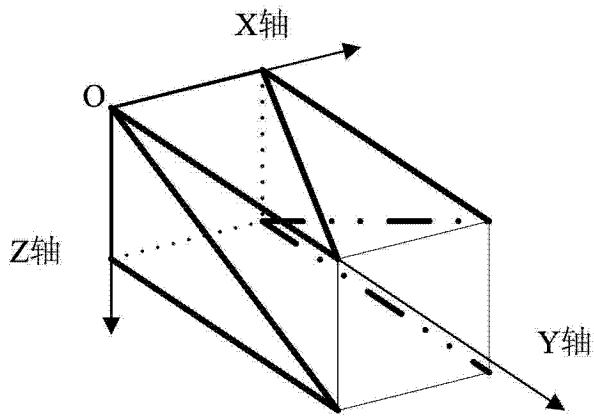


图 2

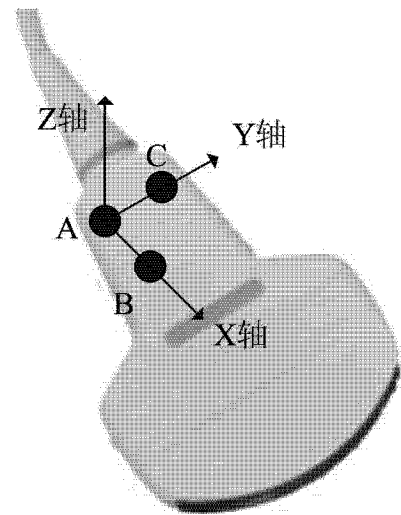


图 3

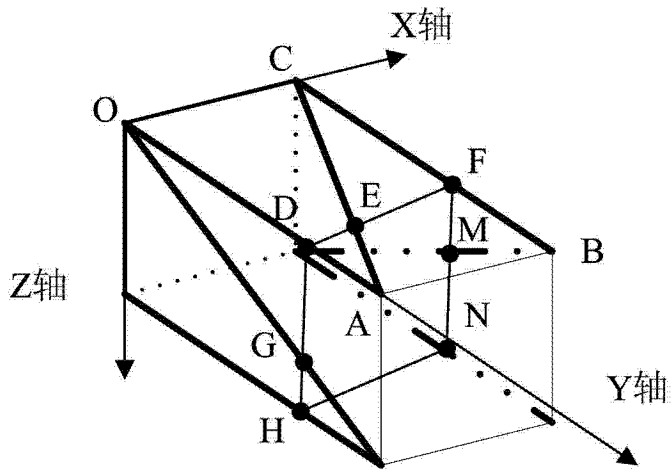


图 4

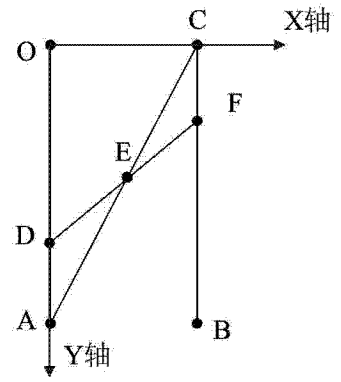


图 5

专利名称(译)	超声波探头的光学标定方法		
公开(公告)号	CN103110429A	公开(公告)日	2013-05-22
申请号	CN201210191466.5	申请日	2012-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	大连理工大学		
申请(专利权)人(译)	大连理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	大连理工大学		
[标]发明人	邱天爽 任亮 朱勇 刘惠		
发明人	邱天爽 任亮 朱勇 刘惠		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	杜树华		
其他公开文献	CN103110429B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波探头的标定方法，具有如下步骤：1.在超声探头上粘贴特征标识点，2.固定立体标定模板和光学定位设备，3.手持超声探头扫描立体标定模板，每次采集超声图像的同时利用光学定位设备获取超声探头的空间姿态，得到原始数据，继而利用最小二乘法标定超声探头。相较于传统的电磁标定方法，具有如下优点：标定结果更加准确；运算过程中，只有一个未知数（一个未知变换矩阵），降低了标定计算的复杂性；可以应用到各种型号的超声探头上，设备简便，适用范围广；采用光学定位设备获取超声探头姿态，无需考虑电源线的影响，使得可标定的范围更广；光学定位设备在手术导航环境中不存在电磁兼容的问题。

$$x_E = OC \cdot \frac{DE}{DF}, \quad y_E = OA \cdot \frac{DE}{DF}, \quad z_E = 0,$$