



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102846337 B

(45) 授权公告日 2015. 09. 02

(21) 申请号 201110180448. 2

(22) 申请日 2011. 06. 29

(73) 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园 1 号

专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

US 2011/0026796 A1, 2011. 02. 03,

US 2006/0036162 A1, 2006. 02. 16,

US 2008/0262345 A1, 2008. 10. 23,

CN 101283929 A, 2008. 10. 15,

审查员 卢晓萍

(72) 发明人 朱磊 王广志 李波 丁辉
朱立人

(74) 专利代理机构 深圳鼎合诚知识产权代理有限公司 44281

代理人 郭燕

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101051387 A, 2007. 10. 10,

US 6491632 B1, 2002. 12. 10,

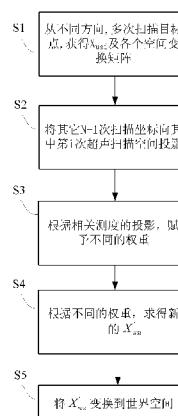
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

三维超声系统及其目标点的定位方法和装置

(57) 摘要

本发明公开了一种三维超声系统及其目标点的定位方法和装置,将声场厚度因素考虑进去,从不同方向多次扫描目标点,得到目标点在超声扫描空间的坐标;根据各方向的相关测度的投影,为各次扫描分配权重;根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标;利用预先获得的从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。本发明用超声空间精度较高的轴向和侧向误差来弥补精度低的厚度误差,从而提高目标点在超声扫描空间的定位精度。



1. 一种三维超声系统的目标点定位方法，其特征在于包括：

获取超声探头从不同方向多次对同一目标点进行扫描时该目标点在各超声扫描空间的坐标；

选择一个超声扫描空间作为参考空间，将多次扫描后得到的所有超声扫描空间坐标向该参考空间投影，得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵；

根据各方向的测量精度相关的测度为各次扫描数据分配权重；

根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标；

利用预先获得的从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。

2. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述测量精度相关的测度为误差、方差或分辨率。

3. 如权利要求 1 所述的方法，其特征在于，所述根据各方向的测量精度相关的测度为各次扫描分配权重时按照以下规则：权重在轴向方向、侧向方向或厚度方向上的分量，根据相对应的扫描数据测度在该方向上的投影大小确定，为测量精度相关的测度投影大的方向的扫描数据分配较小权重，为测量精度相关的测度投影小的方向的扫描数据分配较大权重。

4. 如权利要求 1 至 3 中任一项所述的方法，其特征在于，目标点在参考空间的坐标采用以下公式计算：

$$X'_{usref} = \sum_{j=1}^N \alpha_j (T_{usref_usj} \cdot X_{usj})$$

其中， X'_{usref} 是目标点在参考空间的坐标， N 为对同一目标点的扫描次数， α_j 是第 j 次扫描数据的权重向量， T_{usref_usj} 是第 j 次超声扫描空间到参考空间的变换矩阵， X_{usj} 是目标点在第 j 次超声扫描空间中的原始坐标。

5. 如权利要求 4 所述的方法，其特征在于，所述参考空间为不同于扫描方向的一个新的空间；或者所述参考空间为多次扫描中某次扫描的一个超声扫描空间。

6. 一种三维超声系统的目标点定位装置，用于将目标点从超声扫描空间变换到世界坐标空间，其特征在于所述装置包括：

原始坐标获得单元，用于在超声探头从不同方向对同一目标点进行扫描时从每次扫描的超声图像中获取该目标点在超声扫描空间的坐标；

投影单元，用于选择一个超声扫描空间作为参考空间，将多次扫描后得到的所有超声扫描空间坐标向该参考空间投影，得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵；

权重分配单元，用于根据各方向的测量精度相关的测度为各次扫描数据分配权重；

坐标修正单元，用于根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标；

坐标变换单元，用于利用预先获得的从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。

7. 如权利要求 6 所述的装置，其特征在于，所述测量精度相关的测度为误差、方差或分

分辨率。

8. 如权利要求 6 或 7 所述的装置,其特征在于,所述根据各方向的测量精度相关的测度为各次扫描分配权重时按照以下规则:权重在轴向方向、侧向方向或厚度方向上的分量,根据相对应的扫描数据测度在该方向上的投影大小确定,为测量精度相关的测度投影大的方向的扫描数据分配较小权重,为测量精度相关的测度投影小的方向的扫描数据分配较大权重。

9. 如权利要求 8 所述的装置,其特征在于,目标点在参考空间的坐标采用以下公式计算:

$$X'_{\text{usref}} = \alpha_1 (T_{\text{usref_us1}} \cdot X_{\text{us1}}) + \dots + \alpha_i (T_{\text{usref_usi}} \cdot X_{\text{usi}}) + \dots + \alpha_N (T_{\text{usref_usN}} \cdot X_{\text{usN}})$$

其中, X'_{usref} 是目标点在参考空间的坐标, $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N$ 是各次扫描数据的权重向量, $T_{\text{usref_usN}}$ 是第 N 次超声扫描空间到参考空间的变换矩阵, X_{usi} 是目标点在第 i 次超声空间中的原始坐标。

10. 一种三维超声系统,其特征在于,包括:

超声探头,用于向被检查者目标部位发射超声波;

超声处理模块,用于将接收到的回波信号进行处理,并获得目标部位的超声图像;

标定装置,用于检测超声探头的定位数据,并将超声图像和定位数据进行标定,得到从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵;

数据计算模块,用于将标定好的数据重建或者同其它模态数据配准,并输出目标部位的超声图像和/或数据,所述数据计算模块包括权 6 至 9 中任一项所述的目标点定位装置;

显示模块,用于将目标部位的超声图像和数据进行显示。

三维超声系统及其目标点的定位方法和装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种三维超声系统,尤其涉及三维超声系统的目标点的定位方法和装置。

背景技术

[0002] 三维超声系统在融合成像、手术导航、活检和消融等领域的应用越来越多,它比二维超声图像更直观,并且包含更多的时间空间形状信息。基于自由臂(freehand)的三维超声系统比机械式的三维超声系统更加灵活,具有任意角度扫描,移动空间不受限制等优点。常用的自由臂三维超声系统有:基于电磁传感器的自由臂三维超声系统;基于主动光/被动光传感器的自由臂三维超声系统。三维标定是自由臂三维超声系统中重要的一个环节,是指通过某种方法或装置,确定三维超声系统中各个空间坐标之间的变换关系。知道各个空间坐标之间的变换关系,用超声扫描定位目标点,超声平面的目标点坐标经过坐标变换,从超声扫描空间变换到位置传感器空间,再变换到世界空间,从而知道目标点在世界空间的位置,为超声融合成像、手术导航等提供位置信息。在超声融合成像中重要的一步是将超声图像上的点与另一模态数据的点一一对应配准,其实质是将目标点在世界坐标中的位置与另一模态数据中目标点的位置对应起来,精确获得目标点在世界坐标中的位置对提高配准精度有很大影响。

[0003] 与三维超声系统相关的声束在三个方向具有误差:轴向误差,侧向误差,厚度误差。

[0004] 轴向误差(axial):超声束轴线上的误差,理论上与波长有关,只有当两点距离大于波长的 $1/2$ 时,超声才能分别产生两个回声,等于超声束轴线上能分辨两点间的最小距离。

[0005] 侧向误差(lateral):又称横向误差,与轴向方向垂直的误差,它与焦点位置,轴向深度,孔径,超声束直径,多波束合成有关。横向方向垂直于轴向方向,与轴向同在超声扫描平面内。

[0006] 厚度误差(elevational, thickness):超声平面厚度方向上的误差,它与探头晶振,声透镜的几何形状,轴向深度有关。厚度方向和轴向方向,侧向方向相互垂直。

[0007] 目前技术忽略了超声声场的厚度,将超声扫描空间到位置传感器空间的变换看做是 $X_{usz}=0$ 的2D平面到3D空间的变换,这里的 X_{usz} 指的超声成像空间厚度方向(可表示为Z轴)的坐标。

[0008] 但在实际应用中,由于超声束本身有一定的厚度,同时超声束远场发散性的特点使得超声成像不是反映一个无限薄截面的情况而是有一定厚度并逐渐发散的平面,严格意义上,因忽略超声声场的厚度而引起定位的不准确,进而影响超声融合成像和手术导航的精度。

[0009] 超声扫描时,由于探头的物理特性决定超声各个方向的误差不相同。轴向和侧向误差较小,厚度方向误差较大。在二维超声系统中,主要关注的是轴向和侧向误差,对轴向

和侧向误差的优化较多,对厚度方向误差关注较少,优化也较少或没有优化。目前的自由臂三维超声系统中大都没有考虑声场厚度因素,但是在三维超声系统中厚度误差的影响比轴向和侧向误差大很多。有些技术虽然考虑了声场厚度因素,但其通过特殊装置来减小厚度误差带来的影响,使用很不方便。

发明内容

[0010] 本发明要解决的主要技术问题是,提供一种三维超声系统及其目标点的定位方法和装置,将声场厚度因素考虑进去,对目标点进行标定,提高目标点的定位精度。

[0011] 根据本发明的一方面,提供一种三维超声系统的目标点定位方法,包括:

[0012] 获取超声探头从不同方向多次对同一目标点进行扫描时该目标点在各超声扫描空间的坐标;

[0013] 选择一个超声扫描空间作为参考空间,将多次扫描后得到的所有超声扫描空间坐标向该参考空间投影,得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵;

[0014] 根据各方向的相关测度为各次扫描数据分配权重;

[0015] 根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标;

[0016] 利用预先获得的从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。在一种实施例中,所述根据各方向的相关测度为各次扫描数据分配权重时按照以下规则:权重在轴向方向、侧向方向或厚度方向上的分量,根据相对应的扫描数据测度在该方向上的投影大小确定,为相关测度投影大的方向的扫描数据分配较小权重,为相关测度投影小的方向的扫描数据分配较大权重。

[0017] 目标点在参考空间的坐标采用以下公式计算:

$$[0018] \quad X'_{usref} = \sum_{j=1}^N \alpha_j (T_{usref_usj} \cdot X_{usj})$$

[0019] 其中, X'_{usref} 是目标点在参考空间的坐标, N 为对同一目标点的扫描次数, α_j 是第 j 次扫描数据的权重向量, T_{usref_usj} 是第 j 次超声扫描空间到参考空间的变换矩阵, X_{usj} 是目标点在第 j 次超声扫描空间中的原始坐标。

[0020] 根据本发明的另一方面,提供一种三维超声系统的目标点定位装置,用于将目标点从超声扫描空间变换到世界坐标空间,所述装置包括:原始坐标获得单元,用于在超声探头从不同方向对同一目标点进行扫描时从每次扫描的超声图像中获取该目标点在超声扫描空间的坐标;投影单元,用于选择一个超声扫描空间作为参考空间,将多次扫描后得到的所有超声扫描空间坐标向该参考空间投影,得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵;权重分配单元,用于根据各方向的相关测度为各次扫描数据分配权重;坐标修正单元,用于根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标;坐标变换单元,用于利用预先获得的从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。

[0021] 本发明同时还提供一种三维超声系统,包括:超声探头,用于向被检查者目标部位发射超声波;超声处理模块,用于将接收到的回波信号进行处理,并获得目标部位的超声图像;标定装置,用于检测超声探头的定位数据,并将超声图像和定位数据进行标定,得到从

超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵；数据计算模块，用于将标定好的数据重建或者同其它模态数据配准，并输出目标部位的超声图像和 / 或数据，所述数据计算模块包括上述目标点定位装置；显示模块，用于将目标部位的超声图像和数据进行显示。

[0022] 本发明通过超声扫描不同方向相关测度在参考空间上的投影，分配不同的权重，用超声扫描空间精度较高的轴向和侧向误差来弥补精度低的厚度误差，从而提高目标点在超声扫描空间的定位精度。

附图说明

[0023] 图 1 为本发明一种实施例中三维超声系统的框图；

[0024] 图 2 为本发明一种实施例中自由臂三维超声系统的空间变换关系；

[0025] 图 3 为本发明一种实施例中目标点定位装置的结构框图；

[0026] 图 4 为本发明一种实施例中目标点的定位流程图；

[0027] 图 5 为本发明一种实施例中多次扫描目标点示意图。

具体实施方式

[0028] 下面通过具体实施方式结合附图对本发明作进一步详细说明。

[0029] 在本申请的实施例中，将声场厚度因素考虑进去，同时综合超声轴向和侧向误差，通过多次测量目标点，赋予不同的权重，得到目标点的精确世界空间坐标。在定位目标点时，超声探头对同一目标点从多个方向进行多次扫描，并得到每次扫描后该目标点在超声扫描空间的坐标和不同坐标空间之间的变换矩阵。将其它超声扫描空间坐标向其中一个超声扫描空间投影（或者将所有的超声扫描空间向一个新的空间投影），根据测量精度相关的测度（简称“相关测度”），赋给不同的权重，加权求和后得到修正后目标点在参考空间的坐标值。再将修正后的参考空间坐标值变换到世界坐标，从而用超声扫描空间精度较高的轴向和侧向误差来弥补精度低的厚度误差，降低了声场厚度方向的误差，得到的目标点的坐标也更精确，提高了后续的超声融合成像中点对配准精度。

[0030] 一种实施例中，自由臂三维超声系统的框图如图 1 所示：三维超声系统包括超声探头 101、超声处理模块 104、标定装置 100、数据计算模块 106 和显示模块 107。超声探头 101 用于向被检查者目标部位发射超声波；超声处理模块 104 用于将接收到的回波信号进行处理，并获得目标部位的超声图像；标定装置 100 用于进行三维标定，即通过某种方法或装置，确定三维超声系统中各个空间坐标之间的变换关系。在一种实施例中，标定装置 100 包括位置探测器、定位控制器和标定模块，位置探测器用于探测超声探头的位置信息，例如通过磁或光来探测超声探头 101 空间位置的位置传感器 102。在一种实施例中，位置传感器 102 包括一发射器和一接收器，其中位置传感器 102 的接收器固定在探头 101 上，而位置传感器 102 的发射器则固定在成像部位（诊断部位）附近，并随着探头的移动，通过测得的接收器与发射器之间的相对方位不断提供位置信息。定位控制器 103 用于根据超声探头的位置信息得到超声探头的空间位置；标定模块 105 用于将超声图像和定位器数据进行标定。

[0031] 空间坐标之间的变换关系包括从超声扫描空间到位置传感器空间的变换关系，从位置传感器空间到世界坐标空间之间的变换关系，如图 2 所示的自由臂三维超声系统的空间变换关系。空间坐标变换关系为：

$$[0032] \quad X_w = T_{w_s} \cdot T_{s_{us}} \cdot X_{us} \quad \text{-----} (1)$$

[0033] 其中 X_{us} 是点在超声扫描空间的坐标, X_w 是点在世界坐标空间的坐标, $T_{s_{us}}$ 是超声扫描空间到位置传感器空间的变换矩阵, T_{w_s} 是位置传感器空间到世界坐标空间的变换矩阵。位置传感器固定在探头上不动、超声参数不变时, $T_{s_{us}}$ 固定不变。 T_{w_s} 由定位控制器和位置传感器获得, 随着探头的移动, T_{w_s} 不断变化。

[0034] 当知道各个空间坐标之间的变换关系后, 即可用超声扫描定位目标点, 超声平面的目标点坐标经过坐标变换, 从超声扫描空间变换到位置传感器空间, 再变换到世界空间, 从而知道目标点在世界坐标空间的位置。

[0035] 数据计算模块 106 即用于将超声扫描得到的目标点从超声扫描空间变换到世界坐标空间, 用于将标定好的数据重建或者同其它模态数据配准, 并输出目标部位的超声图像和数据; 数据计算模块 106 得到的目标部位的超声图像和数据以及一些功能参数输出到显示模块 107 进行显示。在本发明实施例中, 数据计算模块 106 包括目标点定位装置, 目标点定位装置用于更精确地定位目标点, 从而更精确地将目标点从超声扫描空间变换到世界坐标空间。

[0036] 现有技术中, 在定标过程中没有考虑超声声场的厚度, X_{us} 存在一定的误差, 为使获得的目标点在超声扫描空间的坐标更准确, 在本发明的一种实施例中, 如图 3 所示, 目标点定位装置包括原始坐标获得单元 301、投影单元 302、权重分配单元 303、坐标修正单元 304 和坐标变换单元 305。原始坐标获得单元 301 用于在超声探头从不同方向对目标点进行扫描时从超声图像中获取目标点在超声扫描空间的坐标; 投影单元 302 用于选择一个超声扫描空间作为参考空间, 将多次扫描后得到的所有超声扫描空间坐标向该参考空间投影, 得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵; 权重分配单元 303 用于根据各方向的相关测度为各次扫描数据分配权重, 在一种实施例中, 按照以下规则分配权重: 权重在某一方向 (例如, 轴向方向、侧向方向或厚度方向) 上的分量, 根据相对应的扫描数据相关测度在该方向上的投影大小确定, 为相关测度投影大的方向的扫描数据分配较小权重, 为相关测度小的方向的扫描数据分配较大权重。坐标修正单元 304 用于根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标; 坐标变换单元 305 利用预先获得的超声扫描空间到位置传感器空间的变换矩阵 $T_{s_{us}}$, 和由标定装置 100 预先获得的从位置传感器空间到世界坐标空间的变换矩阵 T_{w_s} , 将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。

[0037] 在一种实施例中, 目标点在参考空间的坐标采用以下公式计算:

$$[0038] \quad X'_{usref} = \sum_{j=1}^N \alpha_j (T_{usref_usj} \cdot X_{usj}) \quad \text{-----} (2)$$

[0039] 其中, X'_{usref} 是目标点在参考空间的坐标, N 为扫描总数, α_j 是第 j 次扫描数据的权重向量, T_{usref_usj} 是第 j 次超声扫描空间到参考空间的变换矩阵, X_{usj} 是目标点在第 j 次超声扫描空间中的原始坐标。其中, 参考空间可以是任意一个超声扫描空间, 例如可以是某次扫描的超声扫描空间, 也可以是与扫描方向无关的一个新的空间。

[0040] 基于上述三维超声系统和目标点定位装置的三维超声系统, 在一种实施例中, 目标点定位方法如图 4 所示, 包括以下步骤:

[0041] 步骤 S1, 从不同方向, 多次扫描同一个目标点, 每个扫描方向即构成一个超声扫描

空间,每次扫描后得到目标点在该超声扫描空间的坐标,同时标定装置 100 得到各个坐标空间之间的变换矩阵,例如超声扫描空间到位置传感器空间的变换矩阵,位置传感器空间到世界坐标空间的变换矩阵。例如进行 N 次扫描,N 为大于 1 的整数。扫描方式可以是两次扫描,两次扫描方向尽量垂直;也可以是多次多个方向扫描,每个扫描方向至少扫描一次;扫描方向可以是尽量均分,也可以是任意方向不均分的超声扫描。

[0042] 步骤 S2,在 N 次扫描中选择其中一次(例如第 i 次)超声扫描空间作为参考空间,将其它 N-1 次扫描坐标向第 i 次超声扫描空间投影,并得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵,其中,N 是扫描次数,i 是被投影的超声扫描空间的序号, $1 \leq i \leq N$ 。

[0043] 步骤 S3,根据各扫描方向上的与测量精度相关的测度(简称相关测度)对每次扫描数据赋予不同的权重。不同的超声扫描空间中,不同方向上具有不同的测量精度,这是由仪器的精度决定的,相关测度可以是以下物理量:误差、方差或分辨率,当然,本领域技术人员还可以根据需要将其他的与测量精度相关的物理量定义为相关测度。根据相关测度对扫描数据赋予不同的权重,如果相关测度在该方向较大,则应使该方向对最终结果影响小,分配的权重应较小;如果相关测度在该方向较小,则应使该方向对最终结果影响大,分配的权重也应较大。

[0044] 步骤 S4,根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵重新计算目标点在第 i 次超声扫描空间即参考空间的坐标 X'_{usi} 。在一种实施例中,通过加权求和得到新的坐标值 X'_{usi} ,如式(2)所示:

$$[0045] \quad X'_{usi} = \alpha_1 \cdot (T_{usi_us1} \cdot X_{us1}) + \dots + \alpha_i \cdot X_{usi} + \dots + \alpha_N \cdot (T_{usi_usN} \cdot X_{usN}) \quad (3)$$

[0046] 其中: X'_{usi} 是目标点在第 i 次超声扫描空间的修正坐标, $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N$ 是各次扫描数据的权重向量, T_{usi_usN} 是预先获得的第 N 次超声扫描空间到第 i 次超声扫描空间的变换矩阵, X_{usi} 是目标点在第 i 次超声扫描空间中的原始坐标。

[0047] 对于定义第 i 次超声扫描空间为参考空间的情况,目标点在第 i 次超声扫描空间的修正坐标 X'_{usi} 即为目标点在参考空间的坐标。

[0048] 步骤 S5,再用第 i 次扫描变换矩阵,将目标点在参考空间的坐标值 X'_{usi} 通过公式(1)变换到世界坐标空间,从而得到目标点在世界坐标空间中更精确的坐标值。

[0049] 在一种实施例中,根据相关测度(例如误差/方差)的投影的反比为扫描数据赋予不同的权重,对于相关测度投影大的方向分配以小权重,相关测度投影小的方向分配大权重,权重符合归一化,即 $\sum_{i=1}^N \alpha_i = 1$ 。从而使误差大的测度对最终结果影响小,误差小的测度对最终结果影响大,使得到的目标点在世界坐标空间中修正坐标更精确。

[0050] 对于每次超声扫描,发明人发现存在以下特点,即:超声厚度方向精度低,而轴向和侧向的精度较高,因此,本实施例从不同方向对同一目标点进行多次扫描,得到目标点在各次扫描中的超声扫描空间的坐标值,例如,如图 5 所示,如果目标点在两次成一定角度(例如 90 度)的超声扫描中,在第一次扫描中,由于厚度方向精度低,不能精确得到厚度方向坐标值(即垂直于扫描平面方向上的坐标),但在第二次扫描中,该方向变成为侧向坐标,由于侧向的精度较高,因此可得到较为精确的坐标值。为了将多次的测量结果能够结合起来,给出一个更高测量精度的结果,需要将各次测量统一到一个公共的坐标系中作投影,并通过相关测度分配权重,重新计算该目标点的坐标值,从而用超声扫描空间精度较高的

轴向和侧向误差来弥补精度低的厚度误差,提高了目标点的定位精度。

[0051] 下面用一种具体实例说明如何计算目标点在参考空间的坐标,如图 5 所示,在多个方向上重复 N 次扫描同一个目标点,得到目标点在第 i 次超声扫描空间的坐标值 $X_{usi} = \{X_{usix}, X_{usiy}, 0, 1\}^T$ (其中 $1 \leq i \leq N$), 标定装置 100 得到位置传感器到世界坐标的变换矩阵 T_{w_si} , 由于位置传感器固定在探头上的位置和超声参数在扫描过程中都没有变化, 所以超声扫描空间到位置传感器空间的变换矩阵 T_{s_us} 固定不变。假设相关测度 $\delta_i = [\delta_{ix}, \delta_{iy}, \delta_{iz}]^T$ 表示第 i 次超声扫描时目标点处的侧向方向 (x 轴), 轴向方向 (y 轴), 厚度方向 (z 轴) 的相关测度。同样 $\delta_N = [\delta_{Nx}, \delta_{Ny}, \delta_{Nz}]^T$ 表示第 N 次超声扫描时, 目标点处各个方向的相关测度。由于超声数据在 x, y, z 轴上的精度相关测度 (例如误差 / 方差) 和深度, 频率等等各种因素有关, δ_i 和 δ_N 不相同。一般情况下, 侧向方向 δ_x 、轴向方向 δ_y 较小, 厚度方向 δ_z 较大。

[0052] 不同的方向具有不同的测量精度, 例如轴向方向、侧向方向和厚度方向具有不同的测量精度, 根据相关测度对扫描数据赋予不同的权重, 例如, 权重在轴向方向、侧向方向或厚度方向上的分量根据相对应的扫描数据测度在该方向上的投影大小确定, 为相关测度投影大的方向的扫描数据分配较小权重, 为相关测度投影小的方向的扫描数据分配较大权重。

[0053] 用式 (2) 计算新的坐标 X'_{usi} (在第 i 次超声扫描空间 (即参考空间) 下的坐标), X'_{usix} 为 $X'_{usi} = \{X'_{usix}, X'_{usiy}, X'_{usiz}, 1\}^T$ 的 x 分量, 其计算公式为

[0054] $X'_{usix} = \alpha_{1x} \cdot \{T_{usi_us1} \cdot X_{us1}\}_x + \dots + \alpha_{ix} \cdot X_{usix} + \dots + \alpha_{Nx} \cdot \{T_{usi_usN} \cdot X_{usN}\}_x$ (4)

[0055] 其中 $0 \leq \alpha_{1x}, \alpha_{2x}, \dots, \alpha_{Nx} \leq 1, \sum_{i=1}^N \alpha_{ix} = 1$, 令 $\alpha_{1x} = C_x \cdot \frac{1}{\{B_1 \cdot \delta_1\}_x}, \dots, \alpha_{ix} = C_x \cdot \frac{1}{\delta_{ix}}, \dots,$

$\alpha_{Nx} = C_x \cdot \frac{1}{\{B_N \cdot \delta_N\}_x}$, C_x 是使 $\sum_{i=1}^N \alpha_{ix} = 1$ 的归一化参数, $\{\cdot\}_x$ 表示向量的 x 分量。

[0056] $B_N = \begin{bmatrix} r_{N11}^2 & r_{N12}^2 & r_{N13}^2 \\ r_{N21}^2 & r_{N22}^2 & r_{N23}^2 \\ r_{N31}^2 & r_{N32}^2 & r_{N33}^2 \end{bmatrix}$ 是 T_{usi_usN} 的旋转矩阵 $R_N = \begin{bmatrix} r_{N11} & r_{N12} & r_{N13} \\ r_{N21} & r_{N22} & r_{N23} \\ r_{N31} & r_{N32} & r_{N33} \end{bmatrix}_{3 \times 3}$ 对应值的平方

所组成的矩阵。

[0057] 同样可得 y 轴, z 轴上的新坐标值 X'_{usiy}, X'_{usiz} , 最后得到新的矫正过的坐标 X'_{usi} , 此时的 X'_{usi} 的 z 轴方向值 X'_{usiz} 可不为零。

[0058] $X'_w = T_{w_si} \cdot T_{s_us} \cdot X'_{usi}$ (5)

[0059] 其中 T_{s_us} 是超声扫描空间到位置传感器空间的变换矩阵, T_{w_si} 是第 i 次超声扫描时位置传感器空间到世界坐标空间的变换矩阵。通过式 (4), 将目标点修正过的第 i 次超声扫描空间坐标值 X'_{usi} 变换到世界坐标空间, 得到更精确的目标点的世界空间坐标 X'_w 。 X'_{usi} 的 z 轴方向值 X'_{usiz} 有可能不为零, 将原来的二维超声平面到三维位置传感器坐标系之间的变换, 扩展到有一定厚度的超声声束面到三维位置传感器空间之间的变换。通过相关测度的投影, 分配不同的权重, 用超声扫描空间精度较高的轴向和侧向误差弥补精度低的厚度误差, 提高目标点的定位精度。

[0060] 自由臂三维超声系统中目标点定位的一个典型的应用是超声融合成像中点对的配准。超声融合成像中重要的一步是将超声图像与另一模态数据的标定配准, 它是将目标

点在世界坐标中的位置与另一模态数据中目标点的位置对应起来,空间目标点定位精度的提高,会大大提高配准精度,从而提高超声融合成像的质量。另一模态的数据可以是CT、MRI等成像数据。

[0061] 在另一实施例中,从不同方向多次扫描目标点后,选择一个不同于任一扫描方向的一个新的超声扫描空间作为参考空间,将多次扫描后得到的所有超声扫描空间坐标向该参考空间投影,得到各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵,同样根据各方向的相关测度为各次扫描数据分配权重,然后根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在该参考空间的坐标,其计算公式为:

$$[0062] \quad X'_{usnew} = \alpha_1 \cdot (T_{usnew_us1} \cdot X_{us1}) + \dots + \alpha_i (T_{usnew_usi} \cdot X_{usi}) + \dots + \alpha_N \cdot (T_{usnew_usN} \cdot X_{usN}) \quad (6)$$

[0063] 其中: X'_{usnew} 是目标点在参考空间的修正坐标, $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_N$ 是根据相关测度计算出的各次扫描数据的权重向量, T_{usnew_usN} 是第N次超声扫描空间到该新的空间的变换矩阵, X_{usi} 是目标点在第i次超声扫描空间中的原始坐标。

[0064] 在上述实施例中,不同方向上的相关测度还可以是分辨率,也可以是水听仪器测出的超声分布数据。相关测度可以是给定值如: $\delta_x = 1, \delta_y = 1.5, \delta_z = 3$ 。也可以是深度1,波长 λ ,振元几何形状D等参数的函数如: $\delta_x = f_x(1, \lambda, D), \delta_y = f_y(1, \lambda, D), \delta_z = f_z(1, \lambda, D)$,例如 $\delta_x = k_x * 1 * \lambda, \delta_y = k_y * \lambda, \delta_z = k_z * \cos(\lambda/D)$,其中 k_x, k_y, k_z 为各方向上的测量精度相关的测度参数。

[0065] 上述实施例中,根据相关测度分配的权重满足 $\sum_{i=1}^N \alpha_{ix} = 1, \alpha_{ix} \leq 1, \alpha_i$ 还可以是其他形式,例如 α_i 为各次扫描目标点时的相关测度、各个变换矩阵的函数 $\alpha_{ix} = f(\delta_1, \delta_2, \dots, \delta_N, T_{us1_us2}, \dots, T_{us1_usN})$,例如 $\alpha_{ix} = C_x \cdot e^{-1/\delta_{ix}}$,或者 $\alpha_{ix} = C_x \cdot e^{-1/\{B_i \cdot \delta_i\}_x}$ 等。

[0066] 上述实施例中,位置传感器可以是基于电磁感应的位置传感器,也可以是基于光学原理的位置传感器,也可以是基于声学原理的等其它位置传感器。

[0067] 以上内容是结合具体的实施方式对本发明所作的进一步详细说明,不能认定本发明的具体实施只局限于这些说明。对于本发明所属技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明构思的前提下,还可以做出若干简单推演或替换,都应当视为属于本发明的保护范围。

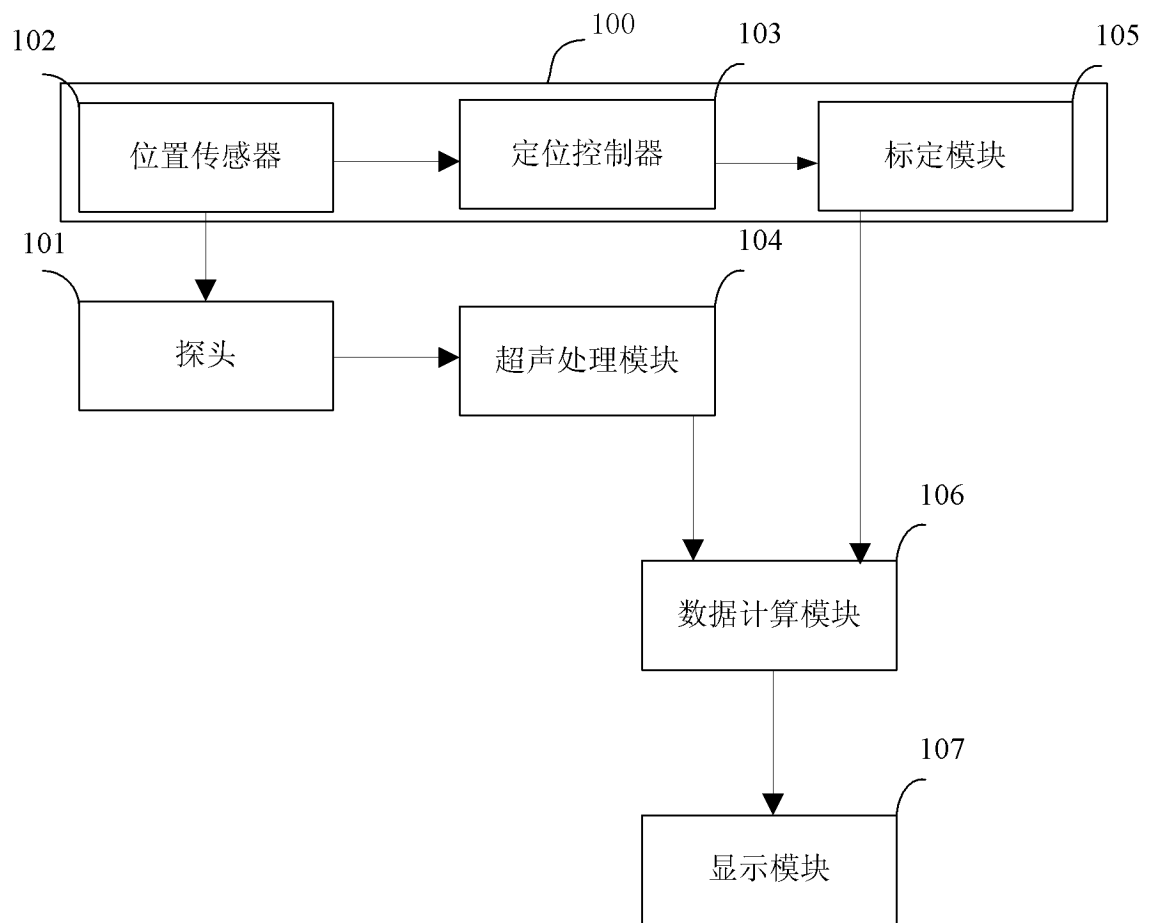


图 1

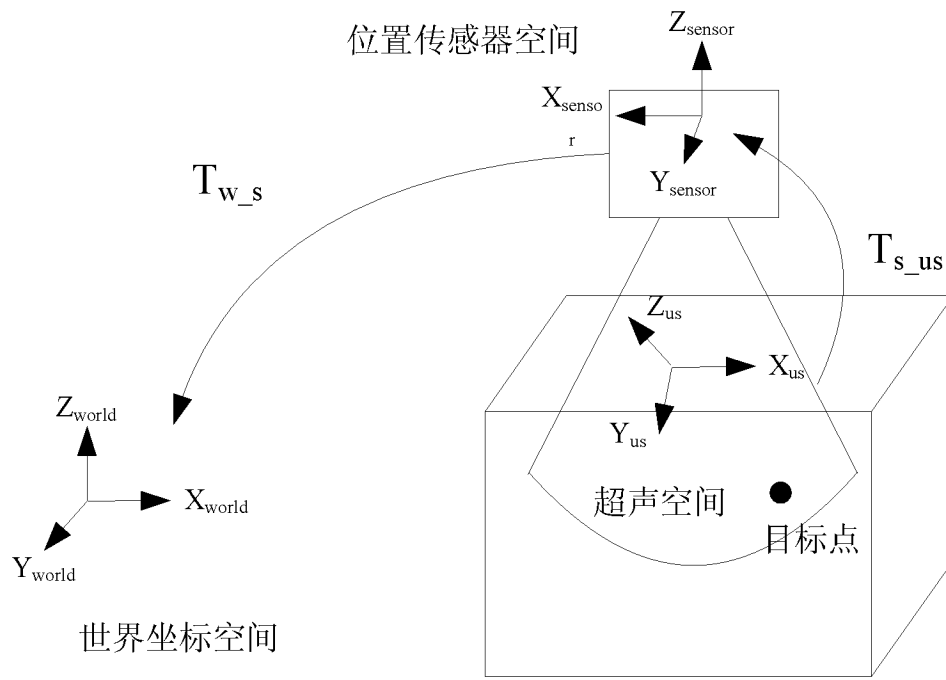


图 2

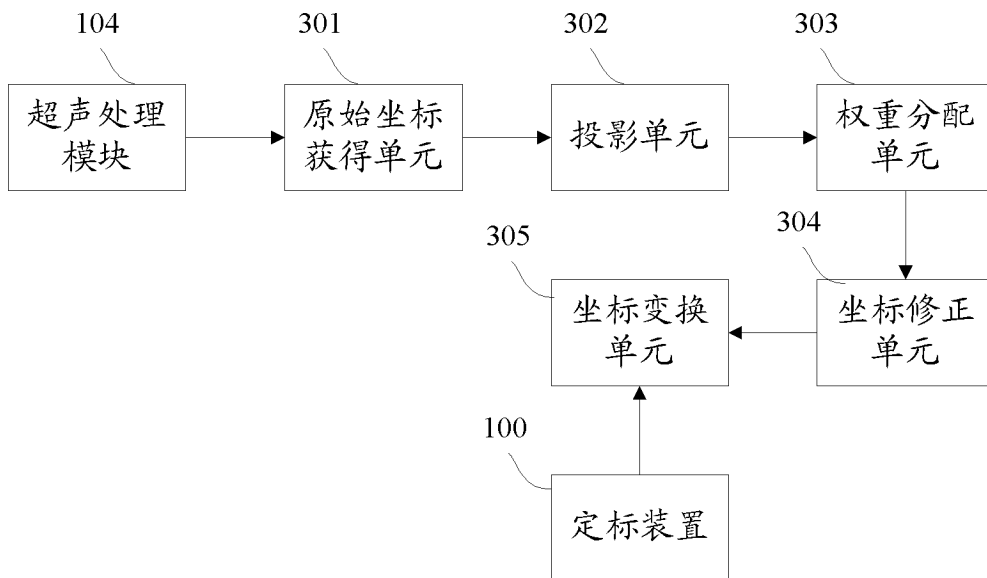


图 3

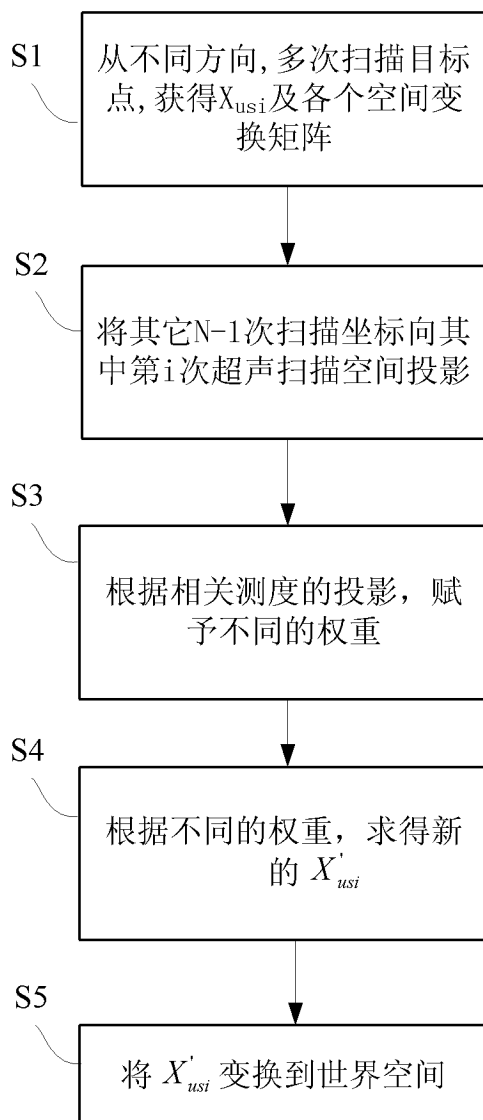


图 4

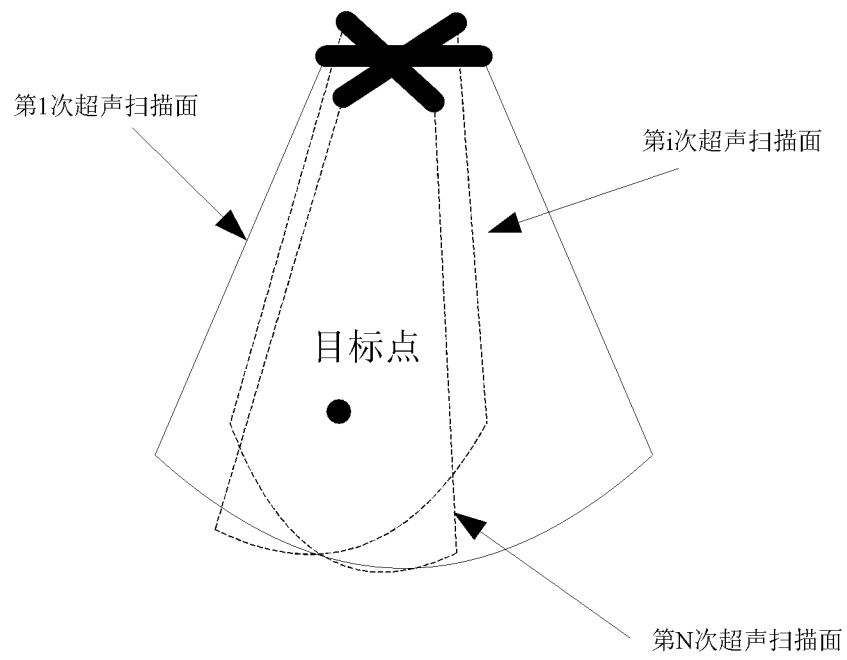


图 5

专利名称(译)	三维超声系统及其目标点的定位方法和装置		
公开(公告)号	CN102846337B	公开(公告)日	2015-09-02
申请号	CN201110180448.2	申请日	2011-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	清华大学 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	朱磊 王广志 李波 丁辉 朱立人		
发明人	朱磊 王广志 李波 丁辉 朱立人		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	郭燕		
其他公开文献	CN102846337A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种三维超声系统及其目标点的定位方法和装置，将声场厚度因素考虑进去，从不同方向多次扫描目标点，得到目标点在超声扫描空间的坐标；根据各方向的相关测度的投影，为各次扫描分配权重；根据权重和各超声扫描空间坐标到该参考空间的变换矩阵计算目标点在参考空间的坐标；利用预先获得的从超声扫描空间到世界坐标空间的变换矩阵将目标点在参考空间的坐标变换到世界坐标空间。本发明用超声空间精度较高的轴向和侧向误差来弥补精度低的厚度误差，从而提高目标点在超声扫描空间的定位精度。

