



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103230283 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 05

(21) 申请号 201310130395. 2

审查员 谢春苓

(22) 申请日 2013. 04. 16

(73) 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园 1 号

(72) 发明人 王广志 丁辉 朱立人

(74) 专利代理机构 北京思海天达知识产权代理

有限公司 11203

代理人 楼良基

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 102046081 A, 2011. 05. 04,

CN 102846337 A, 2013. 01. 02,

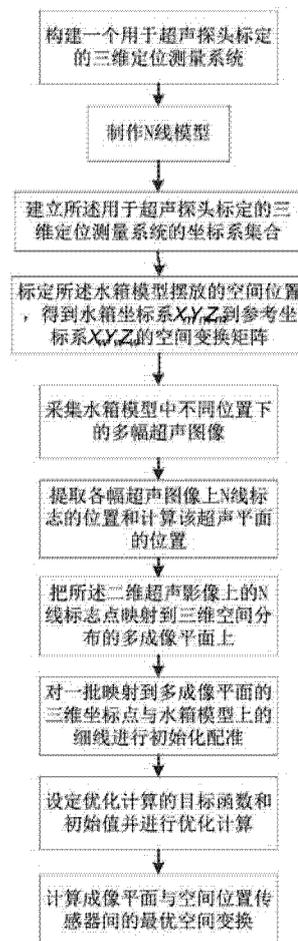
权利要求书6页 说明书16页 附图6页

(54) 发明名称

一种超声探头成像平面空间位置标定的优化方法

(57) 摘要

一种超声探头成像平面空间位置标定的优化方法,属于医学超声三维成像与超声图像融合领域,其特征在于,是一种标定超声探头成像平面的空间位置与空间位置传感器空间位置之间变换关系称为空间变换矩阵的优化方法,在三维定位系统辅助下按以下步骤实现:1. 构建三维定位系统;2. 制作N线模型;3. 建立定位系统的坐标系集合;4. 标定水箱模型摆放空间位置;5. 采集不同位置下超声图像;6. 提取N线标志并计算超声平面的位置;7. 将超声上N线标志点映射到三维空间平面上;8. 对成像平面的三维坐标点与水箱模型上的N进行配准;9. 进行优化计算;10. 计算成像平面与位置传感器间的最优变换。其优点在于减少成像平面空间位置标定的偏差。



1. 一种超声探头成像平面空间位置标定的优化方法,其特征在于,该优化方法是一种标定超声探头成像平面的空间位置与空间位置传感器空间位置之间变换关系的方法,即空间变换矩阵的优化方法,该优化方法是在一个三维定位测量系统的辅助下依次按以下步骤实现的:

步骤 1、构建一个用于超声探头标定的三维定位测量系统:

所述用于超声探头标定的三维定位测量系统,包括:三维定位测量仪、水箱模型、医用超声成像系统和个人计算机,其中三维定位测量仪、水箱模型、超声成像系统共同用于对被标定的超声探头进行测量,而个人计算机用于测量数据的采集和数据处理,其中的三维定位测量仪包括:固定在超声探头上的 6 自由度空间位置传感器、尖端定位精度为 0.2mm 的三维定位探笔、作为空间参考坐标系的定位用无线发射装置,超声成像系统包括被标定的超声探头和成像系统主机,用于产生待采集的水箱模型的超声图像,其中的被标定超声探头上固结了上述的 6 自由度空间位置传感器,个人计算机中安装了图像捕捉卡,用于采集从所述超声成像系统输出的超声图像,同时,个人计算机通过 USB 接口采集从所述三维定位测量仪输出的 6 自由度空间位置传感器的定位数据和三维定位探笔尖端的定位数据;

步骤 2、制作 N 线模型:所述 N 线模型是将多组排成“N”字形状的细线,分层并逐层等地固定在一个长、宽、高三个方向尺寸事先设定的长方体水箱内,每个 N 字形构成一个“N 线目标”,所述 N 线模型,是通过在长方体水箱的前后壁上做出贯穿的同轴小孔,在其中穿入细尼龙线而形成水箱内的 N 线,所述的 N 线模型根据所述超声探头的视场大小和影像分辨率,从上到下,布置 3 层 N 线,最高一层包含 3 个 N 线,其余两层各包含 5 个 N 形,以使超声影像能够采集较多的 N 线目标,并使所述各个 N 线目标尽可能充满超声成像的视场,各组 N 线在水箱模型坐标系内的高度和位置已事先设定,并通过水箱模型的制造来保证其位置精度,水箱前后两壁上在四角位置各布置四个定位测量的凹坑标记,各形成一个矩形,用于定义水箱坐标系并精确测量水箱摆放的位置;

步骤 3、建立所述用于超声探头标定的三维定位测量系统的坐标系集合:包括参考坐标系、水箱模型坐标系、空间位置传感器坐标系、超声成像平面坐标系,参考坐标系用 $X_w Y_w Z_w$ 表示,设在所述定位用无线发射装置上,坐标原点在所述发射装置中心;水箱模型坐标系用 $X_m Y_m Z_m$ 表示, X_m 是水箱长度方向, Z_m 是水箱宽度方向, Y_m 是水箱高度方向,坐标系的原点设在水箱前壁面左上角的定位凹坑上,各坐标轴的方向遵循右手法则;空间位置传感器坐标系用 $X_s Y_s Z_s$ 表示,设在所述 6 自由度空间位置传感器上,坐标原点在所述空间位置传感器的中心;超声成像平面坐标系用 $X_u Y_u$ 表示,设在超声图像上,坐标原点设在超声图像最上端的中点, X_u 方向为图像水平方向, Y_u 方向为超声成像深度方向,

为建立各个坐标系之间的变换关系,设定 4×4 的空间变换矩阵 T_{w-m} 是从所述水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 到所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵, T_{w-s} 是从所述空间位置传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$ 到所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵, T_{s-u} 是从所述超声成像平面坐标系 $X_u Y_u$ 到所述定位用的空间位置传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$ 的空间变换矩阵, T_{u-m} 是从所述水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 到所述超声成像平面坐标系 $X_u Y_u$ 的空间变换矩阵;

步骤 4、标定所述水箱模型摆放的空间位置,得到水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 到参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵:

步骤 4.1:采用所述三维定位测量系统配置的三维定位探笔的尖端,逐个探测位于所

述定位用无线发射装置有效测量区内的水箱模型前后两壁上在四角位置布置的各四个定位凹坑在所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 中的三维空间位置 $P_{wi} = (x_{wi}, y_{wi}, z_{wi})$, 其中 $i = 1, 2, \dots, 8$, 为定位凹坑的序号,

步骤 4.2 :按照同样的顺序查询或测定水箱模型设计制造中所述各定位凹坑在水箱模型坐标系中的坐标 $P_{mi} = (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi})$, 其中 $i = 1, 2, \dots, 8$, 为定位凹坑的序号,

步骤 4.3 按下面方程组求解所述水箱模型坐标系到所述参考坐标系的空间变换矩阵 T_{w-m}

$$\begin{bmatrix} x_{w1} & y_{w1} & z_{w1} & 1 \\ x_{w2} & y_{w2} & z_{w2} & 1 \\ x_{w3} & y_{w3} & z_{w3} & 1 \\ x_{w4} & y_{w4} & z_{w4} & 1 \\ x_{w5} & y_{w5} & z_{w5} & 1 \\ x_{w6} & y_{w6} & z_{w6} & 1 \\ x_{w7} & y_{w7} & z_{w7} & 1 \\ x_{w8} & y_{w8} & z_{w8} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{m1} & y_{m1} & z_{m1} & 1 \\ x_{m2} & y_{m2} & z_{m2} & 1 \\ x_{m3} & y_{m3} & z_{m3} & 1 \\ x_{m4} & y_{m4} & z_{m4} & 1 \\ x_{m5} & y_{m5} & z_{m5} & 1 \\ x_{m6} & y_{m6} & z_{m6} & 1 \\ x_{m7} & y_{m7} & z_{m7} & 1 \\ x_{m8} & y_{m8} & z_{m8} & 1 \end{bmatrix} \cdot T_{w-m};$$

步骤 5、采集水箱模型中不同位置下的多幅超声图像：使用所述附有 6 自由度空间位置传感器的被标定超声探头，对水箱中的多组 N 线细线进行成像，将所述超声探头布置在所述水箱模型的上方，通过移动超声探头，在不重叠或平行的不同成像平面内采集 7 幅以上的超声图像，并通过所述图像捕捉卡将采集的超声图像逐次输入所述个人计算机，存储为 $Img(j)$, $j = 1, 2, \dots, J$, J 为采集的超声图像数目，同时，通过 USB 接口，读取采集每幅超声图像 $Img(j)$ 时所述空间位置传感器在所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 中的空间位置和姿态，并计算得到空间位置传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$ 到所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵 $T_{w-s}(j)$ ，所输入的超声图像可以在所述个人计算机的屏幕上显示，各 N 线细线的截面在超声图像上显示为亮斑；

步骤 6、提取各幅超声图像上 N 线标志点的位置和计算该超声平面的位置，步骤如下：

步骤 6.1 在所述个人计算机上显示的超声图像 $Img(j)$ 上按照先沿 X_m 递增，再按 Y_m 递增的顺序，逐次手工点选所有在超声图像视野内的 N 线与超声图像平面相交所形成的一组三个亮斑中的每一个亮斑的二维坐标位置，并按照每组 N 线被点选的顺序记下其序号 k，设点选的一组 N 线的三条边在超声图像上的亮斑分别为 $E(j, k)$ 、 $F(j, k)$ 、 $G(j, k)$ ，其中 $k = 1, 2, \dots, K_j$, K_j 为在该幅超声图像 $Img(j)$ 上获得的 N 线标志点的总数，记点选的亮斑的二维坐标 $\mathbf{X}_u^{(E)}(j, k) = [x_u^{(E)}(j, k), y_u^{(E)}(j, k)]$ ， $\mathbf{X}_u^{(F)}(j, k) = [x_u^{(F)}(j, k), y_u^{(F)}(j, k)]$ ， $\mathbf{X}_u^{(G)}(j, k) = [x_u^{(G)}(j, k), y_u^{(G)}(j, k)]$ ，根据图像分辨率得到所点选的三个点之间的距离 $|EF|_{jk}$ 和 $|EG|_{jk}$ ：

$$|EF|_{jk} = \sqrt{(x_u^{(E)}(j, k) - x_u^{(F)}(j, k))^2 + (y_u^{(E)}(j, k) - y_u^{(F)}(j, k))^2};$$

$$|EG|_{jk} = \sqrt{(x_u^{(E)}(j, k) - x_u^{(G)}(j, k))^2 + (y_u^{(E)}(j, k) - y_u^{(G)}(j, k))^2};$$

按照步骤 6.1 的方法对所有采集的超声图像上的 N 线标志点位置进行提取，并按照序号存储，

步骤 6.2 按以下步骤求出对于任意一幅超声图像 $\text{Img}(j)$ 而言,从 $X_m Y_m Z_m$ 坐标系到超声成像平面坐标系 X_u, Y_u 的空间变换矩阵 $T_{u-m}(j)$:

步骤 6.2.1 根据步骤 6.1 在超声图像上所点选的 N 线的序号 k ,选择水箱模型中对应位置的 N 线组,已知在水箱正、后面内壁上序号为 k 的某组 N 线的四个穿线小孔 A、B、C、D 在水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 中的三维坐标分别为

$$\mathbf{X}_m^{(A)}(j, k) = \left[x_m^{(A)}(j, k), y_m^{(A)}(j, k), z_m^{(A)}(j, k) \right],$$

$$\mathbf{X}_m^{(B)}(j, k) = \left[x_m^{(B)}(j, k), y_m^{(B)}(j, k), z_m^{(B)}(j, k) \right],$$

$$\mathbf{X}_m^{(C)}(j, k) = \left[x_m^{(C)}(j, k), y_m^{(C)}(j, k), z_m^{(C)}(j, k) \right],$$

$$\mathbf{X}_m^{(D)}(j, k) = \left[x_m^{(D)}(j, k), y_m^{(D)}(j, k), z_m^{(D)}(j, k) \right],$$

其中 A 孔与 B 孔同轴, C 孔与 D 孔同轴, 即: $x_m^{(A)}(j, k) = x_m^{(B)}(j, k)$, $y_m^{(A)}(j, k) = y_m^{(B)}(j, k)$, $x_m^{(C)}(j, k) = x_m^{(D)}(j, k)$, $y_m^{(C)}(j, k) = y_m^{(D)}(j, k)$, 因此, 连结 A、B 孔和连结 C、D 孔的两条细线构成了 N 线标志的直线边, 连结 B、C 孔的细线构成了 N 线标志的斜边, 设序号为 j 的超声图像 $\text{Img}(j)$ 与序号为 k 的一组 N 线相切割, 该幅超声图像与 N 线中的细线 AB 相交于 E, 与细线 BC 相交于 F, 与细线 CD 相交于 G, 定义 E、F、G 点在水箱模型中的三维坐标为:

$$\mathbf{X}_m^{(E)}(j, k) = \left[x_m^{(E)}(j, k), y_m^{(E)}(j, k), z_m^{(E)}(j, k) \right],$$

$$\mathbf{X}_m^{(F)}(j, k) = \left[x_m^{(F)}(j, k), y_m^{(F)}(j, k), z_m^{(F)}(j, k) \right],$$

$$\mathbf{X}_m^{(G)}(j, k) = \left[x_m^{(G)}(j, k), y_m^{(G)}(j, k), z_m^{(G)}(j, k) \right]$$

步骤 6.2.2 按下式求出该组序号为 k 的 N 线中 F 点在水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 中的三维坐标 $\mathbf{X}_m^{(F)}(j, k) = \left[x_m^{(F)}(j, k), y_m^{(F)}(j, k), z_m^{(F)}(j, k) \right]$:

$$\begin{cases} x_m^{(F)}(j, k) = x_m^{(B)}(j, k) + \frac{|EF|_{jk}}{|EG|_{jk}} \cdot |BD|_{jk} \\ y_m^{(F)}(j, k) = y_m^{(B)}(j, k) \\ z_m^{(F)}(j, k) = z_m^{(B)}(j, k) + \frac{|EF|_{jk}}{|EG|_{jk}} \cdot |AB|_{jk} \end{cases}$$

$$\text{其中: } |BD|_{jk} = \sqrt{\left(x_m^{(B)}(j, k) - x_m^{(D)}(j, k) \right)^2}, \quad |AB|_{jk} = \sqrt{\left(z_m^{(B)}(j, k) - z_m^{(D)}(j, k) \right)^2}$$

步骤 6.2.3 个人计算机通过对该幅超声图像 $\text{Img}(j)$ 上获得的所有完整 N 线亮斑的量测, 得到所述各组 N 线标志点 F 在 $X_m Y_m Z_m$ 坐标系中的三维坐标 $\mathbf{X}_m^{(F)}(j, k)$, $k = 1, 2, \dots, K_j$, K_j 为在该幅超声图像 $\text{Img}(j)$ 上获得的 N 线标志点的总数,

步骤 6.2.4 根据步骤 (6.2.3) 和步骤 (6.2.2) 得到的一幅超声图像 j 所对应的一组 N 线标志点 F , 在 $X_m Y_m Z_m$ 坐标系下的三维坐标表示为: $\mathbf{X}_m^{(F)}(j, k)$, 该点的坐标值通过步骤 6.2.2 已经求解得到, 同一幅超声图像 $\text{Img}(j)$ 上提取的不同序号 k 的 F 标志点 $\mathbf{X}_m^{(F)}(j, k)$ 在水箱三维坐标系中, 将形成一个平面, 而这些点在超声图像坐标系 $X_u Y_u$ 中的对应坐标为 $\mathbf{X}_u^{(F)}(j, k)$, 对 $\text{Img}(j)$, 利用下面方程求解出从水箱模型坐标系到该超声图像平面坐标系之间的坐标映射关系 $T_{u-m}(j)$:

$$\begin{bmatrix} x_u^{(F)}(j, 1) & y_u^{(F)}(j, 1) & 0 & 1 \\ x_u^{(F)}(j, 2) & y_u^{(F)}(j, 2) & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_u^{(F)}(j, K_j) & y_u^{(F)}(j, K_j) & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_m^{(F)}(j, 1) & y_m^{(F)}(j, 1) & z_m^{(F)}(j, 1) & 1 \\ x_m^{(F)}(j, 2) & y_m^{(F)}(j, 2) & z_m^{(F)}(j, 2) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_m^{(F)}(j, K_j) & y_m^{(F)}(j, K_j) & z_m^{(F)}(j, K_j) & 1 \end{bmatrix} \cdot T_{u-m}(j)$$

$$\text{或写成: } \mathbf{X}_u^{2D}(j, k) = \mathbf{X}_m(j, k) \cdot T_{u-m}(j)$$

其中 $j = 1, 2, \dots, J$, J 是所采集超声图像的数目, $k = 1, 2, \dots, K_j$, K_j 是在该图像 $\text{Img}(j)$ 上能够提取的 N 线标志点 F 的数目;

步骤 7、把所述二维超声图像上的 N 线标志点映射到三维空间分布的多成像平面上, 所述多成像平面是指借助所述空间位置传感器在 $X_w Y_w Z_w$ 坐标系中得到的对应超声图像 $\text{Img}(j)$ 的空间位置矩阵 $T_{w-s}(j)$, 把各个二维超声成像平面在所述 $X_w Y_w Z_w$ 坐标系中组合起来, 形成呈一定三维分布的多个成像平面, 借助空间位置传感器信息将各个二维超声图像上提取的 N 线标志点映射到三维空间的成像平面上, 然后将步骤 6.1 所提取的超声图像上的 N 线标志点 $\mathbf{X}_u^{(E)}(j, k)$, $\mathbf{X}_u^{(F)}(j, k)$, $\mathbf{X}_u^{(G)}(j, k)$, 按采集该图像时空间位置传感器的位置姿态组合在一起, 构成三维空间中一批配准点, 统一将超声图像 $\text{Img}(j)$ 上提取的 N 线标志点的二维坐标写为: $\mathbf{X}_u^{2D}(j, l) = (x_u(j, l), y_u(j, l), 0)$, 其中 $l = 1, 2, \dots, 3 * K_j$, K_j 是在图像 $\text{Img}(j)$ 上所提取的 N 线标志点的数目; $\mathbf{X}_u^{2D}(j, l)$ 映射到三维空间各个成像平面上的三维坐标为 $\mathbf{X}_u^{3D}(j, l) = (x_u^{3D}(j, l), y_u^{3D}(j, l), z_u^{3D}(j, l))$, 则:

$$\mathbf{X}_u^{3D}(j, l) = \mathbf{X}_u^{2D}(j, l) \cdot T_{w-s}(j)$$

其中, $T_{w-s}(j)$ 是从所述个人计算机从三维定位测量仪获取的对应 $\text{Img}(j)$ 成像平面的位置传感器的位置变换矩阵, $j = 1, 2, \dots, J$, J 是采集的超声图像数目, $l = 1, 2, \dots, 3 * K_j$, K_j 是在图像 $\text{Img}(j)$ 上所提取的 N 线标志点的数目;

步骤 8、按以下步骤对一批映射到多成像平面的三维坐标点 $\mathbf{X}_u^{3D}(j, l)$ 与水箱模型上的 N 线进行初始化配准:

步骤 8.1, 利用步骤 6.1 和步骤 6.2.3 得到的超声图像上 N 线标志点 $\mathbf{X}_u^{(F)}$ 和对应的水箱模型中坐标 $\mathbf{X}_m^{(F)}$, 任选一幅序号为 n 的超声图像, 利用下面方程组计算从所述 $X_m Y_m Z_m$ 坐标系到 $X_u Y_u$ 坐标系之间的空间变换矩阵 $T_{u-m}(n)$:

$$\mathbf{X}_u^{(F)}(n, k) = \mathbf{X}_m^{(F)}(n, k) \cdot \mathbf{T}_{u-m}(n)$$

步骤 8.2, 利用步骤 8.1 得到的初始空间变换矩阵 $\mathbf{T}_{u-m}(n)$, 将步骤 7 得到的所有标志点的三维坐标 $\mathbf{X}_u^{3D}(j, l)$, $j = 1, 2, \dots, n-1, n+1, \dots, J$, $l = 1, 2, \dots, 3 \cdot K_j$ 映射到水箱模型坐标系中, 计算得到一批在水箱模型坐标系中待配准的三维坐标点 $\mathbf{X}_m^{3D}(j, l)$:

$$\mathbf{X}_m^{3D}(j, l) = \mathbf{X}_u^{3D}(j, l) \cdot \mathbf{T}_{w-s}^{-1}(n) \cdot \mathbf{T}_{u-m}^{-1}(n);$$

从而初步把在各超声平面上的 N 线标志点与水箱模型上的 N 线相配在一起,

步骤 9、设定优化计算的目标函数和初始值并进行优化计算:

优化目标函数是通过调整步骤 8.1 所述 $X_m Y_m Z_m$ 坐标系到 $X_u Y_u$ 坐标系之间的空间变换矩阵 \mathbf{T}_{u-m} , 使步骤 8.2 得到的所有三维空间分布的待配准标志点 $\mathbf{X}_m^{3D}(j, l)$ 与水箱上对应的细线的平均距离最小,

因此被优化的变量为变换矩阵 \mathbf{T}_{u-m} 的变量序列, 优化计算的初始位置是利用第 n 幅超声图像计算得到的变换矩阵 $\mathbf{T}_{u-m}(n)$, 设共有 J 层图像参与计算, 每层的标志点个数是 K_j 个, 因此总共有 $J \cdot K_j$ 个三维点用于计算到水箱模型中细线的距离, 通过直接求解某个标志点 $\mathbf{X}_m^{3D}(j, l)$ 到水箱中所有直线的距离 D, 并选取其中的一个最小的距离 $D(j, l)$ 作为空间点 $\mathbf{X}_m^{3D}(j, l)$ 与三维水箱模型上对应的最近细线的距离, 得到标志点 $\mathbf{X}_m^{3D}(j, l)$ 与三维水箱模型上最近的细线的平均距离:

$$D_{avg} = \frac{1}{J \cdot K_j} \sum_{j=1}^J \sum_{l=1}^{3 \cdot K_j} D(j, l)$$

选取平均距离 D_{avg} 的误差阈值为 2mm, 最大迭代步数为 500 步, 通过优化计算使平均距离 D_{avg} 极小化, 得到多成像平面与水箱模型中细线目标的一个最佳匹配变换, 记为 $\tilde{\mathbf{T}}_{u-m}$, 采用的优化工具是 Matlab 优化工具箱中的顺序二次规划函数, 英文名称为 sequential quadratic programming algorithm, 简称 SQP;

步骤 10、计算成像平面与空间位置传感器间的最优空间变换 $\tilde{\mathbf{T}}_{s-u}$,

步骤 10.1, 将各超声图像上提取的二维 N 线标志点坐标 $\mathbf{X}_u^{2D}(j, l)$ 借助采集该图像时的空间位置传感器变换矩阵 $\mathbf{T}_{w-s}(j)$, 变换到三维空间, 得到多个成像平面上的三维标志点位置 $\mathbf{X}_u^{3D}(j, l)$:

$$\mathbf{X}_u^{3D}(j, l) = \mathbf{X}_u^{2D}(j, l) \cdot \mathbf{T}_{w-s}(j); \quad j=1, 2, \dots, J; \quad l=1, 2, \dots, 3 \cdot K_j$$

步骤 10.2, 将三维点集 $\mathbf{X}_u^{3D}(j, l)$, 借助步骤 9 得到的最佳匹配变换 $\tilde{\mathbf{T}}_{u-m}$ 映射到水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 中:

$$\mathbf{X}_m^{3D}(j, l) = \mathbf{X}_u^{3D}(j, l) \cdot \tilde{\mathbf{T}}_{u-m}^{-1}; \quad j=1, 2, \dots, J; \quad l=1, 2, \dots, 3 \cdot K_j$$

步骤 10.3, 将水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 中的点集 $\mathbf{X}_m^{3D}(j, l)$ 变换到传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$

中：

$$\mathbf{X}_s^{3D}(j,l) = \mathbf{X}_m^{3D}(j,l) \cdot \mathbf{T}_{w-m} \cdot \mathbf{T}_{w-s}^{-1}(j); \quad j=1, 2, \dots, J; \quad l=1, 2, \dots, 3 \cdot K_j.$$

步骤 10.4, 利用步骤 10.3 和步骤 10.1 中得到的对应点集 $\mathbf{X}_s^{3D}(j,l)$ 和 $\mathbf{X}_u^{3D}(j,l)$, 利用下面方程组求解超声图像到传感器间的全局最优变换 $\tilde{\mathbf{T}}_{s-u}$:

$$\mathbf{X}_s^{3D}(j,l) = \mathbf{X}_u^{3D}(j,l) \cdot \tilde{\mathbf{T}}_{s-u}; \quad j=1, 2, \dots, J; \quad l=1, 2, \dots, 3 \cdot K_j.$$

求解计算得到的 $\tilde{\mathbf{T}}_{s-u}$ 就是所要标定的超声图像坐标系到超声探头上的空间位置传感器坐标系间的最优变换。

一种超声探头成像平面空间位置标定的优化方法

技术领域：

[0001] 本发明属于医学超声三维成像与超声图像融合领域，具体应用包括三维医学超声成像，以及医学超声图像与其它模式影像（如 CT, MRI）的空间配准融合成像。

背景技术：

[0002] 医学超声图像作为一种无损、实时、价廉的影像学检查，在医学中已经得到广泛的应用，目前临床广泛使用的超声检查采用 B 型成像模式，即俗称的“B 超”。B 型成像获得的是随着时间实时变化的二维断层影像，医生凭借对人体解剖结构的了解，在头脑中形成关于人体内部三维结构组织正常与否的判断。随着医学影像技术的发展，三维超声成像越来越受到关注，目前有两种实现三维成像的方式，一种是直接采用三维超声探头，通过在四棱锥形的采样体积内进行超声探测，获得该三维采样体积内的超声回波，并重建三维的影像体数据；另一种方式是直接采用传统的 B 型成像模式，通过多个已知位置的二维断层超声图像的采集和空间灰度信息的拼接，重构出三维体积数据，完成三维成像。上述两种方法各有利弊，前者需要专门设计制造的三维超声探头，其成本高、探头体积大，使用不便，且需要专门配套的超声设备；后者可直接在现有的超声设备上通过计算机处理来增加三维成像功能，与在用的超声设备的兼容性好，使用便利，成本较低。

[0003] 在采用传统的 B 型成像模式进行三维影像的拼接重构时，核心的问题是需要准确知道各个二维断层超声图像之间的相对位置关系。目前通常采用的方法是在超声探头上固定一个位置跟踪传感器，精确跟踪超声探头在采集各个二维超声图像时的空间位置，从而进行三维拼接重构。在这种模式下，需要事先知道固结在超声探头上的空间位置传感器与超声探测成像平面之间的相对空间位置关系，才能进行数据的三维拼接重构。因此需要设计一种方法，能够把探头成像平面与空间位置传感器之间的空间变换关系测量标定出来，这一过程称为探头成像平面的空间位置标定。

[0004] 在临床医学中，利用超声图像进行穿刺等体内探测的引导是常见的超声图像应用。但由于超声图像的分辨率相对较低，因此常需要借助其他模式影像与超声图像的融合，以充分发挥超声图像实时、安全，放射学图像（CT、MRI）的高分辨率、高精度的各自优势，为临床医生提供更加丰富和准确的解剖结构信息，帮助他们更好地完成穿刺活检等介入操作。在这种情况下，为了实现两种或多种影像的融合，其核心技术问题也是要实现两种影像空间位置的准确对齐，从而使两种模态的图像灰度信息互补。这种情况下同样需要对实时超声图像的空间位置进行跟踪，从而知道超声探头处于三维空间的什么位置，并与对应位置的 CT 或 MRI 的三维影像数据进行融合显示。因此，也需要高精度的探头成像平面的空间位置标定。

[0005] 在上述技术发展过程中，已经发展了多种探头成像平面空间位置标定的方法，主要包括点模型、三线模型、平面模型、二维对准模型等种类。在 Hsu P-W 的博士论文 见 Hsu P-W. Freehand three-dimensional ultrasound calibration, University of Cambridge ;2007 和 Mercier 见 Mercier L, Langø T, Lindseth F, et al. A review of

calibration techniques for freehand 3-D ultrasound systems. *Ultrasound in medicine & biology*. 2005, 31(2):143-165 等人对这一领域的工作进行了归纳。

[0006] N 线（也称 Z 线）模型见 Comeau RM, Fenster A, Peters TM. Integrated MR and ultrasound imaging for improved image guidance in neurosurgery. Paper presented at: Medical Imaging 1998: Image Processing 1998; Comeau RM, Sadikot AF, Fenster A, et al. Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Medical Physics*. 2000, 27:787-800 是最常用的一种二维对准模型。这种模型采用预先设计好位置的细线状目标，每三条细线组成一个英文字母“N”的形状。当把若干个 N 形线组放到一个用于超声探头标定的水箱中时，这些 N 形线之间的空间位置关系就固定下来了（见图 2），我们将水箱与上面固定的用作超声成像目标的细线，作为一个整体模型，称为“水模”。在实用中可以通过水模的设计制造来保证其中每一组 N 线精确的空间位置，或者通过测量知道在水模中每一组 N 线所在的精确空间位置。当用超声探头对灌注了清水或超声耦合液的水模中的细线进行成像，三条一组的 N 形细线在超声图像上将呈现出三个亮斑目标 E、F、G（见图 3a，图 3b）。从图 2 和图 3 可知，通过识别在超声成像平面上的某一组亮斑目标所呈现的是水模上的哪一组 N 线，就可以根据水模的结构设计方案，知道 N 线的两条直线边 AB 和 CD 在水箱模型坐标系中所对应的坐标值（见图 2）。同时，如图 3 所示，当水模上 ABCD 点的三维空间位置已知，并通过超声图像测量得到 E、F、G 位置后，可以从相似三角形 $\triangle EBF$ 和 $\triangle GCF$ ，通过边 EF 与 GF 之比，得到边 BF 与 CF 之比。通过相似三角形原理，可以用超声图像上三个亮斑 E、F、G 两两之间距离的比例，获得其中的斜线点在三维空间中的 Z 坐标，从而得到 F 点的三维空间位置，这样就获得了一个超声图像上“N 线标志点”。通过在一个超声图像平面上同时成像的多组“N 线标志点”，可以拟合出水箱模型三维空间的一个平面（从三点确定平面的原理可知，需要大于 3 个 N 线标志点），即超声成像的平面。于是，根据这些 N 线标志点在水模中的三维坐标就可以计算出该超声成像平面相对于水模坐标系的空间位置。再通过查询采集该超声图像时，超声探头上固结的空间位置传感器在参考坐标系中的位置，并结合水模坐标系在参考坐标系中的空间位置，就可以计算得到所需要标定的超声图像的成像平面与固结在探头上的空间位置传感器之间的空间变换关系 T_{s-u} 见 Comeau RM, Fenster A, Peters TM. Integrated MR and ultrasound imaging for improved image guidance in neurosurgery. Paper presented at: Medical Imaging 1998: Image Processing 1998; Comeau RM, Sadikot AF, Fenster A, et al. Intraoperative ultrasound for guidance and tissue shift correction in image-guided neurosurgery. *Medical Physics*. 2000, 27:787-800。

[0007] 然而，通过检索文献和分析现有的标定方法可以看到，实际的标定过程中由于超声成像时的有效成像声场有一定的厚度（如图 3a 所示），同时由于超声成像横向分辨率较差的问题，所得到的超声图像中，标志细线在横向（X 轴方向）上扩散为较长的椭圆形亮斑（如图 3b 所示），导致无法在超声图像上准确地确定细线的位置。这不但影响到在超声图像中选取标志点 E、F、G 位置的准确度，而且，由于 F 点在水模坐标系下三维坐标的计算是由 EF 与 FG 长度的比值决定的，上述 E、F、G 位置的误差都会导致 F 点三维坐标的计算不准确。而且，在实际的水模设计中，为了保证在一幅超声图像中能够覆盖足够多的 N 形线组，AB 线与 CD 线之间不可能太宽，这就导致图 3 中的 θ 角比较小，从而使在图像上标志点选取的位

置误差在 Z 方向被放大。对成像中的多个单独提取的 N 线标志点来讲,这样就丢失了它们在水模坐标系下三维位置的准确性和这些标志点的共面性,从而导致计算得到的成像平面的位置不准确,因此所得到的超声图像的成像平面与空间位置传感器间的空间变换关系存在较大的不确定性误差。

[0008] 通过分析其他研究者报道的研究结果,可以看到传统的 N 线模型标定处理过程中,在成像平面厚度方向(与超声图像平面相垂直的方向)上平移分量的数据离散性都较大,这说明传统 N 线法对该分量的估计精度较低。Pagoulatos 等见 Pagoulatos N, Haynor DR, Kim Y. A fast calibration method for 3-D tracking of ultrasound images using a spatial localizer. *Ultrasound in medicine & biology*. 2001, 27(9):1219-1229 的研究论文中虽然未强调这种误差,但其数据明确显示出这一问题的存在。Hsu P-W 见 Hsu PW, Prager RW, Gee AH, et al. Real-time freehand 3D ultrasound calibration. *Ultrasound in medicine & biology*. 2008, 34(2):239-251 和 Chen 等见 Chen T, Thurston A, Moghari M, et al. A real-time ultrasound calibration system with automatic accuracy control and incorporation of ultrasound section thickness. *Proceedings of SPIE*. 2008, 6918:2A1-11 和 Chen TK, Thurston AD, Ellis RE, et al. A real-time freehand ultrasound calibration system with automatic accuracy feedback and control. *Ultrasound in medicine & biology*. 2009, 35(1):79-93 的研究也对这个问题进行了探讨,并称该问题为“厚度误差”(elevation error)。这一误差的主要来源是超声的波束厚度和分辨率问题导致所探测的细线在超声图像上扩散为比较大的亮斑,导致对其位置估计的误差,这种误差在传统标定方法中是普遍存在的。

[0009] 为克服这种缺陷,在文献中见朱立人,李文骏,丁辉,王广志,一种提高 N 线模型探头标定精度的解算方法,中国生物医学工程学报,31(3):337-343, 2012, 已经提出了一种通过“共面约束”来改进 N 线标志点提取精度,从而提高探头成像平面位置标定精度的方法,实验数据表明该方法可以改善精度性能。但该方法是靠硬性地将所提取的 N 线标志点向一个人工拟合出的虚拟平面上投影,由于所拟合出的平面本身就存在误差,通过投影处理只能够部分地改善各个 N 线标志点不共面所造成的影响,但无法保证该平面的准确性。

[0010] Hsu P-W 等人的研究则建议引入多个成像平面的图像,其处理方法是在常规标定处理结束后,附加一个单独的步骤来精化对厚度方向平移量的估计见 Hsu PW, Prager RW, Gee AH, et al. Real-time freehand 3D ultrasound calibration. *Ultrasound in medicine & biology*. 2008, 34(2):239-251。他们的研究证明,在传统解算框架下,引入多个层片的信息有助于提高标定变换的重复性。然而,这样的方法需要增加额外的处理步骤,且需要使用改进的 N 线模型才能进行见 Hsu PW, Prager RW, Gee AH, et al. Real-time freehand 3D ultrasound calibration. *Ultrasound in medicine & biology*. 2008, 34(2):239-251; 另外,该方法首先假设了常规标定后除成像厚度方向以外的其他位置分量都是准确的,而在多数的实际应用中该假设未必能成立。

[0011] 考虑上述标定方法的不足,本发明对基于 N 线模型的探头成像平面空间位置标定方法进行了改进。针对传统 N 线标定方法完全依赖单幅二维超声图像提取目标点位置并解算三维位置,使成像厚度方向误差较大的问题,我们提出借助超声探头上固结的空间位置传感器得到多个相对位置固定且已知的成像平面,通过对这些成像平面上目标点的提取,

借助空间位置传感器信息来重建各平面上提取的二维标志点的三维空间位置,进而通过这些三维目标点与被成像的水模中细线之间的配准和优化计算,达到探头成像平面空间位置的准确标定。由于本方法可以有效利用高精度空间位置传感器重建二维标志点的三维相对位置信息,使传统的超声图像中提取标志点的厚度误差,分散到各个超声成像平面上,在空间取向上具有了随机性,可以减少传统方法中由于丢失共面性所造成的成像平面空间位置标定的偏差。

发明内容:

[0012] 本发明的目的是要提供一种新的超声探头成像平面位置的标定方法和处理流程,从而减少由于超声成像所固有的有效声场厚度和成像分辨率较低所造成的标定误差,提高标定的精度。所设计的方法与流程可以适用于以光学或电磁空间位置传感器来跟踪超声探头的空间位置的三维超声成像系统,或利用这些空间位置传感器跟踪超声探头进行多模式三维医学影像融合的系统,成为一种在这类超声仪器的制造和使用中,精确有效标定系统探头超声图像平面空间位置的方法和设备。本发明可以克服现有的N线模型标定时,单纯依靠在二维超声图像上对已经扩散并模糊的目标点进行位置提取所造成的“厚度误差”,从而使目标点脱离共面性的缺点,使超声成像平面的测量和标定更加科学合理、简便易行,所设计的方法与流程的实用性强,在超声仪器中具有明确的使用价值。

[0013] 在研究中我们注意到,当采用传统的N线模型进行标定处理时,由于每一幅超声图像上的目标点是单独提取和估算的,这些标志点误差最大的方向都出现在垂直超声成像平面的方向,因此难于通过多幅图像误差平均化的方法减少这种误差,即使如一些文献中所做的,通过采集多幅二维超声图像进行标定,误差也总是在与探头成像平面垂直的方向比较突出。因此我们希望通过本发明的处理方法和策略,克服这种误差的取向性,减少标定的误差。

[0014] 我们同时又注意到,使用N线模型进行超声成像平面空间位置标定的过程,实际上就是通过N线模型的一幅或几幅特定姿态的二维切片图像上目标点的位置,重建和估计这些切片在三维空间中的位置和姿态信息的过程。因此,标定问题的本质是把二维的超声断层图像上提取的二维目标点,与三维空间的一批细线对象进行配准的问题。这种技术的核心是一种二维影像上目标点到三维模型切片的配准。从理论上讲,如同所有单平面二维影像到三维空间的配准技术一样,在垂直于二维影像的方向,其误差总是最大的,而通过将配准问题扩展到三维空间,有可能减小特定方向较大的误差,从而使标定的综合精度有所提高。我们考虑将一组相对位置已知的多个取向的二维超声图像上的目标点,借助探头上空间位置传感器的信息,映射到空间非平行分布的若干个成像平面上,即:将若干组二维的标志点空间分布,恢复为一组三维的空间分布,然后再通过三维空间到三维空间的配准计算,将标志点配准到已知的三维细线模型上,从而提高标定的精度。与传统标定方法相比,本发明方法有可能在各个方向上通过误差的均化和重新分布,得到更精确的位置标定结果。

[0015] 根据这种思路,我们建立了一种通过多幅二维超声图像上标志点与三维的N线模型进行配准优化的处理策略,并设计了可行的处理方法和处理流程。在这种二维与三维配准问题的框架下,通过超声探头上的光学或电磁传感器引入不同角度和位置的信息,能够

显著提高最终标定结果的准确度和精度。根据我们的文献调研,未发现有研究者从这种首先进行二维到三维的位置重建、再进行三维空间配准和优化的角度去阐述超声成像平面的标定问题,因此我们提出的处理策略和处理方法具有新颖性和独创性。

[0016] 所发明的方法在系统构成和数据采集上,与传统的利用 N 线模型标定所需要的硬件装置是完全一样的,保持了 N 线模型标定的优点。在采集每个超声成像平面的时候,要同步地采集超声探头上固结的空间位置传感器的空间坐标和方向,这样就可以知道所采集的若干超声成像平面之间的相对位置关系。当采集完所需要的一组超声图像后,不再按照传统方法,通过提取超声图像上的二维标志点,并借助水模设计的细线三维位置信息,逐个计算 N 线标志点在水模坐标系中的三维位置,然后通过拟合计算成像平面的空间位置,从而计算得到位置传感器与成像平面之间的变换矩阵,而是进入本发明所设计的下述核心处理流程。

[0017] (一)首先在超声成像平面上提取细线标志点的位置(在各超声成像面内的二维坐标),对应每一张超声图像,提取所有 N 形标志细线在超声图像上呈现亮斑的二维位置坐标;

[0018] (二)借助在超声图像采集时由空间位置传感器得到的各超声成像平面之间的相对位置关系,将二维的超声成像平面进行空间组合,形成呈一定三维空间分布的若干二维成像平面,并将这些平面之间的位置绑定,形成一组在三维空间分布的成像平面。然后再按照提取各标志点二维位置所对应的成像平面,以某一幅超声图像平面为参考,借助每幅图像采集时的空间位置传感器信息,逐次将各个成像平面上提取的二维标志点映射到对应的三维超声成像平面上,这样就形成了一批在三维空间分布的标志点,它们对应了从不同方向对细线模型进行切割时成像平面与细线的交点;

[0019] (三)进行超声成像平面与水模位置匹配位置的初始化,利用采集的某一幅超声图像平面,按照传统 N 线标定方法,计算该成像平面相对于水模坐标系的初始三维空间位置,得到该成像平面到水模坐标系的初始空间变换矩阵,然后将上一步位置绑定的所有成像平面上的三维标志点,按照这个空间变换映射到水模对应的三维空间位置,形成三维空间分布的一批粗配准点(初始配准点);

[0020] (四)在没有误差的理想情况下,上述三维标志点应当准确落在对应的细线上。由于利用上述某一幅超声图像计算出来的二维超声图像平面与三维水模之间存在一定的位置误差,必然会使其他各超声图像平面上的标志点与三维分布的细线之间也存在一定的偏离,我们的目标是希望找到一个空间变换,使上述所有三维空间分布的待配准标志点与三维水模上对应细线的距离达到最小,从而得到一个最优的变换关系。由于这些成像平面彼此之间不平行,可以克服传统方法所固有的由于标志点的最大误差都具有相近取向所造成的“厚度误差”。在处理中我们采用最优化计算方法进行迭代处理,通过改变整个待配准三维标志点组的空间位置和取向来寻找这个最优变换;

[0021] (五)根据上述考虑,设定优化的目标函数是各个超声成像平面上分布的待配准标志点与三维水模上对应细线的距离达到最小;空间初始位置是上面第三步计算得到的初始变换矩阵;可调整变量是水箱模型中的成像平面位置在 6 自由度空间的平移与旋转;于是可以基于以上条件进行最优化的迭代计算。通过设定寻优计算的误差阈值或最大迭代步数,控制迭代的终止,最终将得到一个优化了的空间变换矩阵,它代表了所采集的多个成像

平面与水模的一个最佳匹配,得到的成像平面与传感器之间的变换是最优的;

[0022] (六) 根据采集各超声图像时固结在探头上的空间位置传感器的空间位置,与上面得到的最佳匹配的一组切片的对应位置,计算得到超声图像的成像平面与固结在探头上的空间位置传感器之间的最佳空间变换关系 T_{s-u} ,也就是本发明所要寻找的目标。

[0023] 本发明提供了一种提高超声探头成像平面空间位置标定精度的方法和完整的处理流程,可以减少由于超声成像所固有的声场厚度大和分辨率低所造成的标定误差。本发明所设计的方法与流程,可以成为在这类超声仪器的制造和使用中,精确有效地标定系统探头超声图像平面空间位置的方法。本发明克服了利用常用的N线模型标定时在超声图像上提取扩散的目标点位置所造成的“厚度误差”,使测量和标定的处理更加科学合理、简便易行,所设计的方法与流程的实用性强,具有很好的实用价值。

附图说明

[0024] 图1是整个测量标定系统的构成及各子系统坐标系之间关系的示意图;

[0025] 1 个人计算机

[0026] 2 三维定位测量仪

[0027] 3 定位发射器

[0028] 4 三维探笔

[0029] 5 超声探头与定位传感器

[0030] 6 水箱模型

[0031] 7 超声成像仪

[0032] 图2是N线模型的几何示意与模型坐标系的定义;

[0033] 1 定位凹坑

[0034] 图3是N线标志点提取的几何原理和声场厚度与图像模糊造成提取误差的示意图;

[0035] 图3a 具有厚度的成像声场与N线相交示意

[0036] 图3b 实际超声图像上细线的扩散光斑

[0037] 图3c 从水箱顶部看求解F点三维坐标的几何原理

[0038] 图4 采用本发明方法进行多成像平面同步标定的几何原理示意图;

[0039] 图5 多成像平面与水模初步配准的几何关系示意图;

[0040] 图6 采用多超声图像平面进行优化计算的流程图;

[0041] 图7 实际计算得到的传统方法与本发明方法标定误差的比较图;

[0042] 图8 本发明的程序流程图。

具体实施方式

[0043] 为实现本发明所提出的解算方法,并验证其有效性,我们实际搭建了测试系统,并进行了性能测试对比实验,在同一套采集的超声图像和空间位置传感器数据上比较了传统N线标定方法与本发明方法的解算精度和标定的可重复性误差,以及误差随参与标定的超声图像数目下降的情况,实验证实了本发明的方法在具有多幅超声图像时,可以更快地使标定误差下降,在具有较大的“厚度误差”时的标定精度更好,从而可以使探头的标定过程

更容易和更可靠。图 8 中给出本发明的程序流程图,具体实现的测试对比的例子如以下步骤所述:

[0044] 第 1 步,构建一个用于超声探头标定的三维定位测量系统。我们用于超声探头标定的三维定位测量系统,包括四个主要设备:三维定位测量仪、用于标定成像的水箱模型、医用超声成像系统和个人计算机。其中的三维定位测量仪、水箱模型、超声成像系统共同用于对被标定的超声探头进行测量,个人计算机用于测量数据的采集和数据处理。三维定位测量仪又包括以下四个主要部件:固定在超声探头上的 6 自由度空间位置传感器、高精度的三维定位探笔、作为空间参考坐标系的定位用无线发射装置及用于测量系统控制和数据采集传输的控制盒。超声成像系统包括被标定的超声探头和成像系统主机两大部分,用于产生待采集的水箱模型的超声图像,其中的被标定超声探头上固结了上述的 6 自由度空间位置传感器。个人计算机中安装了图像捕捉卡,用于采集从所述超声成像系统输出的超声图像,同时,个人计算机通过 USB 接口采集从所述三维定位测量仪控制盒输出的 6 自由度空间位置传感器的定位数据和三维定位探笔尖端的定位数据。用于超声探头标定的三维定位测量系统的构成如图 1 所示;

[0045] 第 2 步:制作 N 线模型。按以下步骤利用有机玻璃板和细尼龙线制作了一个 N 线标定模型:

[0046] (1) 首先,用有机玻璃板制作一个长方形的水箱 1,其尺寸为 $240 \times 180 \times 120 \text{mm}^3$,箱壁厚度为 5mm。按照设计的 N 线数目和空间布局,在尺寸为 $240 \times 180 \text{mm}$ 的前后两个相对的箱壁上对应的精确位置,同轴地钻出了一批直径为 0.2mm 的穿线小孔,用于穿过直径为 0.08mm 的细尼龙线,形成水箱内的一批 N 形线对。同时,在前后箱壁上四角距离箱体外缘 5mm 处,各钻出 4 个位置精确的锥形定位凹坑。我们制做的水箱上锥形定位凹坑的深度为 0.2mm,锥顶角为 90° 。四个定位凹坑在箱壁平面上呈矩形分布,其水平方向距离为 230mm,垂直方向距离为 170mm。定位凹坑位置与上述穿线小孔的相对位置通过数控加工以保证其精确性,用于精确测量水箱和细线在空间定位系统中的位置,

[0047] (2) 在水箱制作完成后,如图 2 和图 3a 的局部放大图所示意,在箱壁上面的某个穿线小孔 A 中穿过直径为 0.08mm 的细尼龙线,并引到对侧箱壁上对应的同轴小孔 B,将尼龙线拉紧固定后从小孔 B 折回到同侧壁板上水平高度相同的相邻小孔 C,形成 N 形的斜线;将尼龙线拉紧后再从 C 折回到对侧壁板上的穿线小孔 D,将尼龙线拉紧固定,使之在水箱中形成一个 N 形线对。如此重复,可以在水箱中构建若干组水平布置的 N 形线对,形成超声成像标定的目标物。图 1 中示意了三层水平布置的 N 线,最高一层包含 3 个 N 形,其余两层各包含 5 个 N 形。三层 N 线在水箱模型坐标系内的高度分别为 65mm,95mm 和 125mm,N 线在水平方向两平行边的距离为 30mm,因此图 3c 中的 θ 角约为 15° 。各个 N 线的穿线小孔在水箱中的位置都是通过数控加工精确保证的。在实际使用中,为提高精度和保证成像视场中有足够多的 N 线组,可以根据超声探头的视场大小和超声图像分辨率,选择布置 6~8 层 N 线,每层的 N 线对数也可以布置 3~6 个,从而使超声图像能够采集到更多的细线目标,并使目标尽可能充满超声成像的视场。在水箱的整个穿线工作完成以后,利用硅胶封闭所有的穿线小孔,使水箱不漏水。然后在水箱中灌入纯净水,并使之超出最高层的细线 30mm 以上,将水箱静置 1 天,使水中的气泡逸出。由于所有细线都浸入水中,可以被探入水面的超声波成像探头所成像。这样就完成了用于标定的水箱模型的制作;

[0048] 第3步,建立所述用于超声探头标定的三维定位测量系统的各个相关坐标系和坐标系之间的变换关系:

[0049] 如图1所示,标定实验中涉及到四个坐标系。坐标系包括高精度三维定位测量系统所定义的参考坐标系,用 $X_w Y_w Z_w$ 表示,设在所述定位用无线发射装置上,坐标原点在所述发射装置中心;水箱模型坐标系,用 $X_m Y_m Z_m$ 表示, X_m 是水箱长度方向, Z_m 是水箱宽度方向, Y_m 是水箱高度方向,坐标系的原点设在水箱前壁面左上角的定位凹坑上,各坐标轴的方向遵循右手法则;空间位置传感器坐标系,用 $X_s Y_s Z_s$ 表示,设在所述6自由度空间位置传感器上,坐标原点在所述空间位置传感器的中心;超声成像平面坐标系,用 $X_u Y_u$ 表示,设在超声图像上,坐标原点设在超声图像最上端的中点, X_u 方向为图像水平方向, Y_u 方向为超声成像深度方向。为建立各个坐标系之间的变换关系,设定4*4的空间变换矩阵 T_{w-m} 是从所述水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 到所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵, T_{w-s} 是从所述空间位置传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$ 到所述参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵, T_{s-u} 是从所述超声成像平面坐标系 $X_u Y_u$ 到所述定位用的空间位置传感器坐标系 $X_s Y_s Z_s$ 的空间变换矩阵, T_{u-m} 是从所述水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 到所述超声成像平面坐标系 $X_u Y_u$ 的空间变换矩阵;

[0050] 第4步,标定水模在参考坐标系中的空间位置

[0051] 我们根据定位凹坑的位置,确定了水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$,即将水箱前壁左上角的定位凹坑作为水箱模型坐标系原点,连接左右两上角定位凹坑的直线定义为 X_m 轴,连接左侧两个定位凹坑并向下方向的直线定义为 Y_m 轴,将连接前后水箱壁定位凹坑的方向定义为 Z_m 轴。这样在水箱模型坐标系中各个N形细线组都与 X_m-Z_m 平面平行,各个N形的直线边都与 Z_m 轴平行,且其在水箱模型坐标系中的位置坐标均已知,其具体布置如图2所示意。标定中首先要通过测量,标出从水箱模型坐标系到参考坐标系的变换矩阵 T_{w-m} 。我们采用加拿大NDI公司的高精度三维电磁定位系统进行测量,该系统包括附着在超声探头上一个6自由度空间位置传感器、一支尖端定位精度为0.2mm的高精度三维定位探笔、以及用作参考位置的定位系统发射装置。如图1所示,选择定位系统发射装置为固定的参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$,按照定位系统的使用说明,将水箱放在最适合定位发射装置检测的空间范围内,采用定位系统配备的高精度三维定位探笔的尖端,逐个探测水箱前、后壁上布置的各个定位凹坑的三维空间位置,并通过计算机顺序记录其在参考坐标系中的三维空间位置 $P_{wi} = (x_{wi}, y_{wi}, z_{wi})$,其中 $i = 1, 2, \dots, 8$,为水箱模型上定位凹坑的序号。从水箱模型坐标系的定义,可以得到这些定位凹坑在水箱模型坐标系中的坐标 $P_{mi} = (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi})$ 分别为: $P_{m1} = (0, 0, 0)$ 、 $P_{m2} = (230, 0, 0)$ 、 $P_{m3} = (0, 170, 0)$ 、 $P_{m4} = (230, 170, 0)$ 、 $P_{m5} = (0, 0, 120)$ 、 $P_{m6} = (230, 0, 120)$ 、 $P_{m7} = (0, 170, 120)$ 、 $P_{m8} = (230, 170, 120)$,其单位是mm,

[0052] 记水箱模型坐标系 $X_m Y_m Z_m$ 到参考坐标系 $X_w Y_w Z_w$ 的空间变换矩阵 T_{w-m} 为:

$$[0053] \quad T_{w-m} = \begin{bmatrix} R & 0 \\ t & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} r_{00} & r_{01} & r_{02} & 0 \\ r_{10} & r_{11} & r_{12} & 0 \\ r_{20} & r_{21} & r_{22} & 0 \\ t_x & t_y & t_z & 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0054] 其中左上角的3*3分块R为旋转变换矩阵,左下角的1*3分块t为平移变换。则8个定位凹坑在参考坐标系中的三维空间位置 $P_{wi} = (x_{wi}, y_{wi}, z_{wi})$ 与其在水箱模型坐标系中的对应坐标 $P_{mi} = (x_{mi}, y_{mi}, z_{mi})$,满足以下空间变换方程:

$$[0055] \begin{bmatrix} x_{w1} & y_{w1} & z_{w1} & 1 \\ x_{w2} & y_{w2} & z_{w2} & 1 \\ x_{w3} & y_{w3} & z_{w3} & 1 \\ x_{w4} & y_{w4} & z_{w4} & 1 \\ x_{w5} & y_{w5} & z_{w5} & 1 \\ x_{w6} & y_{w6} & z_{w6} & 1 \\ x_{w7} & y_{w7} & z_{w7} & 1 \\ x_{w8} & y_{w8} & z_{w8} & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_{m1} & y_{m1} & z_{m1} & 1 \\ x_{m2} & y_{m2} & z_{m2} & 1 \\ x_{m3} & y_{m3} & z_{m3} & 1 \\ x_{m4} & y_{m4} & z_{m4} & 1 \\ x_{m5} & y_{m5} & z_{m5} & 1 \\ x_{m6} & y_{m6} & z_{m6} & 1 \\ x_{m7} & y_{m7} & z_{m7} & 1 \\ x_{m8} & y_{m8} & z_{m8} & 1 \end{bmatrix} \cdot T_{w-m} \quad (2)$$

[0056] 因此,可以从方程组(2)求解出从水箱模型坐标系到参考坐标系之间的空间变换矩阵 T_{w-m} 。

[0057] 第5步,对水模中的N线采集不同位置的多幅超声图像

[0058] 如图1中所示,实验前先在超声探头上固定一个6自由度位置传感器,使之与超声探头间牢固连结不可移动。利用带有位置传感器的超声探头对水箱模型中的细线进行成像,选择成像清晰无伪影的成像位置,稳定住超声探头,进行图像和所对应的空间位置的采集。其中的超声图像通过医用超声仪器的图像输出接口输出,由安装在PC计算机中的视频采集卡(实验中采用 OSPREY100 视频捕捉卡)所捕捉,空间位置传感器在参考坐标系中的位置姿态矩阵可通过高精度三维定位测量系统直接读出,通过USB接口传到计算机中。采集的超声图像逐次输入计算机后,存储为 $Img(j)$, $j = 1, 2, \dots, J$, J 为采集的超声图像数目,同时存储该超声图像对应的空间位置传感器的到参考坐标系的空间变换矩阵 $T_{w-s}(j)$ 。在水模中的不同位置,用不同的探头姿态,重复采集存储若干幅不同平面的超声图像,并存储对应的空间位置传感器的空间变换矩阵 $T_{w-s}(j)$ 。在我们的实验中每次都采集了7幅以上不同位置的超声图像和对应的定位数据。

[0059] 第6步,提取超声图像上标志点位置和计算该超声成像平面的位置

[0060] 首先定义超声成像平面坐标系 $X_u Y_u$,如图1所示。在此坐标系下通过手工在每幅超声图像上对N形细线标志点亮斑的点选,提取各个标志亮斑在超声图像坐标系 $X_u Y_u$ 中的二维坐标。具体地,在超声图像 $Img(j)$ 上按照先沿 X_m 递增,再按 Y_m 递增的顺序,逐次手工点选所有在超声图像视野内的N线与超声图像平面相交所形成的三个一组亮斑中心的二维坐标位置,并按照每组N线被点选的顺序记下其序号 k 。设点选的一组N线的三条边在超声图像上的亮斑分别为 $E(j, k)$ 、 $F(j, k)$ 、 $G(j, k)$,其中 $k = 1, 2, \dots, K_j$, K_j 为在该幅超声图像 $Img(j)$ 上获得的N线标志点的总数。记点选的亮斑的二维坐标为: $\mathbf{X}_u^{(E)}(j, k) = [x_u^{(E)}(j, k), y_u^{(E)}(j, k)]$, $\mathbf{X}_u^{(F)}(j, k) = [x_u^{(F)}(j, k), y_u^{(F)}(j, k)]$, $\mathbf{X}_u^{(G)}(j, k) = [x_u^{(G)}(j, k), y_u^{(G)}(j, k)]$,可以根据图像分辨率得到所点选的三个点之间的距离 $|EF|_{jk}$ 和 $|EG|_{jk}$:

$$[0061] |EF|_{jk} = \sqrt{(x_u^{(E)}(j, k) - x_u^{(F)}(j, k))^2 + (y_u^{(E)}(j, k) - y_u^{(F)}(j, k))^2}; \quad (3)$$

$$[0062] |EG|_{jk} = \sqrt{(x_u^{(E)}(j, k) - x_u^{(G)}(j, k))^2 + (y_u^{(E)}(j, k) - y_u^{(G)}(j, k))^2}. \quad (4)$$

[0063] 按照上述方法对所有采集的超声图像上的N线标志点位置进行提取,并按照序号存储。

[0064] 根据所处理的N线所在的列数和层数,得到第k组的穿线孔 A_k, B_k, C_k, D_k 在水模上的 X_m 与 Y_m 坐标值:

$$[0065] \quad \mathbf{X}_m^{(A)}(j, k) = [x_m^{(A)}(j, k), y_m^{(A)}(j, k), z_m^{(A)}(j, k)] \quad (5)$$

$$[0066] \quad \mathbf{X}_m^{(B)}(j, k) = [x_m^{(B)}(j, k), y_m^{(B)}(j, k), z_m^{(B)}(j, k)] \quad (6)$$

$$[0067] \quad \mathbf{X}_m^{(C)}(j, k) = [x_m^{(C)}(j, k), y_m^{(C)}(j, k), z_m^{(C)}(j, k)] \quad (7)$$

$$[0068] \quad \mathbf{X}_m^{(D)}(j, k) = [x_m^{(D)}(j, k), y_m^{(D)}(j, k), z_m^{(D)}(j, k)] \quad (8)$$

[0069] 其中, A孔与B孔同轴, C孔与D孔同轴, 即: $x_m^{(A)}(j, k) = x_m^{(B)}(j, k)$, $y_m^{(A)}(j, k) = y_m^{(B)}(j, k)$, $x_m^{(C)}(j, k) = x_m^{(D)}(j, k)$, $y_m^{(C)}(j, k) = y_m^{(D)}(j, k)$, 且N线组内各孔在水模坐标系中等高, 即: $y_m^{(A)}(j, k) = y_m^{(B)}(j, k) = y_m^{(C)}(j, k) = y_m^{(D)}(j, k)$ 。再通过超声图像测量得到E(j, k)、F(j, k)、G(j, k)之间的距离(参见图3b, 这里为简洁起见, 省略了各符号的下标, 下同)后, 可以从相似三角形EBF和GCF, 通过 $|EF|_{jk}$ 与 $|GF|_{jk}$ 之比得到 $|BF|_{jk}$ 与 $|CF|_{jk}$ 之比, 从而得到F点在水箱模型坐标系中的 Z_m 坐标(见图3c), 从而得到F点的 $\mathbf{X}_m^{(F)}$ 坐标, 这样, 对超声图像中序号为k的一个N线对(三个一组的亮斑), 可以得到一个水箱模型坐标系中的N线标志点F(j, k)的三维坐标。假设在图2中所示的水箱模型坐标系下, A点的三维坐标为:

$$[0070] \quad \mathbf{X}_m^{(A)} = [x_m^{(A)}(j, k), y_m^{(A)}(j, k), z_m^{(A)}(j, k)]$$
, 则F点在水箱模型坐标系中的三维坐标

$$[0071] \quad \mathbf{X}_m^{(F)} = [x_m^{(F)}(j, k), y_m^{(F)}(j, k), z_m^{(F)}(j, k)]$$
 可以表示为:

$$[0072] \quad \begin{cases} x_m^{(F)}(j, k) = x_m^{(A)}(j, k) + \frac{|EF|_{jk}}{|EG|_{jk}} \cdot |BD|_{jk} \\ y_m^{(F)}(j, k) = y_m^{(A)}(j, k) \\ z_m^{(F)}(j, k) = z_m^{(A)}(j, k) + \frac{|EF|_{jk}}{|EG|_{jk}} \cdot |AB|_{jk} \end{cases} \quad (9)$$

[0073] 其中, j是用于标定的超声图像的序号, $k = 1, 2, \dots, K_j$, K_j 是在该幅图像上提取的标志点的数目。且: $|BD|_{jk} = \sqrt{(x_m^{(D)}(j, k) - x_m^{(B)}(j, k))^2}$, $|AB|_{jk} = \sqrt{(z_m^{(B)}(j, k) - z_m^{(A)}(j, k))^2}$ 。

在上式中, 在 X_m 与 Z_m 方向的坐标值是根据 $\triangle BEF$ 和 $\triangle CGF$ 的相似三角形关系, 以及在水模制造时所定义好的基准点(此处为A点)的位置确定的, 而F点在 Y_m 方向的坐标值则由该N线所在层的位置得到。

[0074] 对能够在图像中得到的所有N线组都这样处理, 成像得到的每一个序号k的二维N线标志点坐标 $\mathbf{X}_u^{(F)}(j, k)$, 都有一个模型坐标系下的三维坐标点 $\mathbf{X}_m^{(F)}(j, k)$ 与之构成顺序对应的点对。理想情况下, 这些N线标志点在水箱三维坐标系中, 将构成一个平面。我们可以对, 利用方程(4)求解出从水箱模型坐标系到该超声图像平面坐标系之间的坐

标映射关系 $T_{u-m}(j)$:

[0075]

$$\begin{bmatrix} x_u^{(F)}(j,1) & y_u^{(F)}(j,1) & 0 & 1 \\ x_u^{(F)}(j,2) & y_u^{(F)}(j,2) & 0 & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_u^{(F)}(j,K_j) & y_u^{(F)}(j,K_j) & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x_m^{(F)}(j,1) & y_m^{(F)}(j,1) & z_m^{(F)}(j,1) & 1 \\ x_m^{(F)}(j,2) & y_m^{(F)}(j,2) & z_m^{(F)}(j,2) & 1 \\ \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ x_m^{(F)}(j,K_j) & y_m^{(F)}(j,K_j) & z_m^{(F)}(j,K_j) & 1 \end{bmatrix} \cdot T_{u-m}(j) \quad (10)$$

[0076] 或写成 :

$$[0077] \quad X_u^{2D}(j,k) = X_m(j,k) \cdot T_{u-m}(j) \quad (11)$$

[0078] 其中 $j = 1, 2, \dots, J$, J 是所采集超声图像的数目, $k = 1, 2, \dots, K_j$, K_j 是在该图像 $\text{Img}(j)$ 上提取的 N 线标志点的数目。

[0079] 第 7 步, 将各幅二维超声图像上的 N 线标志点映射到三维空间分布的多幅成像平面上

[0080] 如上述, 在采集各幅超声图像时, 超声探头在三维空间呈一定的分布, 形成了对水模上细线在不同空间位置的切割。我们可以根据采集各幅超声图像时空间位置传感器的位置 $T_{w-s}(j)$, 在参考坐标系中将多幅二维的超声成像平面在三维空间虚拟组合起来, 形成呈一定三维空间分布的若干幅成像平面。在每个超声成像平面 $\text{Img}(j)$ 上提取的任一个二维标志点位置 $X_u^{(E)}(j,k) = (x_u(j,k), y_u(j,k))$, 是该超声图像平面在特定空间位置与水模中特定细线的交点, 因此从超声成像角度看, 这些交点是落在各自的虚拟成像平面内的二维标志点, 从水模角度看, 是这些细线被这一批空间分布的虚拟成像平面所切割而形成的一批在空间三维分布的平面与线的交点。我们的目标就是要找到: 这些切割面片处于什么位置时, 从多幅已知位置的二维超声图像上提取的标志点, 与水模中的细线能够有最好的匹配。在实际计算中, 并不需要真正求出这些虚拟成像平面的空间位置, 而只需要按照采集各个超声图像 $\text{Img}(j)$ 时位置传感器的位置 $T_{w-s}(j)$, 将各个成像平面上提取的二维标志点位置 $X_u^{(E)}(j,k)$, $X_u^{(F)}(j,k)$, $X_u^{(G)}(j,k)$, 按采集该图像时空间位置传感器的位置姿态映射到三维空间中, 并组合在一起, 就构成三维空间中一批配准点, 这批三维空间点可以与水模中的细线进行三维的配准, 具体实现的算法见第 8 步。

[0081] 以扇形扫描超声探头的标定为例, 借助空间位置传感器的位置信息 $T_{w-s}(j)$ 而组合各个虚拟成像平面的几何概念如图 4 所示, 图中 5 个扇形为 5 个虚拟成像平面, 每幅扇形的二维超声图像上都可以提取若干标志点。

[0082] 因此, 第 6 步提取的各超声图像 $\text{Img}(j)$ 上标志点位置 $X_u^{(E)}(j,k)$, $X_u^{(F)}(j,k)$, $X_u^{(G)}(j,k)$, 可以借助采集每一幅超声图像 $\text{Img}(j)$ 时位置传感器的位置变换矩阵 $T_{w-s}(j)$, 逐次将各个成像平面上的二维标志点位置映射到三维空间的第 j 个对应虚拟成像平面上, 这样就形成了一批在三维空间分布的标志点, 它们对应了从不同方向对细线模型进行成像时多个成像平面与细线的交点。

[0083] 为规范起见, 我们统一将超声成像平面 $\text{Img}(j)$ 上提取的标志点的 $X_u^{(E)}(j,k)$, $X_u^{(F)}(j,k)$, $X_u^{(G)}(j,k)$ 二维坐标写为: $X_u^{2D}(j,l) = (x_u(j,l), y_u(j,l), 0)$, 其中 $l =$

1, 2, ..., 3×K_j, K_j 是在图像 Img(j) 上所提取的 N 线标志点的数目; 将 $X_u^{2D}(j, l)$ 映射到三维空间各个成像平面上的三维坐标记为 $X_u^{3D}(j, l) = (x_u^{3D}(j, l), y_u^{3D}(j, l), z_u^{3D}(j, l))$, 则:

$$[0084] \quad X_u^{3D}(j, l) = X_u^{2D}(j, l) \cdot T_{w-s}(j) \quad (12)$$

[0085] 其中, $T_{w-s}(j)$ 是从所述个人计算机从三维定位测量仪获取的对应 Img(j) 成像平面的位置传感器的位置变换矩阵, $j = 1, 2, \dots, J$, J 是采集的超声图像数目, $l = 1, 2, \dots, 3 \times K_j$, K_j 是在图像 Img(j) 上所提取的 N 线标志点的数目。映射到各个虚拟超声成像平面上的空间点如图 4 中各个扇面上的圆点所示意。

[0086] 第 8 步: 进行空间匹配位置的初始化

[0087] 利用第 6 步的方程 (10) 可以根据从某一幅超声图像平面 Img(j) 上提取的各个 N 线标志点位置的三维坐标 $X_m^{(F)} = [x_m^{(F)}(j, k), y_m^{(F)}(j, k), z_m^{(F)}(j, k)]$, 以及该超声图像上对应的亮斑的二维坐标 $X_u^{(F)} = [x_u^{(F)}(j, k), y_u^{(F)}(j, k)]$, 求解出从水箱模型坐标系到该超声图像平面坐标系之间的坐标映射关系 $T_{u-m}(j)$ 。该变换建立了从超声成像平面上标志点到水模中细线与成像平面交点之间的变换关系。由于在第 7 步中已经将提取的所有标志点按照其成像时的方位进行了三维空间重组, 得到一批三维空间分布的待配准点 $X_u^{3D}(j, l)$, 当我们选择一幅超声图像求出该图像到水模间的变换关系后, 可以利用该变换将所有三维成像空间的标志点 $X_u^{3D}(j, l)$ 映射到水模中与对应细线比较接近的初始位置。假设选择第 n 幅超声图像 Img(n) 进行初始化配准, 则可以按照方程 (13) 求出变换矩阵 $T_{u-m}(n)$, 即:

$$[0088] \quad X_u^{(F)}(n, k) = X_m^{(F)}(n, k) \cdot T_{u-m}(n) \quad (13)$$

[0089] 然后, 将得到的其它各个虚拟成像平面上的所有标志点 $X_u^{3D}(j, l)$, ($j = 1, 2, \dots, n-1, n+1, \dots, J$, $l = 1, 2, \dots, 3 \times K_j$), 随着平面 Img(n) 进行空间平移和旋转, 变换到水箱模型坐标系中, 这样就形成了一批在模型坐标系中待配准的三维坐标点 $X_m^{3D}(j, l)$:

$$[0090] \quad X_m^{3D}(j, k) = X_u^{3D}(j, k) \cdot T_{w-s}^{-1}(n) \cdot T_{u-m}^{-1}(n); \quad j=1, 2, \dots, J \quad (14)$$

$$[0091] \quad = X_u^{2D}(j, k) \cdot T_{w-s}(j) \cdot T_{w-s}^{-1}(n) \cdot T_{u-m}^{-1}(n)$$

[0092] 至此, 所构建的虚拟超声成像平面上的三维空间标志点, 已经变换到水箱模型坐标系中, 并初步与水模上的细线配准在一起, 即标志点与水模中的对应的细线将很接近, 如示意图 5 所示。

[0093] 第 9 步: 设定优化的目标函数和初始值, 并进行优化计算

[0094] 通过第 8 步的处理, 所有待配准的三维坐标点都已经映射到水模坐标系中, 理想情况下这些点与水模上对应的细线应当重合 (距离为零), 但由于在超声图像上提取标志点时存在位置误差, 因此 $X_m^{3D}(j, l)$ 到对应细线还可能有一定距离。我们选取优化目标函数是所有三维空间分布的标志点 $X_m^{3D}(j, l)$ 与三维水模上最近细线的平均距离最小。注意到在水模设计中的 N 形线是分布在不同高度层次的水平面上, 因此每层细线的 y_m 坐标是固定的, 而对于 N 形线的平行边来讲, 其 x_m 坐标也是固定的, 假设水模中共有 R 层 N 形线, 每层

有 S 条平行直线,可以对这些细线顺序编号,这些平行细线的直线方程可以写为:

$$[0095] \quad \begin{cases} x_m(l) = L_x(r, s); \\ y_m(l) = L_y(r, s); \end{cases} \text{ 其中 } \begin{cases} r = 1, 2, \dots, R \\ s = 1, 2, \dots, S \end{cases} \quad (15)$$

[0096] 其中 $L_x(r, s)$ 与 $L_y(r, s)$ 分别是水模设计时定义好的第 r 层第 s 条细平行线在水箱模型坐标系内的坐标,为给定的常数, l 是各条细线的序号。

[0097] 而 N 形线的斜边是分布在水模坐标系的水平面内,可以由斜线的起点和终点串线小孔(也同时是穿平行线的小孔)的位置定义其三维空间直线方程:

$$[0098] \quad \begin{cases} \frac{x - x_m(l)}{x_m(l+1) - x_m(l)} = \frac{z - z_m(l)}{z_m(l+1) - z_m(l)}; \\ y_m(l) = L_y(r, s); \end{cases} \quad (16)$$

[0099] 因此,水模中所有细线的空间位置都被严格定义了。为求得空间标志点 $X_m^{3D}(j, l)$ 到其对应直线的距离,在上述初始化处理以后,可以直接求解某个标志点 $X_m^{3D}(j, l)$ 到所有直线的距离,对平行细线而言,只需要将 $X_m^{3D}(j, l)$ 中的 x 分量和 y 分量与细线之对应分量相减,并按照勾股定理计算距离,对斜线而言,由于它们水平分布,可以先求解 x, z 分量上距离,再与 y 分量合成。在得到 $X_m^{3D}(j, l)$ 到所有细线的距离后,选取其中的一个最小的距离 $D(j, l)$ 作为空间点 $X_m^{3D}(j, l)$ 与三维水模上对应的最近细线的距离,这样可以得到标志点 $X_m^{3D}(j, l)$ 与三维水模上最近的细线的平均距离:

$$[0100] \quad D_{avg} = \frac{1}{JK_j} \sum_{j=1}^J \sum_{l=1}^{3 \times K_j} D(j, l) \quad (17)$$

[0101] 其中, J 为参与计算的超声图像数, K_j 为在第 j 幅超声图像中能够提取到的标志点数目。

[0102] 上述优化计算的初始空间位置 $T_{u-m}(n)$ 是上面第 8 步利用某幅超声图像 $Img(n)$ 计算得到的成像平面在水模坐标系中的空间位置。在此基础上可以调整 T_{u-m} 的变量进行优化迭代计算,通过优化计算使平均距离 D_{avg} 极小化。被优化的变量是超声成像坐标系与水模坐标系之间的空间变换矩阵 T_{u-m} (包含三个平移与三个旋转,共 6 自由度)。通过设定平均距离 D_{avg} 的误差阈值(取为 2mm)和最大迭代步数(500 步),控制优化迭代过程的结束,最终得到了一个优化的变换矩阵,它代表了所采集的多成像平面与水模中细线目标的一个最佳匹配变换 \tilde{T}_{u-m} 。

[0103] 在本实例中我们采用了 Matlab 软件所带的优化工具箱中的顺序二次规划(sequential quadratic programming algorithm, SQP)的优化计算工具进行寻优计算。当然也可以采用其它数学计算工具进行优化计算。

[0104] 第 10 步:计算成像平面与传感器间的最优空间变换 \tilde{T}_{s-u} 。根据采集各超声图像 $Img(j)$ 时固结在探头上的空间位置传感器的空间位置 $T_{w-s}(j)$,与第 9 步得到的最佳切片对应位置的空间变换 \tilde{T}_{u-m} ,借助图 1 中所定义各个坐标系之间的关系,可知:对超声成像坐标系中的点集 $X_u^{2D}(j, l)$ 或 $X_u^{3D}(j, l)$,可以通过空间变换 \tilde{T}_{u-m} 变换到水模坐标系中,得到对应

的点集 $X_m^{3D}(j,l)$ 。在实际计算中我们借助第7步中公式(12)将在各个超声图像上提取的标志点 $X_u^{2D}(j,l)$ 变换到三维空间虚拟成像平面上,得到点集 $X_u^{3D}(j,l)$,用于求解最优的超声图像到传感器间的变换 \tilde{T}_{s-u} 。计算的流程如下。首先将超声图像上提取的标志点变换到虚拟成像平面,得到三维标志点位置:

$$[0105] \quad X_u^{3D}(j,l) = X_u^{2D}(j,l) \cdot T_{w-s}(j); \quad j=1,2,\dots,J; \quad l=1,2,\dots,3 \times K_j \quad (18)$$

[0106] 再将虚拟成像平面上的点集 $X_u^{3D}(j,l)$,变换到水模坐标系中:

$$[0107] \quad X_m^{3D}(j,l) = X_u^{3D}(j,l) \cdot \tilde{T}_{u-m}^{-1}; \quad j=1,2,\dots,J; \quad l=1,2,\dots,3 \times K_j \quad (19)$$

[0108] 然后,再将水模坐标系中的点集 $X_m^{3D}(j,l)$ 变换到传感器坐标系中:

$$[0109] \quad X_s^{3D}(j,l) = X_m^{3D}(j,l) \cdot T_{w-m} \cdot T_{w-s}^{-1}(j); \quad j=1,2,\dots,J; \quad l=1,2,\dots,3 \times K_j \quad (20)$$

[0110] 其中, $T_{w-s}(j)$ 是采集超声图像 $\text{Img}(j)$ 时位置传感器在参考坐标系中的位置,可以从定位系统读取,而 T_{w-m} 是第4步测量并求解得到的水模坐标系到参考坐标系之间的空间变换矩阵。

[0111] 这样就获得了超声图像坐标系与对应的位置传感器坐标系中的一批成对的标志点数据: $X_s^{3D}(j,l)$ 和 $X_u^{3D}(j,l)$,其中 $j=1,2,\dots,J$, J 是所采集的超声图像的数目, $l=1,2,\dots,3 \times K_j$, K_j 是对应图像 $\text{Img}(j)$ 能够提取到的 N 线标志点的数目。利用这些数据,可根据方程(21)计算出待求解超声图像坐标系到超声探头上的空间位置传感器间的全局最优变换 \tilde{T}_{s-u} 。

$$[0112] \quad X_s^{3D}(j,l) = X_u^{3D}(j,l) \cdot \tilde{T}_{s-u} \quad (21)$$

[0113] 实际上,也可以另外的一个流程,得到同样的结果。我们可以按照采集图像的顺序,利用公式(22)来逐幅计算超声图像到传感器间的最优变换 $\tilde{T}_{s-u}(j)$,对任一幅图像 $\text{Img}(j)$:

$$[0114] \quad X_s^{3D}(j,k) = X_u^{3D}(j,k) \cdot \tilde{T}_{s-u}(j) \quad ; \quad k=1,2,\dots,K_j \quad (22)$$

[0115] 这样做的好处是从方程(11),(12)和(14),可以直接推导出待求解的超声图像到传感器间的最优变换为:

$$[0116] \quad \tilde{T}_{s-u}(j) = \tilde{T}_{u-m}^{-1} \cdot T_{w-m} \cdot T_{w-s}^{-1}(j) \quad (23)$$

[0117] 最后,再将多幅超声图像标定出的最优空间变换矩阵进行平均,得到最优的标定结果 \tilde{T}_{s-u} :

$$[0118] \quad \tilde{T}_{s-u} = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \tilde{T}_{s-u}(j) \quad (24)$$

[0119] 其中 J 为采集的超声图像数目。利用方程(21)或公式(24)计算得到的 \tilde{T}_{s-u} 就是本发明所要寻找的目标超声图像坐标系到超声探头上的空间位置传感器坐标系间的最优变换。

[0120] 综上所述,本发明的整个处理流程如图6所示。

[0121] 为将本发明方法与传统 N 线方法进行对比,我们还按照 N 线标定方法,提取计算了所获取的各幅超声图像上每个“N 线标志点”在水箱模型坐标系中的三维空间位置 $\mathbf{X}_m^{(F)}(j,k)$, 并通过这些位置拟合计算得到采集的超声成像平面的位置。同时通过对对应的位置传感器的空间位置姿态,按照传统 N 线标定方法,计算得到超声成像平面 $\text{Img}(j)$ 与位置传感器之间的空间变换关系 $T_{s-u}(j)$ 。

[0122] 为求解超声成像平面 $\text{Img}(j)$ 与位置传感器之间的空间变换关系 $T_{s-u}(j)$,只需要找到一批在传感器坐标系中与超声成像平面坐标系中成对的空间点,进行标定。我们借助图 1 中所定义的各个坐标系之间的关系,记提取的 N 线标志点与 $\text{Img}(j)$ 成像平面的交点 F 在水箱模型坐标系下的三维坐标 $\mathbf{X}_m^{(F)}(j,k) = [x_m^{(F)}(j,k), y_m^{(F)}(j,k), z_m^{(F)}(j,k)]$, 这些空间点可以通过以下的方程 (25) 变换映射到位置传感器参考坐标系中,得到位置传感器参考坐标系下的三维坐标 $\mathbf{X}_s^{(F)}(j,k) = [x_s(j,k), y_s(j,k), z_s(j,k)]$:

$$[0123] \quad \mathbf{X}_s^{(F)}(j,k) = \mathbf{X}_m^{(F)}(j,k) \cdot \mathbf{T}_{w-m} \cdot \mathbf{T}_{w-s}^{-1}(j) \quad (25)$$

[0124] 其中, $T_{w-s}(j)$ 是 $\text{Img}(j)$ 成像时位置传感器在参考坐标系中的空间位置变换矩阵,可以从定位系统实时读取,而 T_{w-m} 则是第 4 步求解的水箱模型坐标系到参考坐标系之间的空间变换矩阵。

[0125] 注意到上述传感器空间中的点 $\mathbf{X}_s^{(F)}(j,k)$ 在图像坐标系上的配对点就是在超声图像 $\text{Img}(j)$ 上提取的 N 线对中斜线的二维坐标 $\mathbf{X}_u^{(E)}(j,k) = [x_u^{(E)}(j,k), y_u^{(E)}(j,k)]$, 这样就构成了一批从图像坐标系到传感器参考坐标系间一一对应的点对 $\mathbf{X}_s^{(F)}(j,k)$ 和 $\mathbf{X}_u^{(E)}(j,k)$, 通过将其写成齐次坐标,就可以计算它们之间的变换 T_{s-u} , 如方程 (26):

$$[0126] \quad \mathbf{X}_s^{(F)}(j,k) = \mathbf{X}_u^{(E)}(j,k) \cdot \mathbf{T}_{s-u}(j) \quad (26)$$

[0127] 方程 (26) 得到的就是利用传统 N 线方法标定的一幅超声图像 $\text{Img}(j)$ 的空间变换矩阵 $T_{s-u}(j)$, 为改善其精度,可以将多幅超声图像标定出的空间变换矩阵进行平均,得到用多幅超声图像进行传统 N 线标定的结果,将其记为 T_{s-u}^T 。

$$[0128] \quad \mathbf{T}_{s-u}^T = \frac{1}{J} \sum_{j=1}^J \mathbf{T}_{s-u}(j) \quad (27)$$

[0129] 其中 J 为采集的超声图像数目。

[0130] 与传统处理流程相比较,可以看到传统的 N 线模型标定方法,直接利用水模设计数据和水模定位信息,利用超声图像上提取的二维标志点位置和相似三角形关系解算超声平面与水模细线交点,并利用所提取的配对点集,利用方程组 (26) 计算求解超声图像到传感器的空间变换 T_{s-u} , 而我们的发明,通过借助成像时多幅超声图像的相对位置信息,将多幅图像之间的空间关联关系利用起来,在水模坐标系中形成一族二维图像目标与三维细线之间距离的优化计算,从道理上,更加有效地利用了所获得的信息,因此可以提高标定的精度。

[0131] 我们采用上述处理流程进行了实际的实验测试。一共测试了 8 套数据,每套都包括 7 组不同位置采集的水模超声图像和对应的空间位置传感器数据。在处理中我们选取每

套数据中的 5 组超声图像和定位数据用于成像平面与传感器空间位置的标定, 而用另外两组数据用于精度的验证。因此每组数据一共有 $C_5^7 = 21$ 种组合, 我们把这 21 组组合标定的平均精度作为总体计算的精度。实验中分别采用传统的 N 线模型计算方法和本发明的方法进行处理, 将得到的标定精度进行比较。图 7 给出了一组典型的带有厚度误差的数据在计算过程中, 标定误差随参与计算的超声图像数而下降的曲线。可以看到, 当选用一幅超声图像进行标定时, 采用我们的方法进行优化, 可以在一定程度上减小误差, 但标定误差依然比较大, 而引进多幅超声图像以后, 本发明方法的标定误差比传统方法更加迅速地下降, 当采用 3 幅以上图像时, 已经可以达到比较小的误差, 而采用 5 幅图像进行标定时, 得到了很好的标定效果。因此本发明的处理方法可以在采集少量超声图像和定位数据的基础上得到较高的标定精度。

[0132] 发明人情况

[0133] 发明人: 王广志、丁辉、朱立人

[0134] 单位: 清华大学医学院生物医学工程系

[0135] 联系电话: (010) 62783631

[0136] 联系人: 丁辉, E-mail: dinghui@tsinghua.edu.cn

[0137] 拟申请专利类型: 发明专利

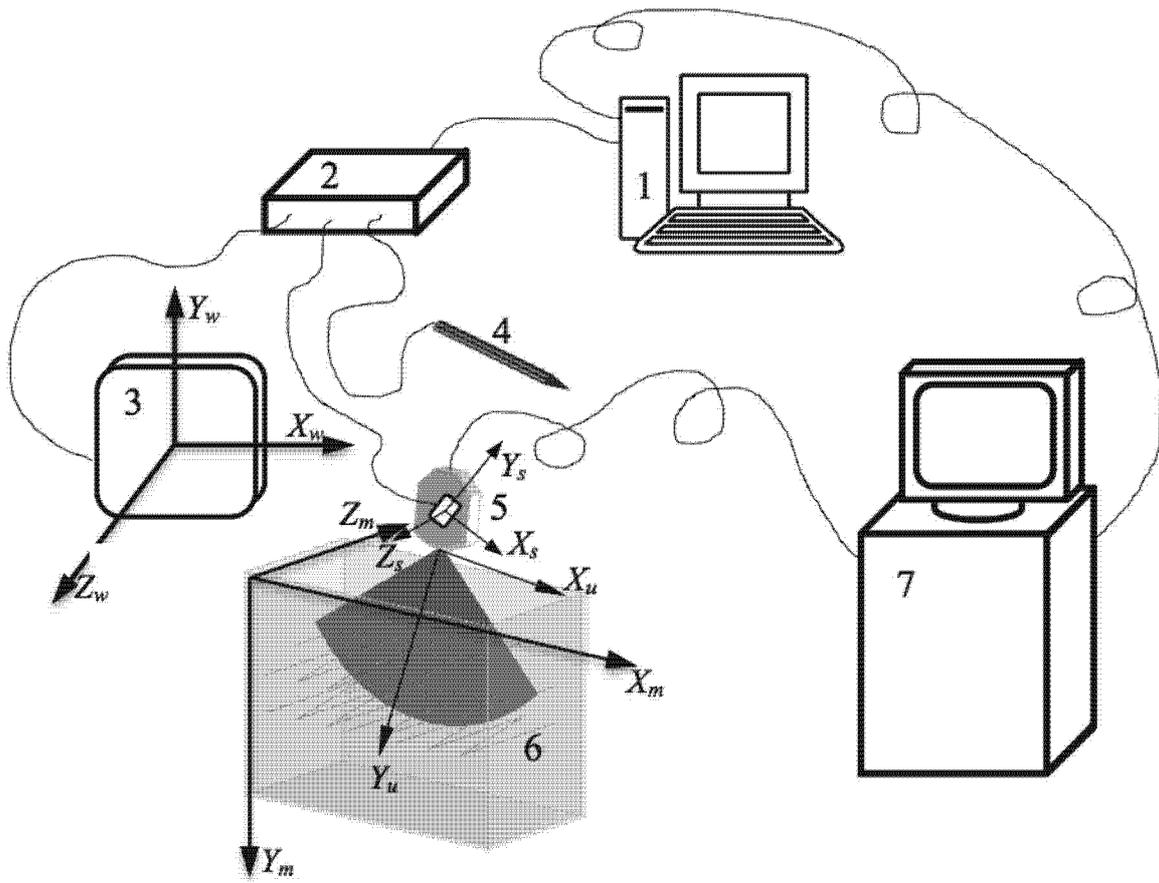


图 1

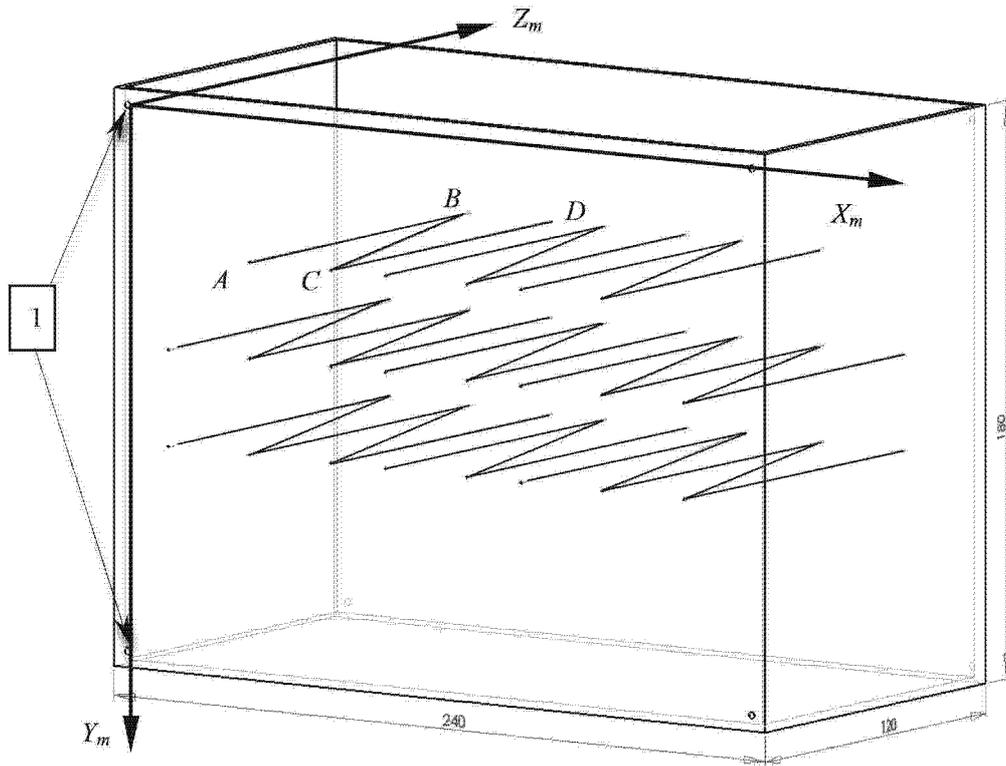


图 2

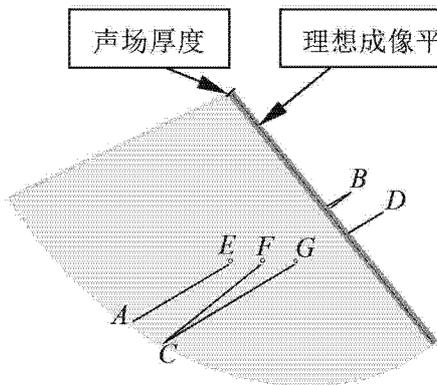


图 3a

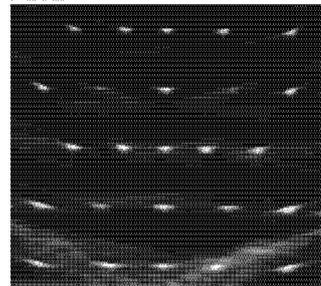


图 3b

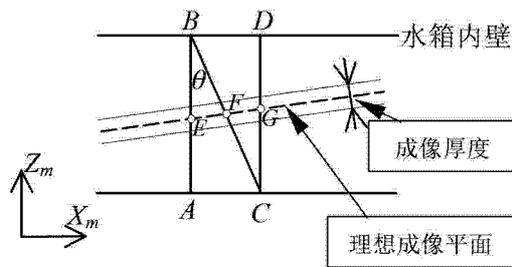


图 3c

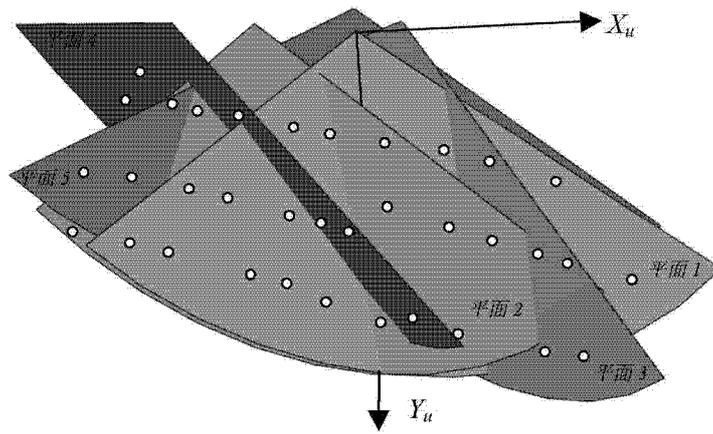


图 4

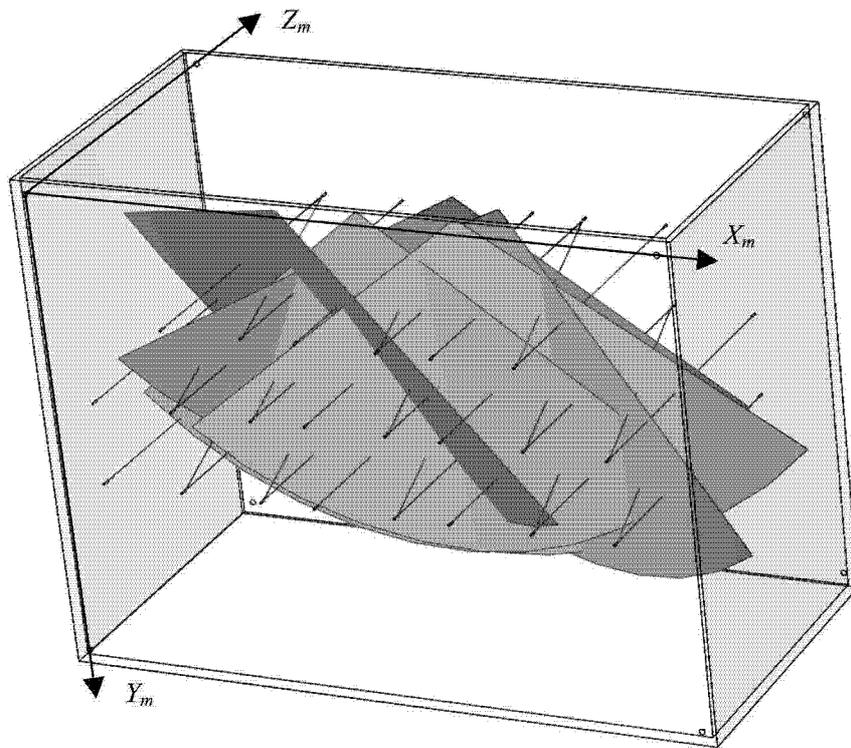


图 5

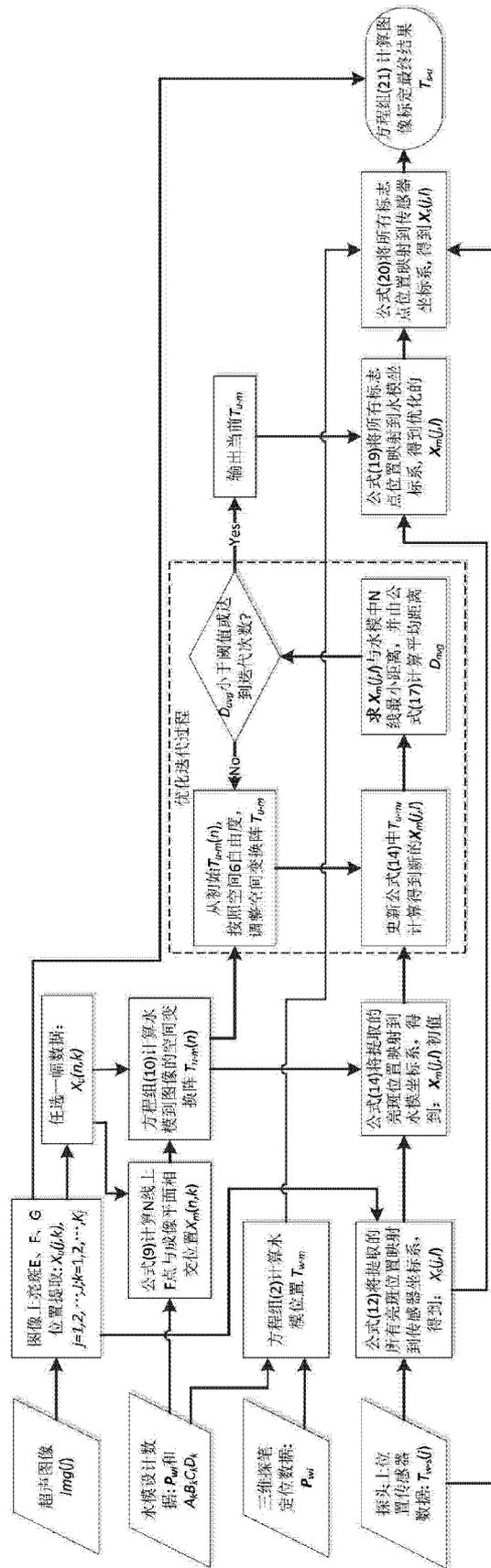


图 6

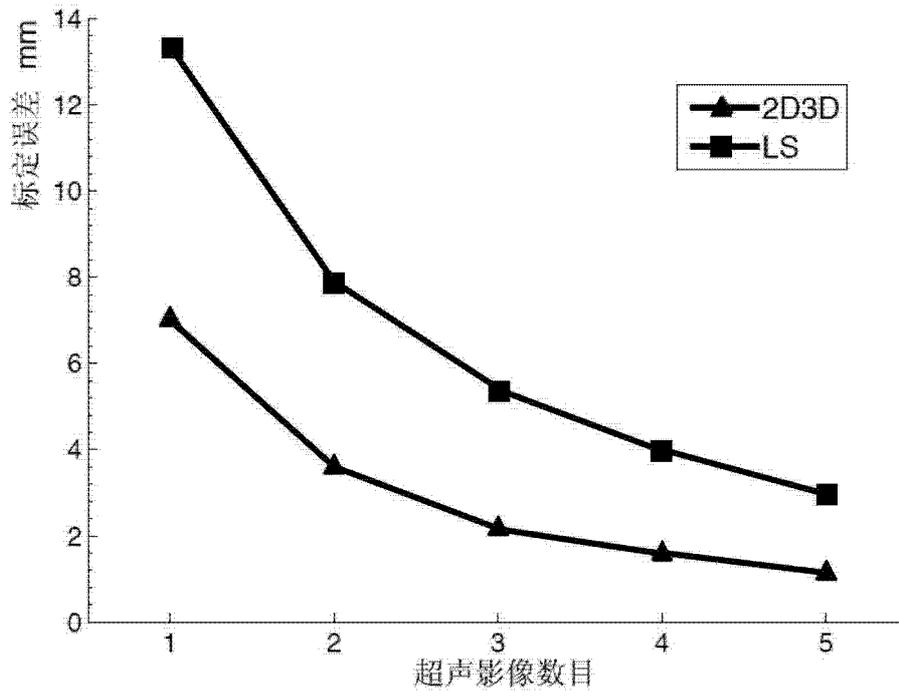


图 7

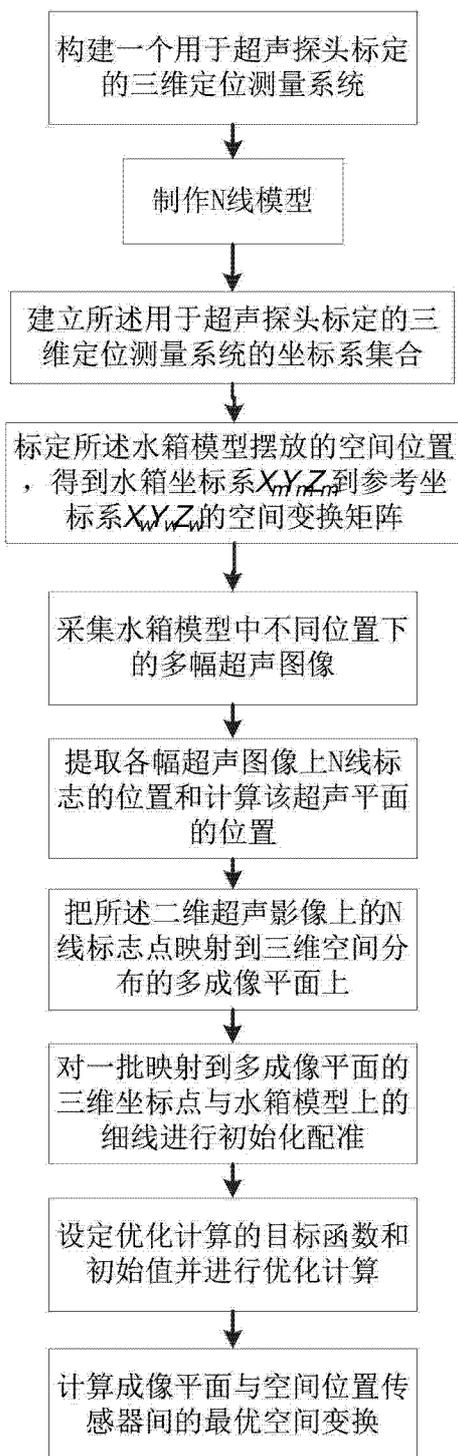


图 8

专利名称(译)	一种超声探头成像平面空间位置标定的优化方法		
公开(公告)号	CN103230283B	公开(公告)日	2014-11-05
申请号	CN201310130395.2	申请日	2013-04-16
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	王广志 丁辉 朱立人		
发明人	王广志 丁辉 朱立人		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN103230283A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声探头成像平面空间位置标定的优化方法，属于医学超声三维成像与超声图像融合领域，其特征在于，是一种标定超声探头成像平面的空间位置与空间位置传感器空间位置之间变换关系称为空间变换矩阵的优化方法，在三维定位系统辅助下按以下步骤实现：1.构建三维定位系统；2.制作N线模型；3.建立定位系统的坐标系集合；4.标定水箱模型摆放空间位置；5.采集不同位置下超声图像；6.提取N线标志并计算超声平面位置；7.将超声上N线标志点映射到三维空间平面上；8.对成像平面的三维坐标点与水箱模型上的N进行配准；9.进行优化计算；10.计算成像平面与位置传感器间的最优变换。其优点在于减少成像平面空间位置标定的偏差。

