



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103054646 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 17

(21) 申请号 201210570223. 2

(22) 申请日 2012. 12. 25

(73) 专利权人 周翔

地址 610041 四川省成都市武侯区国学巷
37 号

(72) 发明人 周翔

(74) 专利代理机构 成都高远知识产权代理事务
所(普通合伙) 51222

代理人 李高峡 杜朗宇

(51) Int. Cl.

A61B 19/00(2006. 01)

审查员 张雯

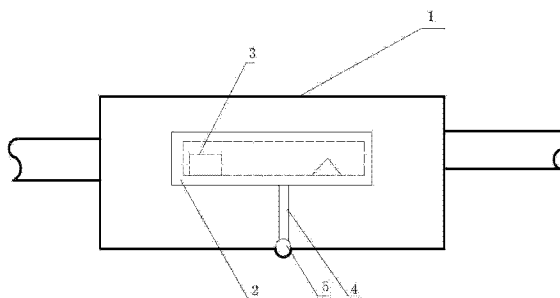
权利要求书1页 说明书9页 附图2页

(54) 发明名称

一种适于超声-CT/MRI/PET 等融合成像的非
侵入性标准配准装置

(57) 摘要

本发明提供了一种适于超声-CT/MRI/PET 等融合成像的非侵入性标准配准装置。本发明配准装置,可以使得超声图像中的平面几何框架图形与 CT 或核磁或其他成像中的相应平面几何框架图形保持相同的标准横断面方向,控制了超声探头万向性和断面的不标准性;通过该配准装置,可以在保证精确配准的基础上,大幅提升超声与 CT、核磁共振或 PET 图像的融合配准速度,且适用范围宽泛,具有良好的应用前景。



1. 一种适于超声-CT/MRI/PET 融合成像的非侵入性标准配准装置,其特征在于:载体包(1)外设有体表固定装置;载体包(1)内设有中空柱体(2),载体包(1)和中空柱体(2)内部充满液体;

中空柱体(2)内的液体密度小于载体包(1)内液体,中空柱体(2)的底部通过连接杆(4)与球体(5)相连,球体(5)与载体包(1)底部的球形凹槽一起构成球面副;

或,中空柱体(2)内的液体密度大于载体包(1)内液体,中空柱体(2)的顶部通过连接杆(4)与球体(5)相连,球体(5)与载体包(1)顶部的球形凹槽一起构成球面副;

平面几何框架(3)固定在中空柱体(2)内壁,并与水平面垂直,平面几何框架(3)与载体包(1)内壁之间保持 0.1cm 以上的距离;载体包(1)和连接杆(4)均为刚性材质。

2. 根据权利要求 1 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:所述平面几何框架(3)采用非金属材质,其中,平面几何框架(3)边框的直径或厚度大于 0.1mm。

3. 根据权利要求 1 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:所述载体包(1)呈长方体或锥台;中空柱体(2)为中空圆柱体或中空矩形柱体;平面几何框架(3)为圆形或多边形。

4. 根据权利要求 1 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:中空柱体(2)内设有 1-91 个平面几何框架(3),每相邻两个平面几何框架(3)之间呈 $1 \sim 90^\circ$ 夹角;相隔最远的两个平面几何框架(3)之间的夹角在 90° 以下;各平面几何框架(3)具有不同形状。

5. 根据权利要求 4 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:每相邻两个平面几何框架(3)之间呈 $1 \sim 45^\circ$ 夹角,中空柱体(2)内设有 2-46 个平面几何框架(3);相隔最远的两个平面几何框架(3)之间的夹角在 45° 以下。

6. 根据权利要求 5 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:每相邻两个平面几何框架(3)之间呈 $5-15^\circ$ 夹角,中空柱体(2)内设有 4-10 个平面几何框架(3)。

7. 根据权利要求 1 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:所述体表固定装置为固定带或卡接装置。

8. 根据权利要求 7 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:所述卡接装置包括单面胶布(61)、相适配的卡接头(62)和卡口(63);卡口(63)位于载体包(1)底部外表面,卡接头(62)位于单面胶布无粘性面。

9. 根据权利要求 1 所述的非侵入性标准配准装置,其特征在于:球体(5)与球形凹槽间还设有锁止装置。

一种适于超声-CT/MRI/PET 等融合成像的非侵入性标准配准装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种便于超声与 CT 图像、核磁共振图像或 PET 图像等进行图像融合开发及临床应用的非侵入性标准配准装置。

背景技术

[0002] 一、图像融合技术简介

[0003] 医学图像融合技术是当今国内外研究的一个热点问题。医学成像包括 X 射线、超声、计算机断层成像 (CT)、磁共振 (MRI) 单光子发射断层成像 (SPECT)、正电子发射断层成像 (PET)、红外线、数字减影 (DSA)、荧光造影等。各种模态的医学图像从不同角度反映人体信息, 单独从某一种图像中无法得到全面的诊断信息。多种图像如果只依靠医生的空间构想和推测去综合判定他们所要的信息, 其准确性就会受到主观影响, 更可能有些信息被忽视。

[0004] 从上世纪 80 年代开始, 医学图像融合开始逐渐引起临床医学界的关注。医学图像融合是将 2 个或 2 个以上医学成像设备获得的同一病灶区域的图像进行匹配和迭合, 从而获得互补信息, 增加信息量, 使临床诊断和治疗更加准确和完善。医学图像融合的目的是结合各种图像的优势, 减少不确定性, 使医生对病变部位看得更直接, 更清晰, 从而有利于作出准确的判断。即出现部分之和大于整体的效果。

[0005] 医学图像融合的基本思想在上世纪 80 年代提出, 并产生了逐像素加权求平均等一些简单算法, 但效果并不理想。到了 90 年代, 医学图像融合开始成为当代医学图像领域的前沿课题, 并取得了很大进展, 对未来的医学影像发展产生深远影响, 如 Laplacian、Gaussian 金字塔法、多分辨率滤波法、小波变换法等, 带来了医学图像融合技术飞速发展。

[0006] 二、图像融合的关键步骤-配准

[0007] 医学图像融合是一个连续渐进过程, 不同的融合方法有不同的操作和处理, 但其基本流程和主要步骤大致相同(见图 4)

[0008] 其中, 图像配准的精确度高低直接影响图像融合的质量。由于图像源成像模式不同, 成像方位、时间、空间分辨率、空间覆盖域均有差别。故必须首先进行配准。医学图像配准是以误差最小化为原则, 将不同图像归一化的过程。对待配准的某幅图像采用一种或几种空间变换, 使其与另一幅待配准图像上的对应点达到空间上的高度一致。这种一致是指人体同一解剖点在 2 幅匹配图像上有相同的空间位置, 配准的结果应达到 2 幅图像上所有解剖点, 至少是有诊断意义, 或兴趣区的各点都要达到匹配。图像分辨率越高, 细节越丰富, 实现点对点意义上的对应难度就越大。

[0009] 配准处理一般分成图像变换和图像定位 2 步。第一步: 图像变换。其目的是确保多源图像像素或体素表达的实际空间域相同, 保证多源图像对同一脏器在空间描画上的一致性。包括平移、旋转、定标、反射等处理。常用的基本变换有刚性变换、仿射变换、投影变换、非线性变换等。一般由计算机自动完成, 并可进行部分人工修正以提高准确性。第二步:

图像定位。其方法大致有 2 大类,即基于外部定位法和基于内部特征的体位标记法:基于图像外部特征的融合:外部特征是指为进行图像融合处理,专门特制的、附加于患者身体的各种人造标记。这种体外标记在各种融合方式的图像中均应清晰可见,并能准确检测到。简单易行,也易于计算机处理,适用于各种模式的图像匹配。缺点是外在标记安置要求高,脏器和体表标记间易产生位移误差。按体表标记安置方式又可分成 2 种:(1) 侵入性外部基准:指固定于患者体内的基准标记物,如立体定位框架、嵌入颅骨的螺丝钉等标记。侵入性标记固定性好,准确性高,但对患者有一定创伤:(2) 非侵入性外部基准。指固定在患者皮肤表面的基准标记,如头罩、面膜、牙套、背带、框架或框架等,是无创安置。

[0010] 三、超声图像融合配准的技术困境

[0011] 临床上进行图像融合成像的实际操作中,CT 与核磁图像之间,或 CT 与 ECT 之间的图像融合所依赖的配准处理手段主要依赖于前述的外部定位法和内部特征定位法。但 CT、MRI、PET、SPECT 等之间的图像配准定位的处理基础相对单纯,这是因为这些图像均是标准的垂直于水平面的躯体某一水平的整体性横断面。在这种标准化的整体性横断面前提下进行的图像配准,实际是使两种成像技术之间具备了统一的断面标准起点。因此在这种标准的横断面条件下无论是对体内某一标准解剖部位的定位配准还是前述体表标记法均只需要单一的计算机图像分析技术就可达到准确的图像配准要求,并且对体外标记的形态无确切严格的要求。实际上,在 CT, MRI, ECT, PET, SPECT 等标准断面成像技术之间应用到的体表标记物起到目的只是标准定位点,不需要进行面的定位。

[0012] 但是,超声图像融合技术与前述 CT、核磁或 PET 等彼此之间的图像融合技术截然不同,存在更高的技术要求,其区别点在于:

[0013] 1) 超声图像不是标准的横断面图,其图像随操作者手中探头方向的任意变换而呈万向性;

[0014] 2) 超声图像相对于 CT、核磁等的横断标准断面而言缺乏标准性;

[0015] 3) 超声断面图像因超声探头声窗的狭小,任一超声图像都只是某个脏器的局部断面而不是像 CT 或 MRI 等的任一断面都包含某个脏器所在躯体某一水平的完整的全身横断面(这种完整的解剖横断面不仅包含脏器自身的完整解剖结构也包括周邻脏器完整准确的解剖横断面)。

[0016] 上述区别点的存在,使得超声图像与 CT 或核磁等成像技术之间的图像融合及配准更为困难。为了解决配准难的问题,发明人结合现有配准技术进行研究,发现超声-CT/MRI/PET 等图像融合技术中,存在如下现状或问题:

[0017] A、目前超声与其他成像技术的图像融合都是采用基于内部特征的体位标记法,尚未见采用体表标记安置的外部定位法进行配准的技术或装置;

[0018] B、应用于 CT 或核磁的体表标记安置的外部定位法所采用的诸如头罩、面膜、牙套、背带、框架或支架等难以为超声探头全面接触或探测形成有效图像。因为超声成像需要足够的软组织或液性环境包绕才能形成有效回波界面。气体、骨性等结构都会造成超声能量的显著衰减而无法成像。因此上述应用于 CT 或核磁等的体表固定的头罩、面膜、牙套、背带、框架或框架都无法达成有效的超声图像配准断面;为此,超声需要符合自身物理成像特性的独特的体外配准装置;

[0019] C、因超声无法穿透骨性组织或气体组织,超声图像融合主要局限于腹部实质性脏

器,诸如肝、肾等。其在头颅、或腹部脏器严重病变(诸如大型手术后,严重肝硬化等)或内镜超声或经食道超声等方面的应用,不是缺乏有效的配准装置,就是因为机体内部无有效的配准解剖结构而难以开展;

[0020] D、因颅骨的遮挡以及颅脑内部脑组织因超声断面的局限性难以形成确切的易于与CT或MRI对应的标准化解剖结构,目前无论是颅脑术前还是颅脑中尚无法进行有效的颅脑的超声图像融合操作;

[0021] E、超声融合成像技术都是采用超声断面中的标志性的解剖结构与CT或核磁标准横断面中对应的解剖标志或结构进行人工配准。在实际操作中,这种配准的准确性和便捷快速性因前述超声图像的万向性和缺乏标准固定横断断面以及超声断面的狭窄性而大受影响。

[0022] 一般而言,实施超声图像融合的图像配准定位需要按两步进行,首先是利用电磁跟踪技术对超声探头的位置与CT或核磁图像进行空间匹配。这一步,在先进的电磁跟踪系统及相关传感器的帮助下,已经可以达到准确实现超声探头与CT或核磁等图像数据之间的三维空间匹配的目的。然后,第二步就是图像配准定位,即超声图像与CT或MRI等图像的解剖结构的一一对应。如前述因超声图像没有标准的横断面及超声断面的狭窄性,导致超声与CT或核磁等标准断面之间的配准更为困难和费时。

发明内容

[0023] 基于上述技术困境,本发明的目的在于提供一种将超声断面标准化,以快速准确进行超声-CT/MRI/PET等融合成像的非侵入性标准配准装置。

[0024] 本发明提供了一种适于超声-CT/MRI/PET等融合成像的非侵入性标准配准装置,载体包外设有体表固定装置;载体包内设有中空柱体,载体包和中空柱体内部充满液体;中空柱体的底部或顶部通过连接杆与球体相连,球体与载体包底部或顶部的球形凹槽一起构成球面副;平面几何框架固定在中空柱体内壁,并与水平面垂直,平面几何框架与载体包内壁之间保持0.1cm以上的距离;载体包和连接杆均为刚性材质。

[0025] 进一步地,中空柱体内的液体密度小于载体包内液体,中空柱体的底部通过连接杆与球体相连,球体与载体包底部的球形凹槽一起构成球面副;

[0026] 或,中空柱体内的液体密度大于载体包内液体,中空柱体的顶部通过连接杆与球体相连,球体与载体包顶部的球形凹槽一起构成球面副。

[0027] 其中,所述平面几何框架采用非金属材料,其中,平面几何框架边框的直径或厚度大于0.1mm。

[0028] 其中,所述中空柱体为中空圆柱体或中空矩形柱体。

[0029] 其中,所述载体包呈长方体或锥台;所述平面几何框架为圆形或多边形。

[0030] 其中,中空柱体内设有1-91个平面几何框架,每相邻两个平面几何框架之间呈1~90°夹角;相隔最远的两个平面几何框架之间的夹角在90°以下;各平面几何框架具有不同形状。

[0031] 每相邻两个平面几何框架之间呈1~45°夹角,中空柱体内设有2-46个平面几何框架;相隔最远的两个平面几何框架之间的夹角在45°以下。

[0032] 进一步地,每相邻两个平面几何框架之间呈5-15°夹角,中空柱体内设有4-10个

平面几何框架。

[0033] 其中,所述体表固定装置为固定带或卡接装置。

[0034] 进一步地,所述卡接装置包括单面胶布、相适配的卡接头和卡口;卡口位于载体包底部外表面,卡接头位于单面胶布无粘性面。

[0035] 进一步地,球体与球形凹槽间还设有锁止装置。

[0036] 本发明配准装置具有如下特点:

[0037] 1) 采用液性环境包绕平面几何框架的方法,解决了超声无法形成体表标志物图像的技术难题;

[0038] 2) 采用浮力或重力的方法,使得平面几何框架始终保持垂直于水平面,形成了标准的横断面,这种情况下形成的平面几何框架的超声图像必然是一与 CT 或核磁一样的标准横断面方向。这一创新应用控制了超声探头万向性和断面的不标准性。将使扫查的几何平面框架超声图像与其他 CT 或核磁等的相应几何平面框架横断面快速配准;同时,本发明在一个装置中还可安装彼此呈不同角度的多个平面几何框架,以补偿本发明装置安装于体表后存在的不同角度的水平误差,更适于标准横断面的形成。

[0039] 3) 这一发明装置可贴附于人体头部等骨性部位,从而达到对超声无法形成有效颅内组织影像部位的进行图像配准,为神经外科的手术导航提供更准确而迅速的超声-CT 或 MRI 图像的融合;该装置也可贴附于食道前方的颈部,或胃体前壁前方的腹部,使内窥镜超声或经食道超声从腔内向前扫查形成标准断面,从而形成腔内超声图像与 CT 或核磁等图像的融合,避免了空腔脏器气体干扰和探查深度不够而不足以形成有效标准图像的技术难题。

[0040] 4) 本发明将平面几何框架设置在中空柱体内部,可以避免平面几何框架在活动时与载体包内壁撞击而造成的破损或位置偏移,从而保证该配准装置的准确应用。

[0041] 本发明配准装置,可以使得超声图像中形成与 CT 或核磁一样的标准横断面方向,控制了超声探头万向性和断面的不标准性;通过该配准装置,可以在保证精确配准的基础上,大幅提升超声与 CT、核磁共振或 PET 图像的融合配准速度,且适用范围宽泛,具有良好的应用前景。

附图说明

[0042] 图 1 本发明的结构示意图;

[0043] 图 2 本发明卡接装置的结构示意图;

[0044] 图 3 本发明的俯视结构示意图;

[0045] 图 4 图像融合配准步骤示意图;

[0046] 其中,1- 载体包、2- 中空柱体、3- 平面几何框架、4- 连接杆、5- 球体、61- 单面胶布、62- 卡接头、63- 卡口。

具体实施方式

[0047] 结合图 1-3 可知,本发明提供了一种便于超声与核磁共振图像融合的非侵入性配准装置,其结构如下:载体包 1 外设有体表固定装置;载体包 1 内设有中空柱体 2,载体包 1 和中空柱体 2 内部充满液体;中空柱体 2 的底部或顶部通过连接杆 4 与球体 5 相连,球体 5

与载体包 1 底部或顶部的球形凹槽一起构成球面副；平面几何框架 3 固定在中空柱体 2 内壁，并与水平面垂直，平面几何框架 3 与载体包 1 内壁之间保持 0.1cm 以上的距离；载体包 1 和连接杆 4 均为刚性材质。

[0048] 平面几何框架，可以是任意形状，它设置在中空柱体内，可以避免平面几何框架在活动时与载体包内壁撞击而造成的破损或位置偏移，从而保证该配准装置的准确应用。同时，载体包为刚性材质，可以保证载体包不随温度或液体流动而变形，连接杆为刚性材质，可以保证中空柱体不在水平方向上转动。

[0049] 为了让平面几何框架始终与水平面保持垂直，以便保证检测过程中标准横断面的形成，本发明的结构如下：

[0050] A、中空柱体 2 内的液体密度小于载体包 1 内液体，中空柱体 2 的底部通过连接杆 4 与球体 5 相连，球体 5 与载体包 1 底部的球形凹槽一起构成球面副；

[0051] 或，B、中空柱体 2 内的液体密度大于载体包 1 内液体，中空柱体 2 的顶部通过连接杆 4 与球体 5 相连，球体 5 与载体包 1 顶部的球形凹槽一起构成球面副。

[0052] 其中，所述平面几何框架 3 采用非金属材质，其中，平面几何框架 3 边框的直径或厚度大于 0.1mm。

[0053] 其中，所述中空柱体 2 为中空圆柱体或中空矩形柱体。

[0054] 其中，所述载体包 1 呈长方体或锥台；所述平面几何框架 3 为圆形或多边形。

[0055] 由于人体各部位的角度不同，在检测某些部位时，一个平面几何框架有可能配准不佳，为此，本发明中还设置如下结构来弥补这一缺陷：

[0056] 中空柱体 2 内设有 2-91 个以上的平面几何框架 3，每相邻两个平面几何框架 3 之间呈 1° ~ 90° 夹角，相隔最远的两个平面几何框架 3 之间的夹角在 90° 以下；各平面几何框架 3 具有不同的几何形。

[0057] 这种设计的目的在于利用装置内不同角度安放的不同几何框架形状校准因体表固定引起的装置在水平方向上的微小倾斜。上述结构可以确证超声扫查的标准几何图形与 CT 或 MRI 等其他影像技术所获取的标准横断面所对应的几何图形一致。

[0058] 若使用本发明装置配准时，平面几何框架与目标平面之间的角度相差较大时，肉眼即可作出判断，因此，为了节省成本，对本发明装置作进一步优选：每相邻两个平面几何框架 3 之间呈 1° ~ 45° 夹角，中空柱体 2 内设有 2-46 个平面几何框架 3，相隔最远的两个平面几何框架 3 之间的夹角在 45° 以下；

[0059] 为了保证配准效率，又能够更进一步节省原材料成本，本发明配准装置中可优选如下设置：每相邻两个平面几何框架 3 之间呈 5° ~ 15° 夹角，中空柱体 2 内设有 4-10 个平面几何框架 3。

[0060] 本发明中，所述体表固定装置为固定带或卡接装置。两者都可以将配准装置固定在人体各个部位。

[0061] 为了进一步保证配准装置始终固定在某一特定部位，本发明中还优选采用如下设置：

[0062] 所述卡接装置包括单面胶布 61、相适配的卡接头 62 和卡口 63；卡口 63 位于载体包 1 底部外表面，卡接头 62 位于单面胶布 61 的无粘性面。

[0063] 本发明在球体 5 与球形凹槽间还设有锁止装置。当载体包在体表固定好以后，为

了更稳定的固定平面几何框架的位置,以便达到准确定位,还可以通过锁止装置封闭球面副运动。

[0064] 实施例 1 脑外科手术导航的快速精确配准

[0065] 一、具体实例

[0066] 患者男 45 岁,因头痛就诊, MRI :左鞍旁肿瘤,直径 3cm。诊断 :左鞍旁脑膜瘤。为准确进行手术定位,进行超声-MRI 融合成像。行 MRI 扫描前,患者平卧位于前额固定本发明装置(该装置底座是一轻薄 3×4cm 四方形一面粘性胶布,无粘性一面四角各有一卡夹对应于装置主体下端四角的卡口)。MRI 对患者头部及本发明装置进行标准横断面扫描,获取颅内详细图像及前额本发明装置内部各个几何平面框架的详细横断面图像。次日,将该患者 MRI DICOM 图像数据拷入超声融合成像系统计算机内,在电磁跟踪系统的电磁场内,超声探头上附着电磁场 6 自由度传感器。感受探头的磁场位置,同时超声融合成像系统匹配探头与 MRI 图像之间的空间对应关系。之后,对患者原贴附胶布部位重新卡入本发明装置,对此发明装置进行超声扫描,因该装置内部为液性环境,因此快速获得装置内与 MRI 图像对应的几何平面图像,并与 MRI 图像进行了图像重合配准。从而在超声无法穿透颅骨的条件下,也得到了超声图像与颅内脑组织相对应的精确对应关系。在超声探头的指引下,确定开颅部位,并做标记,患者进入手术,打开一 2-3cm 的颅骨,暴露硬脑膜,超声探头附于硬脑膜,形成实时颅内的脑组织超声图像,此时超声图像与 MRI 图像融合,在导航系统帮助下,迅速找到脑膜瘤的部位。在超声实时引导下,完成对该脑膜瘤的精确定位和微创切除。

[0067] 二、本发明装置配合超声-CT/MRI 图像融合脑外导航系统与红外线脑外导航系统的 20 例临床过程对比

[0068] 表 1.

[0069]

	超声-CT/MRI	红外线导航
配准速度	1 分 ±15 秒	17 分钟 ±29 秒
程序步骤数	3 步	5-7 步
准确性	100%	100%
抗干扰性	不受软组织遮挡	易被软组织或手术器械遮挡
精准度	精度 0.5-1mm	精度 2-3mm

[0070] 小结 :由表 1 结果可知,使用本发明配准装置对脑外壳进行图像配准时,可以在保证高准确性的情况下,大幅提高配准速度,缩短配准时间和操作步骤,且精确度和抗干扰能力更好,显著优于现有的红外线导航技术。

[0071] 实施例 2 肝肿瘤在肝硬化背景下的射频消融引导

[0072] 一、具体实例

[0073] 患者男 50 岁,乙肝 20 年,肝硬化,常规超声及 CT 均发现右肝实性占位肿瘤,直径 2cm。诊断 :右肝原发性肝癌。拟采用超声引导下的射频消融术。为准确进行手术定位,进

行超声-CT融合成像。行CT扫描前,患者平卧位于肝区固定本发明装置(该装置底座是一轻薄 $3\times 4\text{cm}$ 四方形一面粘性胶布,无粘性一面四角各有一卡夹对应于装置主体下端四角的卡口)。CT对患者腹部及本发明装置进行标准横断面扫查,获取肝脏及肝脏肿瘤详细图像及肝区体表本发明装置内部各个平面几何框架的详细横断面图像。次日,将该患者CT DICOM图像数据拷入超声融合成像系统计算机内,在电磁跟踪系统的电磁场内,超声探头上附着电磁场6自由度传感器。感受探头的磁场位置,同时超声融合成像系统匹配探头与CT图像之间的空间对应关系。之后,对患者原贴附胶布部位重新卡入本发明装置,对本发明装置进行超声扫查,因该装置内部为液性环境,因此快速获得装置内与CT图像对应的几何平面图像,并与CT图像进行了图像重合配准。在超声及CT融合图像引导下经皮经肝插入三根射频消融针进行准确定位及布针。布针后,设置消融时间15分钟,达到完全局部定点灭活肝肿瘤的微创手术目的。

[0074] 二、肝硬化背景下本发明装置快速准确进行肝脏图像配准的对比

[0075] 当患者因酗酒或HBV感染的情况下,肝脏发生肝硬化的病理变化,肝脏体积缩小,肝内外的解剖结构杂乱、偏移,使常规的依据体内脏器及解剖结构进行定位配准的方法变得繁琐费时且无准确性。

[0076] 表2. 肝硬化背景下本装置配准效率与常规方法配准效率的对比

[0077] (20例临床病例对比)

[0078]

	本发明装置配准	常规体内解剖结构配准
配准速度	1分 $\pm$ 20秒	16分钟 $\pm$ 33秒
程序步骤数	3步	3步
成功例数	20例	16例
准确性	100%	80%
抗干扰性	不受硬化肝脏结构变化影响	被硬化肝脏结构干扰,使常规解剖结构难以显示。
精准度	精度0.5-1mm	20%-30%患者难以成功适形引导

[0079] 小结:由表2可知,在对肝硬化背景下的图像配准时,与常规体内解剖配准技术相比,使用本发明配准装置能够有效加快配准速度,缩短配准时间,且准确性更高,抗干扰能力和精准度也大幅提高,表明使用本发明配准装置进行超声-CT/MRI等图像融合显著优于体内解剖配准技术。

[0080] 实施例3 本发明装置成功形成腔内超声或食道超声与CT图像的融合

[0081] 一、腔内超声具体实例

[0082] 患者男35岁,酗酒后并发急性胰腺炎,常规超声及CT发现胰尾部囊性占位,直径 $5\times 7\text{cm}$ 。诊断:胰尾部假性囊肿。拟采用胃镜超声引导下的胃-胰尾穿刺引流。为准确进行手术定位,进行超声-CT融合成像。行CT扫描前,患者平卧位,于腹部正中近胃前壁固定本发明装置(该装置底座是一轻薄 $2\times 3\text{cm}$ 四方形一面粘性胶布,无粘性一面四角各有一卡夹对应于装置主体下端四角的卡口)。CT对患者腹部及本发明装置进行标准横断面扫查,获取腹部胰腺及胰尾部囊性占位详细图像及正中腹部体表本发明装置内部各个几何平面框架的详细横断面图像。次日,将该患者CT DICOM图像数据拷入超声融合成像系统计算机内,在电磁跟踪系统的电磁场内,胃镜超声探头上附着电磁场6自由度传感器。感受探头的

磁场位置,同时超声融合成像系统匹配探头与 CT 图像之间的空间对应关系。对患者原贴附胶布部位重新卡入本发明装置之后,经口-食道常规插入胃镜超声探头,使胃镜超声探头紧贴胃前壁,寻找本发明装置的图像,对此发明装置进行超声扫查,因该装置内部为液性环境,因此快速获得装置内与 CT 图像对应的几何平面图像,并与 CT 图像进行了图像重合配准。配准后在超声及 CT 融合图像引导下经胃后壁穿刺至胰尾部假性囊肿,置管,成功引流至胃腔。

[0083] 二、食道超声具体实例

[0084] 患者男 35 岁,经胸超声心动图检查怀疑房间隔缺损。拟采用经食道超声确诊,同时拟进行超声-CT 融合成像,观察心外结构。行 CT 扫描前,患者平卧位,颈部食道左侧前固定本发明装置(该装置底座是一轻薄 2×3cm 四方形一面粘性胶布,无粘性一面四角各有一卡夹对应于装置主体下端四角的卡口)。CT 对患者颈部及本发明装置进行标准横断面扫查,获取心脏及左侧颈前体表本发明装置内部各个几何平面框架的详细横断面图像。次日,将该患者 CT DICOM 图像数据拷入超声融合成像系统计算机内,在电磁跟踪系统的电磁场内,经食道超声探头上附着电磁场 6 自由度传感器。感受探头的磁场位置,同时超声融合成像系统匹配探头与 CT 图像之间的空间对应关系。对患者原贴附胶布部位重新卡入本发明装置之后,经口-食道常规插入经食道超声探头,使经食道超声探头紧贴食道前壁,寻找本发明装置的图像,对此发明装置进行超声扫查,因该装置内部为液性环境,因此快速获得装置内与 CT 图像对应的几何平面图像,并与 CT 图像进行了图像重合配准。配准后在超声及 CT 融合图像引导清晰显示心脏外诸如肺静脉,上下腔静脉等心外结构。

[0085] 三、腔内超声-CT/MRI 融合时,本装置配与常规方法配准的对比

[0086] 表 3. 腔内超声-CT/MRI 融合之本装置配准效率与常规方法配准效率的对比

[0087] (13 例临床病例对比)

[0088]

	本发明装置配准	常规体内解剖结构配准
配准速度	3 分±20 秒	无法进行
程序步骤数	3 步	无法进行
成功例数	13 例	无法进行
准确性	100%	无法进行
抗干扰性	略受气体干扰及探测深度影响	完全被气体遮挡干扰
精准度	精度 0.5-1mm	无法进行

[0089] 小结:

[0090] 目前,腔内-经食道超声在腔内因操作的无规律性、气体干扰以及局部无确切稳定的解剖结构与 CT 对应,因此难以形成标准的断面进行图像融合操作。

[0091] 使用本发明装置,可以成功形成经食道超声与 CT 图像的融合,达到经食道超声显示心外结构的目的。常规经胸超声心动图及经食道超声心动图对心内结构畸形的显示具有比 CT 更好的分辨率和显示优势。但对心脏外的畸形或结构却没有 CT 有效。因此腔内、食道超声与 CT 图像的融合具有显著的临床意义。因此本发明装置为此类图像融合提供了有效的增强技术。

[0092] 由上述各实施例可以看出,本发明配准装置,可扩展至各种超声融合成像的技术

领域,且适应性比传统配准方法更为广泛,见表 4:

[0093] 表 4

[0094]

	本发明装置配准	常规体内解剖结构配准
腹部脏器图像融合	+	+
严重硬化肝脏图像融合	+	-
显著腹部胀气	+	-
腹腔开腹较大手术后	+	±
腹膜后大手术后	+	±
颅脑	+	-
内窥镜超声或胃镜超声	+	-
经食道超声	+	±

[0095] 注: + 可以实施 - 不能实施 ± 可疑

[0096] 综上所述,本发明配准装置,可以使得超声图像中形成与 CT 或核磁一样的标准横断面方向,解决了超声探头万向性和断面不标准性带来的难以配准的技术障碍;通过该配准装置,可以在保证精确配准的基础上,大幅提升超声与 CT、核磁共振或 PET 图像的融合配准速度,且适用范围更广,具有良好的应用前景。

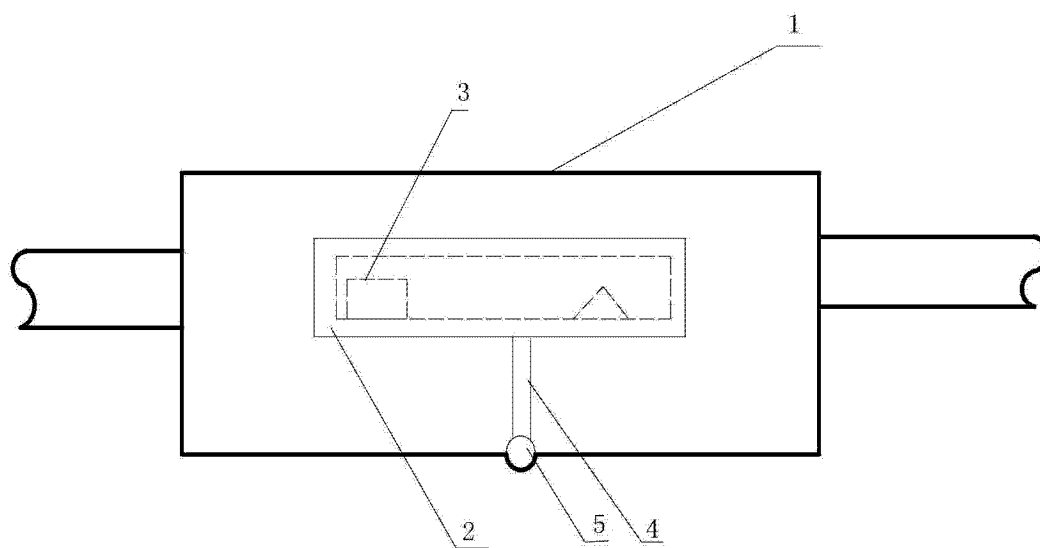


图 1

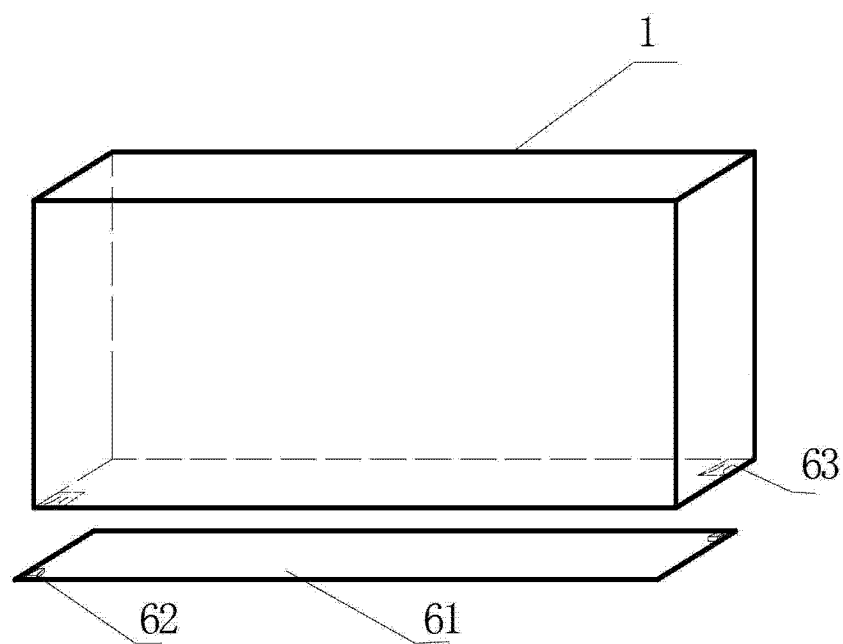


图 2

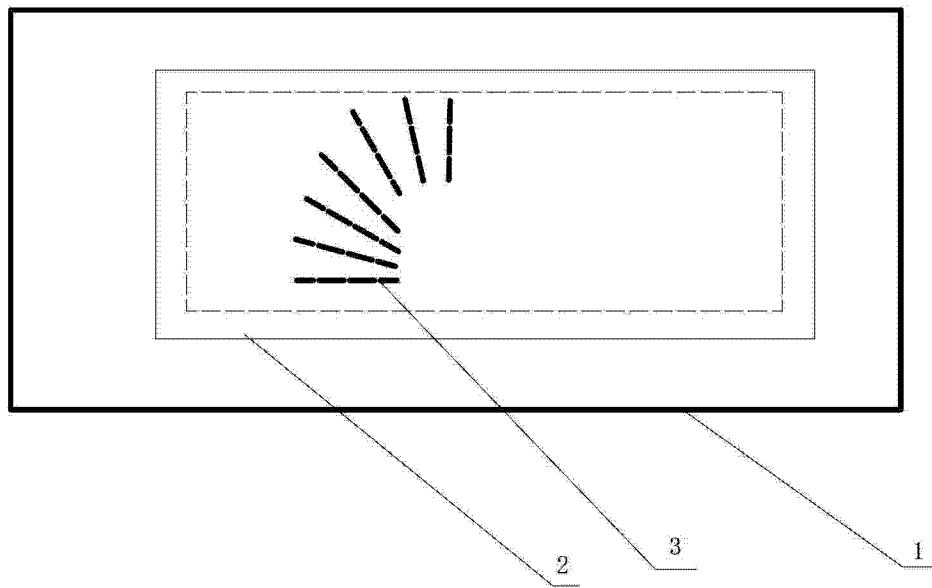


图 3

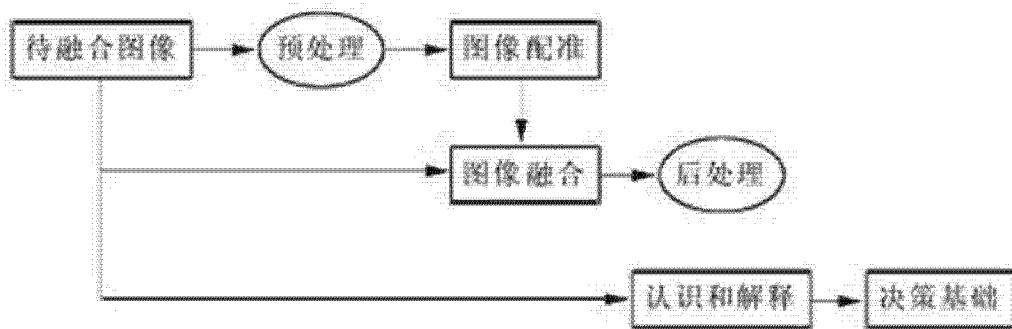


图 4

专利名称(译)	一种适于超声-CT/MRI/PET等融合成像的非侵入性标准配准装置		
公开(公告)号	CN103054646B	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201210570223.2	申请日	2012-12-25
[标]申请(专利权)人(译)	周翔		
申请(专利权)人(译)	周翔		
当前申请(专利权)人(译)	周翔		
[标]发明人	周翔		
发明人	周翔		
IPC分类号	A61B19/00 A61B5/055 A61B6/03 A61B8/00		
审查员(译)	张雯		
其他公开文献	CN103054646A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种适于超声-CT/MRI/PET等融合成像的非侵入性标准配准装置。本发明配准装置，可以使得超声图像中的平面几何框架图形与CT或核磁或其他成像中的相应平面几何框架图形保持相同的标准横断面方向，控制了超声探头万向性和断面的不标准性；通过该配准装置，可以在保证精确配准的基础上，大幅提升超声与CT、核磁共振或PET图像的融合配准速度，且适用范围宽泛，具有良好的应用前景。

