



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104116523 A

(43) 申请公布日 2014. 10. 29

(21) 申请号 201310147583. 6

(22) 申请日 2013. 04. 25

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 丛龙飞 李勇 许龙 朱磊

(74) 专利代理机构 深圳汇智容达专利商标事务所(普通合伙) 44238

代理人 潘中毅 熊贤卿

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

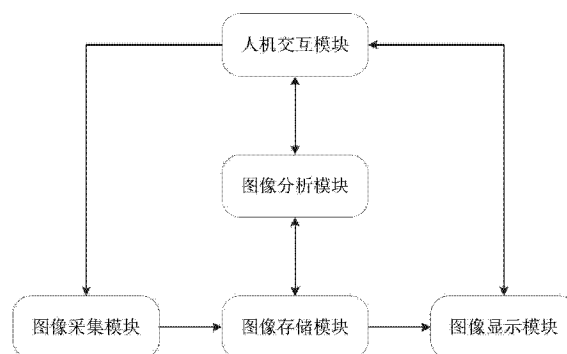
权利要求书3页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

一种超声影像分析系统及其分析方法

(57) 摘要

本发明实施例提供了一种超声影像分析系统,包括:图像采集模块,用于接收和发射超声波形,并对其进行处理获取两组三维超声图像数据;图像分析模块,用于对两组三维超声图像数据进行分析配准,获得两组三维超声图像数据之间的配准映射关系;人机交互模块,用于响应使用者通过外部硬件设备对所述两组三维超声图像数据进行的处理;图像显示模块,用于根据配准映射关系显示两组三维超声图像数据,以及所述人机交互模块所处理的结果。图像存储模块,用于存储两组三维超声图像数据和配准映射关系。本发明实施例还提供了一种超声影像分析方法,利用本发明,可以有效的对病人的治疗效果进行评估。



1. 一种超声影像分析系统,其特征在于,包括:

图像采集模块,用于发射超声波并接收超声回波,并根据超声回波获得第一组三维超声图像数据,以及在获得所述第一组三维超声图像数据之后,发射超声波并接收超声回波,并根据超声回波获得第二组三维超声图像数据;

图像分析模块,用于对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准,获得所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系;

图像显示模块,用于根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据。

2. 根据权利要求1所述的超声影像分析系统,其特征在于,还包括:

图像存储模块,用于存储所述第一组三维超声图像数据、第二组三维超声图像数据和/或所述配准映射关系。

3. 根据权利要求1所述的超声影像分析系统,其特征在于,所述图像采集模块所获取的所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据为三维超声组织图像数据和/或三维超声造影图像数据。

4. 根据权利要求1所述的超声影像分析系统,其特征在于,所述图像分析模块包括:

自动分析子模块,用于对所述第二组三维超声图像数据和所述第一组三维超声图像数据进行自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

5. 根据权利要求1所述的超声影像分析系统,其特征在于,所述图像分析模块包括:

半自动分析子模块,用于结合人机交互模块和所述图像显示模块对所述第二组三维超声图像数据与所述第一组三维超声图像数据进行半自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

6. 根据权利要求1所述的超声影像分析系统,其特征在于,所述图像显示模块还包括:

图像重建子模块,用于接收选择目标区域的选择信号,并用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出所述目标区域的第一图像;以及根据所述配准映射关系,用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与所述第一图像对应的所述目标区域的第二图像;

所述显示模块在显示器的第一区域中显示所述第一图像,以及在显示器的第二区域中显示所述第二图像。

7. 根据权利要求6所述的超声影像分析系统,其特征在于:所述第一图像和所述第二图像是所述目标区域的三维图像和/或至少一个切面图像。

8. 一种超声影像分析方法,其特征在于,包括:

采集第一组三维超声图像数据;

在采集所述第一组三维超声图像数据之后,采集第二组三维超声图像数据;

对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维数据进行分析配准,获得所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系;

根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据。

9. 根据权利要求 8 所述的超声影像分析方法,其特征在于,还包括:

存储所述第一组三维超声图像数据、所述第二组三维超声图像数据和 / 或所述配准映射关系。

10. 根据权利要求 8 所述的超声影像分析方法,其特征在于,所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据为三维超声组织图像数据和 / 或三维超声造影图像数据。

11. 根据权利要求 8 所述的超声影像分析方法,其特征在于,对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准包括:

对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

12. 根据权利要求 8 所述的超声影像分析方法,其特征在于,对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准包括:

对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行半自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

13. 根据权利要求 8 所述的超声影像分析方法,其特征在于,所述根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据包括:

接收选择目标区域的选择信号;

用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出所述目标区域的第一图像;

在显示器的第一区域中显示所述第一图像;

根据所述配准映射关系,用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与所述第一图像对应的所述目标区域的第二图像;

在显示器的第二区域中显示所述第二图像。

14. 根据权利要求 13 所述的超声影像分析方法,其特征在于:所述第一图像和所述第二图像是所述目标区域的三维图像和 / 或至少一个切面图像。

15. 一种超声影像分析方法,其特征在于,包括:

采集第一组三维超声图像数据;

显示所述第一组三维超声图像数据并依据所述第一组三维超声图像数据引导采集第二组三维超声图像数据;

对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准,获得所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系;

根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据。

16. 如权利要求 15 或 16 所述的超声影像分析方法,其特征在于,所述显示所述第一组三维超声图像数据并依据所述第一组三维超声图像数据引导采集第二组三维超声图像数据包括:

显示所述第一组三维超声图像数据的至少一个切面图像;

发射超声波并接收超声波以获得切面图像,并改变超声探头的位置,直到获得与所述

至少一个切面图像相同的切面图像时,开始采集所述第二组三维超声图像数据。

17. 根据权利要求 15 所述的超声影像分析方法,其特征在于,所述根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据包括:

接收选择目标区域的选择信号;

用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出所述目标区域的第一图像;

在显示器的第一区域中显示所述第一图像;

根据所述配准映射关系,用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与所述第一图像对应的所述目标区域的第二图像;

在显示器的第二区域中显示所述第二图像。

18. 根据权利要求 17 所述的超声影像分析方法,其特征在于:所述第一图像和所述第二图像是所述目标区域的三维图像和 / 或至少一个切面图像。

一种超声影像分析系统及其分析方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医用超声图像分析领域,尤其涉及一种超声影像分析系统及其分析方法。

背景技术

[0002] 联合国世界卫生组织下属的国际癌症研究机构(IARC)报告 2008 年确诊癌症 1270 万,760 万人死于癌症,2030 年全世界确诊癌症病人将有大约 2140 万,1320 万人将死于癌症。当前中国肿瘤病发率和死亡率都呈加速发展态势。肿瘤介入治疗已作为临床最主要治疗手段之一,超声介入治疗又是其中发展最快,对肝癌、肺癌、甲状腺癌有着明确治疗效果的手段。在中国,肝癌是最常见的恶性肿瘤之一,每年肝癌死亡达 30 万人,肝癌死亡率占恶性肿瘤的第二位。在治肝癌的诸多疗法中,目前仍首推手术切除。80%的肝癌患者因为肝硬化导致肝功能和凝血机制差,或者由于肿块部位及心肾功能差等制约因素,不能做手术切除,剩下的 20%的肝癌患者即使接受手术切除,复发率仍高达 70%。而肝癌细胞通常对化疗和放疗不敏感。因此各种非手术的介入性治疗,成为了临床治疗肝癌的重要手段。

[0003] 在超声引导肿瘤消融治疗过程中,超声造影被用来对介入治疗结果进行评估。目前主要的评估手段是采用对术前、术后的超声二维造影,测量肿瘤区域的长径,该测量不能保证两次测量时超声切面和位置的一致性,尤其在大肿瘤多针消融时,简单的长径测量不能代表整个消融区域。目前的三维超声造影技术,大都用来单独显示目标区域的单独状态,或则采用 4D 成像,显示目标区域的动态血流灌注形式。另外的介入效果评估方案是基于 CT/MRI 设备进行断层成像,但是该方案不能满足临床手术治疗后即时评估的要求,而且同样缺少针对肿瘤介入治疗的术前、术后的三维体积定量对比功能。而且,临床大都单独观察某一时相的三维造影结果。显然,这样的观察结果准确率不高。

[0004] 不难看出,现有技术还存在一定缺陷。

发明内容

[0005] 本发明实施例提供一种超声影像分析系统及分析方法,可以直接明确地评估病人的治疗效果。

[0006] 为实现上述发明目的,本发明的实施例中提供了一种超声影像分析系统,包括:

[0007] 图像采集模块,用于发射超声波并接收超声回波,并根据超声回波获得第一组三维超声图像数据,以及在获得所述第一组三维超声图像数据之后,发射超声波并接收超声回波,并根据超声回波获得第二组三维超声图像数据;

[0008] 图像分析模块,用于对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准,获得所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系;

[0009] 图像显示模块,用于根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据。

[0010] 进一步地,该超声影像分析系统还包括图像存储模块,用于存储所述第一组三维超声图像数据、第二组三维超声图像数据和 / 或所述配准映射关系。

[0011] 进一步地,所述图像采集模块所获取的所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据为三维超声组织图像数据和 / 或三维超声造影图像数据。

[0012] 进一步地,所述图像分析模块包括:自动分析子模块,用于对所述第二组三维超声图像数据和所述第一组三维超声图像数据进行自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

[0013] 进一步地,所述图像分析模块包括:半自动分析子模块,用于结合人机交互模块和所述图像显示模块对所述第二组三维超声图像数据与所述第一组三维超声图像数据进行半自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

[0014] 进一步地,所述图像显示模块还包括:

[0015] 图像重建子模块,用于接收选择目标区域的选择信号,并用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出所述目标区域的第一图像;以及根据所述配准映射关系,用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与所述第一图像对应的所述目标区域的第二图像;

[0016] 所述显示模块在显示器的第一区域中显示所述第一图像,以及在显示器的第二区域中显示所述第二图像。

[0017] 进一步地,所述第一图像和所述第二图像是所述目标区域的三维图像和 / 或至少一个切面图像。

[0018] 本发明的实施例中还提供了一种超声影像分析方法,包括:

[0019] 采集第一组三维超声图像数据;

[0020] 在采集所述第一组三维超声图像数据之后,采集第二组三维超声图像数据;

[0021] 对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维数据进行分析配准,获得所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系;

[0022] 根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据。

[0023] 进一步地,该超声影像分析方法,还包括:存储所述第一组三维超声图像数据、所述第二组三维超声图像数据和 / 或所述配准映射关系。

[0024] 进一步地,所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据为三维超声组织图像数据和 / 或三维超声造影图像数据。

[0025] 进一步地,对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准包括:对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

[0026] 进一步地,对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准包括:对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行半自动分析配准,并获得所述配准映射关系。

[0027] 进一步地,所述根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据包括:

[0028] 接收选择目标区域的选择信号;

[0029] 用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出所述目标区域的第一图像；

[0030] 在显示器的第一区域中显示所述第一图像；

[0031] 根据所述配准映射关系,用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与所述第一图像对应的所述目标区域的第二图像；

[0032] 在显示器的第二区域中显示所述第二图像。

[0033] 进一步地,所述第一图像和所述第二图像是所述目标区域的三维图像和 / 或至少一个切面图像。

[0034] 本发明的实施例还提供了一种超声影像分析方法,包括：

[0035] 采集第一组三维超声图像数据；

[0036] 显示所述第一组三维超声图像数据并依据所述第一组三维超声图像数据引导采集第二组三维超声图像数据；

[0037] 对所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据进行分析配准,获得所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系；

[0038] 根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据。

[0039] 进一步地,所述显示所述第一组三维超声图像数据并依据所述第一组三维超声图像数据引导采集第二组三维超声图像数据包括：

[0040] 显示所述第一组三维超声图像数据的至少一个切面图像；

[0041] 发射超声波并接收超声波以获得切面图像,并改变超声探头的位置,直到获得与所述至少一个切面图像相同的切面图像时,开始采集所述第二组三维超声图像数据。

[0042] 进一步地,所述根据所述配准映射关系显示所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据包括：

[0043] 接收选择目标区域的选择信号；

[0044] 用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出所述目标区域的第一图像；

[0045] 在显示器的第一区域中显示所述第一图像；

[0046] 根据所述配准映射关系,用所述第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与所述第一图像对应的所述目标区域的第二图像；

[0047] 在显示器的第二区域中显示所述第二图像。

[0048] 进一步地,所述第一图像和所述第二图像是所述目标区域的三维图像和 / 或至少一个切面图像。

[0049] 本发明的实施例提出了一种超声影像分析系统及其分析方法。利用三维超声造影成像技术,对目标区域进行至少两次成像。获得目标区域不同时相两组数据。基于图像配准技术建立两组数据间的一一对应关系。基于配准结果对比显示目标区域在不同时相的状态。同时基于配准建立的两组数据间的映射关系,可以把在某一组数据上进行的测量、描

迹、分割等操作,映射到另外一组数据的对应位置显示,从而直观对比两组数据,对治疗效果进行评估。

附图说明

- [0050] 图 1 是本发明实施例提供的一种超声影像分析系统的实施例的模拟图；
[0051] 图 2 是本发明实施例提供的一种超声影像分析系统的实施例的图像显示模块的界面分布图；
[0052] 图 3 是发明实施例提供的一种超声影像分析方法的第一种简要流程图；
[0053] 图 4 是发明实施例提供的一种超声影像分析方法的第二种简要流程图；
[0054] 图 5 是发明实施例提供的一种超声影像分析方法的第三种简要流程图。

具体实施方式

[0055] 为使本发明实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本发明实施例,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述。需要说明的是,在附图或说明书中,相似或相同的元件使用相同的附图标记。

[0056] 在临床介入治疗过程中,超声被广泛的用来进行,介入引导和术中观察。热消融是目前开展最广泛的肿瘤介入治疗技术,而临床缺少有效的对消融治疗效果进行即时评估的功能。

[0057] 本发明的实施例提出了一种超声影像分析系统及其分析方法。利用三维超声造影成像技术,对目标区域进行至少两次成像。获得目标区域不同时相两组三维超声图像数据。基于图像配准技术建立两组三维超声图像数据间的一一对应关系。基于配准结果对比显示目标区域在不同时相的状态。同时基于配准建立的两组数据间的映射关系,可以把在某一组数据上进行的测量、描述、分割等操作,映射到另外一组数据的对应位置显示,从而直观对比两组数据,对治疗效果进行评估。

[0058] 下面对本发明的实施例中提出的一种超声影像分析系统做进一步说明：

[0059] 如图 1 所示,一种超声影像分析系统,包括：

[0060] 图像采集模块,用于接收和发射超声波形,并对其进行处理获取三维超声图像数据;作为优选,所述图像采集模块所获取的三维超声图像数据可以是三维超声组织图像数据或者三维超声造影图像数据,也可以同时包含三维超声组织图像数据和三维超声造影图像数据。

[0061] 在三维超声图像数据获取环节,利用图像采集模块采集扫描对象的至少两组三维超声图像数据(即第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据)。在采集的过程中尽量利用较大的采集角度和采集范围,为后续的配准流程操作获取尽量丰富的数据信息。两组三维超声图像数据采集可以有一定的时间间隔,在两次采集的时间间隔内可以进行其它的扫描或者肿瘤消融手术等操作。两次采集时尽量保证病人体位一致,尽量保证探头位置和探头方向一致。

[0062] 需要说明的是,具体的造影成像以及三维超声造影成像原理是本技术领域内熟知的技术,在此不做进一步阐述说明。

[0063] 图像分析模块,用于对第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据进行

分析配准,并获得第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系。分析配准计算可以是基于三维超声组织图像数据、三维超声造影图像数据或者同时基于两者的组合。

[0064] 作为优选,所述图像分析模块包括:

[0065] 自动分析子模块,用于对第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据进行自动分析配准,并获得配准映射关系。

[0066] 作为优选,所述图像分析模块包括:

[0067] 半自动分析子模块,用于结合所述人机交互模块和所述图像显示模块对第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据进行半自动分析配准,并获得配准映射关系。

[0068] 人机交互模块,用于响应使用者通过外部硬件设备对第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据进行的处理;

[0069] 图像显示模块,用于根据配准映射关系显示第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据以及所述人机交互模块所处理的结果。

[0070] 作为优选,所述超声影像分析系统还包括:

[0071] 图像存储模块,用于存储第一组三维超声图像数据、第二组三维超声图像数据和/或所述图像分析模块所获得的配准映射关系。

[0072] 作为优选,所述图像显示模块包括:

[0073] 图像重建子模块,用于接收选择目标区域的选择信号,并用第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据中的一组三维超声图像数据重建出目标区域的第一图像;以及根据配准映射关系,用第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与该第一图像对应的该目标区域的第二图像。

[0074] 显示模块在显示器的第一区域中显示第一图像,以及在显示器的第二区域中显示第二图像。。

[0075] 作为优选,所述图像显示模块还可以包括:

[0076] 图像测量子模块,用于对所述第一组三维超声图像数据、第二组三维超声图像数据和所述改进图像分析模块所生成的配准映射关系进行测量和编辑。

[0077] 图像自动配准算法主要包括两部分,即图像间的相似性度量方法和图像间的映射方法。根据映射方法不同,可以分为刚体变换(旋转和平移,即刚体配准)、放射变换(放缩、旋转和平移,即放射配准)和非线性变换(对不同局部的图像建立不同的映射,即非线性配准)。结合超声三维造影成像特点,下面给出刚体配准和放射配准的两种实施方案,需要说明的是,本实施例不限于某一种配准算法。如果两组造影数据是在同一深度下采集,即采集的像素是同一尺度,配准算法可以限定为刚体配准,即包括旋转和平移。如果两次采集时深度设定不一致,即采集到的图像像素大小尺度不一致,则采用双线性差值算法把两组数据放缩到同一尺度,然后按照刚体配准进行配准计算。

[0078] 假设某组三维超声造影图像数据中像素点为 X_i 的图像亮度为 $f(X_i)$,另一组三维超声造影图像数据像素点 Y_i 的图像亮度为 $g(Y_i)$,两组三维超声造影图像数据间映射可表示为:

$$[0079] \quad X_i = AY_i, \quad X_i = \begin{bmatrix} x_1^i \\ x_2^i \\ x_3^i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad Y_i = \begin{bmatrix} y_1^i \\ y_2^i \\ y_3^i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} a_{11}, a_{12}, a_{13}, T_1 \\ a_{12}, a_{22}, a_{23}, T_2 \\ a_{31}, a_{32}, a_{33}, T_3 \\ 0, 0, 0, 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0080] 同时可定义两组数据间的相似性度量函数为 $E = \sum_{i=1 \dots N} |f(X_i) - g(AX_i)|$ 。上述相似

性度量为典型的“最小绝对差值和”，类似的定义方式还有：“最小平方误差和”和“最大互相关”，以及基于超声波噪声 Rayleigh 分布特性改进的最小绝对差值算法。同时度量函数中的 $f(X_i)$ 和 $g(Y_i)$ 还可以定义为对应数据的局部梯度大小、局部灰度商等等形式。具体的自动配准算法在图像处理领域有很多文献资料，在此只给出易于实现的实施方案。

[0081] 进行图像配准操作时，除了可以采用上述自动配准算法外还可以采用半自动配准（即交互式配准）实施方案，即结合人机交互模块和图像显示模块，进行交互式配准。在假设刚体配准要求下，映射矩阵 A 的左上角 3×3 矩阵为对称正交矩阵。求解两组三维超声数据间的刚体配准方法有多种，最直接方案是利用交互式操作，分别在两组三维超声数据上选择 4 组或者 4 组以上的对应点对，通过最小二乘拟合方法求解最优映射矩阵 A；也可以是在两组三维超声数据上分别选择一个切面，用融合显示的方式，建立两个切面的一一对应关系，然后在两组数据中选择一个对应点对，该对应点对在已知的两个切面外。上述两种交互式配准方法是常见的两种方案，在此只给出易于实现的实施方案。需要说明的是，进行图像配准操作时还可以是交互式配准与自动配准算法的组合应用。

[0082] 配准操作完成后可以基于图像显示模块显示配准结果。需要说明的是，如图 2 所示，所述图像显示模块的屏幕区域至少包括两个显示子窗口，用于对比显示两组数据。显示的配准结果可以是三维超声组织图像数据、三维超声造影图像数据或者是两者的组合。

[0083] 图像显示模块同时包含图像多平面重建相关功能，结合人机交互模块功能，在图像中选择一个目标区域，并对目标进行多平面重建。重建出来的切面可以是三维超声组织图像也可以是三维超声造影图像。在所述显示子窗口中分别显示重建后的两组图像，例如：在其中一个显示子窗口中显示从第一组三维超声造影图像数据中重建出来的图像，在另一个显示子窗口中显示与之对应的从第二组三维超声造影图像数据中重建出来的图像，这两个显示子窗口中显示的图像中的像素是一一对应的。需要说明的是，所述两个显示子窗口中显示的可以是三维超声组织图像数据也可以是三维超声造影图像数据，也可以支持两种数据间的切换。

[0084] 需要说明的是，所述图像显示模块所显示的第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据包括但不限于：第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据的一部分、一个切面、多个切面和第一组三维超声图像数据或第二组三维超声图像数据在某个方向的投影。

[0085] 与此同时，作为优选，所述两个显示子窗口还可以支持测量功能，例如距离测量、面积测量、勾边、描迹等；两个显示子窗口还可以支持测量功能联动显示，即在其中一个显示子窗口进行测量操作，在另外一个显示子窗口的相同位置显示同样操作；同时也可以支持解除联动操作功能，单独对某一个显示子窗口进行测量操作。上述显示子窗口可以显示

一个图像切面,也可以同时显示多个切面,即两个显示子窗口中按照相同顺序排列的图像。所述图像显示模块的屏幕区域以支持使用者选择不同的切面(重建后的)进行显示和测量操作。

[0086] 本实施例还优选提供如下几种超声影像分析方法,下面将对这几种超声影像分析方法做进一步阐述。

[0087] 第一种:

[0088] 如图 3 所示,一种超声影像分析方法,包括:

[0089] 采集第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据。在上述的图像采集模块中采集第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据,具体的采集方法可以与上文所述的三维超声图像数据获取环节一致,在此不再赘述。

[0090] 对所采集的第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据进行分析配准,获得第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系。具体的三维超声图像数据分析配准方法可以采用上述的自动配准方法或者是半自动配准方法,也可以同时采用自动配准方法和半自动配准方法的组合应用对所采集的两组三维超声图像数据进行分析配准,具体的如何配准,在此不再赘述。

[0091] 根据配准映射关系在上述的图像显示模块中显示第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据。

[0092] 本实施例中,根据配准映射关系显示第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据可以包括下列步骤:

[0093] 首先,接收选择目标区域的选择信号。该选择信号可以是由用户通过人机交互模块输入的,也可以是系统默认的。通过该选择信号可以确定用户感兴趣的目标区域。该目标区域可以是第一组三维超声图像数据或者第二组三维超声图像数据中的一部分。也就是说,目标区域可以在第一组三维超声图像数据中选择,也可以在第二组三维超声图像数据中选择。

[0094] 然后,用第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的其中一组三维超声图像数据重建出该目标区域的第一图像,并在显示器的第一区域中显示该第一图像。

[0095] 然后,根据前述的配准映射关系,用第一组三维超声图像数据和所述第二组三维超声图像数据中的另一组三维超声图像数据重建出与该第一图像对应的目标区域的第二图像。容易理解,由前文所述,已经获得了两组三维超声图像数据的配准映射关系,则,在其中一组三维超声图像数据中选择了目标区域后,根据该配准映射关系,即可获得该目标区域在另一组三维超声图像数据中的对应区域,用另一组三维超声图像数据重建出的该对应区域的图像,即为前文所说的与第一图像对应的目标区域的第二图像。

[0096] 然后,在显示器的第二区域中显示该第二图像。

[0097] 容易理解,本实施例中,这里的第一图像和第二图像可以是目标区域的三维图像和/或至少一个切面图像。

[0098] 第二种:

[0099] 如图 4 所示,一种超声影像分析方法,包括:

[0100] 采集第一组三维超声图像数据;

[0101] 显示第一组三维超声图像数据并依据第一组三维超声图像数据引导采集第二组三维超声图像数据；

[0102] 对第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据进行分析配准，获得第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据之间的配准映射关系；

[0103] 根据配准映射关系显示第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据。

[0104] 本发明的实施例中，显示第一组三维超声图像数据并依据第一组三维超声图像数据引导采集第二组三维超声图像数据可以包括下列步骤：

[0105] 显示第一组三维超声图像数据的至少一个切面图像；

[0106] 发射超声波并接收超声波以获得切面图像，并改变超声探头的位置，直到获得与该至少一个切面图像相同的切面图像时，开始采集第二组三维超声图像数据。

[0107] 例如，采集第一组三维超声图像数据时，一般要包含所要评估的目标区域。导入所采集的第一组三维超声图像数据到所述图像显示模块，显示在图像显示模块屏幕区域的某一个显示子窗口，进而引导第二组三维超声图像数据的采集。例如在其中一个显示子窗口显示第一组三维超声图像数据的某一个切面（在一定方向上的切面，包括但不限于是三维超声图像数据中轴向中间切面），在第二次三维超声图像数据采集之前，移动探头找到相同的切面，然后采集第二组三维超声图像数据。保证两次数据采集时探头的位置和探头方向一致，从而保证采集的数据基本代表人体的相同部位。利用图像分析模块中图像分析配准的方法，对两组三维数据进行配准，具体的配准方案，可以是基于图像处理算法的全自动配准，也可以是结合手动交互式操作的半自动配准（即交互式配准）模式。

[0108] 本实施例中，根据配准映射关系显示第一组三维超声图像数据和第二组三维超声图像数据的方法步骤可以与前述第二种方法中的相同。

[0109] 第三种：

[0110] 如图 5 所示，一种超声影像分析方法，包括：

[0111] 采集两组三维超声图像数据；在上述的图像采集模块中采集两组三维超声图像数据。具体的如何采集三维超声图像数据与上文所述的三维超声图像数据获取环节一致，在此不再赘述。

[0112] 对所采集的两组三维超声图像数据进行分析配准，确定两组三维超声图像数据的配准映射关系；具体的三维超声图像数据分析配准方法可以采用上述的自动配准方法或者是半自动配准方法，也可以同时采用自动配准方法和半自动配准方法的组合应用对所采集的两组三维超声图像数据进行分析配准，具体的如何配准，在此不再赘述。

[0113] 在其中一组三维超声图像数据中选择目标区域，按照选定方向重建出所述目标区域的切面，并显示该组三维超声图像数据的切面；基于两组图像的配准映射关系，在另一组三维超声图像数据中重建出与之前重建出的一组三维超声图像数据切面对应的切面，并显示该切面。

[0114] 运用所述图像重建子模块，重建目标区域在两次采集时候获得的图像数据，在三维超声图像数据中选择一个目标区域，并对目标进行多平面重建，重建后的图像数据是一一对应的。重建出来的切面可以是三维超声组织图像数据也可以是三维超声造影图像数据。例如：在其中一个显示子窗口中显示从第一组三维超声图像数据中重建出来的图像，在另一个显示子窗口中显示与之对应的第二组三维超声图像数据中重建出来的图像，这两个

窗口中显示的图像中的像素是一一对应的。

[0115] 作为优选,上述任意一种超声影像分析方法,均还包括:

[0116] 存储所述三维超声图像数据;存储所述配准结果。在上述的图像存储模块内存储所述三维超声图像数据以及所述配准结果。

[0117] 作为优选,上述任意一种超声影像分析方法,所述三维超声图像数据可以是三维超声组织图像数据,或者是三维超声造影图像数据,也可以同时包含三维超声组织图像数据和三维超声造影图像数据。

[0118] 作为优选,上述任意一种超声影像分析方法,对所述图像进行分析配准包括:对所述三维超声图像数据进行自动分析配准,并生成配准结果。具体的自动分析配准方法与上文所述的自动配准方法一致,在此不再赘述。

[0119] 作为优选,上述任意一种超声影像分析方法,对所述图像进行分析配准包括:对所述三维超声图像数据进行半自动分析配准,并生成配准结果。具体的自动分析配准方法与上文所述的半自动配准方法一致,在此不再赘述。

[0120] 作为优选,上述任意一种超声影像分析方法,对所述三维超声图像数据和配准结果进行多平面重建。具体的多平面重建功能与上文所述的多平面重建一致,在此不再赘述。

[0121] 作为优选,上述任意一种超声影像分析方法,对所述三维超声图像数据和所述配准结果进行测量和编辑。具体的测量和编辑功能如上文所述的测量和编辑一致,在此不再赘述。

[0122] 本发明的实施例中,利用三维超声造影成像设备对临床肿瘤介入治疗的术前、术后分别进行成像,对目标区域进行至少两次成像。获得目标区域不同时相两组数据。采用图像处理技术对两组数据进行配准,建立两组数据的一一对应关系。基于配准结果对比显示目标区域在不同时相的状态。同时基于配准建立的两组数据间的映射关系,映射到另外一组数据的对应位置显示,从而直观对比两组数据,可以采用长度测量,肿瘤分割等方法,评估消融效果区域是否涵盖整个肿瘤区域,从而直观地对比两组数据,对治疗效果进行评估。现场对消融效果进行评估,如果消融没有涵盖整个肿瘤区域,则可以现场进行补针消融。避免基于 CT/MRI 等进行临床评估需要延后若干时间,并且给病人二次介入手术。

[0123] 最后应说明的是:以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明各实施例技术方案的精神和范围。

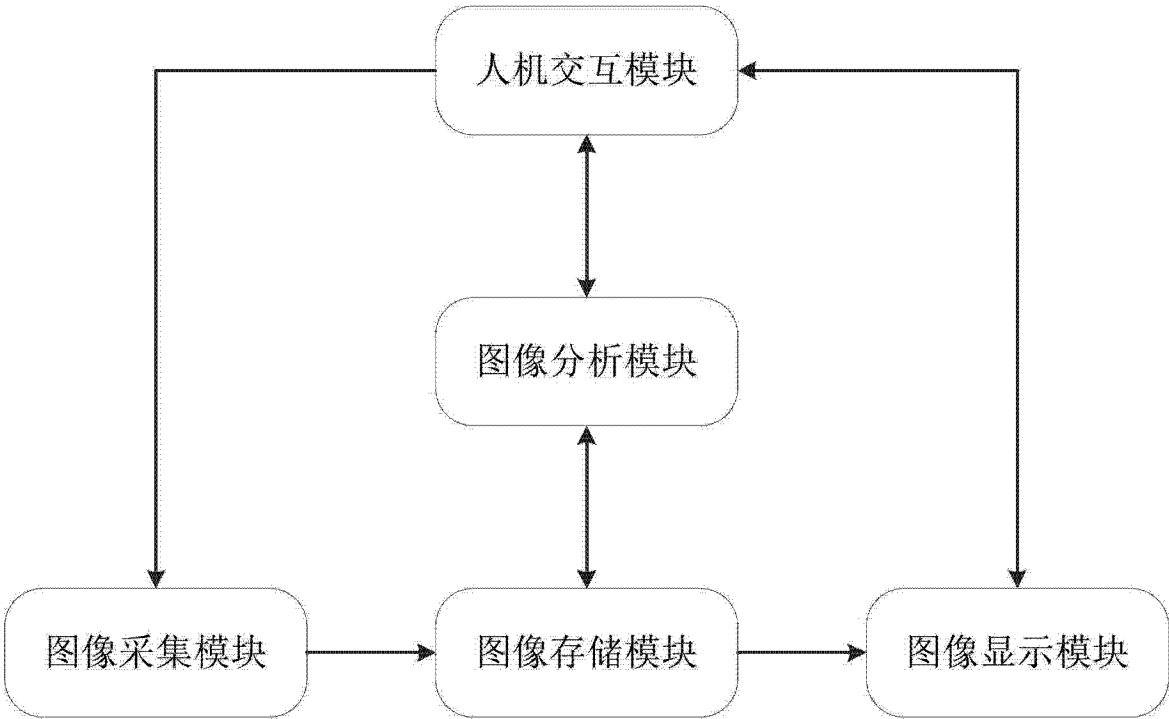


图 1

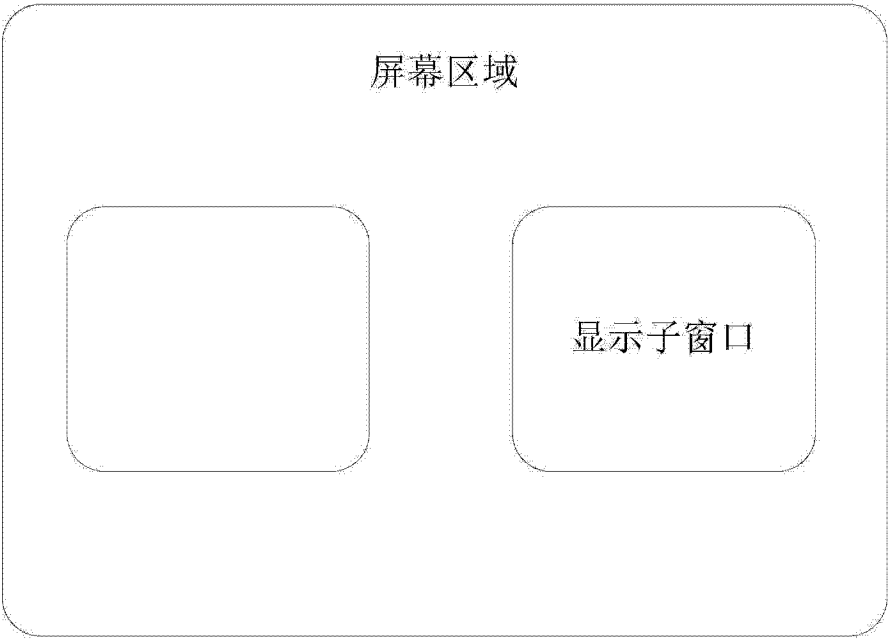


图 2

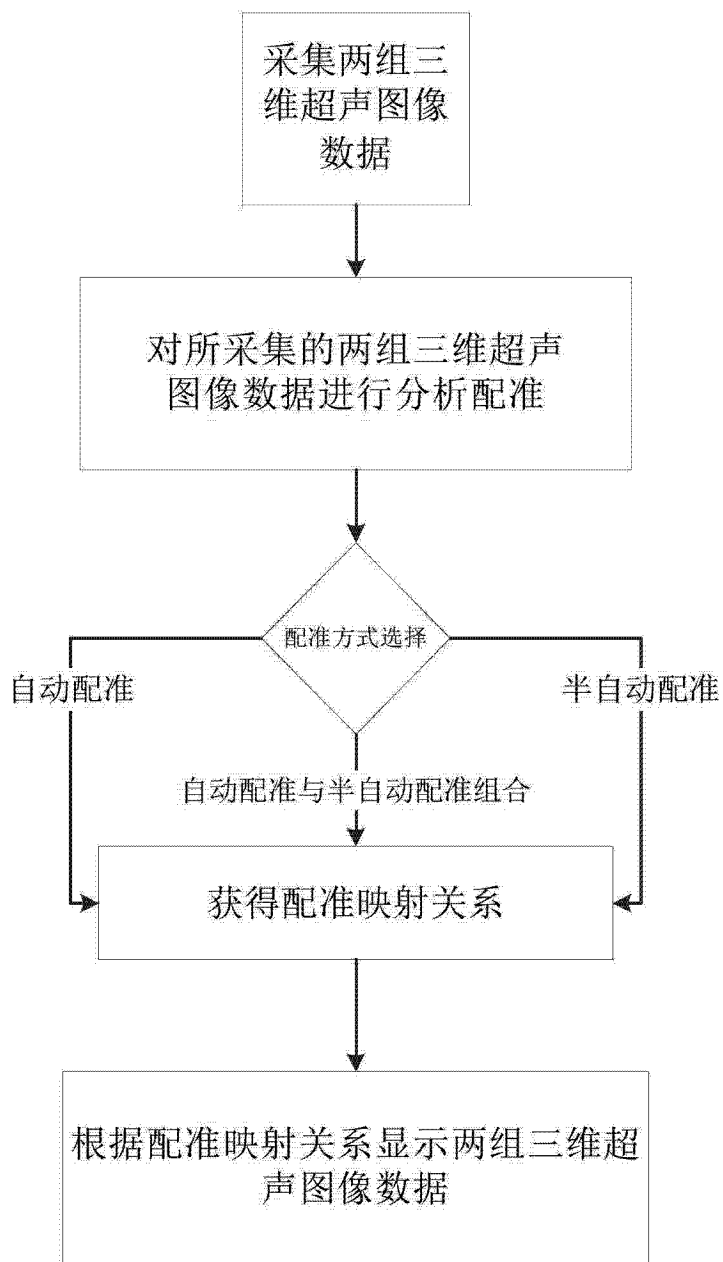


图 3

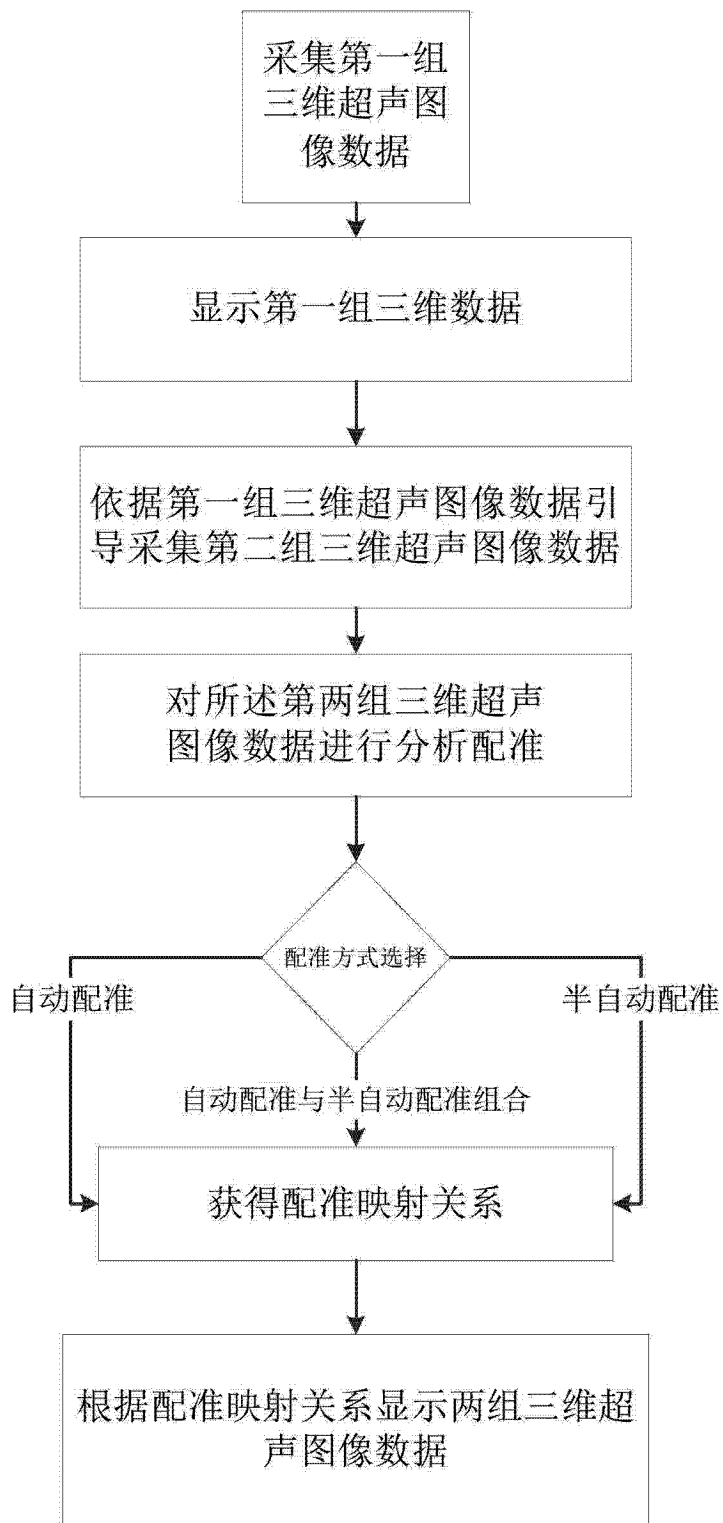


图 4

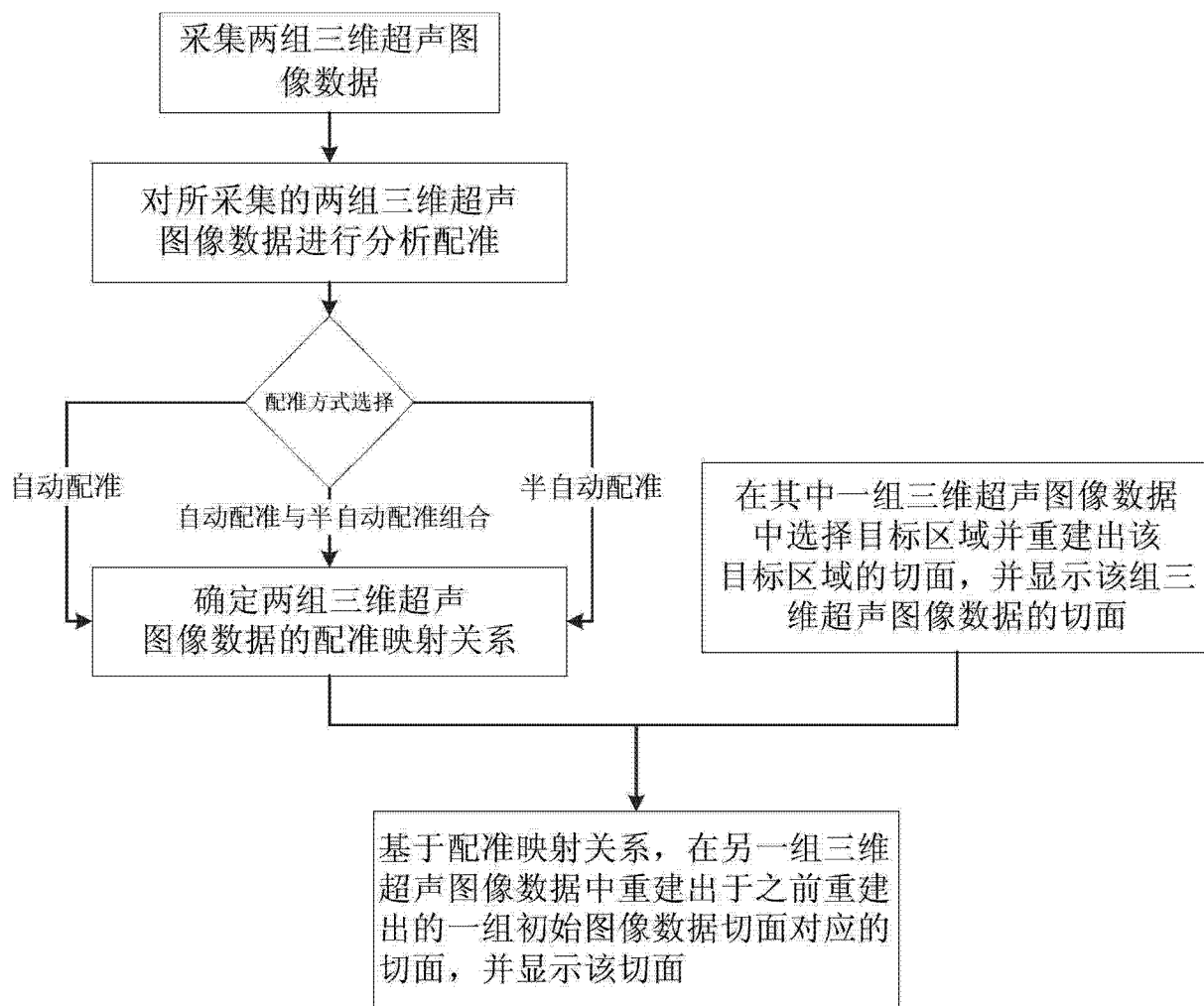


图 5

专利名称(译)	一种超声影像分析系统及其分析方法		
公开(公告)号	CN104116523A	公开(公告)日	2014-10-29
申请号	CN201310147583.6	申请日	2013-04-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	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)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	丛龙飞 李勇 许龙 朱磊		
发明人	丛龙飞 李勇 许龙 朱磊		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/5246 A61B8/56		
其他公开文献	CN104116523B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明实施例提供了一种超声影像分析系统，包括：图像采集模块，用于接收和发射超声波形，并对其进行处理获取两组三维超声图像数据；图像分析模块，用于对两组三维超声图像数据进行分析配准，获得两组三维超声图像数据之间的配准映射关系；人机交互模块，用于响应使用者通过外部硬件设备对所述两组三维超声图像数据进行的处理；图像显示模块，用于根据配准映射关系显示两组三维超声图像数据，以及所述人机交互模块所处理的结果。图像存储模块，用于存储两组三维超声图像数据和配准映射关系。本发明实施例还提供了一种超声影像分析方法，利用本发明，可以有效的对病人的治疗效果进行评估。

