



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106934807 A

(43)申请公布日 2017. 07. 07

(21)申请号 201511033375.9

(22)申请日 2015.12.31

(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区科技南十二路迈瑞大厦

(72)发明人 孙腾 谢晓燕 郝永富 丛龙飞 黄光亮 张晓儿

(74)专利代理机构 北京三聚阳光知识产权代理有限公司 11250

代理人 张建纲

(51)Int. Cl.

G06T 7/11(2017.01)

G06T 7/30(2017.01)

G06T 3/00(2006.01)

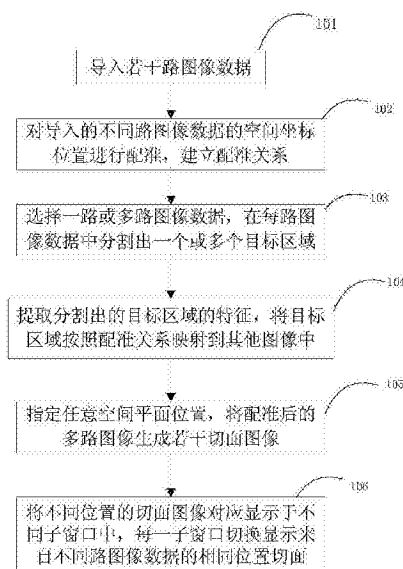
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54)发明名称

一种医学影像分析方法、系统及医疗设备

(57)摘要

本发明提供了一种医学影像分析方法、系统及设备,其方法包括:导入若干路图像数据;对导入的不同路图像数据的空间坐标位置进行配准,建立配准关系;选择一路或多路图像数据,在每路图像数据中分割出一个或多个目标区域;提取分割出的目标区域的特征,将目标区域按照配准关系映射到其他图像中;指定任意空间平面位置,将配准后的图像生成若干切面图像;将不同切面位置图像对应显示于不同子窗口中,来源于不同图像数据的相同位置切面图像显示于同一子窗口中。该方法克服了现有技术中的显示方式不能体现三维图像数据的容积特性,且不利于比较不同图像间差异的技术问题,能够快捷、有效的观察同模态或不同模态图像的细微差距以及目标组织结构在不同模态和时相影像中的空间对应位置关系,便于进行图像对比分析。



1. 一种医学影像分析方法,其特征在于,包括如下步骤:
接收若干路图像数据;
对接收的所述若干路图像数据进行配准,建立所述若干路图像数据之间的配准关系;
从所述若干路图像数据中选择一路或多路图像数据,在选择出的一路或多路图像数据中分割出一个或多个目标区域;
将目标区域按照配准关系映射到其他路图像数据中;
根据配准后的所述若干路图像数据,生成配准后的所述若干路图像数据在指定的多个空间平面上的多个切面图像;
将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中,并且其中所述多个切面图像中位于相同空间平面上的切面图像切换显示在同一个子窗口中。
2. 根据权利要求1所述的医学影像分析方法,其特征在于,还包括:提取分割出的目标区域的特征,提取分割出的目标区域的特征包括提取目标区域的轮廓特征数据或者体数据。
3. 根据权利要求2所述的医学影像分析方法,其特征在于,还包括:
将所述轮廓特征数据或者体数据采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式叠加融合显示在各子窗口中的切面图像上。
4. 根据权利要求3所述的医学影像分析方法,其特征在于,根据配准后的所述若干路图像数据生成配准后的所述若干路图像数据在指定的多个空间平面上的多个切面图像包括:
根据指定的空间平面位置,在所述若干路图像数据和轮廓特征数据或体数据中找到配准的对应位置,插值生成该空间平面与配准后的所述若干路图像数据分别相交的切片截面的图像。
5. 根据权利要求1所述的医学影像分析方法,其特征在于,所述若干路图像数据包括至少两路三维图像数据。
6. 根据权利要求5所述的医学影像分析方法,其特征在于,所述将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中包括:若干个子窗口同时显示同一路图像数据的在不同空间平面上的切面图像。
7. 根据权利要求1所述的医学影像分析方法,其特征在于,所述若干路图像数据包括至少一路二维图像数据和一路三维图像数据。
8. 根据权利要求7所述的医学影像分析方法,其特征在于,将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中包括:将与所述二维图像数据位置对应的切面图像显示于所述子窗口中的某一个窗口中,将与与所述二维图像数据位置对应的所述切面图像平行的其余切面图像对应显示于其他子窗口中。
9. 根据权利要求1所述的医学影像分析方法,其特征在于,还包括:接收在任一子窗口的图像上进行的标注操作,将所述标注操作的结果同步映射到在同一子窗口中显示的所有切面图像上。
10. 根据权利要求1所述的医学影像分析方法,其特征在于,所述若干路图像数据为不同模态、不同时相和/或不同维度的图像数据。
11. 一种医学影像分析系统,其特征在于,包括如下部分:
数据采集单元:接收若干路图像数据;

图像配准单元:对接收的所述若干路图像数据进行配准,建立所述若干路图像数据之间的配准关系;

目标区域分割单元:从所述若干路图像数据中选择一路或多路图像数据,在旋转出的一路或多路图像数据中分割出一个或多个目标区域;

融合单元:将目标区域按照配准关系映射到其他路图像数据中;

切面生成单元:根据配准后的所述若干路图像数据,生成配准后的所述若干路图像数据在指定的多个空间平面上的多个切面图像;

显示单元:将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中,并且其中所述多个切面图像中位于相同空间平面上的切面图像切换显示在同一个子窗口中。

12.根据权利要求11所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述融合单元还提取分割出的目标区域的特征,提取分割出的目标区域的特征包括提取目标区域的轮廓特征数据或者体数据。

13.根据权利要求12所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述轮廓特征数据或者体数据采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式叠加融合显示在各子窗口图像上。

14.根据权利要求13所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述切面生成单元根据指定的空间平面位置,在所述若干路图像数据和轮廓特征数据或体数据中找到配准的对应位置,插值生成该空间平面与配准后的所述若干路图像数据分别相交的切片截面的图像。

15.根据权利要求11所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述若干路图像数据包括至少两路三维图像数据。

16.根据权利要求15所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述显示单元中,若干个子窗口同时显示同一路图像数据的在不同空间平面上的切面图像。

17.根据权利要求11所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述若干路图像数据包括至少一路二维图像数据和一路三维图像数据。

18.根据权利要求17所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述显示单元中,将与所述二维图像数据位置对应的切面图像显示于所述子窗口中的某一个窗口中,将与与所述二维图像数据位置对应的所述切面图像平行的其余切面图像对应显示于其他子窗口中。

19.根据权利要求11所述的医学影像分析系统,其特征在于,还包括交互操作单元,用于接收在任一子窗口的图像上进行的标注操作,将所述标注操作的结果同步映射到在同一子窗口中显示的所有切面图像上。

20.根据权利要求11所述的医学影像分析系统,其特征在于,所述若干路图像数据为不同模式、不同时相和/或不同维度的图像数据。

21.一种医学影像设备,其特征在于,包括以上权利要求11-20中任一项所述的医学影像系统。

一种医学影像分析方法、系统及医疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学影像分析方法、系统及医疗设备,属于医学影像技术领域。

背景技术

[0002] 目前,出于临床诊断需要,病人在医学影像检查中会对同一身体部位的组织器官进行多种医学影像设备图像的采集检查(如CT、MRI、超声等),和同一医学影像设备不同模式图像的采集检查(如超声造影图、组织图),以及定期检查采集的同模态下不同时期的影像(如手术前后、发病周期不同阶段),例如,在肿瘤的治疗过程中,无论是外科手术还是微创介入治疗,都需要对病灶生长状况进行定期复查,且每次都需要采集肿瘤目标区域的成像。在此过程中,肿瘤生长状况的主要分析评测手段还是简单的测量目标肿瘤区域的长径变化。但是,由于每次图像采集的位置不同,很难保证找到的长径切面位置的一致性,因此长径测量的精确度不高;另一方面,评判介入消融手术治疗的完成效果,需要分析消融的区域是否完整,消融灶是否完全覆盖住了肿瘤区域并预留出了消融安全边界,因此,需要分别于手术前后采集肿瘤治疗区域周围一定范围的图像,图像中各自包含肿瘤病灶或者消融灶,然后经过适当的图像分割、配准使图像内容位置匹配,才能查看到任意的对应切面中消融灶对病灶区域的覆盖状态。

[0003] 此外,现有技术中,图像配准融合显示方案已经应用于医学图像处理中,其显示方法主要分为两类,一类是将相关联的两个切面图像同步并排显示在屏幕上的两个子窗口中,这样采用并排显示的方式,使得两幅图像尺寸必然会受到屏幕尺寸的限制,且当两幅图像尺寸相差较大时,以相同比例尺缩放显示图像会造成大图像显示不全或者小图像显示比例太小,因此,较大图像必须进行剪裁以适应有限的屏幕窗口大小,然而,即使并排正常同时显示了配准后两组数据的相同切面,图像内容像素级的差别在此显示模式下依靠人眼也很难加以区分;另一类显示方法是将两幅配准切面以相同的比例尺,按照给定的融合比例进行叠加显示,避免同一屏幕并排显示两个窗口限制图像尺寸的问题,虽然图像中的配准组织结构可以逐个像素对应,但两幅图像同时显示势必会产生相互干扰降低视觉分辨率,而且现有的融合显示都是多模态数据间的叠加,以超声图像叠加CT/MRI居多,没有同模态数据间的融合显示,同模态的图像数据性质相近,融合叠加显示后图像的区分度不够,无法判断目标区域在三维空间上的各个不同部位差异性,即使是不同模态图像间的叠加所表现出的图像差异化的精度也不是很理想。

发明内容

[0004] 为此,本发明的目的之一是针对现有技术中的显示方式不能体现数据的容积特性,且不利于比较不同路图像的差异的技术问题,提供一种能够快捷、有效的观察同模态或不同模态图像配准后的细微差距,以及目标组织结构在不同模态和时相影像中的空间对应位置关系,便于进行图像对比分析的方法、系统与设备。

[0005] 本发明的一些实施例中,提供了一种医学影像分析方法,包括如下步骤:

- [0006] 接收若干路图像数据；
- [0007] 对接收的所述若干路图像数据进行配准，建立所述若干路图像数据之间的配准关系；
- [0008] 从所述若干路图像数据中选择一路或多路图像数据，在选择出的一路或多路图像数据中分割出一个或多个目标区域；
- [0009] 将目标区域按照配准关系映射到其他路图像数据中；
- [0010] 根据配准后的所述若干路图像数据，生成配准后的所述若干路图像数据在指定的多个空间平面上的多个切面图像；
- [0011] 将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中，并且其中所述多个切面图像中位于相同空间平面上的切面图像切换显示在同一个子窗口中。
- [0012] 本发明的一些实施例中，还包括：提取分割出的目标区域的特征，提取分割出的目标区域的特征包括提取目标区域的轮廓特征数据或者体数据。
- [0013] 本发明的一些实施例中，该方法还包括：将所述轮廓特征数据或者体数据采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式叠加融合显示在各子窗口中的切面图像上。
- [0014] 本发明的一些实施例中，根据配准后的所述若干路图像数据生成配准后的所述若干路图像数据在指定的多个空间平面上的多个切面图像包括：根据指定的空间平面位置，在所述若干路图像数据和轮廓特征数据或体数据中找到配准的对应位置，插值生成该空间平面与配准后的所述若干路图像数据分别相交的切片截面的图像。
- [0015] 本发明的一些实施例中，所述若干路图像数据包括至少两路三维图像数据。
- [0016] 本发明的一些实施例中，所述将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中包括：若干个子窗口同时显示同一路图像数据的在不同空间平面上的切面图像。
- [0017] 本发明的一些实施例中，所述若干路图像数据包括至少一路二维图像数据和一路三维图像数据。
- [0018] 本发明的一些实施例中，将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中包括：将与所述二维图像数据位置对应的切面图像显示于所述子窗口中的某一个窗口中，将与与所述二维图像数据位置对应的所述切面图像平行的其余切面图像对应显示于其他子窗口中。
- [0019] 本发明的一些实施例中，该方法还包括：接收在任一子窗口的图像上进行的标注操作，将所述标注操作的结果同步映射到在同一子窗口中显示的所有切面图像上。
- [0020] 本发明的一些实施例中，所述若干路图像数据为不同模态、不同时相和/或不同维度的图像数据。
- [0021] 本发明的一些实施例中还提供了一种医学影像分析系统，包括如下部分：
- [0022] 数据采集单元：接收若干路图像数据；
- [0023] 图像配准单元：对接收的所述若干路图像数据进行配准，建立所述若干路图像数据之间的配准关系；
- [0024] 目标区域分割单元：从所述若干路图像数据中选择一路或多路图像数据，在旋转出的一路或多路图像数据中分割出一个或多个目标区域；

[0025] 融合单元:将目标区域按照配准关系映射到其他路图像数据中;

[0026] 切面生成单元:根据配准后的所述若干路图像数据,生成配准后的所述若干路图像数据在指定的多个空间平面上的多个切面图像;

[0027] 显示单元:将所述多个切面图像中位于不同空间平面上的切面图像对应显示于不同子窗口中,并且其中所述多个切面图像中位于相同空间平面上的切面图像切换显示在同一个子窗口中。

[0028] 本发明的一些实施例中,所述融合单元还提取分割出的目标区域的特征,提取分割出的目标区域的特征包括提取目标区域的轮廓特征数据或者体数据。

[0029] 本发明的一些实施例中,所述轮廓特征数据或者体数据采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式叠加融合显示在各子窗口图像上。

[0030] 本发明的一些实施例中,所述切面生成单元根据指定的空间平面位置,在所述若干路图像数据和轮廓特征数据或体数据中找到配准的对应位置,插值生成该空间平面与配准后的所述若干路图像数据分别相交的切片截面的图像。

[0031] 本发明的一些实施例中,所述若干路图像数据包括至少两路三维图像数据。

[0032] 本发明的一些实施例中,所述显示单元中,若干个子窗口同时显示同一路图像数据的在不同空间平面上的切面图像。

[0033] 本发明的一些实施例中,所述若干路图像数据包括至少一路二维图像数据和一路三维图像数据。

[0034] 本发明的一些实施例中,所述显示单元中,将与所述二维图像数据位置对应的切面图像显示于所述子窗口中的某一个窗口中,将与与所述二维图像数据位置对应的所述切面图像平行的其余切面图像对应显示于其他子窗口中。

[0035] 本发明的一些实施例中,还包括交互操作单元,用于接收在任一子窗口的图像上进行的标注操作,将所述标注操作的结果同步映射到在同一子窗口中显示的所有切面图像上。

[0036] 本发明的一些实施例中,所述若干路图像数据为不同模态、不同时相和/或不同维度的图像数据。

[0037] 本发明的一些实施例中还提供了一种医学影像设备,包括以上任一项所述的医学影像系统。

[0038] 本发明的上述技术方案相比现有技术可以具有以下优点:

[0039] (1)本发明一些实施例的医学影像分析方法,包括如下步骤:导入若干路图像数据;对导入的不同路图像数据的空间坐标位置进行配准,建立配准关系;选择一路或多路图像数据,在每路图像数据中分割出一个或多个目标区域;提取分割出的目标区域的特征,将目标区域按照配准关系映射到其他图像中;指定空间平面位置,将配准后的图像生成切面图像;将不同切面图像对应显示于不同子窗口中。因此,本发明的分析方法对多路图像进行处理,将多路图像中的目标区域配准到其他图像中,并根据需要指定空间位置生成切面图像,通过在不同空间位置对应生成多个切面的方式可以更好的体现出三维图像数据不同空间位置的图像特点,获得了目标区域的容积特性,使其在整个空间内的位置关系得以很好的体现,并采用多个子窗口显示不同切面图像的方式,将一路图像数据的不同切面可以同时显示出来,克服了现有技术中的双窗口并排显示及叠加融合显示方式等平面图像显示不

能体现三维数据的容积特性的缺陷;同时,其通过导入不同路图像数据,可以将某一路图像数据中较为清晰的目标区域分割、映射到其他的配准图像中,便于在一张图像中观察不同成像设备、不同模态获取的不同类型的图像数据,方便图像之间的比较分析,可以更好的结合不同数据类型的优点;并且,通过将来源于不同图像中的相同空间位置的切面显示于同一子窗口中,在不同路图像数据间进行切换显示,能够快捷、有效的观察同模态或不同模态图像配准后的细微差距。

[0040] (2)本发明一些实施例的医学影像分析方法,提取分割出的目标区域的特征包括提取目标区域的轮廓特征数据或者体数据,所述轮廓特征数据或者体数据采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式叠加融合显示在各子窗口图像上,因此,可以通过伪彩色、阴影、或勾边的方式将目标区域的轮廓突出显示在其他图像中,便于在同一窗口中同时观察比较某个特定目标区域在不同模态和时相影像中的空间对应位置关系,并且采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式显示轮廓信息不是实际图像数据的叠加,容易将目标图像区域及轮廓范围进行区分,而且只需要最小化的空间和时间开销。

[0041] (3)本发明一些实施例的医学影像分析方法,当所述若干路图像数据包括至少两路三维图像数据时,若干个子窗口同时显示同一路图像数据的不同切面位置,因此,三维图像数据的容积特性能够通过多个有序的子窗口形式显示出来,并且,当所述若干路图像数据包括至少一路二维图像数据和一路三维图像数据时,所述二维图像数据位置对应的切面显示于所述子窗口中的某一个窗口中,与所述切面平行的其余切面对应显示于其他子窗口中,因此,保证了在三维图像数据中与二维切面图像对应位置的切面可以选择出来,使得二维切面图像的特征可以与三维图像数据中的对应切面匹配对应,将两者的特征准确的结合并反映出来,从而方便进行对比分析。

[0042] (4)本发明一些实施例的医学影像分析方法,各路图像数据中相同配准位置的切面图像切换显示于同一子窗口中,所述切面图像尺寸相同,分辨率相同,各像素位置对应,保证了不同路图像切换时,对应的相同配准位置的切面图像可以显示在同一个窗口中同一位置,且经过配准的图像间像素位置对应,从而更加方便的分辨图像细微差距。

[0043] (5)本发明一些实施例的医学影像分析方法,在任一子窗口的图像上进行标注操作,所述标注操作的结果同步映射反应在同一子窗口的所有匹配图像序列上,因此,当对一个图像进行标记后,该图像对应切面位置的其他路图像中不需要重复标记,便于比较各个图像的差异,设计合理,操作简单。

[0044] (6)本发明一些实施例的医学影像分析方法,所述若干路图像数据为来自不同模态、不同时相、不同维度的任意路图像数据组合,因此,可以根据需要将不同模态中目标区域比较清晰的某一路图像中的目标区域分割出来,叠加融合到另一模态数据中,便于对特定目标区域的图像对比分析,并且,可以充分的利用不同成像设备的图像数据特点,便于观察病情发展变化。

[0045] (7)本发明一些实施例的医学影像分析系统与设备,由于采用上述方法,故具有上述方法具有的所有优点。

附图说明

[0046] 为了使本发明的内容更容易被清楚的理解,下面根据本发明的具体实施例并结合

附图,对本发明作进一步详细的说明,其中

[0047] 图1是实施例一的多路数据融合显示流程示意图;

[0048] 图2是实施例一的分析方法流程示意图;

[0049] 图3是实施例一的感兴趣区域选取示意图;

[0050] 图4是实施例五的系统显示界面分布图;

[0051] 图5是实施例五的多路数据匹配显示流程控制图;

具体实施方式

[0052] 下面结合具体实施例对本发明的一种医学影像分析方法、系统及医学设备进行具体描述:

[0053] 实施例一

[0054] 如图1所示,本实施例的医学影像分析方法,可以包括三个部分:数据的采集导入,图像分析,以及图像显示。

[0055] 如步骤200所示,在数据采集导入步骤中,可以首先获取、加载各类型影像数据,然后,进入图像分析部分,图像分析可以包括步骤201所示的图像配准,步骤202所示的图像分割,以及步骤203所示的感兴趣区域图像选取,从而实现对各数据做相应处理,生成用于显示的切面图像,最后,如步骤204所示,将图像分析部分生成的切面图像序列和参数信息送入显示单元,进行多切面融合显示。

[0056] 另外,本实施例的医学影像分析方法还可以包括交互操作,用于操作流程控制,响应用户对显示出来的图像数据的操控,例如,图像的读取与显示切换控制、图像描述,目标选择,交互式配准等等。

[0057] 优选地,如图2所示,本实施例的医疗影像分析方法,可以包括如下步骤:

[0058] 如步骤101所示,首先,导入若干路图像数据;

[0059] 本发明的一些实施例中,所述若干路图像数据可以包括不同维度、不同模态、不同相的任意组图像数据组合,所述不同模态的图像数据可以是来自不同成像设备的不同数据类型的图像数据,也可以是来自同一成像设备在不同工作模式、不同参数设定下采集到的图像数据,例如,所述多路图像数据可以包括超声图像数据、CT图像数据、MRI图像数据、PET图像数据、X-Ray图像数据,也可以同时包含超声图像、CT/MRI图像,或是CT、MR、超声等成像设备多次采集的组织图、造影图、血流图等多种成像模式的图像数据,或是同一类型图像的多次采集及其任意的组合,所述多路图像数据包括二维图像数据、三维图像数据,或者同时包括二维、三维图像数据及其组合。

[0060] 然后,如步骤102所示,对导入的不同路图像数据的空间坐标位置进行配准,建立配准关系,从而将各图像变换至同一个相对物理空间坐标系中;

[0061] 例如,一些实施例中,所述配准方法可以包括:

[0062] 通过图像采集生成时设备的机械运动定位来确定图像的配准变换关系,实现一次采集多路成像数据间的图像配准;或者,直接由图像数据中的结构信息通过图像配准算法找到各路数据间的位置变换关系,实现多次采集数据间的配准;或者,在图像采集时借助类似GPS的空间定位设备记录图像数据的定位坐标,由各数据记录的定位坐标计算相互变换关系;

[0063] 例如,在一种具体实现方式中,导入的不同路图像数据间配准采用的图像配准算法找到各路数据间的位置变换关系,其主要包括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、仿射变换和非线性变换,在此,首先将需要配准的两两图像采用相应的插值方法,如双线性差值算法,放缩到同一尺度,然后按照刚体进行旋转和平移配准计算,假设某路图像数据中像素点为 X_i 的图像亮度为 $f(X_i)$,另一路图像数据像素点 Y_i 的图像亮度为 $g(Y_i)$,两路图像数据间映射可表示为:

$$[0064] \quad Y_i = AX_i, \quad X_i = \begin{bmatrix} x_1^i \\ x_2^i \\ x_3^i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad Y_i = \begin{bmatrix} y_1^i \\ y_2^i \\ y_3^i \\ 1 \end{bmatrix}, \quad A = \begin{bmatrix} a_{11}, a_{12}, a_{13}, T_1 \\ a_{12}, a_{22}, a_{23}, T_2 \\ a_{31}, a_{32}, a_{33}, T_3 \\ 0, 0, 0, 1 \end{bmatrix}$$

[0065] 同时可定义两路图像数据间的相似性度量函数为 $E = \sum_{i=1 \dots N} |f(X_i) - g(AX_i)|$,上述相似性度量的算法模型较多,在此不做具体描述,同时,度量函数中的 $f(X_i)$, $g(Y_i)$ 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。

[0066] 然而,本实施例的配准方法并不局限于此,可以采用现有技术中的诸多自动配准算法等,只要能够实现所有图像空间位置一一对应就满足本实施例的要求。

[0067] 如步骤103所示,选择一路或多路图像数据,在每路图像数据中分割出一个或多个目标区域;

[0068] 一些实施例中,可以在所述多路数据中目标组织结构比较清晰的某一路数据中分割出目标区域,例如,所述多路图像数据中包括超声图像数据及CT图像数据,其中CT图像中的骨骼图像区域较为清晰,则可以将CT图像中的骨骼区域区域分割出来;

[0069] 同时,在本实施例中,图像分割的算法有多种选择,例如,可以采用Graph Cut算法,自动根据目标组织区域内部和外部的灰度分布的差异进行目标区域的自动分割;或者,采用手动分割的方法,在三维数据的每个二维层片上勾勒出目标区域的边缘,基于这些二维边缘可以生成三维体和形状;

[0070] 然而,本实施例的分割方法也不局限于此,可以采用多种分割方式,只要实现将图像数据中关键的目标组织结构区域提取出来,即可满足本实施例的要求。

[0071] 需要说明的是,图像配准与图像分割不分先后顺序,可以将各图像先配准,将配准图像中的某一个或多个图像中的目标区域分割出来,并按照配准过程中建立的配准关系映射到其余的配准图像中;也可以先分割出某一个或多个图像中的目标区域,再将分割结果配准映射到各配准图像中。

[0072] 进一步地,在输入的多路图像中任意图像中分割目标区域,可以是二维区域分割,也可以是三维区域分割,即上述方法可以在二维图像中分割出目标区域,或者在三维图像中分割出目标区域。

[0073] 进一步地,所述分割区域也不局限于一个,可以根据实际需要进行一个、两个或多个目标区域的分割;

[0074] 然后,如步骤104所示,提取分割出的目标区域的特征,将目标区域按照配准关系映射到其他图像中;

[0075] 一些实施例中,本实施例的目标区域的特征可以为区域的轮廓特征或者体数据特征。

[0076] 进一步地,输入的所有图像经过配准后,可以在同一坐标系下找到所有像素点的对应关系,本步骤中的目标区域位置按照配准关系在其他配准图像中找到相同空间位置的对应区域,从而完成分割目标区域配准位置的标记。

[0077] 接下来完成所有配准图像和分割的目标区域的融合叠加显示:

[0078] 如步骤105所示,指定空间平面位置,将配准后的图像生成切面图像;

[0079] 在本步骤中,在所述多路图像数据和分割的目标区域中找到配准的对应位置,生成切面图像,从而在子窗口中生成正确的二维图像切面,需要说明的是,如果导入的图像数据包括二维图像数据,所述空间平面位置可以即为所述二维切面位置;

[0080] 图3显示了本步骤中感兴趣区域选取过程的具体实现,三维图像数据401及402是某一相同部分组织器官从不同角度采集获取的两组三维图像数据,在本实施例中,以同模态CT数据表示(也可以是超声或者MRI等数据),其也可以是任意模态的两组数据,其经过配准映射后已经确定两者间的空间变换关系,并将其变换至同一空间坐标系中找到了各个像素的一一对应位置,然后,指定某一空间平面,插值生成该空间平面与配准后两组三维体数据分别相交的切面截图,图中所示的切面403及404即为在两组三维图像数据中得到的对应相交切面,因为两组三维数据经过配准操作,同一坐标系下的切平面经坐标逆变换回各个图像坐标系中,在两组三维数据中得到的相对切面位置并不相同,但截面图像中的内容是相一致的。

[0081] 进一步地,分析得到的两幅配准相交切面图像,由于三维立方体在采集时的空间形状不一定相同,且同一空间平面在两个立方体配准后的相交位置也不同,获得的两个二维相交截面形状也会不一样,例如,三维图像的相交切面403及404中即使截取的图像内容有部分相同,但相同内容在两幅二维图像中的坐标位置并不是逐个对应的,如图3所示的两幅相交图像405经配准后置于同一空间坐标系中,可见两者存在部分区域的重叠。

[0082] 在本实施例中,为保证两幅切面内图像内容按像素位置的逐一对应关系,首先按照同样放缩比例将两幅图像插值放大到同一比例尺度大小;再以某一标准画幅尺寸作为显示的有效区域基准范围,如405中虚线矩形框作为相交切面图像最终的感兴趣区域基准范围,按此画幅大小分别剪裁两幅切面的配准重叠部分图像区域,去除超出基准画幅有效范围的部分图像,并将相交切面在基准画幅范围内没有重叠的缺失部分以背景色填充补齐。

[0083] 进一步地,感兴趣区域标准画幅尺寸大小的选择,可以按照图像窗口显示的需求做设置修改,例如,采用两幅相交截面配准后叠加区域形状的外切矩形做基准,或者,将其中一幅截面图像的大小作为基准范围等。

[0084] 然而,显示画幅大小的确定的方法并不局限于,可以根据需要自行设定画幅的大小,本实施例中的剪裁、缩放至同一标准画幅的设计思想在此用两组三维数据间的变换操作加以描述,只为精确表述本实施例的方法,但是,并不限于两组数据间的分析变换,也可以用在两组以上的多个数据间的显示处理。

[0085] 图3所示的切面406、407是相交切面403、404按照本实施例中设置的虚线感兴趣基准范围进行剪裁、拼接,最终重建生成的两幅切面图像,两图像具有同样大小的画幅尺寸,从而得到不同路图像中所对应的切平面,并且,通过配准,图像中有效内容按照像素位置是

一一对应的,图像中心点位置是一致的。

[0086] 最后,在步骤106中,可以将不同切面图像对应显示于不同子窗口中,每一子窗口切换显示来自不同路图像数据的位于相同空间平面的切面图像。这里所说的“切换显示”是指在一子窗口中,在某个时刻显示来自一路图像数据的切面图像,而当经过预定时间后或者当接收到切换指令时,在该同一子窗口中显示来自另一路图像数据的切面图像。

[0087] 例如,一些实施例中,同一路图像数据获得的多张平行等间距切面图像序列按顺序分配到各个子窗口,若干分割出的目标区域的轮廓可以采用半透明遮罩层的方式显示,例如,以伪彩色,和/或,阴影,和/或,勾边方式叠加融合显示在子窗口图像上,通过将半透明遮罩层的轮廓形状与图像中相应位置的对比,便于在同一窗口的图像中,观察分割出的目标区域的变化情况。

[0088] 进一步地,分割出的不同目标区域的轮廓可以采用不同的色彩进行区分;

[0089] 进一步地,半透明遮罩层的透明度可以调节;

[0090] 进一步地,多个所述子窗口采用矩阵方式并排显示,所述子窗口的数量可以调节;

[0091] 在本实施例中,所述多路图像数据包括至少两路三维图像数据,若干个子窗口同时显示同一组图像数据的不同切面位置,并且,不同组图像数据中相同配准位置的切面图像交替显示于同一子窗口中,所述切面图像尺寸相同,各像素位置对应。

[0092] 例如,一些实施例中,同一路图像数据的不同切面同时显示在并排的子窗口中,相同的子窗口对应显示同一切面位置,因此,通过多个子窗口同时显示不同切面图像的方式可以体现三维体数据的容积特性,并且通过快速切换不同路的图像数据,便于比较同一个子窗口中的显示的图像之间的细微差异。

[0093] 进一步地,在任一子窗口的图像上进行标注操作,所述标注操作的结果同步映射反应在同一子窗口的所有匹配图像序列上,因此,对一个图像进行标记后,该图像对应切面位置的其他路图像中不需要重复标记,便于比较各个图像的差异,设计合理,操作简单;

[0094] 进一步地,所述标注操作包括测量、描迹等;

[0095] 进一步地,所述若干组图像数据为来自不同模态、不同时相的任意组图像数据组合,因此本实施例的分析方法可以将不同的模态、时相的任意数据结合,从而利用不同成像数据类型的特点进行综合分析。

[0096] 下面叙述本发明的医学影像分析方法的具体实际应用:

[0097] 在一种实际应用案例中,肿瘤的消融手术治疗需要评判介入消融手术治疗的完成效果,采用本实施例的分析方法,可以导入手术前及手术后不同时间的两路肿瘤组织区域的图像数据,如CT三维图像数据,首先,对手术前及手术后的图像数据进行配准,建立配准映射关系,然后,选择手术前的一路图像数据,将肿瘤组织分割出来,提取出目标肿瘤区域的轮廓特征数据,并将目标肿瘤区域通过建立好的配准关系映射到另一路手术后的图像数据中,继而,指定一空间平面位置,在两路图像数据和轮廓特征数据中找到配准的对应位置,插值生成该空间平面与配准后的两路图像数据分别相交的切面,并按照预定距离生成其他与该空间平面平行的其他切面,然后,同一路图像数据获得的多张平行切面图像序列按顺序分配到各个子窗口,手术前的目标肿瘤区域以伪彩色标记叠加融合在手术后的切面图像中,从而可以在手术后的图像切面中观察到肿瘤原来的轮廓信息,这样可以通过观察消融灶是否真正的完全覆盖住伪彩色区域范围,判断肿瘤是否消融完全,并且通过各子窗

口切面图像的整体切换,且同一子窗口对应同一切片位置的图像数据,对比观察两路图像,即手术前后的组织图像变化情况,方便对术前、术后图像细微差距的对比。

[0098] 在另一种实际应用案例中,肿瘤的治疗过程需要对病灶生长状况进行定期复查,每次需要采集肿瘤目标区域的成像,本实施例的方法,将不同阶段采集的组织图像的组织器官结构进行最大程度的位置匹配,在同一个子窗口中,切换显示不同阶段采集的组织图像,并且,同一子窗口中对应于不同路图像的同一个切面位置,像素位置是对应的,因此便于观察不同路图像的变化情况,便于观察生长周期内病灶各部分的发展变化情况。

[0099] 在另一种实际应用案例中,在肝脏组织超声图像中,在造影剂灌注之前,血管结构呈现低回声黑色管腔形态,肝脏组织为高回声高亮显示,当造影剂充盈血管之后,造影剂增强了血管回声,血管内血流同样呈高亮显示,此时,便会与肝脏组织的图像区域难以分辨,此时,采用本实施例的分析方法,导入造影剂灌注之前及灌注之后的两路图像数据,并对导入的两路图像数据的空间坐标位置进行配准,建立相应的配准关系,然后将造影剂灌注前的组织图像(或造影剂充盈时刻的造影模式图像)中的血管分割出来,将目标血管区域配准映射到造影剂灌注后的图像数据中,并指定空间平面生成切面图像,由于超声图像是二维切片图像,因此这些实施例中该空间平面实际即为该超声图像切面位置,然后将血管的轮廓采用伪彩色等形式叠加融合到造影剂灌注后的组织模式图像中,并在一个窗口中显示出来,从而可以更加方便看到血管的成像,并且注入造影剂后肿瘤组织区域显示也更加清晰,从而更利于观察血管是否向肿瘤组织供血等。

[0100] 然而,本实施例的分析方法的具体应用并不局限于上述三种,其可以根据需要分割多路图像的多个目标组织器官,并分别采用不同的色彩显示在各个配准图像中。

[0101] 本实施例的医学影像分析方法,采用多子窗口显示不同切面图像的方式,使得三维目标区域的不同切面可以同时显示出来,克服了现有技术中的双窗口并排显示及叠加融合显示方式不能体现三维数据的容积特性的缺陷,同时采用目标区域的半透明遮罩的方式,及不同路图像数据相同位置的切面图像快速切换的方式将不同图像之间的细微差别表现出来,能够快捷、有效的观察同模态或不同模态图像配准后的细微差距以及目标组织结构在不同模态和时相影像中的空间对应位置关系,便于进行对比分析。

[0102] 实施例二

[0103] 在本实施例中,所述多组图像数据包括至少一组二维图像数据和一组三维图像数据,

[0104] 因此,在步骤106中,所述二维图像数据位置对应的切面显示于所述子窗口中的某一个窗口中,与所述切面平行的其余切面对应显示于其他子窗口中。

[0105] 例如,超声图像的二维实时切面与CT的三维图像数据,通过本发明的分析方法,可以在CT三维图像数据中找到对应于超声二维实时切面的切面位置,并将该位置的切面对应的显示在多个子窗口中的某一个窗口中,如果输入的二维切面位置发生变化,三维图像数据中对应于二维切面位置的切面图像也发生变化,通过切换同样可以观察二维图像切面对应的超声图像及CT图像的区别,并且也可以将CT图像中成像较为清晰的区域分割叠加至超声图像里,从而可以有效利用不同成像设备数据类型的特点进行病情分析

[0106] 实施例三

[0107] 在本实施例中,所述多路图像数据为两组二维图像数据,采用本实施例的分析方

法,分割出一路数据中较为清晰的某个组织器官,并将该目标区域配准映射到另一个二维图像中,该目标区域的轮廓采用勾边的方式,或者,采用半透明遮罩的方式显现在窗口中,此时,由于只有单张图像,可以不必设置多个子窗口,仅仅在一个大窗口中显示即可。

[0108] 实施例四

[0109] 在本实施例中,导入至少三路三维图像数据,因此,在图像配准及分割过程时,可采用重复配准运算将多路的图像数据配准,其分割目标区域也可以在多个三维图像数据中选择,并将分割出的多个目标区域配准映射到各个配准图像中即可,其处理过程与实施例一中类似,在此不加赘述。

[0110] 实施例五

[0111] 本实施例的一种医学影像分析系统,包括:

[0112] 数据采集单元:用于导入若干路图像数据;

[0113] 图像配准单元:对导入的不同路图像数据的空间坐标位置进行配准,建立配准关系;

[0114] 目标区域分割单元:选择一路或多路图像数据,在每路图像数据中分割出一个或多个目标区域;

[0115] 融合单元:提取分割出的目标区域的特征,将目标区域按照配准关系映射到其他图像中;

[0116] 切面生成单元:指定空间平面位置,将配准后的图像生成切面图像;

[0117] 显示单元:将不同位置的切面图像对应显示于不同子窗口中,每一子窗口切换显示来自不同路数据的相同位置切面。

[0118] 其中,提取分割出的目标区域的特征包括提取目标区域的轮廓特征数据或者体数据,所述轮廓特征数据采用伪彩色、或者阴影、或者勾边的方式叠加融合显示在各子窗口图像上。

[0119] 进一步地,所述切面生成单元,根据指定平面位置,在所述多路图像数据和轮廓特征数据中找到配准的对应位置,插值生成该空间平面与配准后多路图像数据分别相交的切片截面。

[0120] 进一步地,所述若干路图像数据包括至少两路三维图像数据,所述显示单元中,若干个子窗口同时显示同一路图像数据的不同切面位置;

[0121] 所述若干路图像数据包括至少一路二维图像数据和一路三维图像数据,所述显示单元中,所述二维图像数据位置对应的切面显示于所述子窗口中的某一个窗口中,与所述切面平行的其余切面对应显示于其他子窗口中。

[0122] 进一步地,所述显示单元中,各路图像数据中相同配准位置的切面图像切换显示于同一子窗口中,所述切面图像尺寸相同,分辨率相同,各像素位置对应。

[0123] 进一步地,多个所述子窗口采用矩阵阵列的方式并排显示在屏幕上,且排列组合的顺序可以根据需要做任意修改,且平行切面,即子窗口的数量因受屏幕大小限制,可以根据图像大小的要求进行调整,比如,可以设置成1个,3×3个,4×4个等等。

[0124] 如图4所示,显示了本实施例的医学影像分析系统的显示单元界面,各子窗口按方阵排列在主要区域,将生成的各个平行切面图像依次显示在各个子窗口,同时可以设置各子窗口显示切面的相交指示线窗口,显示各个切面图像与原始三维图像数据的位置关系,

放置在子窗口方阵的边侧,例如,如502所示,相交指示线窗口显示在子窗口下方,可以用体数据三个正交位置切面的交线形式表示,或者,在三维形状绘制图像中标记出切平面的位置。

[0125] 如图5所示,本实施例的显示单元,遵循同数据源图像不同窗口显示、相同平面图像在同一窗口显示的原则,将同一路三维体数据601获得的平行切面图像序列611按顺序分配到各个子窗口621中,当切换图像时,另一路三维体数据602获得的平行切面图像序列612会按顺序分配到各个子窗口621中,将原来的一路图像数据整体替换,且相同子窗口中对应的两路图像数据的切面位置是相同的,按像素位置一一匹配,所以在图像切换的时候能够在屏幕上相同像素位置显示,避免切换过程中图像的跳动现象。

[0126] 本发明的实施例中,前述切面图像进行“切换显示”时,“切换”可以是超声成像系统自动切换,例如每隔一定时间即启动图像显示的切换;也可以是根据用户的输入指令而切换,例如当用户输入点击预先定义的“切换”按钮或者在子窗口上单击或者双击轨迹球或者鼠标时,即启动图像显示的切换,即将当前各个子窗口的显示从显示根据一路三维体数据(例如,前述的三维体数据601)获得的切面图像切换为显示根据另一路三维体数据(例如,前述的三维体数据602)获得的切面图像。

[0127] 进一步地,该系统还包括交互操作单元,用于在任一子窗口的图像上进行标注操作,所述标注操作的结果同步映射反应在同一子窗口的所有匹配图像上,通过所述交互单元的设置可以响应用户输入的图像切换命令,将经过配准的多路图像在屏幕相同位置进行自由切换,并且,可以在图像上做标注信息,在任一图像上做的标注信息,如组织分割模板、测量标注等,会同步映射反应在同一窗口的所有匹配图像序列上,例如,如图5中的622所示,2号子窗口中的两幅匹配图像在配准的相同位置显示出了分割出来的骨骼组织,在切换组织图像的时候该区域不变,这样可以显示出肿瘤、血管等组织结构在不同时相、不同模态图像中的变化。

[0128] 进一步地,所述若干路图像数据为来自不同模态、不同时相、不同维度的任意路图像数据组合。

[0129] 因此,本实施例的医学影像分析系统可以实现多路图像数据的匹配与叠加,可以实现二维图像与三维图像间的自由组合,不同时相图像的切换与叠加,例如,术前、术后图像的对比分析,不同成像技术的叠加显示,例如,普通组织图像、Doppler血流图、造影图像的融合;从而,可以综合利用各图像中的有用信息;并且,不同模态图像的融合显示,实现了诸如超声、MRI、CT等图像的结合,使影像学诊断方法更加丰富,可以得到将各类图像数据结合在一起的统一对比分析,准确、直观,而且只需要最小化的空间和时间开销。

[0130] 实施例六

[0131] 本实施的一种医学影像设备,包括实施例五所述的医学影像系统,其具有上述医学影像系统所具有的一切特征及优点,在此不加赘述。

[0132] 显然,上述实施例仅仅是为清楚地说明所作的举例,而并非对实施方式的限定。对于所属领域的普通技术人员来说,在上述说明的基础上还可以做出其它不同形式的变化或变动。这里无需也无法对所有的实施方式予以穷举。而由此所引伸出的显而易见的变化或变动仍处于本发明创造的保护范围之内。

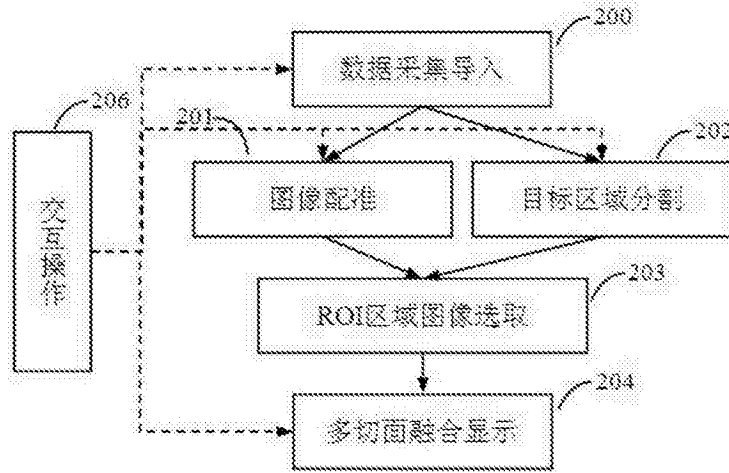


图1

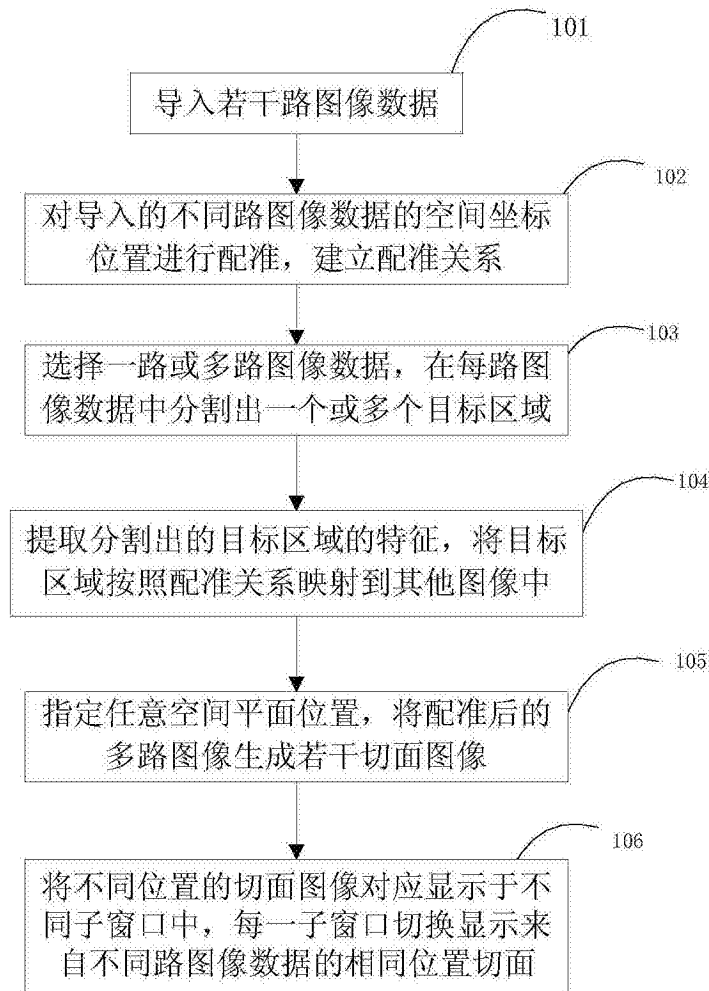


图2

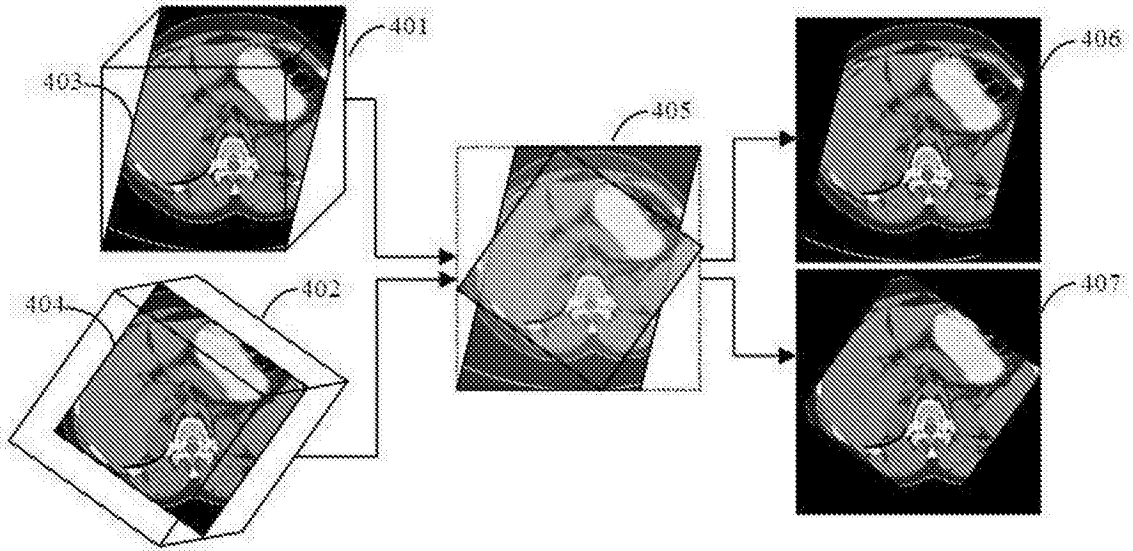


图3

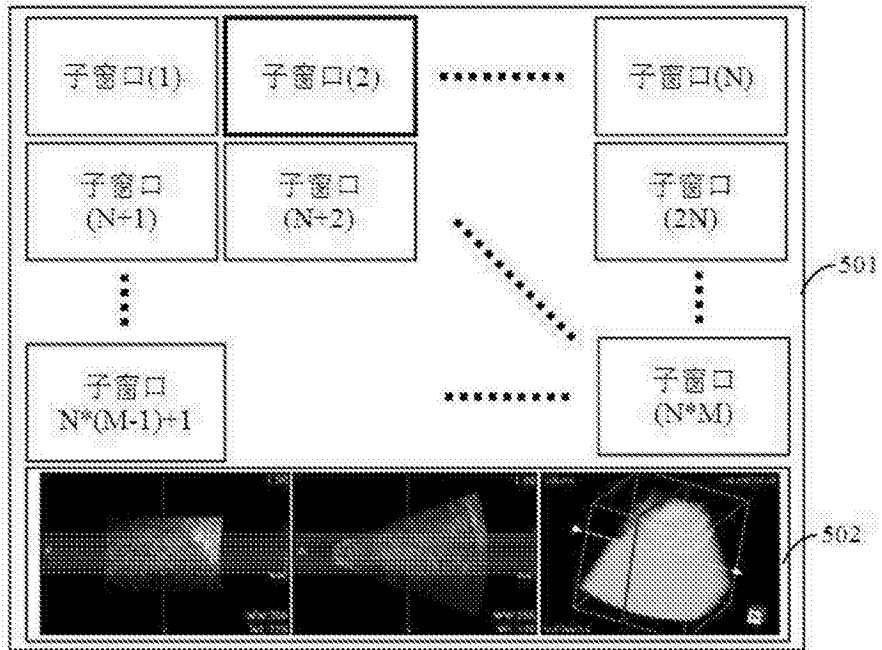


图4

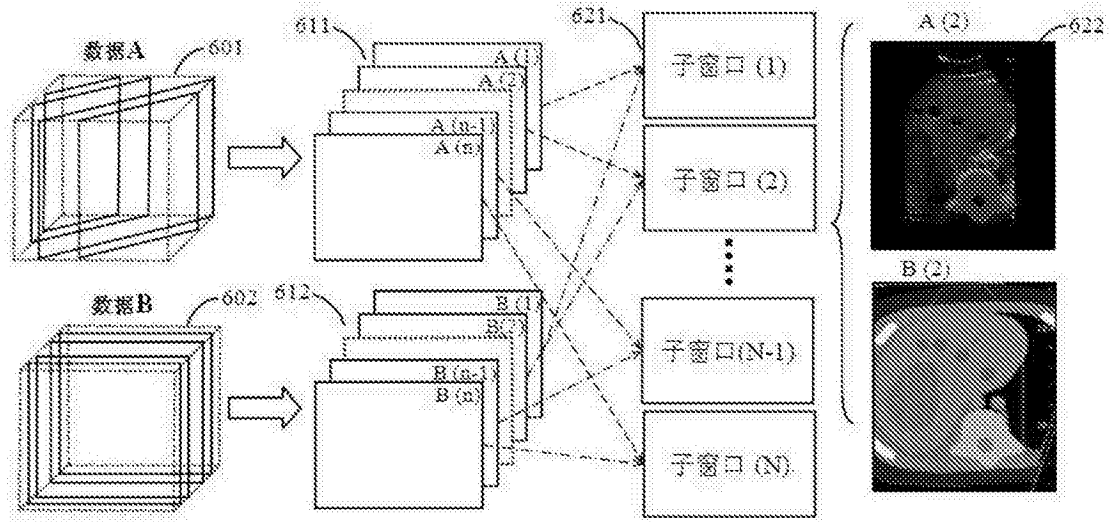


图5