



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110934613 A

(43)申请公布日 2020.03.31

(21)申请号 201811107299.5

(22)申请日 2018.09.21

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 唐喆 陈颀 简伟健 陈宇

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 高迪

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

权利要求书1页 说明书5页 附图5页

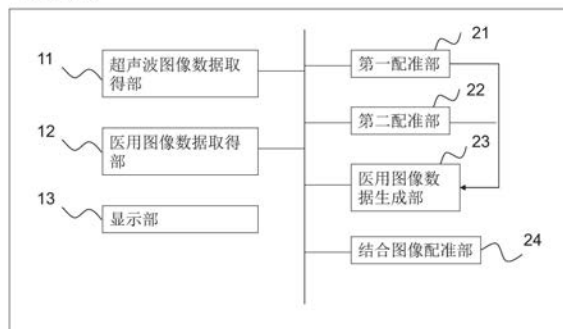
(54)发明名称

超声波诊断装置及超声波诊断方法

(57)摘要

一种超声波诊断装置,具有在超声波图像数据和超声波以外的医用图像数据之间进行配准处理的功能,其具备:图像生成部,对于在第一超声波图像数据和第一医用图像数据之间进行配准处理所需的第一配准参数,利用在所述第一超声波图像数据和第二超声波图像数据之间进行配准处理所需的第二配准参数,生成与所述第二超声波图像配准的第二医用图像数据;以及图像配准部,对上述第二超声波图像数据和上述第二医用图像数据进行配准处理,生成结合图像。

1 诊断装置



1. 一种超声波诊断装置,具有在超声波图像数据和超声波以外的医用图像数据之间进行配准处理的功能,其具备:

图像生成部,对于在第一超声波图像数据和第一医用图像数据之间进行配准处理所需的第一配准参数,利用在所述第一超声波图像数据和第二超声波图像数据之间进行配准处理所需的第二配准参数,生成与所述第二超声波图像配准的第二医用图像数据,其中,所述第一超声波图像数据和所述第一医用图像数据是对于被检体在第一时相取得的,所述第二超声波图像是对于被检体在与所述第一时相不同的第二时相取得的;以及

结合图像配准部,对上述第二超声波图像数据和上述第二医用图像数据进行配准处理,生成结合图像。

2. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述第二配准参数,是基于从检测到的超声波探头的位置信息得到的值。

3. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述第一时相是诊断开始前的时相,上述第二时相是诊断开始后的时相。

4. 如权利要求1所述的超声波诊断装置,

上述医用图像数据是MRI图像数据、CT图像数据、X射线图像数据中的一个。

5. 一种超声波诊断方法,具有在超声波图像数据和超声波以外的医用图像数据之间进行配准的功能,其包括如下步骤:

图像生成步骤,对于在第一超声波图像数据和第一医用图像数据之间进行配准处理所需的第一配准参数,利用在所述第一超声波图像数据和第二超声波图像数据之间进行配准处理所需的第二配准参数,生成与所述第二超声波图像配准的第二医用图像数据,其中,所述第一超声波图像数据和所述第一医用图像数据是对于被检体在第一时相取得的,所述第二超声波图像是对于被检体在与所述第一时相不同的第二时相取得的;以及

结合图像配准步骤,对上述第二超声波图像数据和上述第二医用图像数据进行配准处理,生成结合图像。

超声波诊断装置及超声波诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置及超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 在医疗领域中,US (Ultrasound, 超声波)、CT、MRI (Magnetic Resonance Imaging, 核磁共振图像) 等作为直观地观察检查对象的诊断手段是不可或缺的。例如, 超声波的扫描可以实时地、动态地观察组织的运动和功能; 可以追踪病变、显示立体变化, 而不受其成像分层的限制。并且, 由于超声波设备具有便于移动、对患者损伤较小、成本较低的优势, 在医疗诊断中广为应用。但是, 超声波在分辨率、清晰度等方面, 与MRI等相比有明显劣势。另一方面, MR图像所显示的解剖结构逼真, 使病变组织和正常组织均可清晰显示, 具有较高的软组织对比分辨力。但是, CT及MRI价格昂贵, 成像复杂, 并且扫描周期长, 难以让医生实时地观察检查对象的器官或生物组织。

[0003] 对此, 希望有将超声波图像和CT、MRI影像进行配准, 以结合几种医疗图像生成技术的优点。目前已经提出了一些将超声波图像和CT、MRI混合利用的方法。例如在专利文献1中, 在治疗前的规定周期中取得多个第1超声波图像和一个CT图像, 在治疗中取得多个第2超声波图像, 并且将与多个第1超声波图像中的、与第2超声波图像类似度最大的第1超声波图像对应的超声波-CT整合图像显示, 从而能够在治疗过程中提供实时的超声波图像和CT影像的整合图像。

[0004] 但是, 对比文件1仅仅是提供了超声波图像和治疗前的CT影像的整合图像作为参考, 而且检索到的CT图像只是与第2超声波图像最接近的CT图像, 并不是真实与第2超声波图像同一时相的CT图像, 也不能在诊断或治疗中生成CT影像。

[0005] 对比文件2公开了将超声波图像和包含同一区域的MR图像取得整合的技术。但是, 对比文件2并没有使用配准技术, 也没有提及将超声波图像和MRI整合的具体方法。

[0006] 对比文件1:US 8111892B2

[0007] 对比文件2:日本特开2006-217939

发明内容

[0008] 本发明的目的在于, 提供一种生成多时相图像的系统及方法, 能够通过配准生成不同时相的超声波图像和MRI影像等, 帮助医生迅速且准确地进行诊断。

[0009] 为了实现上述目的, 本发明是一种超声波诊断装置, 具有在超声波图像数据和超声波以外的医用图像数据之间进行配准处理的功能, 其具备: 图像生成部, 对于在第一超声波图像数据和第一医用图像数据之间进行配准处理所需的第一配准参数, 利用在所述第一超声波图像数据和第二超声波图像数据之间进行配准处理所需的第二配准参数, 生成与所述第二超声波图像配准的第二医用图像数据, 其中, 所述第一超声波图像数据和所述第一医用图像数据是对于被检体在第一时间相取得的, 所述第二超声波图像是对于被检体在与所述第一时间相不同的第二时相取得的; 以及结合图像配准部, 对上述第二超声波图像数据和

上述第二医用图像数据进行配准处理,生成结合图像。

[0010] 根据本发明,不必进行MR扫描,就能够间接地取得MR图像数据,能够低成本且快速地生成任意时相的MR图像数据,以供医生等参照。

[0011] 此外,作为本发明的方式,上述第二配准参数,基于从检测到的超声波探头的位置信息得到的值。

[0012] 此外,作为本发明的方式,上述第一时相是诊断开始前的时相,上述第二时相是诊断开始后的时相。

[0013] 此外,作为本发明的方式,上述医用图像数据是MRI图像数据、CT图像数据、X射线图像数据中的一个。

[0014] 此外,本发明不仅能够作为超声波诊断装置来实现,还能够作为超声波诊断方法来实现。

附图说明

[0015] 图1是本发明的超声波诊断装置1的构成框图。

[0016] 图2是任意时相的MR图像的生成处理的流程图。

[0017] 图3是超声波图像和MR图像的配准处理的示意图。

[0018] 图4是US-MR配准处理的流程图。

[0019] 图5是US-US配准处理的流程图。

[0020] 附图说明:

[0021] 1诊断装置;11超声波图像数据取得部;12医用图像数据取得部;13显示部;21第一配准部;22第二配准部;23医用图像数据生成部;24结合图像配准部

具体实施方式

[0022] 图1表示本发明的超声波诊断装置1的概略构成。如图1所示,超声波诊断装置1包括:超声波图像数据取得部11、医用图像数据取得部12、显示部13、第一配准部21、第二配准部22、医用图像数据生成部23、结合图像配准部24。第一配准部21、第二配准部22、医用图像数据生成部23、结合图像配准部24例如由具有CPU和存储器的计算机实现。

[0023] 超声波图像数据取得部11可以使用公知的构造,例如通过省略图示的超声波探头取得生物体部位或组织的反射回声,从而得到超声波图像。超声波扫描可以实时地、动态地得到超声波图像,并且对生物体几乎没有损伤,设备也便于携带和移动。由超声波图像数据取得部11取得的超声波图像数据被传送给后述的第一配准部21及第二配准部22。

[0024] 医用图像数据取得部12通过X射线或核磁共振等,取得包括CT、MRI等在内的图像数据。以MRI为例,与超声波图像相比,MRI的软组织对比分辨率更高,能够清楚地分辨肌肉、肌腱、筋膜、脂肪等软组织。但是,MR图像的取得耗费时间较长,且需要专门的设备,难以像超声波诊断那样实时地取得图像数据。

[0025] 第一配准部21和第二配准部22进行图像数据之间的配准。具体地说,第一配准部21进行超声波图像与医用图像数据之间的配准,第二配准部22进行超声波图像与医用图像数据之间的配准。作为医用图像的例子,本实施方式中使用MR图像,但是不限于此,也可以是CT图像、X射线图像等。在以下的说明中,有时将超声波图像称作US图像,将超声波图像

与医用图像数据之间的配准称作US-MR图像配准,将超声波图像与医用图像数据之间的配准称作US-US图像配准。

[0026] 通过由第一配准部21进行US-MR图像配准,能够在取得同一时相的超声波图像与MR图像之间的配准。例如,可以在诊断或治疗开始前的第一时相,预先取得第一超声波图像和第一MR图像,并进行它们之间的配准。第一配准部21生成表示第一超声波图像数据和第一MR图像数据之间的配位处理所需的第一配准参数。

[0027] 通过由第二配准部22进行US-US图像配准,能够在不同时相的超声波图像之间取得配准。例如,可以在诊断或治疗开始前的第一时相取得第一超声波图像,并且在诊断或治疗中的第二时相取得第二超声波图像,由第二配准部22取得第一超声波图像数据和第n超声波图像数据之间的配准。第二配准部22生成表示第一超声波图像数据和第二超声波图像数据之间的配位处理所需的第二配准参数。

[0028] 关于US-MR图像配准和US-US配准的详细步骤,将在后文进行说明。

[0029] 医用图像数据生成部23基于由医用图像数据取得部12在第一时相取得的第一医用图像、由第一配准部21生成的第一配准参数、以及由第二配准部生成的第二配准参数,生成与第二超声波图像数据对应(配位)的第二医用图像数据。具体地说,如前述那样,在诊断或治疗中实时地取得MR图像数据较为困难,因此利用诊断或治疗开始前取得的第一MR图像数据、以及在诊断或治疗开始前和开始后都能够实时地取得的第一超声波图像数据和第二超声波图像数据,基于第一MR图像数据与第一超声波图像数据之间的第一配准参数、以及第一超声波图像数据与第二超声波图像数据之间的第二配准参数,生成第一MR图像数据和第二US图像数据之间的第三配准参数。进而,基于第一MR图像数据和第三配准参数,生成第二MR图像数据。由此,能够迅速且准确地生成与第二超声波图像数据的时相对应的第二MR图像数据。

[0030] 结合图像配准部24将医用图像数据生成部23生成的第二MR图像数据与第二超声波图像数据进行配位并结合(fusion),并将配位并结合后的结合图像显示在显示部13上。

[0031] 接下来基于图2和图3说明第二MR图像数据的生成的步骤。

[0032] 首先,在步骤S1中,在第一时相扫描并生成第一MR图像数据MR1(参照图3中的(a))。在此,第一时相例如是诊断或治疗之前的时相。

[0033] 接着,在步骤S2中,在与第一步骤S1相同的第一时相扫描并生成第一US图像数据US1(参照图3中的(b))。

[0034] 接着,在步骤S3中,对MR1和US1进行US-MR配准处理,生成第一MR图像数据MR1和第一US图像数据之间的第一配准参数 $T_{US1-MR1}$ 。

[0035] 接着,在进入诊断或治疗之后,在步骤S4中,在第n时相扫描并生成第n个US图像数据USn(参照图3中的(c))。在此,可以适当设定进行扫描的次数,例如设为 $2 \leq n \leq N$ 。

[0036] 接着,在步骤S5中,对US1和USn进行US-US配准处理,生成第一US图像数据US1和第n个US图像数据USn之间的第二配准参数 $T_{US1-USn}$ 。

[0037] 接着,在步骤S6中,基于第一配准参数 $T_{US1-MR1}$ 和第二配准参数 $T_{US1-USn}$,生成第一MR图像数据MR1和第n个US图像数据USn之间的第三配准参数 $T_{MR1-USn}$ 。

[0038] 由此,确立了第一MR图像数据MR1和第n个US图像数据USn之间的配准关系。

[0039] 具体地说,基于第二配准参数 $T_{US1-USn}$,能够得到第一US图像数据US1和第n个US图

像数据USn之间的差分。并且,通过将第一US图像数据US1和第n个US图像数据USn之间的差分,换算成第一MR图像数据MR1和第n个MR图像数据MRn之间的差分。这里,第n个MR图像数据MRn并不是实际通过医用图像数据取得部12取得的。

[0040] 接着,在步骤S7中,基于第一MR图像数据MR1和第三配准参数 $T_{MR1-USn}$,生成与第n个US图像数据USn对应的MR图像数据MRn(参照图3中的(d))。这里,“对应”指的是同一时相的US图像数据和MR图像数据。并且,还将MRn与USn结合,生成结合图像。

[0041] 接着,在步骤S8中,确认扫描是否结束。若扫描结束,则结束处理,在显示部13上显示步骤S7中生成的结合图像。若扫描未结束,则返回步骤S4,重复进行处理。

[0042] 由此,不必在第n时相进行MR扫描,就能够基于既有的MR图像数据MR1、与MR1同一时相的超声波图像数据US1、以及第n时相的超声波图像数据USn,间接地生成第n时相的MR图像数据MRn。这里,US-MR配准处理能够在3sec之内完成,US-US配准处理能够在1sec之内完成。因此,能够非常快捷且准确地生成任意时相的MR图像,能够实现近似于实时地提供MR图像的效果。

[0043] 此外,图4是US-MR配准处理的流程图。

[0044] 图5是US-US配准处理的流程图。

[0045] 接下来说明本发明的技术效果。以往,如果在诊断或治疗过程中需要实时的MR图像,则必须进行MR扫描。但是,MR图像的取得耗费时间较长,且需要专门的设备,难以像超声波诊断那样方便且实时地取得图像数据。在此,根据本发明,不直接扫描并生成任意时相的MR图像,而是预先在诊断或治疗之前取得某个时相的MR图像MR1和US图像US1,并在它们进行配准,取得它们之间的配准参数。接着,在诊断或治疗的过程中取得某个时相的US图像USn,并对US1与USn进行配准,取得它们之间的配准参数。由此,经由US1,能够取得诊断或治疗开始前的MR图像MR1与诊断或治疗开始后的MR图像MRn之间的配准参数。基于该配准参数,能够生成与USn对应、即同一时相的MR图像MRn。另外,如前述那样,US-MR配准处理能够在3sec之内完成,US-US配准处理能够在1sec之内完成。

[0046] 像这样,不必进行MR扫描,就能够间接地取得MR图像数据,能够低成本且快速地生成任意时相的MR图像数据,以供医生等参照。

[0047] 接下来详细说明步骤S3中的US-MR配准处理的详细步骤。

[0048] 首先,在步骤S31中,输入第一US图像数据US1和第一MR图像数据MR1。

[0049] 接着,在步骤S32中,对于第一US图像数据US1和第一MR图像数据MR1进行图像增强。

[0050] 接着,在步骤S33中,对于第一US图像数据US1和第一MR图像数据MR1进行滤波,以去除对于配准存在干扰的噪声或无用图像。

[0051] 接着,在步骤S34中,进行血管检测并对血管图像进行增强。本发明中,是基于血管进行配准处理的。

[0052] 接着,在步骤S35中,生成梯度量化图。

[0053] 接着,在步骤S36中,基于步骤S35中生成的梯度量化图、以及NGF算子或LSOD算子进行模拟,从而进行US-MR配准处理,生成第一MR图像数据MR1和第一US图像数据之间的第一配准参数 $T_{US1-MR1}$ 。

[0054] 接下来说明步骤S5中的US-US配准处理的详细步骤。

- [0055] 首先,在步骤S51中,输入第一US图像数据US1和第n个US图像数据USn。
- [0056] 接着,在步骤S52中,匹配超声波磁位置信息,将第一US图像数据US1和第n个US图像数据USn匹配,以求出第一US图像数据US1和第n个US图像数据USn之间的差分。
- [0057] 接着,在步骤S53中,基于步骤S52的匹配结果,计算标准差分图像。
- [0058] 接着,在步骤S54中,基于模拟结果求出第一US图像数据US1和第n个US图像数据USn之间的第二配准参数 $T_{US1-USn}$ 。
- [0059] 另外,在本发明的实施方式与权利要求的对应中,
- [0060] 图像生成部对应于第一配准部21、第二配准部22、第三配准部23,
- [0061] 图像配准部对应于结合图像配准部24,
- [0062] 第一配准参数对应于第一配准参数 $T_{US1-MR1}$,
- [0063] 第二配准参数对应于第二配准参数 $T_{US1-USn}$ 。
- [0064] 工业实用性
- [0065] 根据本发明,能够在诊断或治疗中低成本且快速地生成任意时相的MR、CT、X射线等的医疗图像,在医疗领域中能够广泛应用。

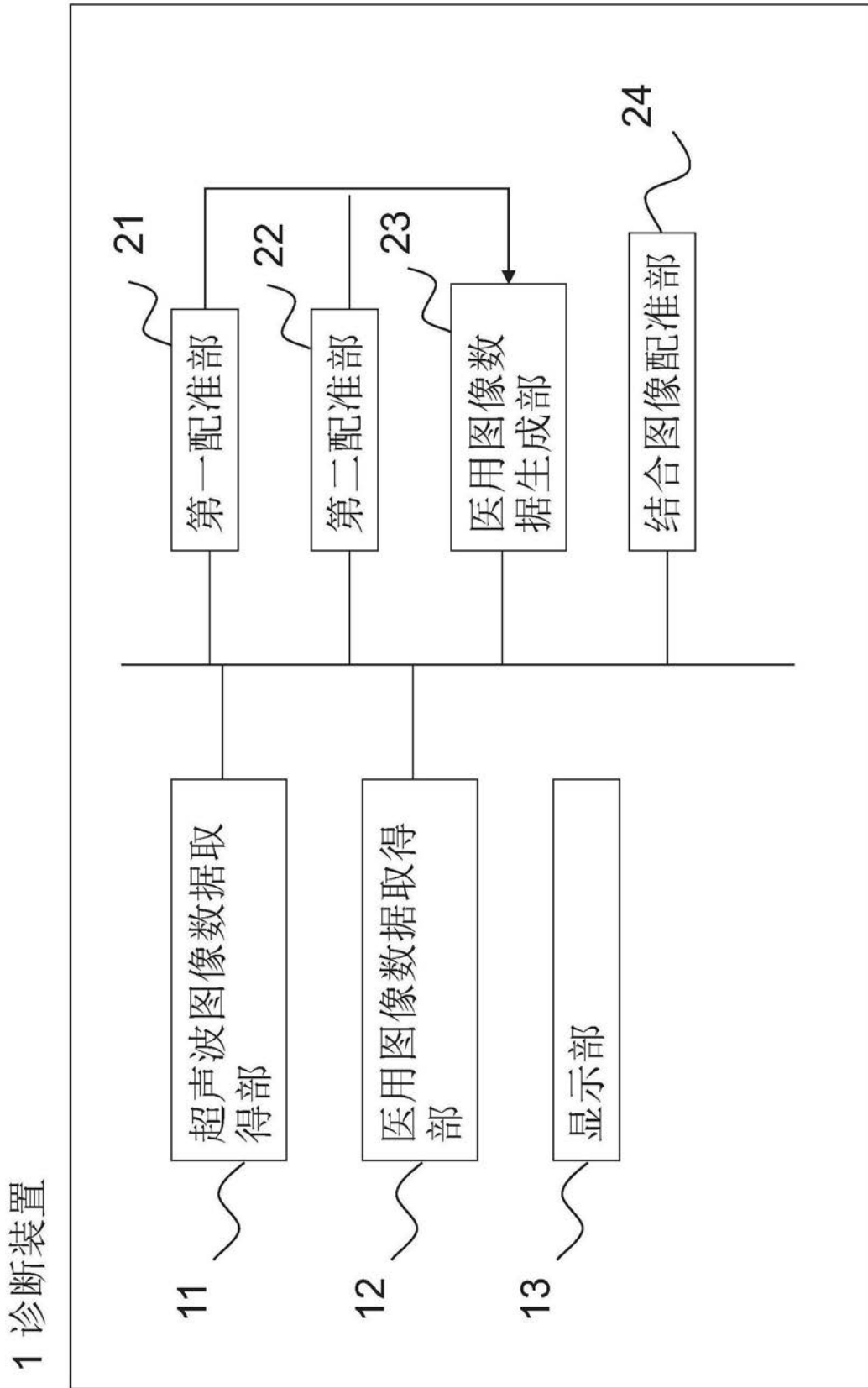


图1

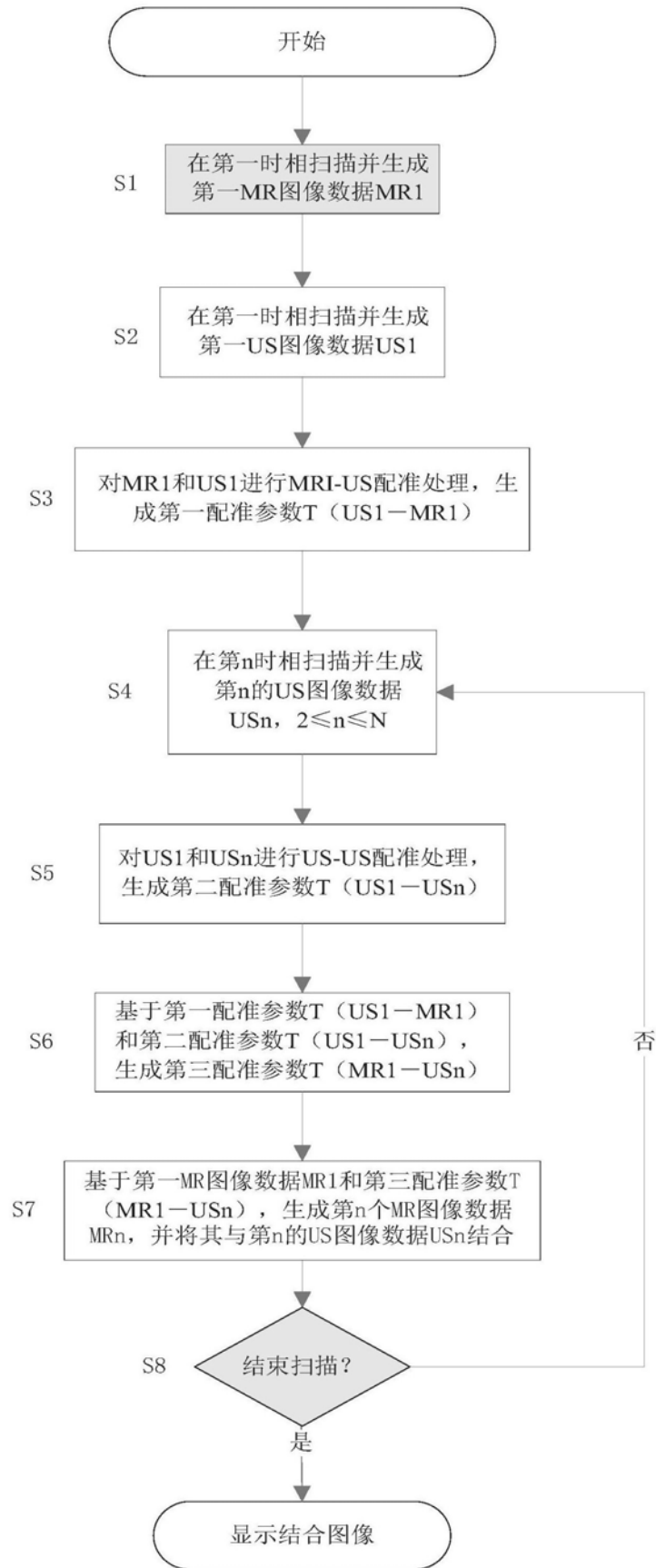


图2

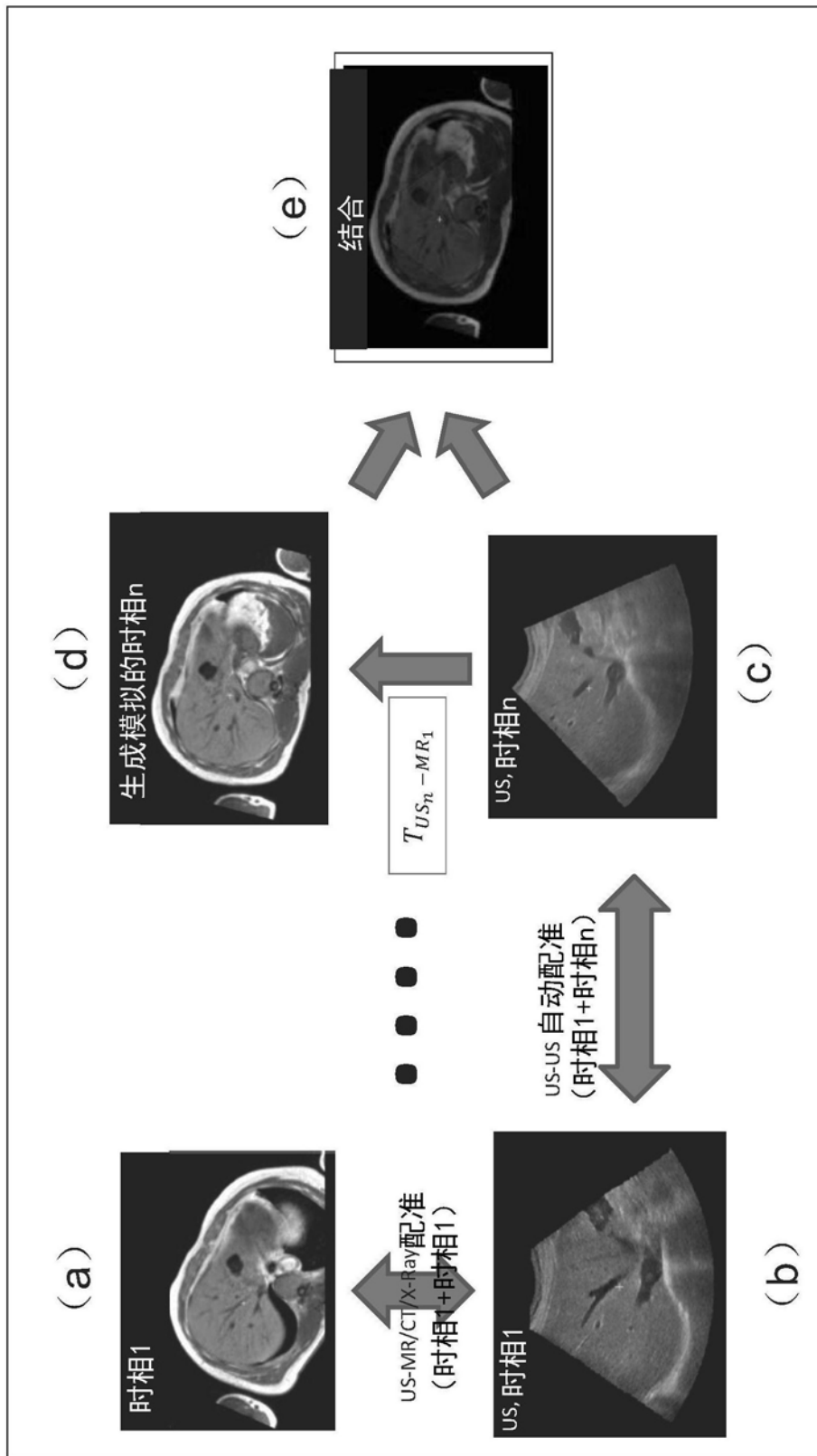


图3

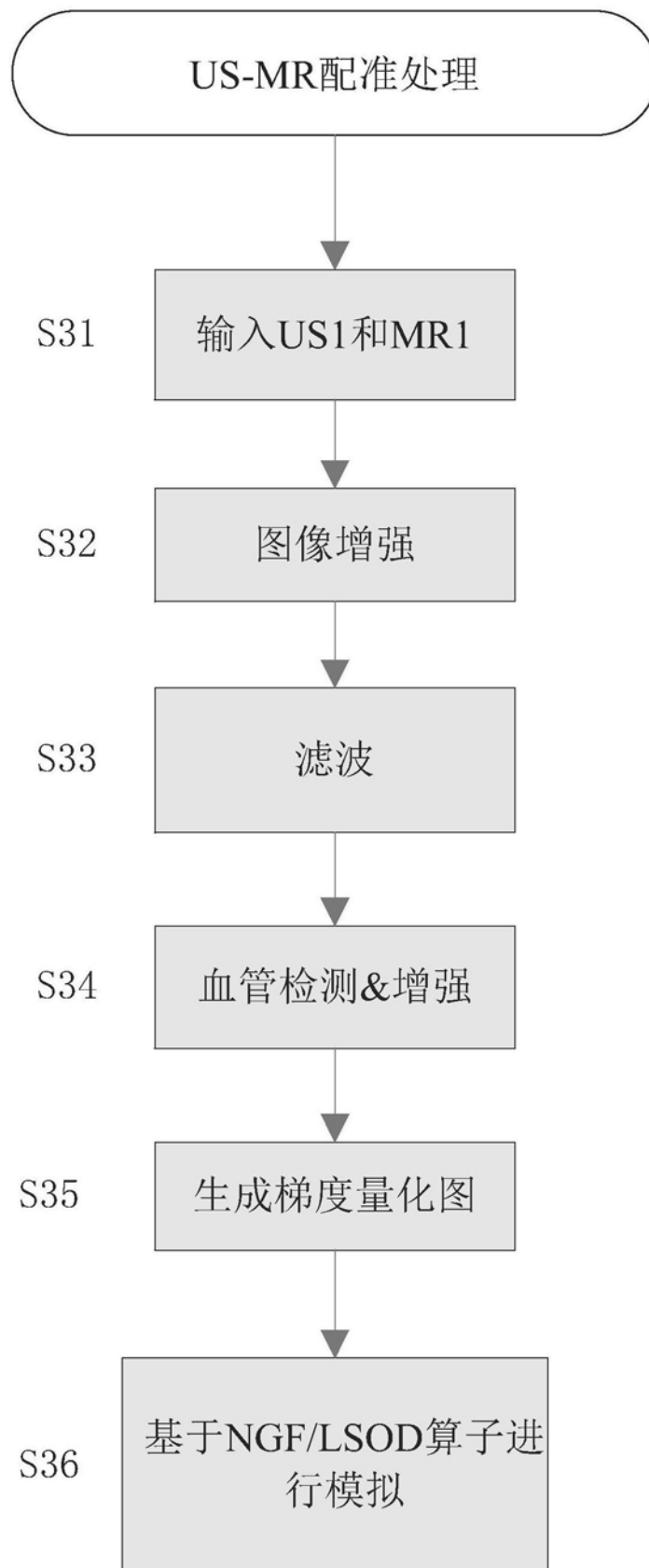


图4

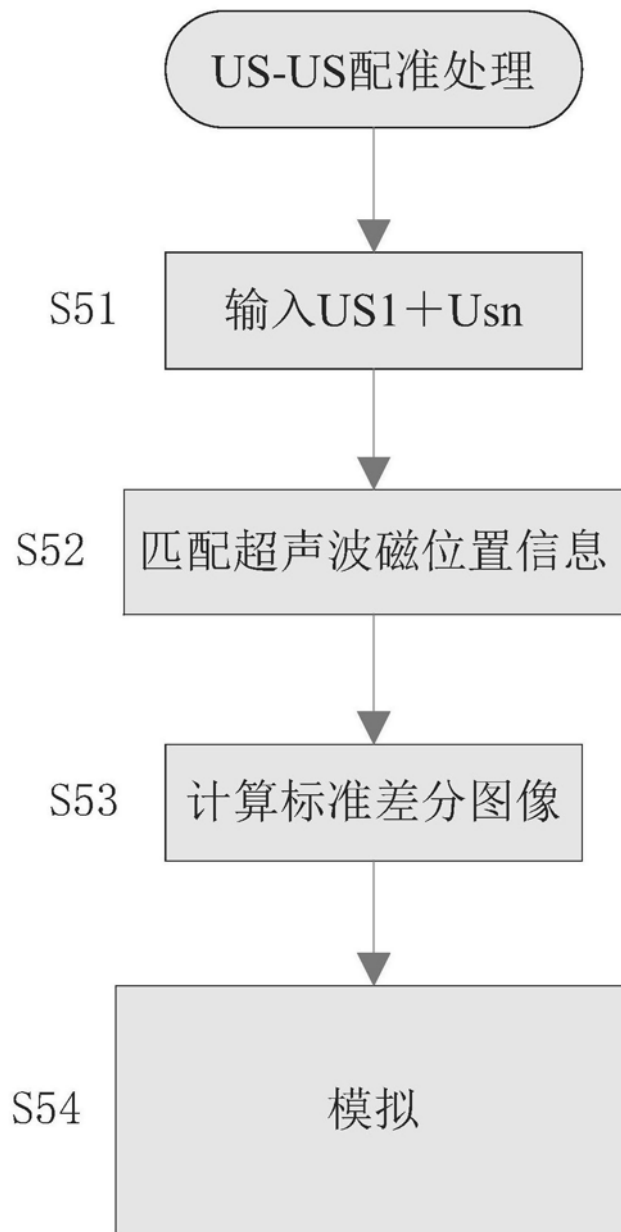


图5

| | | | |
|---------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置及超声波诊断方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN110934613A | 公开(公告)日 | 2020-03-31 |
| 申请号 | CN201811107299.5 | 申请日 | 2018-09-21 |
| [标]发明人 | 唐喆 陈颀 简伟健 陈宇 | | |
| 发明人 | 唐喆 陈颀 简伟健 陈宇 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B8/4416 A61B8/5261 A61B8/5269 | | |
| 代理人(译) | 高迪 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种超声波诊断装置，具有在超声波图像数据和超声波以外的医用图像数据之间进行配准处理的功能，其具备：图像生成部，对于在第一超声波图像数据和第一医用图像数据之间进行配准处理所需的第一配准参数，利用在所述第一超声波图像数据和第二超声波图像数据之间进行配准处理所需的第二配准参数，生成与所述第二超声波图像配准的第二医用图像数据；以及图像配准部，对上述第二超声波图像数据和上述第二医用图像数据进行配准处理，生成结合图像。

1 诊断装置

