



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 109952063 B

(45) 授权公告日 2022. 04. 29

(21) 申请号 201780070296.6

(22) 申请日 2017.11.09

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 109952063 A

(43) 申请公布日 2019.06.28

(30) 优先权数据
17161867.1 2017.03.20 EP

(66) 本国优先权数据
PCT/CN2016/105682 2016.11.14 CN

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2019.05.14

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2017/078690 2017.11.09

(87) PCT国际申请的公布数据
W02018/087198 EN 2018.05.17

(73) 专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 谷晓林 邓寅晖 李小敏
V·T·沙姆达莎尼

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002
代理人 孟杰雄 王英

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)

(56) 对比文件
CN 101128154 A, 2008.02.20
CN 101969857 A, 2011.02.09
CN 101779968 A, 2010.07.21
US 2011054295 A1, 2011.03.03
JP 2006110028 A, 2006.04.27
JP 2003061959 A, 2003.03.04
JP 2010099193 A, 2010.05.06
CN 102573647 A, 2012.07.11

审查员 王珊珊

权利要求书2页 说明书9页 附图5页

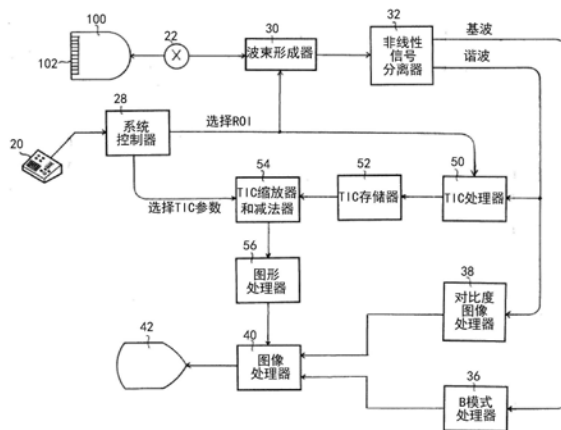
(54) 发明名称

用于表征造影剂流的肝脏灌注的系统和方法

(57) 摘要

当一团造影剂冲进和冲出肝脏时,超声诊断成像系统和方法采集图像数据序列。对比强度的图像数据用于计算肝动脉、门静脉和所述肝脏中一个或多个感兴趣区域的造影剂流的时间-强度曲线。将所述肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线缩放到感兴趣区域中的造影剂流的时间-强度曲线,以产生表示由动脉流引起的所述感兴趣区域处的血流的时间-强度曲线数据。从所述感兴趣区域中的造影剂流的时间-强度曲线中减去表示由动脉流引起的所述感兴趣区域处的血流的时间-强度曲线数据,以产生表示由静脉流引起的所述感兴趣区域处的血流的时间-强度曲线数据。

CN 109952063 B



1. 一种用于基于在存在造影剂流的情况下从肝脏采集的超声数据来表征造影剂流的肝脏灌注的系统,所述系统包括:

在所述肝脏的肝实质中的至少一个感兴趣区域ROI中和在肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线的第一源,所述时间-强度曲线是根据所述超声数据产生的;

其特征在于,所述系统还包括:

时间-强度曲线缩放器和减法器,其被配置为:针对所述至少一个ROI的ROI,通过将所述肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线缩放到所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线来产生表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据,并且通过从所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线中减去表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据来产生表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线数据。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述第一源包括:

在存在造影剂流的情况下采集的超声肝脏图像数据的第二源;

非线性信号分离器,其被耦合为接收所述超声肝脏图像数据并且被配置为产生来自造影剂流的谐波回波信号数据;以及

时间-强度曲线处理器,其对所述谐波回波信号数据做出响应并且被配置为产生所述肝动脉和所述至少一个ROI中的造影剂流的时间-强度曲线。

3. 根据权利要求1所述的系统,其中,所述时间-强度曲线缩放器和减法器还被配置为在幅度上缩放所述肝动脉中的造影剂流的整个时间-强度曲线,使得所述肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线的幅度与在区域或所述区域的部分中ROI中的时间-强度的幅度相匹配,所述区域是通过从来自所述肝动脉的造影剂的到达至来自所述肝脏的门静脉的造影剂的后来到达时间的时间间隔来划定的。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中,

第一源还被配置为提供所述肝脏的所述门静脉中的造影剂流的时间-强度曲线;并且

所述时间-强度曲线缩放器和减法器还被配置为:基于所述肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线来确定来自所述肝动脉的造影剂的到达,并且基于所述肝脏的所述门静脉中的造影剂流的时间-强度曲线来确定来自所述门静脉的造影剂的所述后来到达时间。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中,所述时间-强度曲线缩放器和减法器还被配置为在时间上缩放所述肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线。

6. 根据权利要求1所述的系统,还包括:

输出单元,其用于输出表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据和表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线数据中的一个或多个。

7. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述输出单元还被配置为输出表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线和表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线。

8. 根据权利要求6所述的系统,其中,所述输出单元还被配置为输出肝脏中的动脉流或静脉流的参数映射图。

9. 一种基于在存在造影剂流的情况下从肝脏采集的超声肝脏图像数据来表征造影剂流的肝脏灌注的方法,所述方法包括:

采集肝动脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线以及所述肝脏的肝实质中的至少一个感兴趣区域ROI中的每个ROI中的造影剂流的时间-强度曲线,所述时间-强度曲线是根据所

述超声肝脏图像数据产生的；

其特征在于，针对所述至少一个ROI的ROI：

通过缩放所述肝动脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线以匹配所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线来产生表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据；并且

通过从所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线中减去表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据来产生表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线数据。

10. 根据权利要求9所述的方法，还包括在所述肝脏的图像中选择ROI。

11. 根据权利要求9所述的方法，还包括：

采集所述肝脏的造影剂流图像；

基于所述造影剂流图像来产生来自所述造影剂流的谐波回波信号数据；并且

根据所述谐波回波信号数据来产生所述肝动脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线以及所述至少一个ROI中的每个ROI中的造影剂流的时间-强度曲线。

12. 根据权利要求9所述的方法，其中，缩放还包括将所述肝动脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线的初始上升与所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线的初始上升相匹配。

13. 根据权利要求12所述的方法，其中，

所述初始上升是通过从来自所述肝动脉的造影剂的到达至来自所述肝脏的门静脉的造影剂的后来到达时间的的时间间隔或时间间隔的部分来划定的；

所述方法还包括：采集门静脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线，并且基于所述门静脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线来确定来自所述门静脉的造影剂的后来到达时间。

14. 根据权利要求9所述的方法，其中，还包括产生表示所述肝脏中的动脉流的时间-强度曲线数据和表示所述肝脏中的静脉流的时间-强度曲线数据的一个或多个的参数映射图。

15. 一种计算机可读介质，其存储包括指令的计算机程序，当所述计算机程序由计算机运行时，所述指令使所述计算机执行根据权利要求9-14中的任一项所述的方法。

用于表征造影剂流的肝脏灌注的系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于表征造影剂流的肝脏灌注的系统,并且特别涉及处理对比度增强的超声图像数据的系统。已知对比度增强的超声成像能够协助临床医生识别和表征诸如肝脏肿瘤的病变。

背景技术

[0002] 已经发现乙型肝炎和丙型肝炎患者发展为原发性肝癌、肝细胞癌(HCC)的风险增加。由于在20世纪80年代早期发现患者通过输血感染丙型肝炎,仍有大量丙型肝炎患者需要定期检查HCC的发病情况,因为最好在病变的早期阶段进行处置。该疾病的通常进展路线是从肝炎到肝硬化到HCC。一种易于使用的肝病进展监测技术将会广泛应用于协助早期检测这种严重疾病。

[0003] 除了HCC之外,还有许多能够在肝脏中发展的病变。M. Averkiou等人的文章“Ultrasound Contrast Imaging Research”(发表于超声季刊,第19卷,第1期,第27页及以下,2003年)讨论了四种原发性肝脏病变:肝细胞癌(HCC)、来自某个其他位置的原发性肿瘤的转移、血管瘤,以及局灶性淋巴结增生。前两者是恶性的,而后两者是良性的。用于识别肝脏病变的技术应当能够检测所有这四种病变,使得更详细的诊断能够识别和区分肝脏中发现的所有病变。由G. J. Lueck等人的文章“Hepatic Perfusion Imaging Using Factor Analysis of Contrast Enhanced Ultrasound”(发表于IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING,第27卷,第10期,第1449页及以下,2008年)提出了一种使用因子分析来视觉分离来自独立供养血管(即,肝动脉和门静脉)的对比度增强的两个不同阶段的方法。W02011/041244 A1公开了一种用于评估肝脏的方法,包括以下步骤:在肝脏的至少一个对比度增强的超声图像中识别主肝动脉(MHA)的位置和主门静脉(MPV)的位置,获得与MHA和MPV中的造影剂的灌注相对应的时间-强度信息,并且确定生物标志物指数值。

发明内容

[0004] 由于肝脏病变与其他癌症一样,在早期发现时处置能够最有效,因此应当对高危患者频繁监测这些疾病迹象。但是在早期阶段,通常很难通过常规诊断成像来检测肝脏病变,因为这时的肝脏病变的尺寸较小。因此,临床医生经常进行寻找病变发展的其他迹象的诊断。其中,这些迹象中的一个迹象是流向肝脏的血流变化。肝脏有一个独特的血液供应网络。流向肝脏的新鲜血液的主要来源是肝动脉的动脉流入。但是肝脏还有次级血液供应,腹部有门静脉。由于动脉和静脉,这些供应来源的功能不同。与其他动脉血管一样,来自肝动脉的脉动血流在心脏收缩后不久发生。血液从门静脉的流入发生在心动周期的后期。来自这两个来源的相对时间和血流量与肝脏中的病变的发病有关。因此,希望能够从这两个来源分析肝脏中的血流特性。

[0005] 然而,肝实质中的血流是来自这两个来源的血流的组合。不可能从这些单独的来源中分别辨别到达肝脏中的感兴趣区域的血液量。希望能够分离肝脏中的不同感兴趣区域

的血流,因为它涉及肝动脉和门静脉的血流。

[0006] 根据本发明的原理,描述了用于将肝脏中的感兴趣区域中的血流的来源识别为动脉或静脉的系统和方法。本发明人已经注意到,肝脏中的组合血流与来自肝动脉和门静脉两者的流入线性相关。肝动脉中的血流的时间-强度曲线(TIC)或门静脉中的血流的时间-强度曲线(TIC)被用作针对这些单独的血液供应来源的参考。肝实质中的感兴趣区域(ROI)中的血液灌注的时间-强度曲线。从ROI的TIC中减去肝动脉TIC的缩放复制品,以将TIC分成两条曲线,一条曲线与肝动脉流入有关,而另一条曲线与门静脉流入有关。

[0007] 此外,本发明人已经注意到,当流入仅来自肝动脉时,ROI的TIC的初始部分主要与肝动脉时间-强度曲线有关。因此,根据本发明的一些实施例,在幅度上对肝动脉中的造影剂流的整个时间-强度曲线进行缩放,使得肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线的初始部分与ROI中的时间-强度曲线相匹配。当流入基本上仅来自肝动脉时,初始部分能够是该区域的一个区域或部分,这能够例如通过从来自肝动脉的造影剂的到达至来自肝脏的门静脉的造影剂的后来到达时间的的时间间隔来划定。能够将ROI中来自肝动脉的造影剂的到达估计为等于ROI中的造影剂的到达。能够将ROI中来自门静脉的造影剂的到达时间大概估计为比ROI中的造影剂的达到晚预定时间间隔。额外地或替代地,能够基于门静脉中的造影剂流的时间-强度曲线来估计ROI中来自门静脉的造影剂的到达时间。

[0008] 根据一些另外的实施例,可以进一步在时间上缩放肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线。例如,在时间上缩放能够被实施为时移。

[0009] 能够以各种方式提供肝动脉、门静脉和ROI中的造影剂流的时间-强度曲线(TIC)。在一些示例中,存在肝脏的对比度增强超声(CEUS)图像数据的来源,并且使用已知的或未来的技术根据对比度增强超声图像数据来产生TIC。这样的CEUS图像数据的来源能够是本地的或远程的存储介质。这样的CEUS图像数据的来源能够是超声探头。在一些其他示例中,存在直接提供TIC的来源,其能够是本地的或远程的存储介质,或者能够是时间-强度曲线处理器。

[0010] 根据一些另外的实施例,提供了输出单元,所述输出单元用于输出表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据和表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线数据中的一个或多个。时间-强度曲线数据能够是肝脏中的血流的任何一个或两个来源的时间-强度曲线的一个或多个特性。输出单元能够包括用户接口,例如,显示器。额外地或替代地,输出单元能够包括数据通信单元,所述数据通信单元用于经由任何类型的通信链路发送时间-强度曲线数据。以这种方式,单独的用户接口能够接收时间-强度曲线数据并然后将数据呈现给用户。

[0011] 能够以各种方式呈现时间-强度曲线数据。在一些实施例中,能够以文本、图形或音频格式呈现一个或多个ROI的TIC的一个或多个特性参数。在一些实施例中,能够产生和显示表示成像区域中的每个成像点的参数的参数映射图。例如,能够产生表示肝脏中的动脉流的时间-强度曲线数据的参数映射图或表示肝脏中的静脉流的时间-强度曲线数据的参数映射图。另外,参数映射图能够叠加在肝脏的B模式图像上。

[0012] 根据一些另外的实施例,能够提供用户控件以在肝脏图像中选择ROI。另外,用户控件还被配置为将肝脏图像中的ROI的空间位置应用于时间-强度曲线处理器。

[0013] 根据本发明第一方面的实施例,提供了一种用于基于在存在造影剂流的情况下从

肝脏采集的超声数据来表征造影剂流的肝脏灌注的系统。所述系统包括：在肝动脉、门静脉和所述肝脏的肝实质中的至少一个感兴趣区域ROI中的造影剂流的时间-强度曲线的第一来源，所述时间-强度曲线是根据所述超声数据产生的；并且所述系统的特征在于：时间-强度曲线缩放器和减法器，其被配置为：针对所述至少一个ROI的ROI，通过将所述肝动脉中的造影剂流的时间-强度曲线缩放到所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线来产生表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据，并且通过从所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线中减去表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据来产生表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线数据。

[0014] 在一些实施例中，所述第一来源包括：在存在造影剂流的情况下采集的超声肝脏图像数据的第二来源；非线性信号分离器，其被耦合为接收所述超声肝脏图像数据并且被配置为产生来自造影剂流的谐波回波信号数据；以及时间-强度曲线处理器，其对所述谐波回波信号数据做出响应并且被配置为产生所述肝动脉和所述至少一个ROI中的造影剂流的时间-强度曲线。

[0015] 根据本发明第二方面的实施例，提供了一种基于在存在造影剂流的情况下从肝脏采集的超声肝脏图像数据来表征造影剂流的肝脏灌注的方法。所述方法包括以下步骤：采集肝动脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线以及所述肝脏的肝实质中的至少一个感兴趣区域ROI中的每个ROI中的造影剂流的时间-强度曲线，其中，所述时间-强度曲线是根据所述超声肝脏图像数据产生的。所述方法的特征在于以下步骤，针对所述至少一个ROI的ROI：通过缩放所述肝动脉位置中的造影剂流的时间-强度曲线以匹配所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线来产生表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据；并且通过从所述ROI中的造影剂流的时间-强度曲线中减去表示所述ROI中的动脉流的时间-强度曲线数据来产生表示所述ROI中的静脉流的时间-强度曲线数据。

[0016] 根据本发明第三方面的实施例，提供了一种包括指令的计算机程序产品，当所述计算机程序产品由计算机运行时，所述指令使所述计算机执行所述方法。

[0017] 根据实施例，提供了一种用于存储计算机可执行指令的计算机可读存储介质，所述计算机可执行指令在由处理器执行时令所述处理器执行所述方法。

附图说明

[0018] 在附图中：

[0019] 图1是肝脏的图示，示出了肝动脉和门静脉进入器官底部。

[0020] 图2图示了肝脏的对比度图像和B模式图像，示出了进入肝脏的肝动脉的位置。

[0021] 图3图示了肝脏的对比度图像和B模式图像，示出了进入肝脏的门静脉的位置。

[0022] 图4图示了肝动脉和门静脉中的造影剂流的时间-强度曲线。

[0023] 图5图示了肝动脉中的造影剂流的简化的时间-强度曲线。

[0024] 图6图示了门静脉中的造影剂流的简化的时间-强度曲线。

[0025] 图7图示了肝脏中的感兴趣区域中的灌注的典型的时间-强度曲线。

[0026] 图8以框图形式图示了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统。

[0027] 图9是根据本发明的原理的用于进行肝脏诊断的方法的流程图。

具体实施方式

[0028] 图1是肝脏及其流的网络的图示。肝脏包含三种流的来源的血管树：用于肝胆汁流动的胆管树，提供来自腹部的有营养的血流的门静脉10，以及作为动脉血流来源的肝动脉12。这些网络的毛细管结构在整个实质中交织在一起，使得肝脏组织被来自动脉来源和静脉来源两者的血液灌注。肝动脉12和门静脉10能够分别进入，它们在肝脏底部进入器官，如图所示。

[0029] 图2示出了两幅超声图像：左侧的对比度图像和右侧的B模式图像，图示了肝动脉12的位置及其血流。这两幅图像是在用微泡造影剂灌注的脉管系统的同时采集的。左侧的对比度图像是通过增强从微泡返回的谐波（非线性）信号并同时抑制来自组织的基波信号频率来处理的，而右侧的B模式图像是通过抑制谐波频率的基频信号产生的。

[0030] 在两幅图像中勾画出肝动脉12。肝动脉12更容易被定位在左侧的对比度图像中，这是因为随着造影剂灌注的血液被泵送通过血管，每次心跳周期性变亮。同时示出对比度图像和组织图像有助于声处理检查者在图像采集期间稳定探头。正确的组织图像（其中造影剂流被抑制）应当是相对静态的并且有助于声处理检查者将探头维持为始终与同一扫描平面对齐，而更为动态的对比度图像中的脉动流有助于根据其周期性血流来发现肝动脉。

[0031] 图3是另一对匹配的对比度图像和组织图像，这次具有被添加到图像的的门静脉10的跟踪物。与图1的图示一致，能够看到，能够进入肝动脉12和门静脉10以进行对肝脏下方彼此相邻区域的扫描。

[0032] 图4是示出第一时间-强度曲线302和第二时间-强度曲线304的曲线图300，第一时间-强度曲线302和第二时间-强度曲线304分别是随时间根据肝动脉12和门静脉10中的造影剂灌注的血流采集的回波信号产生的。根据随时间从肝动脉12采集的谐波信号返回结果来产生第一对比强度信息303（被示为包括连接点），并且根据随时间从门静脉10采集的谐波信号返回结果来产生第二对比强度信息305。由超声系统例如通过求平均、曲线拟合等来分别处理第一对比信息值和第二对比信息值，例如通过使用任何合适的算法来分别形成第一时间-强度曲线302和第二时间-强度曲线304。因此，第一时间-强度曲线302（例如通过拟合、求平均等）对应于第一对比强度信息303，并且因此是随时间的肝动脉12中的造影剂流的指示。类似地，第二时间-强度曲线304（例如通过拟合、求平均等）对应于第二对比强度信息305，并且因此是随时间的门静脉10中的造影剂流的指示。

[0033] 因此，第一时间-强度曲线302对应于在图2中在肝动脉12上绘制的第一ROI中的造影剂流的第一组像素的变化强度，并且与随时间的肝动脉中的造影剂流有关。类似地，第二时间-强度曲线304对应于第二组像素（即，在图3中的门静脉10上绘制的第二ROI中的那些像素）的变化强度，并且与随时间的门静脉中的造影剂流有关。

[0034] 图4还图示了可以根据时间-强度曲线（TIC）获得的多个量化参数。标号306表示肝动脉12的TIC的峰值强度，并且从 t_1 至 t_2 的时间310是从动脉中造影剂的首次到达至峰值强度的时间，被称为冲入时间。如果需要，也可以计算在时间 t_1 与 t_2 之间的曲线的平均斜率。类似地，308表示门静脉10的TIC的峰值强度，并且从 t_3 至 t_4 的时间间隔312是从静脉中造影剂的首次到达至造影剂流的峰值强度的冲入时间。在两条曲线的峰值强度点之后，曲线随着造影剂从血管中冲出而下降。如果需要，也可以量化曲线的这个部分的持续时间和斜率。

[0035] 图5和图6分别示出了针对肝动脉12和门静脉10的时间-强度曲线的示例。在图5

中,肝动脉TIC 72在时间 t_1 时开始从阈值水平TH1上升到峰值对比强度的峰值阈值TH2。在此之后,动脉中的造影剂的量开始下降,首先是缓慢下降,然后如曲线72所示更快地下降。图6中的门静脉74在时间 t_2 时门静脉中的造影剂的后来到达时才开始上升,并且在此之后不久上升到较小的峰值强度,这在绘图中所示的曲线74的时间期间基本上维持下来。

[0036] 如图7所示,来自这两个流的来源的肝实质的毛细管结构中的造影剂的流是两者的组合。实质中的复合TIC是(来自肝动脉流的)曲线72和曲线74',其中,曲线74'在门静脉流到达之后超过曲线72的水平。区分这两个流的来源的重要部分是图7中的阴影区域70。这是由时间间隔 t_1-t_2 (即,从来自肝动脉的造影剂的到达至来自门静脉的造影剂的后来达到时间的的时间)划定的区域。在图4中,这将是时间间隔 t_1-t_3 。这个时间是这样的时间窗口:在此期间,肝脏中的血流仅是来自肝静脉的动脉血流;在图7中在时间 t_2 之后,肝脏中的流是来自两个来源的流的组合。

[0037] 现在参考图8,以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。超声探头100包括发射和接收超声脉冲的超声换能器元件的阵列102。阵列可以是用于二维成像的一维线性或弯曲阵列,或者可以是用于电子束转向和二维或三维聚焦的换能器元件的二维矩阵。阵列102中的超声换能器元件通过由波束形成器30进行的定时致动来发射超声能量波束,并且接收响应于该发射而返回的回波。发射/接收("T/R")开关22被耦合到阵列102中的超声换能器,以在操作的接收阶段期间将来自换能器元件的信号选择性地耦合到波束形成器30中的A/D转换器。可以将换能器阵列被致动以发射信号的时间与内部系统时钟(未示出)同步,或者可以将换能器阵列被致动以发射信号的时间与诸如心动周期的身体功能同步,对此,心动周期波形通常由被耦合到超声系统的ECG波形传感器来提供。当心跳处于由ECG传感器提供的波形所确定的周期的期望相位时,系统控制器命令探头采集超声图像。

[0038] 来自发射的超声能量的回波由阵列102的换能器接收,该回波生成回波信号,当系统使用数字波束形成器时,该回波信号通过T/R开关22进行耦合并由模数转换器进行数字化。替代地,可以使用模拟波束形成器。A/D转换器以由系统控制器28生成的信号 f_s 所控制的采样频率对接收到的回波信号进行采样。由采样理论规定的所需采样率至少是接收通带的最高频率的两倍,并且可能在30-40MHz的量级上。高于最低要求的采样率也是可取的。通过用户操纵用户控制面板20的控件来实现对超声系统的控制和对用于成像的各种控制设置(例如,探头选择和ROI描绘)的控制,用户控制面板20通过系统控制器28被耦合其控件并应用其控件。

[0039] 来自阵列14的个体换能器的回波信号样本被波束形成器30延迟和求和,以沿着扫描线方向形成图像的相干回波信号。然后可以通过数字滤波器对数字相干回波信号进行滤波,并且通过空间或频率复合进行降噪。数字滤波器还能够将频带移位到较低或基带频率范围。数字滤波器能够是例如美国专利US 5833613(Averkiou等人)中公开的类型滤波器。当如同多普勒处理的情况一样需要相位信息时,也可以对回波信号执行正交(I和Q)解调。在该实施方式中,发射频率 f_0 和接收器频率被单独控制,使得波束形成器32能够自由地接收与发射频带的频率不同的频带,例如,频率 $2f_0$ 附近的谐波频带。

[0040] 经波束形成的相干回波信号被耦合到非线性信号分离器32。非线性信号分离器32优选通过脉冲反转技术来分离从谐波造影剂返回的谐波频率回波,其中,将多个不同相位(反转)脉冲发射到图像位置所产生的回波信号被相加地组合以消除基波信号分量并增强

谐波分量,由此在谐波频带 $2f_0$ 中产生回波信号。相同的回波信号被相减地组合以产生基波频带 f_0 中的回波信号。例如,在美国专利US 6186950 (Averkiou等人)和美国专利US5706819 (Hwang等人)中描述了优选的脉冲反转技术。

[0041] 来自造影剂(例如,微泡)的谐波回波信号被耦合到对比度图像处理器38。造影剂通常用于更清楚地描绘血管或者执行对组织的微脉管系统的灌注研究,如美国专利US 6692438 (Skyba等人)中所描述的。在图8所示的实施方式中,来自造影剂的回波用于产生如图2和图3所示的对比度图像,以及来自图像场中的选定的ROI的时间-强度曲线。造影剂处理器通过来自图像场中的每个点的谐波频率回波的幅度(或包络)检测来产生对比度图像。当回波被正交解调时,一种幅度检测方法是计算以 $(I^2+Q^2)^{1/2}$ 的形式的幅度。通过扫描转换将这些对比度强度信号映射到所需的显示格式,扫描转换将样本从R- θ 坐标转换为笛卡尔坐标(x,y),以显示空间定义的图像,如图2和图3所示。

[0042] 基频回波信号被耦合到B模式处理器36,B模式处理器36产生标准B模式组织图像。B模式处理器以与对比度图像处理器相同的方式来执行操作,但是在基频回波上执行操作。回波信号是检测到的幅度(包络)并且回波信号被扫描转换以产生空间描绘的组织图像,例如,图2和图3右侧所示的B模式图像。对比度图像和B模式图像被耦合到图像处理器40,图像处理器40进行在图像显示器42上显示图像所需的图像处理。这可以包括并排显示两幅图像,如图2和图3所示。这也可以包括在B模式图像上叠加对比度图像,使得含有造影剂的血流相对于其流动的血管的组织结构被示出。

[0043] 根据本发明的原理,谐波回波信号被耦合到TIC处理器50。TIC处理器处理随时间从感兴趣区域(ROI)接收的造影剂的回波信号,以产生时间-强度曲线,例如,图4-7中所示的那些时间-强度曲线。如上所述,该处理涉及随时间采集来自冲入和冲出感兴趣区域的(一条或多条)血管的造影剂的回波信号并将该回波数据拟合成平滑曲线。由于造影剂能够用于推注注射并且还能够通过相对强烈的超声而被破坏,所述相对强烈的超声会破坏或扩散微泡,然后微泡被允许在ROI中再灌注血管,因此造影剂的到达和离开的时间特性能够被测量并被用于诊断。常见的度量是造影剂的到达和离开的时间-强度曲线,如美国专利US 5833613 (Averkiou等人)中所描述的。能够针对灌注组织的图像中的每个点计算时间-强度曲线,并且能够以灰度阴影或颜色编码的方式来显示针对每幅图像点的每条曲线的一个或多个参数,以形成灌注的参数映射图像,如美国专利US 6692438 (Skyba等人)中所描述的。这些参数包括曲线的峰值和斜率,每个参数指示组织灌注的不同特性。

[0044] 通常通过测量当造影剂流入和流出血管和组织的微脉管系统时从造影剂返回的信号强度来计算时间-强度曲线。然后将这些造影剂的量的上升和下降的测量值拟合到诸如由 γ -变量曲线模型定义的曲线上。

[0045] $A*(x-t_0)*\exp(-\rho*(x-t_0))+C$

[0046] 其中,A是曲线峰值, t_0 是造影剂增加的开始时间, ρ 是曲线上升的斜率,并且x是造影剂的量的瞬时测量值。这些时间和强度表示向训练有素的临床医生提供灌注组织的方式的指示。

[0047] 在本发明的实施方式中,如图2所示,根据造影剂在位于肝动脉12上方的ROI中的冲入和冲出来形成时间-强度曲线,并且如图3所示,根据造影剂在位于门静脉10上方的ROI中的冲入和冲洗来形成时间-强度曲线。这是通过以下方式完成的:用户操纵控件以将光标

移动到图像中的ROI来手动选择ROI或者以自动选择方式选择ROI,并且通过“ROI选择”信号向TIC处理器提供ROI的空间位置。也可以将ROI选择信号提供给波束形成器,以指示波束形成器在何处采集用于时间-强度曲线处理的所需的回波。来自肝动脉的TIC将看起来类似于图5所示的TIC(以及图4中的曲线302),并且来自门静脉的TIC将看起来类似于图6所示的TIC(以及图4中的曲线304)。得到的曲线作为肝动脉和门静脉的参考曲线被存储在TIC存储器52中。然后,根据肝实质的ROI中的造影剂再灌注来产生时间-强度曲线。根据本发明的原理,然后估计从两个血液来源(肝动脉和门静脉)流入实质的流。从肝动脉12采集的参考曲线与ROI的TIC有关,ROI的TIC是来自两个源的流的组合。由于来自肝动脉的TIC来自纯血流中的造影剂,因此来自肝动脉的TIC将具有比来自肝脏ROI的TIC显著更大的强度(幅度)。因此,对肝动脉TIC(302、72)的幅度(和时间,如果需要的话)进行缩放以匹配肝脏TIC的幅度,这主要是使用在图5-7中的时间窗口 t_1-t_2 期间发生的肝动脉TIC的部分或者当肝脏中的流仅来自肝动脉时使用这样的部分的一部分来完成的。然后将如此缩放的肝动脉TIC用作仅由来自肝动脉的流产生的肝脏ROI中的流特性的估计结果。

[0048] 理论上,来自肝动脉的造影剂流到达不同ROI的时间会根据ROI的位置而彼此不同,例如,越靠近肝动脉,则越早到达ROI。实际上,由于造影剂流的灌注很快,因此这种差异能够被忽略,特别是在差异不显著的情况下。在一些其他实施例中,例如通过使曲线时移,可以进一步缩放肝动脉TIC。尤其地,可能引入时间延迟,因为造影剂流到达肝实质在理论上晚于造影剂流到达肝动脉。能够通过比较肝动脉TIC与ROI中的TIC来确定时移量。例如,能够将两条曲线中的每条曲线中的造影剂到达时间确定为幅度超过预定阈值的时间。在实施例中,预定阈值能够被设置为绝对值。由于肝动脉TIC的幅度远大于ROI中的TIC的幅度,因此用于确定肝动脉中造影剂到达的预定阈值被设置为与用于确定ROI中造影剂到达的预定阈值不同。在另一实施例中,用于确定造影剂到达的预定阈值能够被设置为对应TIC的峰值的相对值。

[0049] 由于肝脏ROI中的组合流与来自两个来源的血流线性相关,因此从肝脏ROI的TIC中减去经缩放的肝动脉TIC,肝脏ROI的TIC例如为图7中的曲线72和74'的组合。这种相减将产生类似于图6的曲线74但具有比来自肝脏ROI的组织灌注曲线的幅度更低(与门静脉曲线相比)的幅度的曲线。然后将所得到的曲线用作仅由来自门静脉的流产生的肝脏ROI中的流特性的估计结果。

[0050] 这些估计曲线的一个或多个特性被耦合到图形处理器56,图形处理器56将这些特性显示给临床医生以用于诊断目的。简单的显示是在显示屏上显示针对选定的ROI的两条估计的动脉和静脉灌注曲线的数据,其看起来将类似于图5和图6所示的曲线。还可以产生更完整的图像场中的肝脏的二维映射图。例如,可以针对图像中的肝脏中的每个点计算估计的动脉和静脉曲线数据,并且将在肝脏中的每个点处定性示出曲线的参数作为B模式图像上的参数叠加物。使用上面的 γ -变量曲线公式来选择每条曲线A的峰值并将该峰值转换为随曲线A的幅值变化的颜色值。然后,曲线A的B模式图像可以叠加有颜色映射图,所述颜色映射图指示肝脏中的每个点处的动脉灌注的峰值强度A;或者曲线A的B模式图像可以叠加有颜色映射图,所述颜色映射图指示肝脏图像中的每个点处的静脉灌注的峰值强度A。还可以针对图像中的每个点计算其他参数,进行颜色编码和显示,例如动脉流的冲入时间(图4中的 t_1-t_2)的参数映射图、静脉血流的冲入时间(图4中的 t_3-t_4)的参数映射图,或动脉流

或静脉流的冲入时间的斜率(ρ)。可以显示的其他参数对于本领域技术人员来说是显而易见的。

[0051] 图9示出了根据本发明的示例性方法的步骤。在步骤80中,从造影剂输注的肝脏图像的来源采集肝脏的对比度图像,例如图2和图3所示的那些图像。这些图像可以是实况(实时)图像或先前从存储器中的存储设备采集和检索的图像循环。在步骤82中,采集肝动脉中的流的时间-强度曲线。这可以通过以下操作来完成:如图2所示,将ROI置于图像中的肝动脉12上,在冲入和冲出期间采集来自肝动脉流的造影剂回波数据,并且在TIC处理器50中处理数据以产生动脉参考TIC。在步骤84中,采集门静脉中的流的时间-强度曲线。这可以通过以下操作来完成:如图3所示,将ROI置于图像中的门静脉10上,在冲入和冲出期间采集来自静脉流的造影剂回波数据,并且在TIC处理器50中处理数据以产生静脉参考TIC。在步骤86中,从肝脏ROI中的流采集时间-强度。如上所述,可以仅使用一个肝脏ROI,或者在肝实质的部分或全部上采集时间-强度曲线。在步骤88中,当肝脏中的流仅由肝动脉流产生时,使用初始冲入时段将较大幅度的动脉TIC缩放到肝ROI曲线的大小和持续时间。由于血液仅来自肝动脉,因此经缩放的动脉TIC数据被用作ROI中的流的估计的时间-强度曲线。在步骤90中,从肝脏ROI曲线中减去经缩放的动脉TIC数据,以产生时间-强度曲线数据,该时间-强度曲线数据是仅由静脉流产生的肝脏ROI中的血流的估计结果。在步骤92中,在显示器上向用户显示动脉流曲线和静脉流曲线的一个或多个参数,例如显示肝脏中的单个ROI的估计的动脉曲线和静脉曲线,或者在显示器上向用户显示肝脏的一些或全部的时间-强度曲线参数的参数映射图。

[0052] 应当注意,如图8所示且如图9的方法所示的从肝动脉、门静脉和肝脏中的流采集造影剂数据并产生因各个血流来源产生的肝脏流的估计结果的超声系统(特别是图8的超声系统的部件结构)可以以硬件、软件或其组合来实施。超声系统的各种实施例和/或部件(例如,模块或其中的部件和控制器)也可以被实施为一个或多个计算机或微处理器的部分。计算机或处理器可以包括计算设备、输入设备、显示单元以及接口(例如,用于访问互联网的接口)。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以被连接到通信总线以例如访问PACS系统。计算机或处理器还可以包括存储器。诸如A线存储器24的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备,存储设备可以是硬盘驱动器或可移动存储驱动器,例如,软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备还可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似单元。

[0053] 本文使用的术语“计算机”或“模块”或“处理器”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够执行本文描述的功能的任何其他电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性的,因此并不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0054] 计算机或处理器执行被存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理输入数据。存储元件还可以根据需要而存储数据或其他信息。存储元件可以是处理机器内的信息来源或物理存储元件的形式。

[0055] 包括上述对造影剂数据的采集和对时间-强度曲线和参数的计算的超声系统的指令集可以包括各种命令,所述各种命令指示计算机或处理器作为处理机器以执行诸如本发

明的各种实施例的方法和过程的特定操作。所述指令集可以是软件程序的形式。所述软件可以是各种形式(例如,系统软件或应用软件)并且可以被实施为有形和非瞬态计算机可读介质。另外,所述软件可以是单独程序或模块的集合,较大程序内的程序模块或程序模块的部分的形式。例如,由图8的时间-强度数据处理器计算的公式可以由计算该公式的软件模块来执行。所述软件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。处理机器对输入数据的处理可以对操作者命令做出响应,或者对先前处理的结果做出响应,或者对另一处理机器做出的请求做出响应。例如,在图8的成像和时间-强度计算部分中,通常采用软件指令来计算上面给出的公式。

[0056] 此外,权利要求的限制不是以功能模块的形式写出的,且并不旨在基于35U.S.C 112的第六段来解释。除非此类权利要求限制明确使用短语“用于……的单元”来陈述没有进一步结构的功能时才会如此。

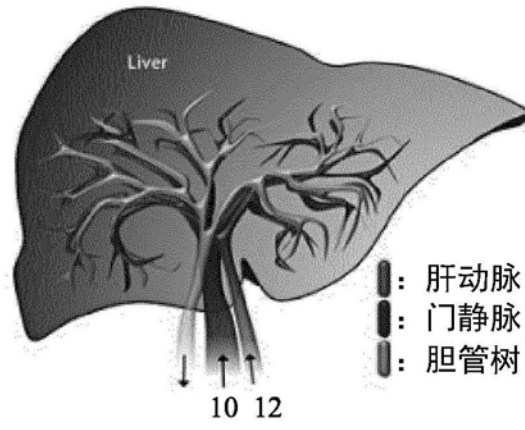


图1



图2

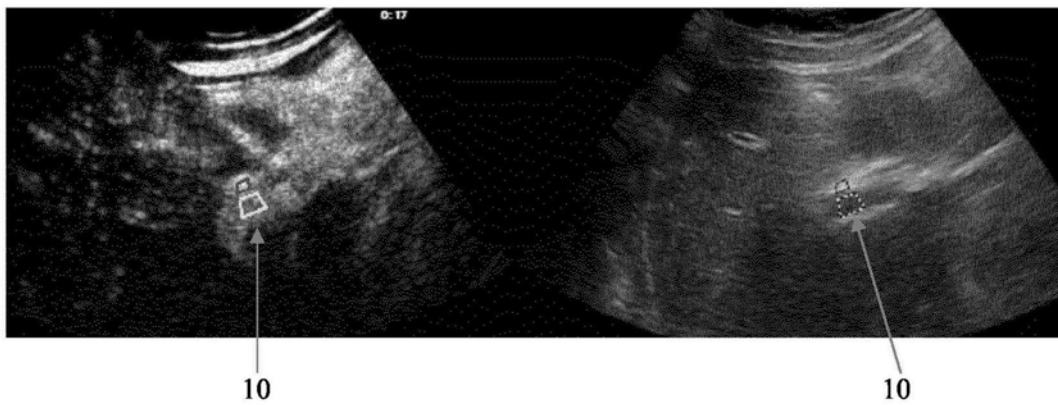


图3

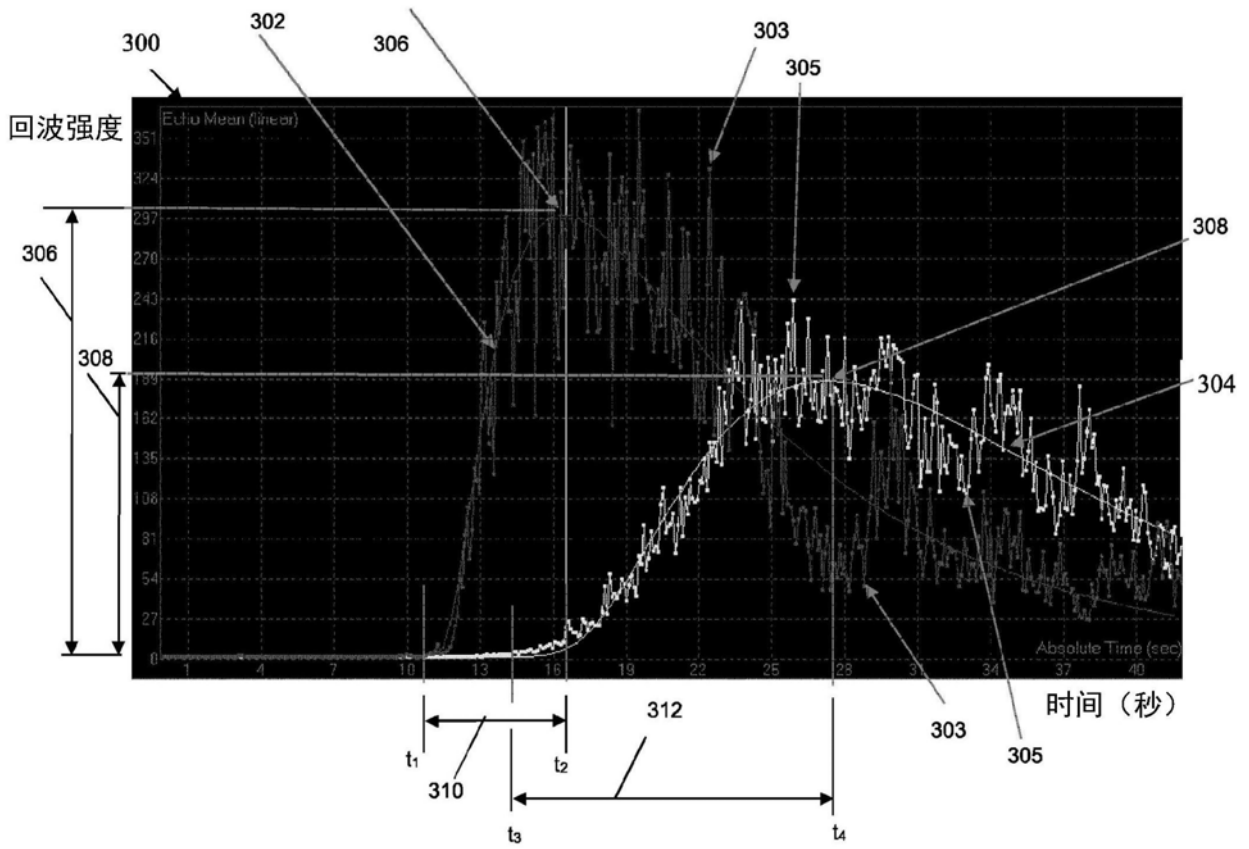


图4

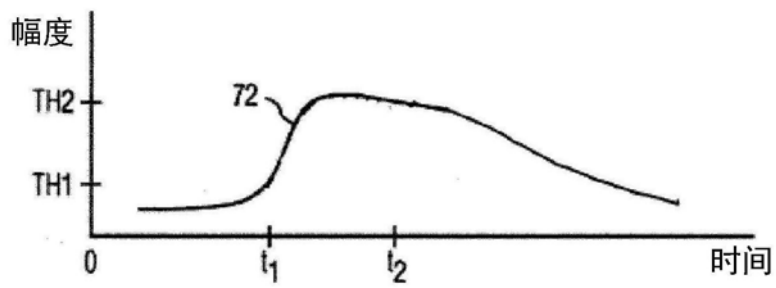


图5

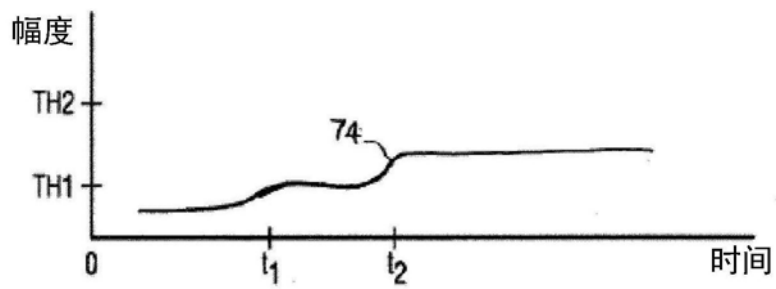


图6

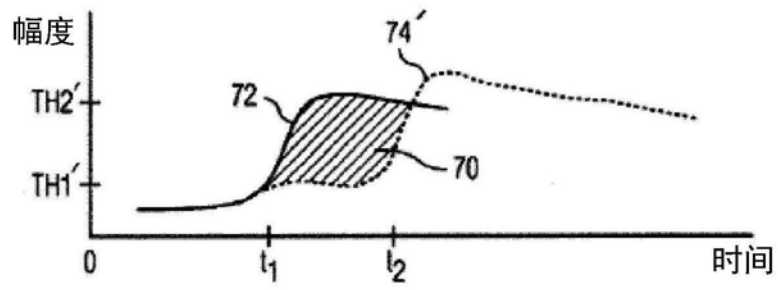


图7

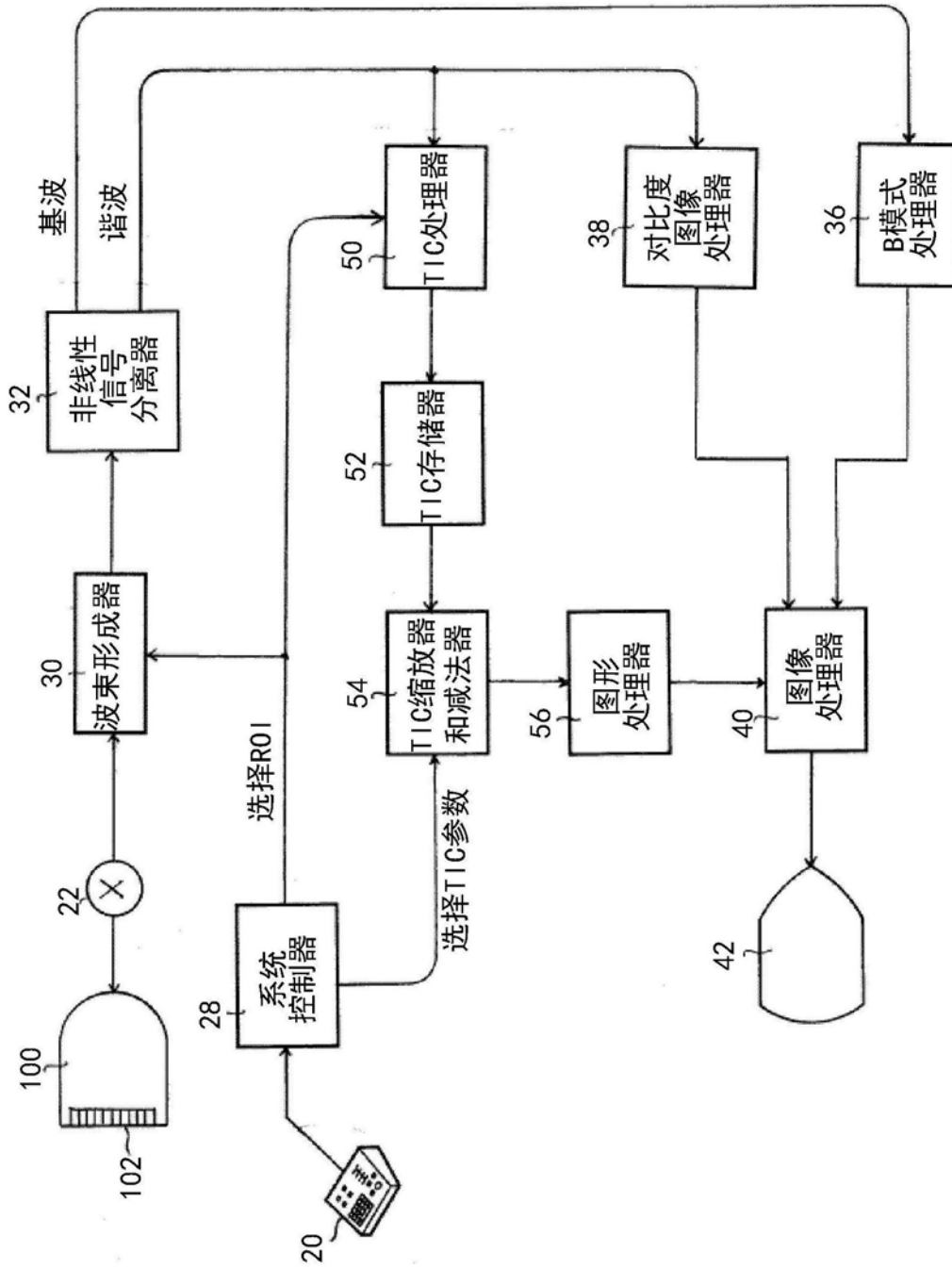


图8

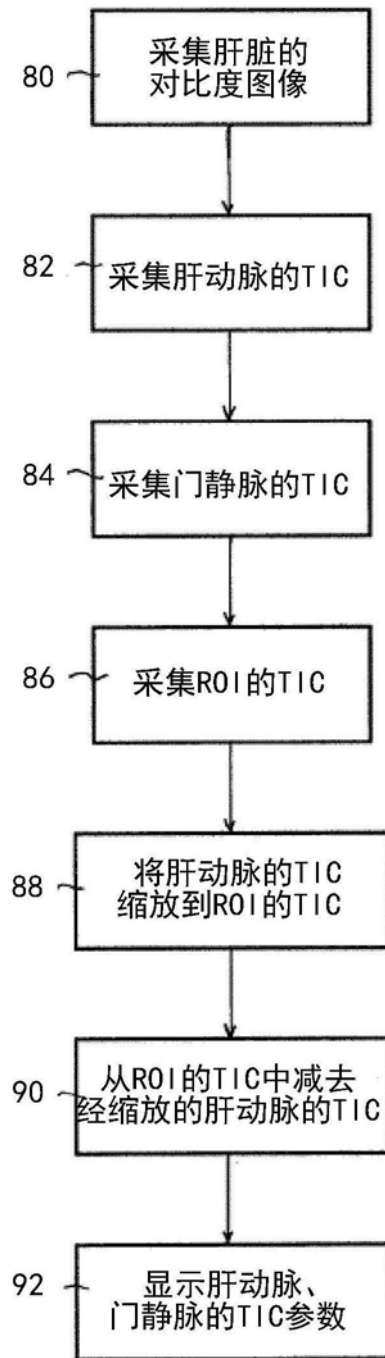


图9