



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102573647 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201080044479. 9

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2010. 09. 27

A61B 8/00 (2006. 01)

(30) 优先权数据

A61B 8/06 (2006. 01)

61/247, 655 2009. 10. 01 US

G06T 7/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 04. 01

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/050326 2010. 09. 27

(87) PCT申请的公布数据

W02011/041244 EN 2011. 04. 07

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 T·戈捷 E·L·S·利恩

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 黄云铎 陈松涛

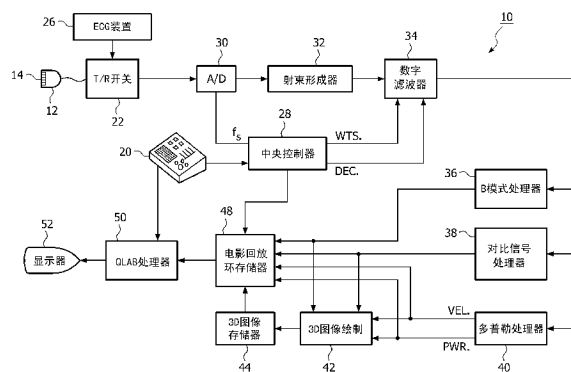
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 7 页

(54) 发明名称

用于监测肝脏治疗的肝脏血流的对比增强超声评估

(57) 摘要

一种用于评估肝脏的方法,包括采集图像信息,图像信息包括肝脏的对比增强超声图像。在肝脏的对比增强超声图像中的至少一个中识别所述肝脏的主肝动脉(MHA)的位置和主门静脉(MPV)的位置。获得与MHA和MPV中的对比剂灌注对应的时间-强度信息。根据与MHA中的对比剂灌注对应的时间-强度信息和与MPV中的对比剂灌注对应的时间-强度信息确定生物标志指数值(BIV)。



1. 一种用于评估肝脏的状况的方法,所述方法包括:  
 利用超声探头采集包括所述肝脏的对比增强超声图像的图像信息;  
 在所述肝脏的所述对比增强超声图像中的至少一个中识别所述肝脏的主肝动脉 (MHA) 的位置和主门静脉 (MPV) 的位置;  
 获得与所述 MHA 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息;  
 获得与所述 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息;  
 根据与所述 MHA 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息和与所述 MPV 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息来确定生物标志指数值 (BIV); 以及  
 基于所述 BIV 向输出装置输出所述肝脏的状况的指示。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述 BIV 基于与所述 MHA 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息和与所述 MPV 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息的比率。
3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述 BIV 被定义为:

$$BIV = \frac{\text{峰值强度} \times \text{洗入斜率}(\text{主肝动脉})}{\text{峰值强度} \times \text{洗入斜率}(\text{主门静脉})}$$

其中:

$$\text{洗入斜率} = \text{对应 MHA 和 MPV 的} \frac{\text{峰值强度}}{\text{上升时间}}。$$

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,识别所述 MHA 的位置和所述 MPV 的位置的动作包括经由用户接口从用户接收与所述 MHA 或所述 MPV 的位置对应的位置信息。
5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,识别所述 MHA 的位置和所述 MPV 的位置的动作是由执行所述对比增强超声图像的图像处理的处理器自动执行的。
6. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述时间-强度信息基于指示所述 MHA 中的对比剂灌注和所述 MPV 中的对比剂灌注中的每个的像素强度信息。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括向患者的血流中引入对比剂的动作。
8. 一种用于评估肝脏的状况的系统,所述系统包括:  
 处理器,所述处理器被配置成:  
 采集包括所述肝脏的对比增强超声图像的图像信息;  
 在所述肝脏的所述对比增强超声图像中的至少一个中识别所述肝脏的主肝动脉 (MHA) 的位置和主门静脉 (MPV) 的位置;  
 获得与所述 MHA 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息;  
 获得与所述 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息; 以及  
 根据与所述 MHA 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息和与所述 MPV 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息来确定生物标志指数值 (BIV)。
9. 根据权利要求 8 所述的系统,其中,所述处理器还被配置成基于与所述 MHA 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息和与所述 MPV 中的对比剂灌注对应的所述时间-强度信息的比率来确定所述 BIV。
10. 根据权利要求 1 所述的系统,其中,所述处理器利用如下方程来确定所述 BIV:

$$BIV = \frac{\text{峰值强度} \times \text{洗入斜率(主肝动脉)}}{\text{峰值强度} \times \text{洗入斜率(主门静脉)}}$$

其中：

$$\text{洗入斜率} = \text{对应 MHA 和 MPV 的} \frac{\text{峰值强度}}{\text{上升时间}}。$$

11. 根据权利要求 8 所述的系统,还包括用户接口,所述用户接口从用户接收与所述 MHA 和所述 MPV 中的至少一个的位置对应的位置信息,并向所述处理器转发所述位置信息,以基于所述位置信息识别所述 MHA 和所述 MPV 中的至少一个的位置。

12. 根据权利要求 8 所述的系统,其中,所述处理器还被配置成执行图像处理,以在所述肝脏的所述对比增强超声图像中的至少一个中识别所述 MHA 和所述 MPV 中的至少一个的位置。

13. 根据权利要求 8 所述的系统,其中,所述处理器还被配置成基于指示所述 MHA 和所述 MPV 中的至少一个中的对比剂灌注的像素强度信息来确定所述时间-强度信息。

14. 根据权利要求 8 所述的系统,还包括注射装置,其中,所述处理器还被配置成控制所述注射装置以自动向患者的血流中引入对比剂。

## 用于监测肝脏治疗的肝脏血流的对比增强超声评估

[0001] 本申请要求享有 2009 年 10 月 1 日提交的美国临时申请 No. 61/247655 的权益, 该申请在此通过引用并入本文。

### 技术领域

[0002] 本系统涉及医疗成像系统, 更具体而言, 涉及用于评估肝脏血流以监测肝脏治疗的系统。

### 背景技术

[0003] 当前, 利用对比增强的超声 (CEUS) 监测肝脏治疗是通过识别单一目标肝脏病变 (肿瘤) 和量化其血流和部分血容量 (fractional blood volume) 来执行的。这样的规程假设对单一目标病变处置的响应 (或没有响应) 代表了对处置的系统响应, 但这并非在所有情况下都是有效假设。

[0004] 对处置响应进行准确的早期评估是有效管理癌症患者和评价新治疗用化合物的关键。平均肿瘤内微血管密度 (MVD) 的组织学确定是最常用的用于评估血管生成的方法。不过, MVD 测量不仅需要侵入性流程来获得组织, 而且 MVD 还不提供对肿瘤血管功能性的准确评估, 因为功能差或坍塌的血管具有在分析中被染色并计数的内皮细胞。因此, 确定 MVD 中的变化可能不能准确地反映抗血管生成治疗的有效性。很多年来, 评估肿瘤对处置的响应的标准方式是遵循世界卫生组织 (WHO) 或实体肿瘤疗效评价标准 (Response Evaluation Criteria in Solid Tumor) (RECIST) 的准则, 通过轴向计算断层摄影 (CT) 或磁共振成像 (MRI) 来测量肿瘤尺寸。不过, 肿瘤的形态发生显著变化可能需要若干星期到若干个月。这些基于解剖学的成像技术可能最多也只是处置方案有效性的滞后指示。新引入的生物学抗癌化合物, 例如抗血管生成药剂, 能够在肿瘤收缩之前导致肿瘤扩大, 或者可以稳定肿瘤的生长, 以允许患者与其癌变共生。在这种情况下尺寸标准是无效的。

[0005] 当前现有的大部分癌症处置不会立即生效, 不会导致完全坏死, 并且可能不会显著影响到组织特性 (与消融治疗相比)。因此, 除非肿瘤尺寸变化了, 否则通过当前成像技术检测肿瘤变化并不简单明了。因此, 通过血流或代谢对肿瘤功能进行量化是评估治疗响应的有吸引力的方法。

[0006] 对比增强的超声术 (CEUS) 是已用于评估肿瘤对于抗血管生成治疗的响应的三种主要功能性成像技术 (还有 FDG-PET 和 DCE-MRI) 之一。众所周知, PET 是正电子发射断层摄影的缩写, 氟 ( $^{18}\text{F}$ ) 脱氧葡萄糖或氟 ( $^{18}\text{F}$ ) 去氧葡萄糖通常缩写为 FDG。此外, DCE-MRI 是动态对比增强磁共振成像的缩写。

[0007] 在此前的研究中, 使用二维 (2D) CEUS 电影回放环 (cine loop) 离线地执行肿瘤血流和肿瘤部分血容量的量化。在这种情形下, 操作员仅实时扫描肿瘤中的一个平面, 然后在肿瘤图像中定位感兴趣区 (ROI)。操作员然后从表示肿瘤的对剂剂摄入的时间 - 强度曲线导出所识别 ROI 之内的参数 (例如峰值强度、洗入斜率、曲线下方的面积、上升时间、平均通过时间)。

[0008] 利用 CEUS 对肝脏治疗的当前监测在治疗期间的相继时间点顺序地研究中执行这一相同流程。利用这种规程，一次研究与下一次研究之间扫描平面的轻微变化和 / 或对感兴趣区位置的调整都可能显著影响时间 - 强度曲线分析，由此不准确地导出被认为与肿瘤血流和肿瘤部分血容量相关的参数。在这种情形下还假设从单一采集的扫描平面导出的定量信息代表总体的肿瘤血管分布，仅仅在肿瘤实际是均匀的时候这才是准确的。大多数情况不是这样的。而且，这样的规程假设对单一肿瘤处置的响应（或没有响应）代表了肝脏对处置的系统响应，这也可能是不准确的。

[0009] 当在肿瘤治疗监测的背景中使用以上规程时，比较在处置期间不同时间点获得的参数值是极其有挑战的，因为操作员非常可能不能完美再现严格相同的扫描平面和感兴趣区位置。与使用以上规程监测以肝脏为目标的治疗相关联的其他挑战包括在所有后继扫描中找到相同目标肝脏病变，目标肝脏病变可能已经显著缩小或对于 CEUS 而言变为不可见。从而，需要能够更好地评估肿瘤对治疗和处置的响应的系统和方法。

### 发明内容

[0010] 本发明的一个目的是克服常规系统、方法和装置的缺点。

[0011] 在一个说明性实施例中，本系统提供了一种可以用于评估肿瘤对处置响应的成像生物标志。这种生物标志可用于在开始治疗之后提供对特定治疗方案是否适当或有效的早期评估，并可以对患者管理或药物开发具有暗示，以支持“进行 / 不进行”（例如，继续 / 中止处置或药物开发）决策并加快临床试验。

[0012] 本系统使用了实时低机械指数的对比增强超声（CEUS）成像模式。本系统并非集中在单一目标病变上，而是对主肝动脉和门静脉血流进行成像和量化，以产生他们所相当的流动特性的指数（即生物标志指数值），由此评估肝脏对处置的系统响应和 / 或肝脏的状况。

[0013] 根据本系统的一方面，公开了一种用于评估肝脏的方法。该方法包括采集图像信息的动作，该图像信息包括肝脏的对比增强超声图像的序列。该方法还可以包括在肝脏的对比增强超声图像中的至少一个中识别所述肝脏的主肝动脉（MHA）的位置和主门静脉（MPV）的位置的动作。该方法还可以包括获得与 MHA 和 MPV 中的对比剂（contrast agent）灌注对应的时间 - 强度信息的动作。此外，该方法可以包括根据与 MHA 中的对比剂灌注对应的时间 - 强度信息和与 MPV 中的对比剂灌注对应的时间 - 强度信息来确定生物标志指数值（BIV）的动作。基于 BIV，向输出装置，例如显示器或扬声器，提供肝脏状况的（一个或多个）视觉和 / 或听觉指示。

[0014] 根据该方法，BIV 可以基于与 MHA 中的对比剂灌注对应的时间 - 强度信息和与 MPV 中的对比剂灌注对应的时间 - 强度信息的比率。例如，可以如下方程 (1) 中所示来定义 BIV。于是，可以将 BIV 定义为：

[0015] 
$$\frac{\text{峰值强度} \times \text{洗入斜率}(\text{主肝动脉})}{\text{峰值强度} \times \text{洗入斜率}(\text{主门静脉})}$$
，其中：

[0016]

$$\text{洗入斜率} = \text{对应MHA和MPV的} \frac{\text{峰值强度}}{\text{上升时间}}。$$

[0017] 这个方程对应于下文给出的方程 (1)。

[0018] 此外,根据该方法,识别 MHA 的位置和 MPV 的位置的动作可以包括经由用户接口 (UI) 从用户接收与 MHA 或 MPV 的位置对应的位置信息的动作,用户接口可以包括,例如,键盘、触摸屏、声音输入等,用户可以利用其输入信息。此外,根据该方法,可以由例如处理器执行的图像处理算法自动执行识别 MHA 的位置和 MPV 的位置的动作。

[0019] 此外,根据该方法,所述时间-强度信息可以基于表示 MHA 中的对比剂灌注和 MPV 中的对比剂灌注中的每个的像素强度信息。此外,该方法可以包括例如使用反馈在处理器的控制下自动向患者血流中引入对比剂的动作,用于获得期望的图像,该反馈来自通过处理器例如使用图像检测和处理算法对所获得的图像的自动分析。

[0020] 根据本发明的另一个方面,公开了一种用于评估肝脏的系统,该系统包括处理器,该处理器:采集包括肝脏的对比增强超声图像的序列的图像信息;在肝脏的对比增强超声图像的至少一个中识别肝脏的主肝动脉 (MHA) 的位置和主门静脉 (MPV) 的位置;获得与 MHA 和 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息;和/或根据与 MHA 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息和与 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息确定生物标志指数值 (BIV)。还可以想到,该处理器可以基于与 MHA 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息和与 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息的比率来确定 BIV。此外,处理器可以根据下面的方程 (1) 计算 BIV。

[0021] 此外,想到了该系统可以包括用户接口 (UI),所述用户接口从用户接收与 MHA 和 MPV 中的至少一个的位置对应的位置信息,并向处理器转发这种信息,以基于该位置信息识别 MHA 和 MPV 中的至少一个的位置。还想到了,图像处理部分可以利用图像处理算法在肝脏的对比增强超声图像中的至少一个中识别 MHA 和 MPV 中的至少一个的位置。

[0022] 根据本系统的实施例,处理器可以基于表示 MHA 和 MPV 中的至少一个中的对比剂灌注的像素强度信息来确定时间-强度信息。此外,该系统可以包括注射部分,该注射部分例如利用在经处理图像中检测到的像素强度作为控制引入对比剂的反馈,在处理器的控制下向患者的血流中自动引入对比剂。

[0023] 根据本系统的又一方面,公开了一种计算机程序,其包括在有形计算机可读存储介质上存储的非瞬时计算机指令并操作用于令处理器执行各种动作。例如,该计算机程序可以被配置成评估肝脏处置,该计算机程序包括程序部分,其被配置成:采集包括肝脏的对比增强超声图像的序列的图像信息;在肝脏的对比增强超声图像中的至少一个中识别肝脏的主肝动脉 (MHA) 的位置和主门静脉 (MPV) 的位置;获得与 MHA 和 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息;和/或根据与 MHA 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息和与 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息确定生物标志指数值 (BIV)。

[0024] 根据该计算机程序,该程序部分可以被配置成基于与 MHA 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息和与 MPV 中的对比剂灌注对应的时间-强度信息的比率确定 BIV。此外,该程序部分可以被配置成通过根据下面的方程 (1) 进行计算来确定 BIV。此外,该程序部分可以被配置成利用经由用户接口 (UI) 从用户接收的与 MHA 或 MPV 的位置对应的位置信息识别 MHA 的位置和 MPV 的位置。还想到了该程序部分可以被配置成利用图像处理算法识别 MHA 的位置和 MPV 的位置。此外,该程序部分可以被配置成基于指示 MHA 中的对比剂灌注和 MPV 中的对比剂灌注中的每个的像素强度信息确定时间-强度信息。也可以想到该程

序部分可以被配置成控制注射部分以向患者的血流中引入对比剂。

## 附图说明

[0025] 参考附图更详细地通过示例来解释本发明,在附图中:

[0026] 图 1 是根据本发明实施例的肝脏部分的时间对比增强超声图像。

[0027] 图 2 是在图 1 的图像之后几秒钟拍摄的根据本发明实施例的肝脏部分的时间对比增强超声图像。

[0028] 图 3 是示出了根据本发明的实施例产生的第一和第二时间-强度曲线的图。

[0029] 图 4 是根据本发明实施例的对比增强超声系统的方框图。

[0030] 图 5 示出了说明根据本发明实施例的过程的流程图。

[0031] 图 6 示出了根据本发明实施例的系统的一部分。

[0032] 图 7 示出了本发明执行的肝脏评估研究的实验结果的图。

[0033] 以下是说明性实施例的描述,在结合以下附图考虑时,将展示上述特征和优点以及其他特征和优点。在以下描述中,为了解释而非限制,给出了说明性细节,例如架构、接口、技术、元件属性等。不过,对于本领域的普通技术人员而言,显然脱离这些细节的其他实施例仍然被理解为在所附权利要求的范围之内。此外,为了清晰起见,省略公知装置、电路、工具、技术和方法的详细描述,以免使本发明的描述模糊。应当明确理解,包括附图是为了说明,并不代表本发明的范围。在附图中,不同附图中类似的附图标号可以表示类似元件。

## 具体实施方式

[0034] 可以在成像和/或评估系统中实施本发明,这种系统具有实时低机械指数的 CEUS 成像模式,以获得对比增强的图像。由于图示的系统结合了低机械指数,所以可以最小化或完全防止对比剂微泡破裂,从而可以对微泡和它们通过血管(例如患者的血管)的通道进行准确的成像、观察和/或量化。

[0035] 本发明的实施例并不是集中在单一肝脏目标病变上,而是可以对肝脏主动脉(下文称为肝动脉)和主门静脉(下文称为门静脉)到肝脏的血流进行成像和量化,以评估肝脏对处置的系统响应。2009 年 5 月 14 日公开的题为“Ultrasonic Diagnostic Imaging System and Method for Detecting Lesion of the Liver”的 US 2009/0124907A1(Bruce 等人)描述了如何利用肝动脉和门静脉中的对比剂流,基于例如对比剂到达肝动脉和门静脉的时间检测肿瘤,在此通过引用将其公开内容并入本文。对肿瘤的血液供应主要来自肝动脉,随着每次心跳,在比流入门静脉更早的时间供应血液。

[0036] 现在将参考图 1 和图 2 论述自动找到肝动脉和门静脉的过程,图 1 是屏幕截图,图示了根据本发明实施例的、肝脏部分的时间对比增强超声图像 100,图 2 是图 1 的图像 100 之后几秒钟拍摄的屏幕截图,图示了根据本发明实施例的、肝脏部分的时间对比增强超声图像 200。

[0037] 在图 1 和图 2 中,屏幕截图的左侧都示出了所谓对比剂侧,屏幕截图的右侧都示出了所谓的组织侧。左侧和右侧图像二者是并行采集的,在采集左侧图像和右侧图像时都存在对比剂。左/对比剂侧和右/组织侧之间的差异在于,本系统应用的信号处理(以形成左/对比剂侧图像)使用 CEUS 成像分离出(isolate)来自对比剂微泡的信号,而本系统向

右 / 组织侧应用的信号处理仅分离来自组织的信号（并除掉来自微泡的信号）。右 / 组织侧类似于典型的超声灰度级 B 模式图像，只是该图像可以在比常规灰度级 B 模式图像低得多的机械指数（可以转化成低得多的声功率）下形成。

[0038] 图 1-2 的左 / 对比剂侧示出了血管并提供了对比剂微泡流经血管时的动态图像，其中，带有对比剂微泡的血液首先流经主肝动脉，并且稍后通过主门静脉。图 1 中在左侧或对比剂侧的图像用于识别主肝动脉 102 的位置。由于带有对比剂微泡的血液首先流经主肝动脉，然后流经主门静脉，所以在图 1 所示图像之后的时刻拍摄图 2 的图像，其中在图 2 的左对比剂侧识别主门静脉 104 的位置（其中带有对比剂的血液在流经主肝动脉之后流过该位置）。

[0039] 组织侧是相同扫描平面的静态图像，由于不可辨别血流（其中滤除了来自微泡的信号），超声图像主要示出了软组织。如图 1 和 2 右组织侧中虚线框所示，可以通过本系统在静态右 / 组织侧图像上绘制从动态左 / 对比剂侧图像确定的主肝动脉 102 的位置和主门静脉 103 的位置。于是，可以使用图 1-2 中包括绘示的主肝动脉 102 的位置和主门静脉 103 的位置的右 / 组织侧图像来确保扫描平面在整个扫描中都保持在相同位置。右侧图像的优点是显示了外观不随着时间改变的软组织，从而更容易确保由超声探头成像的扫描平面在整个扫描中都保持相同并停留在相同位置，而左侧图像呈现出对比剂微泡的动态洗入和洗出。

[0040] 比较左侧对比剂图像和右侧组织图像能够在相同扫描平面中确定主肝动脉 102 的位置和主门静脉 103 的位置，其中从图 1 和 2 中包括绘示的主肝动脉 102 和主门静脉 103 的位置的右 / 组织侧的静态图像更容易辨别出扫描平面的任何变化。利用来自对比剂和组织侧二者的图像能够更好地将超声探头定位并维持在相同的期望位置并提供在相同扫描平面中的随时间的图像序列。

[0041] 根据本发明的实施例，一种过程可以在 2D CEUS 电影回放环中自动找到主肝动脉和 / 或主门静脉。该过程可以使用图像处理算法确定肝动脉中对比剂的到达。于是，该过程可以使用这样的算法，该算法可以 1) 通过在 2D 电影回放环中识别一组像素的强度何时开始从基线水平增加来识别 2DCEUS 电影回放环中对比剂首先到达的帧（例如图像序列的图像帧），2) 在该特定帧中，该算法可以自动绘制该组像素周围的第一感兴趣区 (ROI) 并使用运动估算技术（例如，当前在可以从 Andover, MA 的 Philips™ Healthcare 获得的 QLAB™ 超声图像分析包中实施的技术）调整在后继帧上第一 ROI 的位置。可以使用用于选择、绘制、定位和 / 或调整 ROI 的运动估算技术，它们在现有技术中是已知的（例如，Jackson 等人的 2004 年 6 月 4 日提交的题为“Motion Tracking For Medical Imaging”的美国专利公开 No. 2005/0096543A1，在此通过引用将该专利的内容并入本文），为了清楚起见将不继续论述。然后可以使用第一 ROI 在图像序列的其他帧中识别第一组像素。于是，第一 ROI 之内的像素将与第一组像素对应。此外，第一 ROI 可以与肝动脉对应。

[0042] 为了确定第一组像素的强度是否已开始从基线水平增大，该过程可以将第一组像素的强度与基线阈值（例如预定值，或第一组像素在一定时间段内，例如在注射对比剂之前的一时间段内，强度的平均值）比较，在确定第一组像素的强度等于或大于阈值时，该过程可以确定第一组像素已开始从基线水平增大。相反，在确定第一组像素的强度小于基线阈值时，该过程可以确定第一组像素的强度未开始从基线水平增大。

[0043] 参考图 1, 在图像 100 中示出了肝动脉 102, 并且系统已自动选择了对应的 ROI<sub>HA</sub> 103。门静脉始终在肝动脉附近, 并且在对比剂到达肝动脉之后几秒钟 (例如, 在图像序列的后续帧中), 随着对比剂的到达, 与门静脉的位置对应的像素将会亮起。从而, 图像处理算法可以利用解剖学知识知道去哪里寻找门静脉 (假设已经在这个点上识别到了肝动脉且已知门静脉在肝动脉附近), 并在与门静脉的位置对应的一组像素 (下文称为第二组像素) 周围绘制对应 ROI (例如, 第二 ROI)。该过程可以通过, 例如确定与门静脉的位置对应的第二组像素的强度何时开始从基线水平增大来选择第二组像素。由于这个过程可以类似于上文关于选择第一组像素 (例如对应于肝动脉) 所描述的过程, 为了清晰起见, 将不会提供对其的进一步描述。该过程可以利用例如第二 ROI 在图像序列中识别第二组像素, 因为在例如 2DCEUS 电影回放环的图像序列中的其他帧中, 第二组像素将在第二 ROI 中。

[0044] 在绘制第二 ROI 之后, 该算法可以利用上文关于第一 ROI 所描述的运动估算技术调整第二 ROI 在后续帧上的位置。

[0045] 还想到该图像处理算法也可以利用 B 模式 2D 电影回放环 (例如, 可以在并排对比图像呈现中获得), 其中考虑到门静脉的无回声管腔 (anechoic lumen) 和明亮的界面并且界定了对应的 ROI<sub>PV</sub>, 门静脉通常非常容易识别。

[0046] 参考图 2, 图像 200 中示出了门静脉 104, 并且可以看出系统已自动选择的对应第二 ROI 105 非常接近第一 ROI 103。

[0047] 还想到可以由用户界定和 / 或人工绘制第一和第二 ROI 和 / 或其他 ROI。例如, 用户可以利用预定义的形状, 例如圆形、矩形等, 在与肝动脉、门静脉、血管等对应的区域上手工绘制 ROI, 这些形状可以提供于系统的显示器上并可以被选择, 随后放在图像帧中的期望位置上以界定对应的 ROI。于是, 例如, 用户可以通过选择形状并将该选定形状放置在血管上, 来在血管 (例如) 上手工绘制 ROI。然后, 该系统可以存储具有图像信息的对应 ROI 供将来分析。

[0048] 此外, 根据其他实施例, 可以使用实时三维 (3D) CEUS 图像序列来确保采集肝脏中足够大的体积, 以包含主肝动脉和门静脉, 然后, 该系统可以扫描和选择在其中肝动脉和门静脉都可见的特定平面。然后, 该过程可以使用与选定平面对应的图像信息来执行根据本发明实施例的评估肝脏对处置的系统响应的一个或多个过程。

[0049] 从而, 本发明可以提供独立于操作员的系统, 用于如下面将描述的那样检测主肝脏血管和 / 或进行后续的肝脏定量分析。

[0050] 在如上所述的由系统或用户选择了像素组 (例如分别与第一和第二 ROI 对应的第一和第二组像素) 之后, 该系统可以分别随着时间确定第一和第二组像素中像素的对应强度, 并形成对应的对比度强度信息 (例如, 分别是第一和第二对比度强度信息)。

[0051] 图 3 是示出了根据本发明的实施例分别产生的第一和第二时间 - 强度曲线 302 和 304 的图 300。第一对比度强度信息 303 (例如包括连接点) 与随时间的第一对比度强度信息对应, 第二对比度强度信息 305 与随时间的第二时间 - 强度信息对应。可以由系统使用任何适当算法, 例如通过求平均、拟合等来处理第一和第二对比度信息值, 以分别形成第一和第二时间 - 强度曲线 302 和 304。从而, 第一时间 - 强度曲线 302 与第一对比度强度信息 303 对应 (例如通过拟合、求平均等), 并且因而, 与肝动脉中对比剂随时间的流动相关。类似地, 第二时间 - 强度曲线 304 与第二对比度强度信息 305 对应 (例如通过拟合、求平均

等),并且因而,与门静脉中对比剂随时间的流动相关。

[0052] 从而,第一时间-强度曲线 302 可以与第一组像素(例如在第一 ROI 中)的强度对应,并可以与肝动脉中对比剂随时间的流动相关。类似地,第二时间-强度曲线 304 可以与第二组像素(例如在第二 ROI 中)的强度对应,并可以与门静脉中对比剂随时间的流动相关。

[0053] 根据本发明的实施例,可以使用生物标志指数值(BIV)确定对肝脏处置的肝脏系统响应。从而,可以基于肝动脉和门静脉中对比剂随时间的流动确定生物标志指数值。当该过程确定生物标志指数值小于或等于生物标志阈值(BTV)时,该过程可以确定对(例如肝脏的)处置的肝脏系统响应被认为是有效的。不过,如果该过程确定生物标志指数值大于阈值 BTV,该过程可以确定对处置的肝脏系统响应不被认为是有效的。

[0054] 从而,根据生物标志指数值与 BTV 的比较,该过程可以通过例如在显示器上显示指出对处置的响应是否有效的消息来提示用户研究结果(finding)或仅研究结果的部分。例如,在确定对处置的肝脏系统响应不被认为有效时,该过程可以利用第一提示方法提示用户引起用户对检查结果的注意(例如,通过突出显示检查结果或通过其他视听方法)。不过,在确定对处置的肝脏系统响应被认为有效时,该过程可以显示这种信息及检查结果。

[0055] 根据本发明的实施例,生物标志指数值(例如成像生物标志)包括对比增强的灌注指数(CEPI)值,其是肝动脉和门静脉两者中对比剂随时间的流动特性的函数。因此,CEPI 值可以分别从第一和第二时间-强度曲线 302 和 304 导出,并可以为如下面方程(1)所示定义的比率。根据本实施例,生物标志指数值等于 CEPI 值。不过,作为使用特定参数(例如 CEPI)的比率的替代或补充,还想到生物标志指数值包括其他参数,例如流动参数的差或乘积。本发明的 CEPI 方程为:

$$[0056] \quad CEPI = \frac{\text{峰值强度}_1 \times \text{洗入斜率}_1}{\text{峰值强度}_2 \times \text{洗入斜率}_2} \dots \dots \dots \text{方程 (1)}$$

[0057] 其中,

$$[0058] \quad \text{洗入斜率}_1 = \frac{\text{峰值强度}_1}{\text{上升时间}_1}, \text{并且}$$

[0059]

$$\text{洗入斜率}_2 = \frac{\text{峰值强度}_2}{\text{上升时间}_2}$$

[0060] 在方程(1)中,峰值强度<sub>1</sub>与图3中所示的第一时间-强度曲线302的第一峰值强度306对应(例如,与肝动脉中对比剂的流动对应)并可以由本系统的过程自动确定。类似地,峰值强度<sub>2</sub>与第二时间-强度曲线304的第二峰值强度308对应(例如,与门静脉中的对比剂的流动对应)并且可以由本系统的过程自动确定。关于上升时间,上升时间<sub>1</sub>与第一时间-强度曲线302的第一上升时间310对应(例如肝动脉的上升时间),并可以被定义为(t<sub>2</sub>-t<sub>1</sub>),其中t<sub>1</sub>是第一时间-强度曲线302被确定为超过基线水平的时间,t<sub>2</sub>是出现第一峰值强度306的时间。类似地,上升时间<sub>2</sub>与第二时间-强度曲线304的第二上升时间312对应(例如门静脉的上升时间)并可以被定义为(t<sub>4</sub>-t<sub>3</sub>),其中t<sub>3</sub>是第二时间-强度曲线304被确定为超过基线水平的时间,t<sub>4</sub>是出现第二峰值强度308的时间。

[0061] 利用一比率,例如利用不同量的对比剂,来消除各种效果,其影响各种参数,例如

对于主肝动脉和主门静脉的两条强度曲线 302、304 的峰值的幅度,其中,使用一比率消除这样的效果并补偿例如一次检查与下一次之间不同量对比剂的使用。

[0062] 第一对比度强度信息 303 与肝动脉中对比剂随时间的流动相关,并且可以在对比剂团剂到达肝动脉并开始流经且积聚在肝脏血管中时由系统采集。类似地,第二对比度强度信息 305 与门静脉中对比剂随时间的流动相关,并且可以在对比剂团剂到达门静脉并开始流经且积聚在肝脏血管中时由系统采集。如现有技术中所已知的,然后可以从对比度强度信息产生时间-强度曲线(例如 302 和 304)。例如,参见 2010 年 5 月 20 日公开的题为“Ultrasonic Lesion Identification Using Temporal Parametric Contrast Image”的 WO 2010/055426A1 (Chang);和 2009 年 7 月 30 日公开的题为“Therapy Assessment with Ultrasonic Contrast Agents”的 WO 2009/093211A1 (Averkioiu 等人),其中通过引用将上述每个的内容并入本文。

[0063] 通常,将对应时间-强度曲线的峰值强度值乘以该曲线的洗入斜率,其中从如图 3 所示的曲线的峰值强度和上升时间确定洗入斜率。

[0064] 进一步想到,作为对 BIV 是由 CEPI 定义的比率的替代,BIV 可以包括肝动脉和门静脉的流动特性的其他组合,他们可以备选地用于产生生物标志值,例如流动参数的不同比率、或差、或乘积。例如,想到了可以将 BIV 计算为肝动脉的洗入斜率除以门静脉洗入斜率的比率(洗入斜率<sub>1</sub>/洗入斜率<sub>2</sub>);或可以基于 t<sub>4</sub>-t<sub>2</sub>,即图 3 所示的两个峰值 308、306 之间的时间差来计算 BIV。例如,将值 t<sub>4</sub>-t<sub>2</sub> 与差阈值(可以是实验得出的)比较,用于评估肝脏的状况和/或处置是否有效(例如差 t<sub>4</sub>-t<sub>2</sub> 的值何时大于或小于差阈值)。

[0065] 常规系统对单个肿瘤进行成像和分析,其提供的结果不准确,因为通常肝脏中可能存在很多肿瘤。本系统并不是对单个肿瘤成像和分析,而是利用顺序测量或在一段时间内拍摄的一序列图像,利用通过主肝动脉和主门静脉的血流分析整个肝脏。

[0066] 典型地,健康的肝脏从主门静脉接收大部分血液,例如大致 75% 的血液,从主肝动脉接收大致 25%。对于患病或不健康的肝脏越来越多血液是通过主肝动脉输送的,例如,其中大致 75% 的血液可以来自主肝动脉,大致 25% 来自主门静脉。因此,肝脏血液的来源提供了肝脏健康的指示,并且根据使用的特定类型 BIV 或标志确定阈值或 BTV。如果由方程 (1) 定义标志或 BIV,那么基于实验或统计数据 and / 或研究(例如与图 7 相关联的研究)确定 BTV 为 12.57,以在肝脏健康和 unhealthy (例如癌变)的患者间进行区分。

[0067] 图 7 图示了本发明实施例执行的肝脏评估研究的实验结果的散布图,其中点表示人。对多个人进行研究,并且发现本系统的生物标志指数值(例如 CEPI 的值)对于对被研究的多个人的子集执行的肝脏肿瘤治疗的有效性具有极好的灵敏度和特异性。具体而言,图 7 示出了在健康控制者(A组-健康肝脏)、具有未处置的肝脏转移受试者(B组-异常肝脏)和应答者,即已成功处置的肝脏转移受试者(C组-成功治疗的肝脏)中如方程 (1) 定义的生物标志指数值(BIV)的测量结果散布图。图 7 中的受试者或点的数量是 20 位健康控制者(A组)、25 位具有未处置的肝脏转移(B组)的受试者和 7 位应答者(C组)。使用的阈值为 13,由水平线示出。于是,将 BIV 小于或等于 BTV 的受试者分类为具有健康肝脏,而将 BIV 大于 BTV 的受试者分类为具有不健康肝脏。

[0068] 在研究中,根据本发明的方法,针对每个人的肝脏(即图 7 中的点)从肝动脉和门静脉的图像序列环计算生物标志指数值。还根据肝脏评估将多个人中的每个人分为第一到

第三组的成员。第一组的成员具有恶性肝脏病变（例如参见图 7 中的“异常”组），第二组的成员具有良性肝脏病变（例如，参见图 7 中的“正常”组），并且第三组的成员具有已经缓解的癌症（例如参见图 7 中的“处置后”组）。在研究中，第一组的生物标志指数值与第二和第三组的指数值明显分开。

[0069] 此外，该过程可以通过将对应人的生物标志指数值或 BIV 与阈值比较并基于比较结果对人分类，来将人分到预定组。于是，例如，如果确定进行肝脏治疗的人的生物标志指数值等于或小于阈值，对对应人的肝脏治疗的评估可以被确定为是成功的。不过，如果该人的生物标志指数值大于阈值，针对该人或患者的肝脏治疗评估可以被确定为是不成功的，可以施予新的治疗。然后，可以以类似方式监测该患者，其中重复进行治疗评估以确定这一新处置是否成功。可以存储过程的结果以供后续使用和 / 或评价。

[0070] 基于相应的 BIV 值使用 BTV 将受试者分类为具有健康或不健康肝脏提供了极好的诊断工具。此外，BIV 的趋势还提供了对治疗的评估。例如，如果在肝脏的特定的治疗或处置之后 BIV 减小，那么减小的 BIV（即使 BIV 仍然高于 BTV）表示这种特定的处置是有效的并且提高了肝脏的健康。如果 BIV 未改变或增大，那么这表示特定的处置对肝脏健康无效或有害。

[0071] 图 4 是根据本发明实施例用于对比增强的肝脏诊断的超声系统 10 的方框图。超声系统 10 可以执行根据本发明实施例的一项或多项技术。超声探头 12 包括发射和接收超声信号的超声换能器的阵列 14。该阵列 14 可以是用于二维成像的一维线性阵列或弯曲阵列，或者可以是用于在三维中进行电子束操纵的换能器元件的二维 (2D) 矩阵。阵列 14 也可以是一维阵列，通过超声探头 12 来回机械扫略以扫描身体的三维体积。阵列 14 中的超声换能器发射超声能量并接收响应于这种发射返回的回波。发射 / 接收 (“T/R”) 开关 22 耦合到阵列 14 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 A/D 转换器 30。可以将激活阵列 14 以发射信号的时间与内部系统时钟同步，或者可以与身体功能同步，例如心脏周期，为此由心电图 (ECG) 装置 26 提供心脏周期波形。在心跳处于由 ECG 装置 26 提供的波形所确定的心跳周期的期望相位时，命令超声探头 12 采集超声图像。在执行本发明时，可以在包含对比剂的血液开始流经肝动脉和门静脉时采集实时图像连续序列。

[0072] 来自所发射超声能量的回波被阵列 14 的换能器接收，换能器产生回波信号，在系统使用数字射束形成器时，回波信号通过 T/R 开关 22 耦合到模数 (“A/D”) 转换器 30 并由模数 (“A/D”) 转换器 30 进行数字化。或者可使用模拟射束形成器。A/D 转换器 30 由中央控制器 28 产生的信号  $f_s$  所控制的采样频率对接收的回波信号进行采样。通过采样理论指定的期望采样速率至少是所接收通带最高频率的两倍，可能是在 30-40MHz 的量级。还期望采样速率高于最低要求。超声系统的控制和用于成像的各种参数的设置，例如探头选择，受控制面板 20 的用户接口的控制器的用户操控影响，控制面板 20 耦合到中央控制器 28 并通过中央控制器 28 施加其控制。

[0073] 由射束形成器 32 对来自阵列 14 的个体换能器的回波信号样本进行延迟并求和，以形成数字相干回波信号。为了利用二维阵列进行 3D 成像，优选如美国专利 6,013,032 (Savord) 和美国专利 6,375,617 (Fraser) 中所述，在位于超声探头 12 中的微射束形成器和系统主机中的主射束形成器之间划分射束形成器 32，在此通过引用将两个

专利中每个的内容并入本文。然后由数字滤波器 34 对数字相干回波信号进行滤波。在本实施例中,发射频率和接收机频率被分别控制,使得射束形成器 32 自由地接收与发射频带不同的频带,例如用于检测谐波对比剂的谐波频带。数字滤波器 34 对信号进行带通滤波,还能够将频带偏移到较低或基带频率范围。数字滤波器 34 例如可以是美国专利 No. 5, 833, 613(Averkiou 等人)中公开的类型滤波器,在此通过引用将其内容并入本文。将来自组织的经滤波的回波信号从数字滤波器 34 耦合到 B 模式处理器 36,进行常规 B 模式处理并产生 2D B 模式图像。

[0074] 对比剂,例如微泡的经滤波的回波信号被耦合到对比信号处理器 38。对比剂常用于更清晰地描绘血管,或对组织的微脉管系统执行灌注研究,例如,如美国专利 6, 692, 438(Skyba 等人)中所述,在此通过引用将该专利的内容并入本文。对比信号处理器 38 优选通过脉冲反演技术分离从谐波对比剂返回的回波,其中将向图像位置发射多个脉冲获得的回波进行组合以消除基准信号分量并增强谐波分量。例如,在美国专利 6, 186, 950(Averkiou 等人)中描述了优选的脉冲反演技术,在此通过引用将其内容并入本文。

[0075] 来自数字滤波器 34 的经滤波的回波信号还耦合到多普勒处理器 40,用于常规多普勒处理,以产生速度和 / 或功率多普勒图像。可以将来自这三个处理器 36、38、40 的输出信号扫描转换并显示为平面 2D 图像,并且还可以将所述输出信号耦合到 3D 图像处理器 42 用于绘示三维 (3D) 图像,该图像存储在 3D 图像存储器 44 中。可以如美国专利 5, 720, 291(Schwartz) 和美国专利 5, 474, 073(Schwartz 等人) 和 5, 485, 842(Quistgaard) 中所述那样执行三维绘示,在此通过引用将所述专利中的每个的内容并入本文。

[0076] 来自对比信号处理器 38、B 模式处理器 36 和多普勒处理器 40 的二维 (2D) 图像信号,以及来自 3D 图像存储器 44 的三维 (3D) 图像信号被耦合到存储器,例如 Cineloop™ 存储器 48,其存储针对大量超声图像中的每个的图像数据。优选分组在 Cineloop™ 存储器 48 中存储图像数据,每组图像数据对应于在相应时间获得的图像。图像序列中的图像数据能够用于显示参数图像,其示出在心跳期间的相应时间的组织灌注。在本实施例中,图像还耦合到 QLAB™ 处理器 50,在 QLAB™ 处理器 50 如上所述分析图像并对肝动脉和门静脉的流动特性做出的测量结果进行量化,以产生诸如上述生物标志指数值的生物标志。在对比剂到达肝动脉、在其中积聚并衰退时,从肝动脉图像序列的对比像素数据产生针对肝动脉的时间-强度曲线。针对门静脉产生类似的时间-强度曲线。用于产生两条曲线的图像序列可能稍有不同,因为在给定图像序列中肝动脉中的对比剂流可能更好被成像,而在另一图像序列中门静脉中的对比剂流可能更好被成像。两个图像序列都是同一连续图像序列的子序列。可以应用克服运动影响的、诸如呼吸选通的图像处理技术(例如参见 2009 年 1 月 23 日提交的题为“Respiratory-Gated Therapy Assessment with Ultrasonic Contrast Agents”的国际专利申请 PCT/IB09/050277,在此通过引用将其内容并入本文)以分离出肝动脉特异的图像子序列和门静脉特异的图像子序列。然后利用方程 (1) 从两条时间-强度曲线的数据来计算上述对比增强的灌注指数 (CEPI)。

[0077] QLAB™ 处理器是可以从 Philips™ Healthcare 超声系统公司买到的软件包,用于各种图像分析和量化流程。QLAB™ 处理器能够用于对图像中解剖体的各方面进行量化测量,例如通过美国专利公开 No. US2005-0075567 和 PCT 公开 No. W02005/054898 中所述的

自动化边界跟踪来描绘组织界限和边界,在此通过引用将上述专利中的每个的内容并入本文。通过用户操纵控制器,例如控制面板 20 的按钮和跟踪球来控制 QLAB™ 处理器。可以将 QLAB™ 处理器产生的数据和图像,例如以上图 1-3 中的那些,输出到输出或绘示装置,例如显示器 52,在那里用户可以通过图像分割人工地或自动地在肝动脉和门静脉上定位 ROI,并通过对如上所述的控制面板 20 的控制器进行操作来操控、注释和测量所显示图像的诸如生物标志指数值 (BIV 或 CEPI) 的生物标志。

[0078] 评估部分 54 可以根据所描述各个实施例,例如根据结合图 5 所述的操作,接收生物标志并可以将其与阈值比较以评估肝脏和 / 或处置的有效性。评估结果可以由 QLAB™ 处理器使用,以在显示器 52 上进行绘示,处理和 / 或存储在超声系统 10 的存储器上。

[0079] 图 5 示出了图示根据本系统实施例的过程 500 的流程图,其中可以由处理器 50 执行过程 500 的操作动作,处理器 50 执行有形计算机可读存储介质上存储的非瞬时计算机指令,所述存储介质例如是耦合到或可由处理器 50 访问的存储器,包括超声系统 10 的存储器 44、48,或其他存储器,例如硬盘驱动器和 / 或可移除存储器或存储介质,例如光盘,和 / 或耦合到可通过诸如因特网的网络访问的服务器的远程存储器。可以利用通过网络通信的一个或多个计算机执行过程 500。过程 500 可以包括如下动作中的一个或多个。此外,如果期望,这些动作中的一个或多个可以被组合和 / 或分成子动作。在操纵中,该过程可以在动作 501 期间开始,然后进行到动作 503。

[0080] 在动作 503 期间,该过程可以获得利用对比增强的超声成像系统采集的肝脏的时间图像序列。可以实时采集该图像序列或可以从系统的存储器获得该图像序列。该图像序列应当跨越充分长时间段以获得期望的帧。在完成动作 503 之后,该过程可以继续进行动作 505。

[0081] 在动作 505 期间,该过程可以确定第一和第二感兴趣区 (分别为 ROI-1 和 ROI-2)。图像序列中的第一感兴趣区可以对应于与肝动脉的位置相关联的第一组像素,第二感兴趣区可以对应于与图像序列中门静脉位置相关联的第二组像素。在完成动作 505 之后,该过程可以继续进行动作 507。

[0082] 在动作 507 期间,该过程可以确定分别针对第一和第二感兴趣区的第一和第二强度信息。因此,该过程可以确定分别针对第一和第二组像素的第一和第二强度信息。在完成动作 507 之后,该过程可以继续进行动作 509。

[0083] 在动作 509 期间,该过程可以分别基于第一和第二强度信息进行处理,产生第一和第二时间 - 强度曲线 (例如分别参见强度曲线 302 和 304)。因此,该过程可以利用任何适当算法 (例如移动平均、曲线拟合等) 处理第一和第二强度信息,并可以分别产生对应的第一和第二时间 - 强度曲线。在完成动作 509 之后,该过程可以继续进行动作 511。

[0084] 在动作 511 期间,该过程可以处理与第一时间 - 强度曲线 (例如 302) 相关的信息并确定峰值强度 (例如最大值) 和对应的上升时间 (例如针对肝动脉的)。该上升时间可以与诸如时间间隔 ( $t_2-t_1$ ) 的时间间隔或图 3 所示的上升时间 310 对应,其中  $t_2$  对应于第一时间 - 强度曲线的峰值 (例如最大) 强度处的峰值时间,  $t_1$  对应于基线时间,经确定在该基线时间处第一组像素的强度 (例如对应于第一感兴趣区) 等于或大于第一阈值。在完成动作 511 之后,该过程可以继续进行动作 513。

[0085] 在动作 513 期间,该过程可以处理与第二时间 - 强度曲线 (例如 304) 相关的信息

并确定峰值强度（例如最大值）和对应的上升时间（例如针对门静脉的）。该上升时间可以与诸如图 3 所示的时间间隔（ $t_4-t_3$ ）的时间间隔对应，其中  $t_4$  对应于第二时间-强度曲线的峰值强度处的峰值时间， $t_3$  对应于第二基线时间，经确定在该第二基线时间处第二组像素的强度（例如对应于第二感兴趣区）等于或大于第二阈值。在完成动作 513 之后，该过程可以继续进行动作 515。关于第一和第二阈值，这些值可以彼此相同或不同。

[0086] 在动作 515 期间，该过程可以根据以上方程 (1) 确定生物标志指数值，例如对比增强的灌注指数 (CEPI) 值。在完成动作 515 之后，该过程可以继续进行动作 517。

[0087] 在动作 517 期间，该过程可以将生物标志指数值 (BIV) 与生物标志指数阈值 (BTV) 比较。从而，如果该过程确定生物标志指数值或 BIV 小于或等于生物标志指数阈值或 BTV，该过程可以继续进行动作 519。不过，如果该过程确定生物标志指数值或 BIV 大于生物标志指数阈值或 BTV，该过程可以继续进行动作 525。

[0088] BTV 可以包括一个或多个值，例如值 12.57，该值是在本发明的实施例中所选择的，其中由方程 (1) 定义标志以使灵敏度和特异性最大化和得到增强。不过，想到了 BTV 可以包括其他值，其他值可以由系统或用户基于各种信息设置，信息例如是标志的类型、用户年龄、性别、疾病类型、处置类型等。如上所述，可以使用不同的标志，例如与  $t_4-t_2$  相关联或指示  $t_4-t_2$  的标志， $t_4-t_2$  是图 3 中所示两条曲线的两个峰值 308、306 之间的时间差，两条曲线即与门静脉中对比剂流动对应的强度曲线 304 和与肝动脉中对比剂流动对应的强度曲线 302。如果标志与  $t_4-t_2$  相关联或指示  $t_4-t_2$ ，例如，那么可以确定并使用另一个阈值（除 12.57 之外），其中，基于所确定的阈值，将患者分类为对治疗的应答者或非应答者。可以基于针对例如性别、年龄、疾病类型、处置类型等的具体子群体收集的数据通过在实验上细化和 / 或确定针对不同标志的阈值。

[0089] 在动作 519 期间，该过程可以将当前的肝脏评估标志（例如标签、比特、单词等）设置为肯定。这可以表示受评估的肝脏例如对当前的处置方案或治疗做出应答或满足特定标准，例如 CEPI 小于或等于 BTV，或其他阈值。在完成动作 519 之后，该过程可以继续进行动作 521。

[0090] 在动作 525 期间，该过程可以将当前肝脏评估标志设置为否定。这可以表示受评估的肝脏例如未对当前的处置方案或治疗做出应答或不满足特定标准，例如 CEPI 大于 BTV，或其他阈值。在完成动作 525 之后，该过程可以继续进行动作 521。

[0091] 在动作 521 期间，该过程可以绘示评估的结果。例如，该过程可以基于例如动作 517 的确定的结果，通过向输出或绘示装置提供视觉和 / 或听觉指示，例如（在显示器 52 上）显示表示处置有效的绿色指示符或消息或表示处置无效的红色指示符或消息，来指示出当前的肝脏评估是肯定或否定的。还通过扬声器提供听觉提示，以提示人员，例如医师、护士或技师，例如处置无效。在完成动作 521 之后，该过程可以继续进行动作 523。

[0092] 在动作 523 期间，该过程可以更新和 / 或存储与当前评估对应的信息。从而，该过程可以存储由当前过程产生的信息，例如评估研究结果、ROI、对比度强度信息、峰值强度值、上升时间（例如肝动脉和门静脉）、生物标志指数值、当前评估标志等，供后续使用。在完成动作 523 之后，该过程可以继续进行动作 527，在这里结束。

[0093] 图 6 示出了根据本系统的实施例的系统 600 的一部分（例如，包括连接到（一个或多个）网络的（一个或多个）服务器，节点利用有线或无线连接直接彼此连接或通过网

络彼此连接)。例如,本系统的一部分可以包括处理器 610,处理器 610 操作性耦合到存储器 620、显示器 630、换能器 614、ECG 626、注射器 656 和用户输入装置 670。存储器 620 可以是用于存储应用数据以及与所描述操作相关的其他数据的任何类型的装置。应用数据和其他数据由处理器 610 接收,用于配置(例如编程控制)处理器 610 以根据本系统执行操作动作。这样配置的处理器 610 变为尤其适于根据本系统执行的专用机器。

[0094] 操作动作可以包括请求、提供和/或绘示内容。用户输入 670 可以包括键盘、鼠标、跟踪球或其他装置,包括触敏显示器,其可以是独立的或是系统一部分,例如个人计算机或用于经由任何可操作链路与处理器 610 通信的其他装置的一部分。用户输入装置 670 可以操作用于与处理器 610 交互,包括如这里所述那样实现 UI 之内的交互。显然,处理器 610、存储器 620、显示器 630、ECG 626、换能器 614、注射器 656 和/或用户输入装置 670 可以全部或部分上是计算机系统或其他装置的一部分,其他装置例如是这里所描述的客户端和/或服务器。

[0095] 处理器 610 可操作用于响应于来自用户输入装置 670 的输入信号以及响应于网络的其他装置提供控制信号和/或执行操作并执行存储器 620 中存储的指令。处理器 610 可以是(一个或多个)专用或通用集成电路。此外,处理器 610 可以是用于根据本发明运行的专用处理器或可以是通用处理器,其中的很多功能中仅一种操作用于根据本发明来运行。处理器 610 可以利用程序部分、多个程序段来工作,或者可以是利用专用或多用途集成电路的硬件装置。

[0096] 换能器 614 可以包括超声换能器阵列,并且可以在处理器 610 的控制下获得对比增强的图像信息。

[0097] ECG 626 可以根据患者的身体功能(例如心脏周期等)产生同步信号,并可以向处理器 610 输出该信号。从而,在处理器 610 确定患者的心跳处于 ECG 装置 266 提供的波形确定的心跳周期的期望相位时,处理器 610 可以命令超声探头 12(图 4)采集患者(例如患者的肝脏)的超声图像。

[0098] 注射器 656 可以包括向患者身体中注射对比剂的设备,以便向患者血流中引入对比剂,从而根据本发明执行 CEUS 成像技术。从而,注射器 656 可以包括贮存器和马达部分,贮存器保持期望量的对比剂,马达部分在处理器 610 的控制下向患者的血流中泵送对比剂。

[0099] 本领域的普通技术人员容易想到本系统的其他变化,这些变化包括在以下权利要求的范围内。通过操作本系统,向用户提供了虚拟环境的引发,以便能够简单地沉浸于虚拟环境及其对象中。

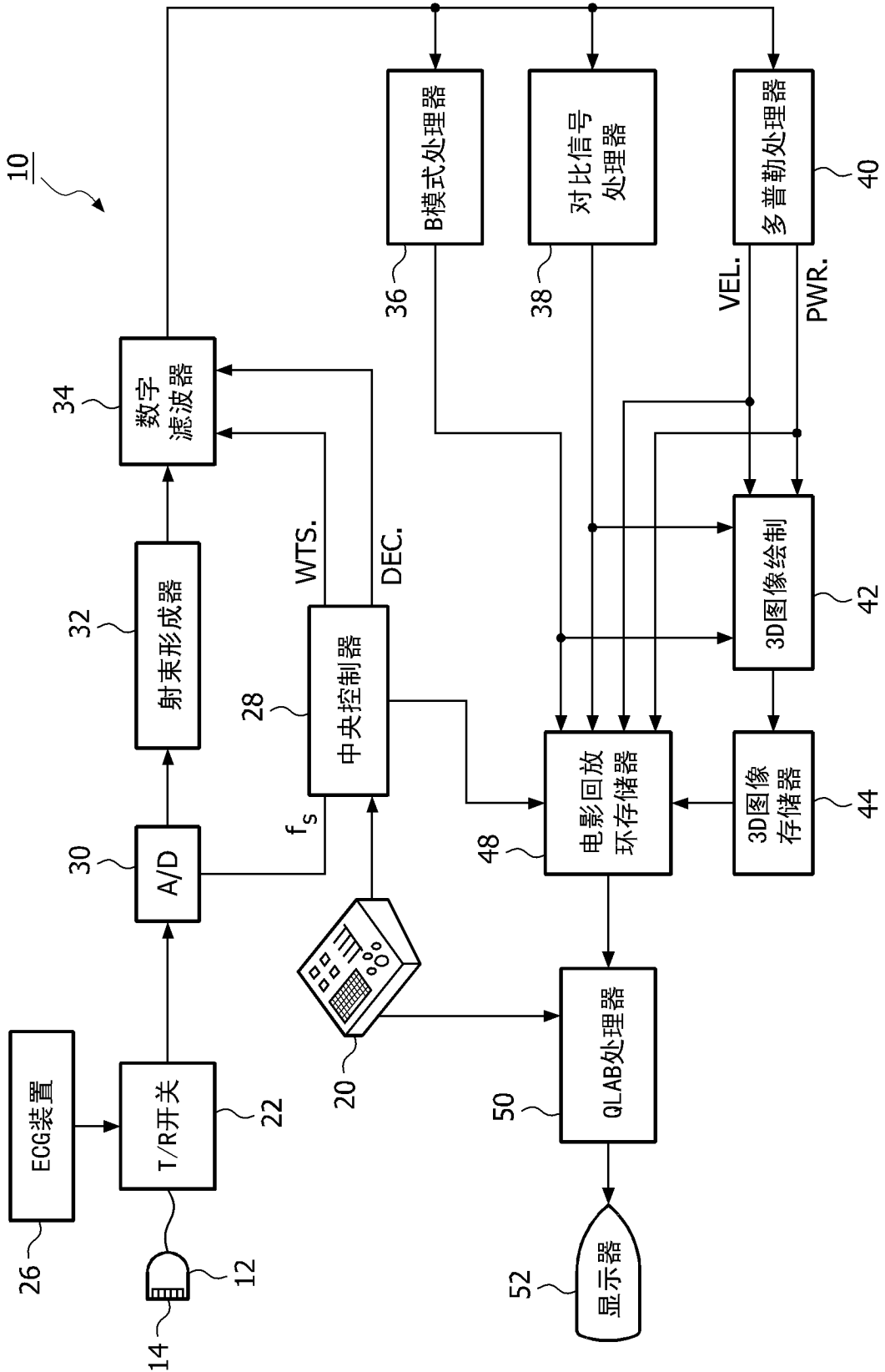


图 1

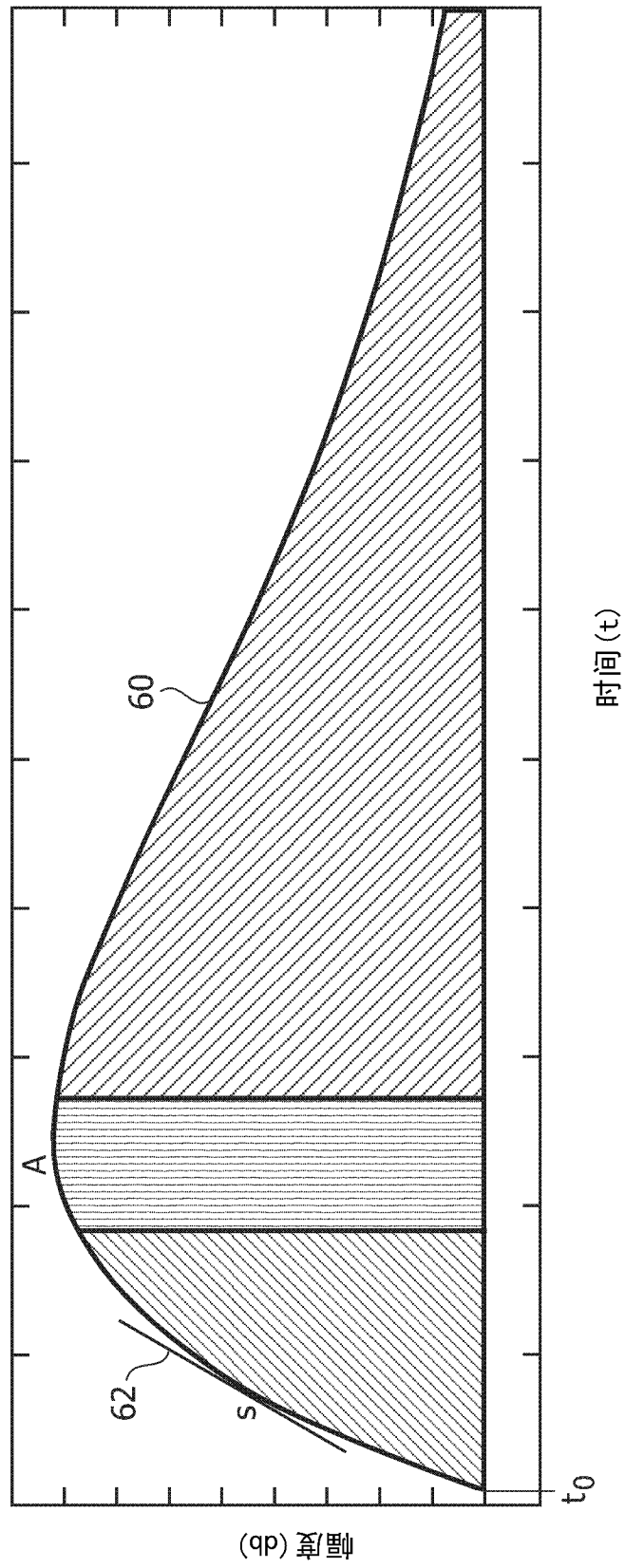


图 2

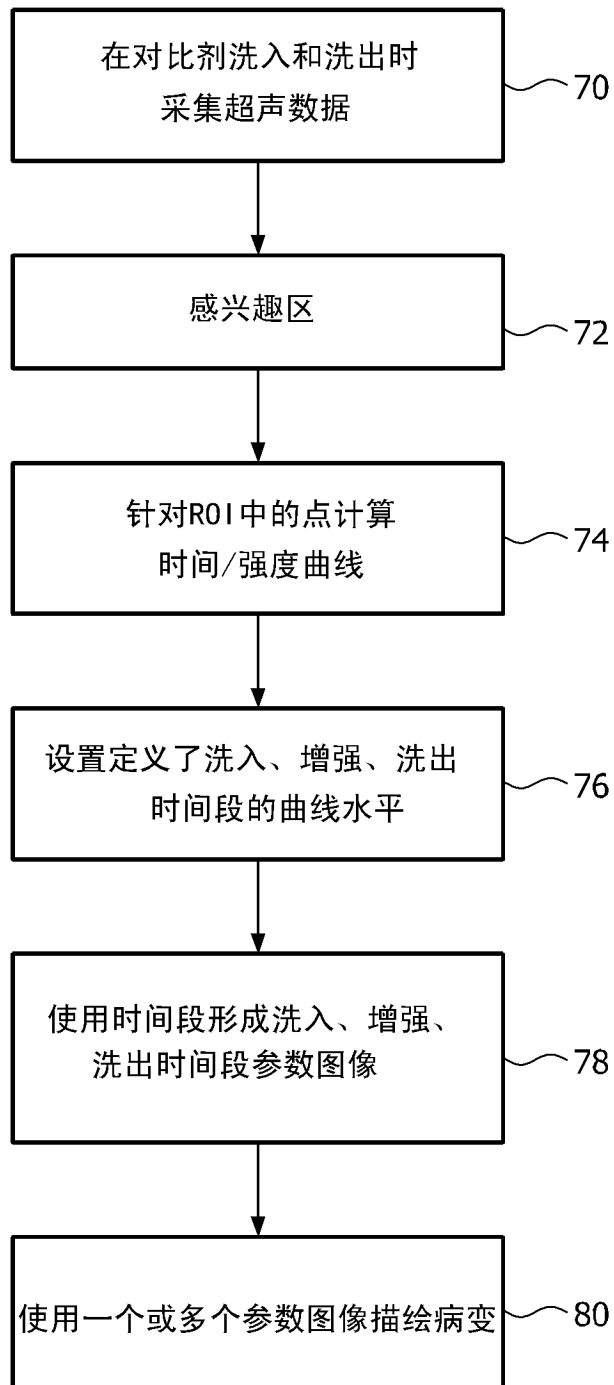


图 3

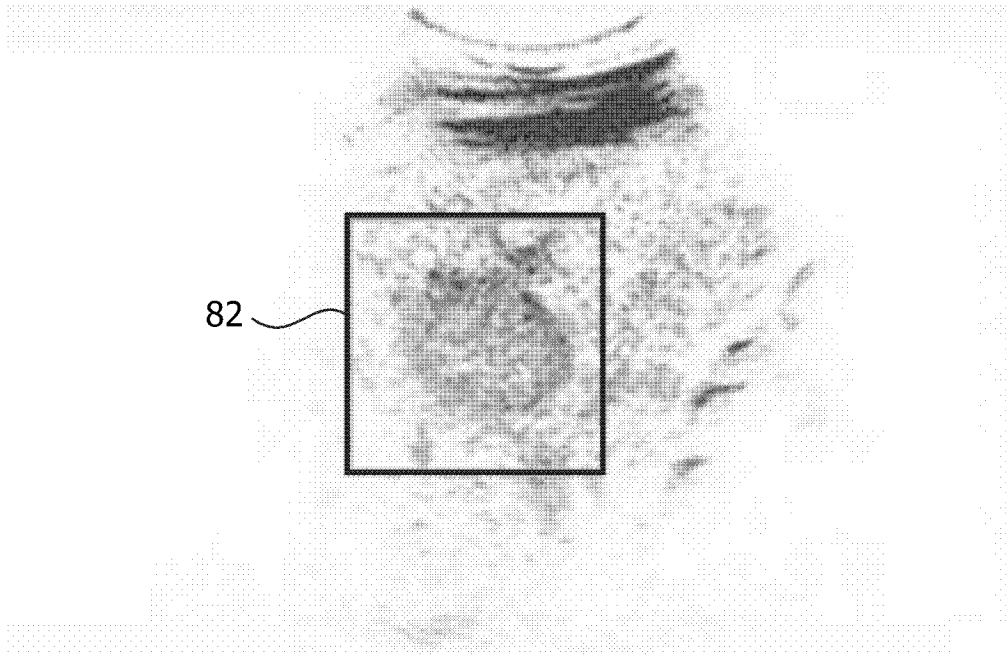


图 4

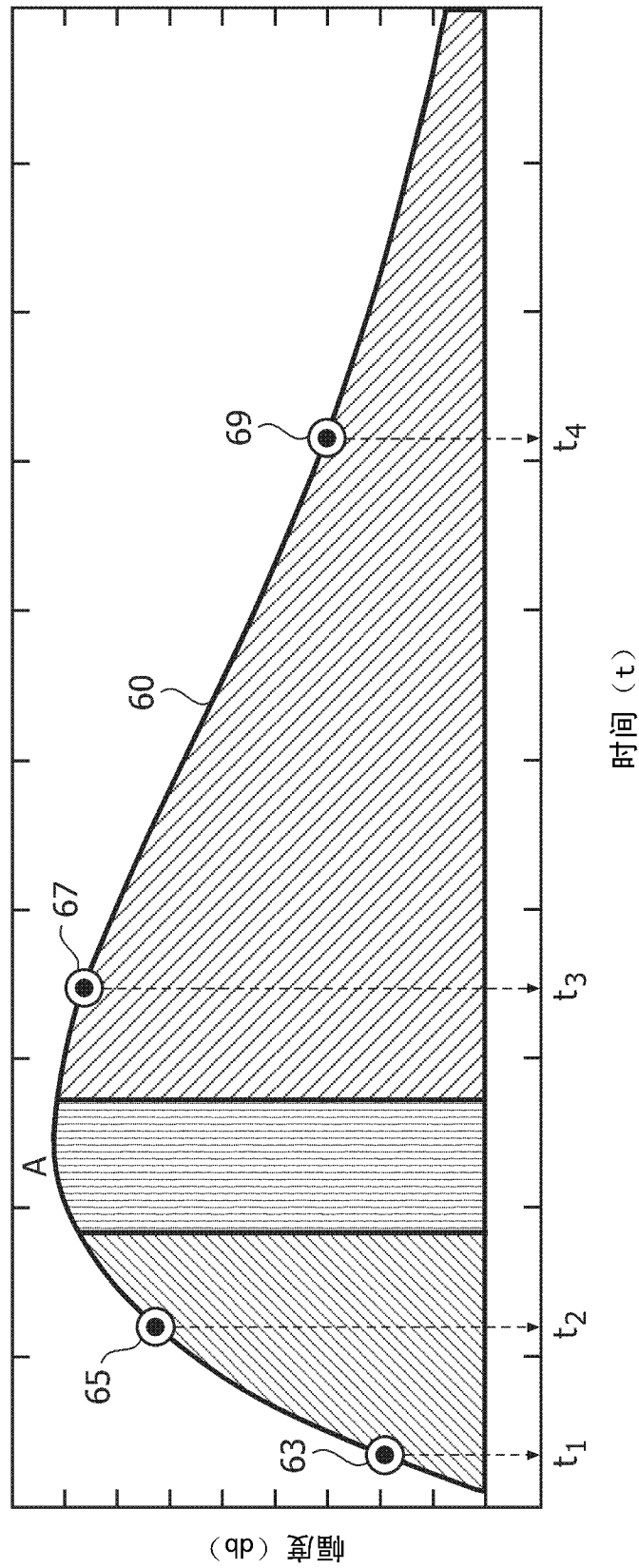


图 5

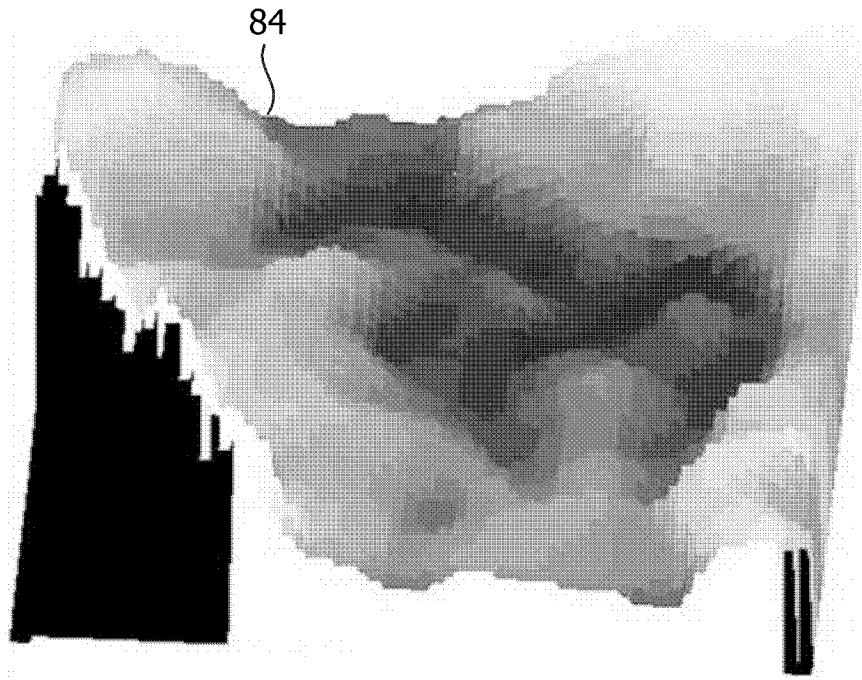


图 6

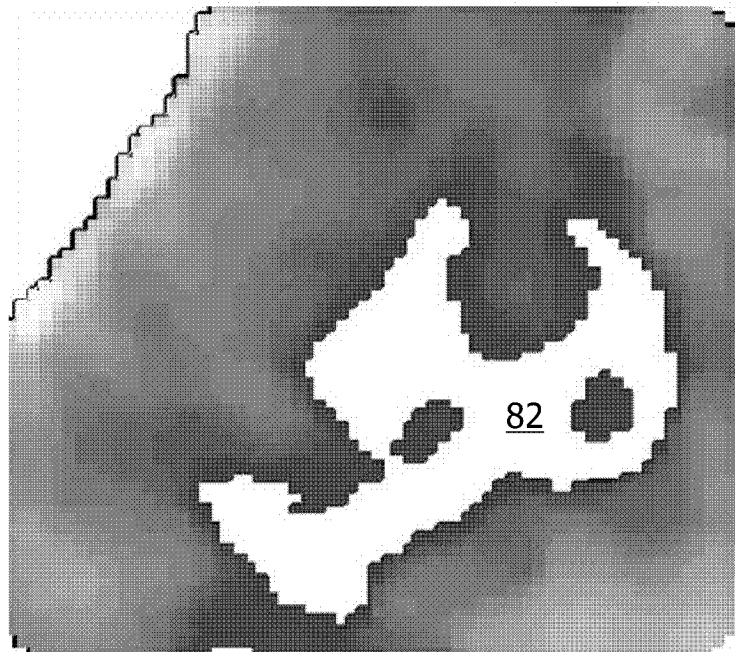


图 7

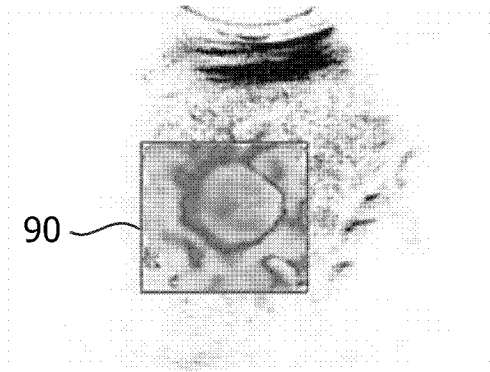


图 8a

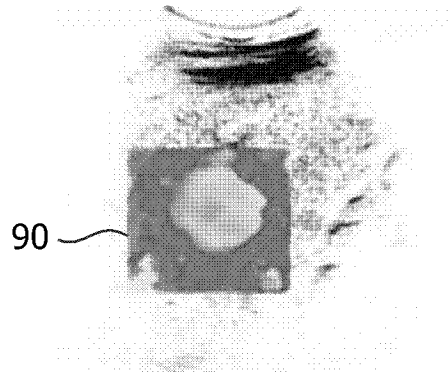


图 8b

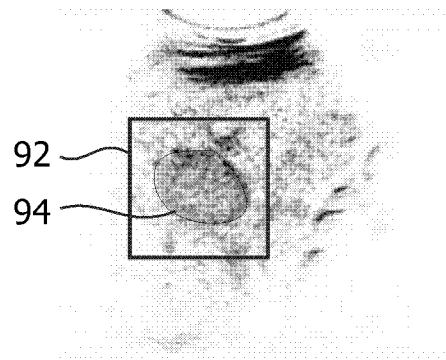


图 9

专利名称(译)	用于监测肝脏治疗的肝脏血流的对比增强超声评估		
公开(公告)号	<a href="#">CN102573647A</a>	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201080044479.9	申请日	2010-09-27
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	T·戈捷 ELS利恩		
发明人	T·戈捷 E·L·S·利恩		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06 G06T7/00		
CPC分类号	G06T7/0016 G06T2207/10132 A61B8/5223 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/06 G06T2207/30056		
代理人(译)	陈松涛		
优先权	61/247655 2009-10-01 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

一种用于评估肝脏的方法，包括采集图像信息，图像信息包括肝脏的对比增强超声图像。在肝脏的对比增强超声图像中的至少一个中识别所述肝脏的主肝动脉(MHA)的位置和主门静脉(MPV)的位置。获得与MHA和MPV中的对比剂灌注对应的时间-强度信息。根据与MHA中的对比剂灌注对应的时间-强度信息和与MPV中的对比剂灌注对应的时间-强度信息确定生物标志指数值(BIV)。

