



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101128154 B

(45) 授权公告日 2011.03.09

(21) 申请号 200680005841.5

(56) 对比文件

(22) 申请日 2006.02.16

US 6589176 B2, 2003.07.08, 说明书第3列
第4行—35行, 第3列第36行—第4列第23行,
图2a, 图2b.

(30) 优先权数据

60/655,824 2005.02.23 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.08.23

US 2003/0073903 A1, 2003.04.17, 说明书第
[0024]段, 第[0036]段, 第[0056]—[0084]段, 第
[0094]段, 图1, 图3, 图9a—9e.

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/050512 2006.02.16

US 6638225 B2, 2003.10.28, 全文.

US 6620103 B1, 2003.09.16, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

W02006/090309 EN 2006.08.31

审查员 李尹岑

(73) 专利权人 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 M·布鲁斯 J·波沃斯 R·加格

D·斯基巴 M·阿弗基奥

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 龚海军 刘红

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

A61B 8/00 (2006.01)

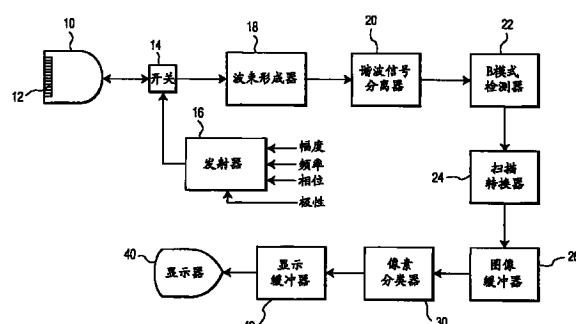
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 4 页

(54) 发明名称

检测肝脏损伤的超声诊断成像系统和方法

(57) 摘要

B 在造影剂超声检验中, 和周围的正常组织以及良性增生相比较, 通过造影剂的早期接收以及突出显示造影剂团注入来检测显著的肝脏增生, 例如HCC损伤。像素分类器(30)查找并识别这种出现造影剂早期吸入的像素或体素区域, 并且在参数图像中指示这些像素或体素位置。该像素分类器分析来自图像序列的像素或体素数值, 并且通过在出现早期吸入的参数式肝脏图像中对该点进行独特编码来识别图像中的可疑区域。



1. 一种超声诊断成像系统,包括:

探头,用于发射并接收来自身体组织的信号,在该身体组织中,造影剂的到达时间可能是肝脏损伤的特征;

检测器,对从由肝动脉和门静脉提供的肝脏组织中的造影剂接收的特征信号进行检测;

图像处理器,响应于所述检测器;

像素分类器,响应于所述图像处理器,识别根据来自所述肝动脉的造影剂早期吸入而获得的损伤中的变暗信号,所述变暗信号不同于根据来自所述门静脉的正常组织中的造影剂较迟到达而获得的较亮信号;

参数图像处理器,响应于所述像素分类器,产生所述肝脏组织的超声图像,在该超声图像中突出显示了早期造影剂到达的区域;以及

图像显示器,用于显示所述肝脏的参数图像。

2. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中所述探头用于向肝脏发射超声信号并且接收来自肝脏的超声信号,肝脏中造影剂的到达时间可能是肝脏损伤的特征。

3. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中所述像素分类器还通过阈值等级和接收时间来分类从图像序列接收的像素或体素数据。

4. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中所述像素分类器通过曲线拟合处理来分类从图像序列接收的像素或体素数据。

5. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,其中所述检测器包括非线性信号成分检测器。

6. 如权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中所述非线性信号成分检测器包括谐波信号检测器。

7. 如权利要求 5 所述的超声诊断成像系统,其中所述非线性信号成分检测器包括脉冲反相信号检测器。

8. 如权利要求 1 所述的超声诊断成像系统,进一步包括:

图像对准处理器,响应于所接收图像的序列,用于空间对准图像的内容。

9. 如权利要求 8 所述的超声诊断成像系统,其中所述图像对准处理器进一步用于逐个图像地将图像序列中示出的组织对准到相同的像素或体素位置。

检测肝脏损伤的超声诊断成像系统和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断成像系统，尤其涉及用于诊断肝脏损伤的超声系统和方法。

背景技术

[0002] 已经发现，B型肝炎和C型肝炎患者发展为原发性肝癌、肝细胞癌（HCC）的危险增大。最近发现，患者在二十世纪80年代前期通过输血感染C型肝炎，因此现在仍有相当数量的C型肝炎患者需要定期检查以防HCC的发作，因为损伤在其早期治疗效果最好。通常的疾病进展是从肝炎到肝硬化再到HCC。一种易用的肝病进展监测技术将会在帮助及早发现这一严重疾病方面具有广泛的应用。

[0003] 除HCC之外，在肝脏中还可能发展许多损伤。M. Averkiou等的文章“Ultrasound Contrast Imaging Research”（超声对比法成像研究）发表在2003年的Ultrasound Quarterly（超声季刊）第19卷第1期，在第27页及其后几页讨论了四种原发性肝损伤：肝细胞癌（HCC）、从原发肿瘤转移到某个其它位置、血管瘤、以及病灶结增生（focal nodal hyperplasia）。前两种是恶性的，而后两种是良性的。用于鉴别肝脏损伤的技术应当能够检测全部上述四种损伤，从而更细致的诊断可以在肝脏的所有损伤中进行鉴别和分辨。

[0004] 名称为“ULTRASONIC IMAGING OF PERFUSION AND BLOOD FLOW WITH HARMONIC CONTRAST AGENTS”（使用谐波造影剂的灌注和血流超声成像）的美国专利申请60/542259，其与本发明具有多个共同发明人，上述申请描述了一种对在信号解剖源造影检查过程中所接收的超声信号进行分类或分段的技术。该信息用于在超声图像中清晰地描绘组织、毛细血管床、和大血管中的血流。通过对信号产生谐波多普勒信息使用不同的滤波器，对超声信号信息进行分段，然后依据速度变化对经过不同滤波的信号进行分类，以便确定这些信号是否来自组织、小毛细管中的稳定造影剂微泡、或者大血管中的流动微泡。美国专利6,814,703讨论了对于同一问题的不同技术，依据多普勒功率（Doppler power, P）、B模式幅度（B）和速度（V）特征对超声信号进行分类。两个专利都展示了其技术在肝脏诊断中的应用，并且都依赖于下述事实，大血管、例如动脉中的血流速度大于小血管、例如毛细血管床中的血流速度。从而两种技术都需要多普勒处理以便确定信号分段。然而抛开这些技术的复杂性和多功能性不论，上述专利都没有针对肝脏损伤检测和诊断问题。

发明内容

[0005] 根据本发明的原理，通过在造影剂到达身体中特定解剖部位的时间基础上的分段，在超声造影检查中进行病理学检测。通过特定的颜色或量度，在超声图像中唯一地识别出展现这种性质的解剖结构的位置。在分类过程中可以将到达时间信息与信号幅度进行相关，并且还可以使用曲线拟合技术。在一个实施例中，对帧-帧之间解剖结构的移动进行校正以便更好地检测。本发明的实施例对于在肝脏中检测HCC和其它损伤尤其有用。

附图说明

- [0006] 在附图中：
- [0007] 图 1 以框图形式说明根据本发明原理构造的超声诊断成像系统。
- [0008] 图 2 和 3 说明对于肝脏中正常组织和损伤随时间变化的像素数值的比较。
- [0009] 图 4 是根据本发明原理构造的信号分级器的一个实施例。
- [0010] 图 5 是根据本发明原理构造的信号分级器的另一个实施例。
- [0011] 图 6 是根据本发明原理构造的信号分级器的再一个实施例。
- [0012] 图 7 以框图形式说明根据本发明原理的超声诊断成像系统，其为了分类而排列图像数据。

具体实施方式

[0013] 到达肝脏的血流来自两个来源：肝动脉和门静脉。肝动脉提供来自动脉的血流。穿过门静脉的血流来自下腔静脉。下腔静脉又从肾脏接收血液，肾脏对主动脉提供的血流进行净化。从肝脏流出的血流通过肝静脉到达上腔静脉。肝脏从主动脉和肝动脉接收血液供应总量的 20%，而血液供应的 80% 来自于下腔静脉和门静脉。

[0014] 作为这个脉管系统的后果，当一团造影剂注射到血管中时，其将会通过肝动脉首先出现在肝脏中。在从心脏泵出进入主动脉之后，一部分造影剂将流入肝动脉并注入肝脏。但由于供给肝脏的血液中只有 20% 是通过肝动脉提供的，这种早期注入处于低水平。主动脉中流动的其余造影剂流入胃和肠脉管系统，然后在门静脉中收集进而相当一部分注入到肝实质中。

[0015] 已经发现，HCC 损伤所发展的脉管系统由来自肝动脉的血流的主要来源进行供应。因为通过肝动脉造影剂首先出现在肝脏中，这意味着造影剂团注入后在肝脏中检测造影剂的一个最初地点是 HCC 损伤的地方。如果没有损伤，将只有通常的肝动脉及由其供应的正常脉管以对比形式出现。再经过 10–20 秒，造影剂团将已经过胃肠系统、下腔静脉、以及门静脉，当肝脏的毛细血管床注入造影剂时这种延迟的造影剂流将开始出现。因为造影剂团的大约 80% 将释放到毛细血管床，毛细血管床中的延迟造影剂流将迅速覆盖 HCC 损伤中较少造影剂供应量的表现，与周围正常毛细血管床组织的明亮表现相比，HCC 损伤将开始在超声图像中变暗。因此在最初注入期间仅有几次心跳和几秒钟的时间，在此期间 HCC 损伤在图像中对比度明显突出，称为“早期吸入 (early wash-in)”。在 HCC 损伤的诊断中，正是这种早期吸入特性必须在成像步骤中识别，并且仅有小的时间窗来实施。

[0016] 根据本发明的原理，基于肝脏中造影剂的相对到达时间产生肝脏的参数图像以便突出显示可能是 HCC 嫌疑的早期吸入区域，HCC 损伤的诊断通过上述方式得到加强。监测造影剂到达的全部肝脏高亮部分，并且识别较早变亮的区域。这些区域在图像中通过独特的亮度和颜色进行明显地指示，显示嫌疑区域以便进一步分析。这种创造性技术尤其适合于可以对肝脏相当一部分体积进行同时诊断的 3D 成像。使用简单最大亮度投影或者其它已知的或近期发展的 3D 成像技术，该 3D 参数图像可以由参数化的体积来实施。

[0017] 首先转到图 1，以框图形式显示了根据本发明原理构造的超声诊断成像系统。这一系统通过使用超声发射波束对身体中待成像的二维或三维区域进行扫描来运行。由于每个波束沿着其穿过身体的控制路径发射，身体中的组织和血流以相应于所发射频率成分的线

性和非线性成分反射回波信号。发射信号由造影剂的微泡反射，其表现出对超声的非线性响应。该非线性响应将使由造影剂返回的回波信号包含非线性成分。

[0018] 图 1 的超声系统使用发射器 16 在所希望的波束方向上发射选定调制特性的波或脉冲，用于获得返回的来自身体中散射体的谐波回波成分。发射器响应于若干控制参数，这些参数确定如图所示的发射波束性质，包括发射波束的频率成分、其相对强度或幅度、以及发射信号的相位或极性。发射器通过发射 / 接收开关 14 耦合到探头 10 的阵列换能器 12 的元件。该阵列换能器可以是用于平面（二维）成像的一维阵列或者是用于二维或体积（三维）成像的二维阵列。

[0019] 换能器阵列 12 接收来自身体的回波，包含处于换能器通带内的线性和非线性成分。这些回波信号通过开关 14 耦合到波束形成器 18，其适当地延迟来自不同换能器元件的回波信号，然后将其组合形成沿着深度从浅到深的波束分布的相干回波信号序列。波束形成器优选为数字式波束形成器，对数字化的回波信号进行操作以产生场深度从近场到远场分布的离散相干数字化回波信号。波束形成器可以是多线波束形成器，响应于一个或多个不同空间位置的发射波束，沿着多个不同空间位置的接收扫描线产生两个或更多的回波信号序列，其对于 3D 成像尤其有用。经过波束形成的回波信号耦合到谐波信号分离器 20。

[0020] 谐波信号分离器 20 能够以各种方式分离回波信号的线性和非线性成分。一种方式是通过滤波。由于特定的非线性成分、例如二次谐波处于不同于基本发射频率 (f_0) 的频带 ($2f_0$)，可以通过带通或高通滤波从线性成分中分离出作为造影剂标志的谐波信号。还存在多种用于分离非线性成分的多脉冲技术，通常称为脉冲反相技术。在脉冲反相中，通过多次发射、在每个波束方向上对发射信号进行不同调制、从图像场的相同位置返回多个回波，对图像场进行声穿透。可以对发射信号进行幅度、相位、极性、或其组合的调制。来自共同位置的接收回波被组合之后，抵消了线性信号成分而非线性信号成分彼此加强（如所希望的，反之亦然），从而产生分离的非线性（例如谐波）回波信号用于成像。

[0021] 回波信号由 B 模式检测器 22 检测。该创造性技术相对于上面所述的现有技术的优势在于不一定需要多普勒处理。如果在给定实施例中要求，本发明可以使用多普勒处理来实现，然而 B 模式信号的使用避免了由于采集长的多普勒集 (Doppler ensemble) 造成的实时帧速率的下降。然后由扫描转换器 24 将检测的回波信号转换为所希望的图像格式，例如扇形或锥形图像。扫描转换图像暂时存储在图像缓冲器 26 中，从其可以作进一步处理。

[0022] 根据本发明的原理，像素分类器 30 对超声图像中的像素或体素进行分类，查找那些表现 HCC 损伤特征的点。图 2 给出了这一分析的图形鉴别。由于要通过肾，具有造影剂的大部分血流从造影剂团的注入时间即时间 t_0 开始被延迟到达肝脏中的正常组织，并且其后通过下腔静脉 (IVC)、在时间 t_2 达到肝脏，如虚线 74 所示。在时间 t_1 ，由肝动脉供给的具有造影剂的非常小量血液在正常组织中可能产生微小的、可察觉的对比度上升。然而在肝动脉中以及进入 HCC 损伤周围发展的脉管系统的具有造影剂的血流将早于主 IVC 血流出现，如实线 72 在时间 t_1 的上升所示。由肝动脉供给的少量血流可能造成获得较低的造影剂浓度，如曲线 72 的较低峰值所示。从而像素分类器 30 的功能是识别像素或体素数据，所述数据是表示 HCC 损伤脉管系统造影剂早期吸入的如图 3 所示位于曲线 72 和 74 之间的阴影区域 70 的特征。

[0023] 当像素分类器 30 识别到这样的数据时，将对象像素或体素以区别的阴影、亮度

或颜色突出显示。如此产生参数化的图像，其中将可疑症状的参数特性突出显示给用户。该参数图像输入到显示缓冲器 42，从而在显示器 40 上显示。

[0024] 像素分离器 30 可以以多种方式操作，其中图 4 说明了一种实施方式。来自所所得图像序列的像素或体素数据应用到阈值检测器 32，其在逐个位置的基础上比较图像信号的量级。在给定时间窗口中、例如图 2-3 中的 t_0-t_2 时间间隔，当表示所施加造影剂的特征、例如二次谐波信号的所接收像素或体素超过低阈值 1 时，该图像位置处的像素被分类为早期吸入的造影像素或体素，并如此编码到参数图像缓冲器 34 中的参数图像。当其它像素或体素位置的信号在时间窗口中超过阈值 1 量级时，在肝动脉和任何存在的 HCC 损伤的周围，使用特殊的颜色或者亮度建立参数图像缓冲器中的肝脏图像。通过周期性地显示缓冲器中的参数图像可以实时地观察造影的区别性早期吸入的建立过程，或者超声系统可以等待直到时间窗口关闭并且在显示最终的早期吸入参数图像之前早期吸入建立完毕。通过在来自 IVC 的造影剂的较迟到达之前（即图 2-3 中曲线 74 上升之前）关闭时间窗口、以及通过避免检测高于较高阈值 2（见图 3）的信号等级将参数图像限制到仅显示所希望的造影早期吸入，该较高阈值 2 是预期仅由较迟到达的造影剂获得的等级。

[0025] 图 5 说明了像素分类器的另一个实施例。在这个实施例中，来自所获得图像序列的像素或体素数据与阈值相比较，超出阈值的数据（假定为高于噪声等级）应用到时间达到检测器 52。时间到达检测器 52 在间隔期间可操作，在此间隔中计时器 56 运行。计时器 56 可以被第一像素值初始化以超出该阈值，该初始化预期出现在图 3 的时间 t_1 ，并且在运行 t_1-t_2 间隔后停止。从而在这个时间间隔中，识别出早期吸入像素或体素的早期信号等级特征。如果早期吸入像素或体素的识别结束于计时器 56 停止之前，计时器将提早关闭以防止时间到达检测器 52 检测较迟达到的造影像素或体素。如前所述，所识别的早期吸入像素或体素位置被编码在图像缓冲器 54 的参数图像中，并且在参数图像建立过程中实时地、或者在早期吸入像素或体素区域建立完成后显示所述参数图像。

[0026] 图 6 显示了像素分类器的另一个实施例。在这个实施例中，当造影剂开始流入肝脏然后从其返回时，所获得图像序列的像素或体素值存储在时间像素数据地图 60 中。该数据地图为图像区域中地每一个空间不同的位置存储时间信号数值。在数据地图中产生每个位置的一连串数值，这些数值在绘图时可能类似于如图 2-3 中曲线 72 和 74 的曲线。由曲线拟合处理器 62 分析每条曲线，分析比较每个像素或体素位置处的数据曲线和存储在灌注曲线数据源 66 中的特征曲线数据。如果给定像素或体素位置处的曲线符合例如特性曲线 72，该位置被分类为参数图像缓冲器 64 的图像中的早期吸入位置。如果给定位置处的曲线匹配曲线 74，该像素或体素位置被分类为正常组织。结果在缓冲器 64 中产生参数图像，其突出显示肝脏中的早期吸入区域。类似于其它实施例，这个实施例可以构建用于分析整个图像区域以便识别这些点，和肝脏图像其它位置的正常组织相比，这些点上肝脏经历了造影剂的最初突出显示。

[0027] 应当理解，这些技术中多数的灵敏性和准确性可能取决于能够在一段时间上可靠地从相同的图像点接收信号数据的序列，从而来自相同点的时间数据将被分析并且在参数图像中准确指示出可疑位置。在存在运动的情况下这种能力将收到损害，该运动包括探头的运动和例如由呼吸造成的患者运动。图 7 显示了针对这个问题的一种超声系统，其是图 1 的变型，相似的附图标记指示两幅图中的相同功能部件。图 7 的实施例包含图

像对准处理器 28，其操作用于空间对准所获得图像序列中的连续图像，从而降低或者消除图像间运动的影响。可以使用多种技术实现图像对准处理器，包括那些已知的以及在名称为“Ultrasonic Image Stabilization System and Method”（超声图像稳定系统和方法）的美国专利 6,589,176 和名称为“Method and Apparatusfor Tissue-Centered Scan Conversion In An Ultrasound Imaging System”（超声成像系统中组织居中扫描变换的方法和设备）的美国专利 5,538,004 中描述的。一般来说，这两种方法都通过连续图像的比较或者通过由例如探头运动传感器提供的运动数据来提取帧间的运动。在每种情况中，所测得的运动用于对准连续图像。可能优选地使用基频组织图像实施图像对准，因为有时谐波信号等级太低而无法可靠地对准图像。如此，连续图像中的相同像素或体素位置将对应于身体中的相同点，从而产生来自用于分析的图像区域中每个位置的准确的、空间相关的时间数据。

[0028] 从而，通过在二维或三维超声图像中突出显示早期造影吸入区域，与造影剂通常填充较慢的正常组织和良性结构、例如血管瘤相比较，本发明的实施例可以辨别潜在的 HCC 损伤。在典型的诊断中，潜在的 HCC 损伤将首先使用造影剂变亮，正常组织将在 10–20 秒钟后变亮，而血管瘤通常需要整整 120 秒钟填充并且变亮。

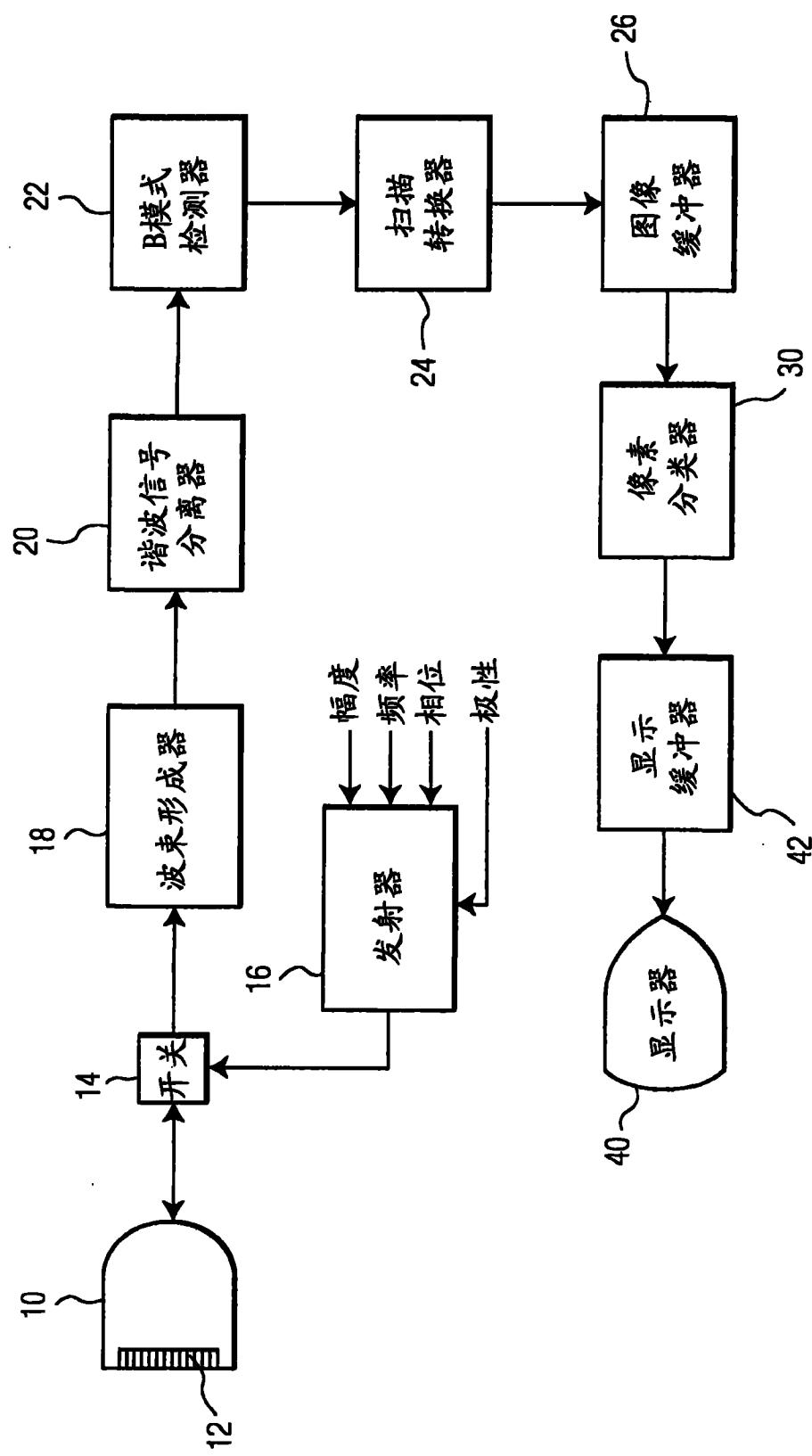


图 1

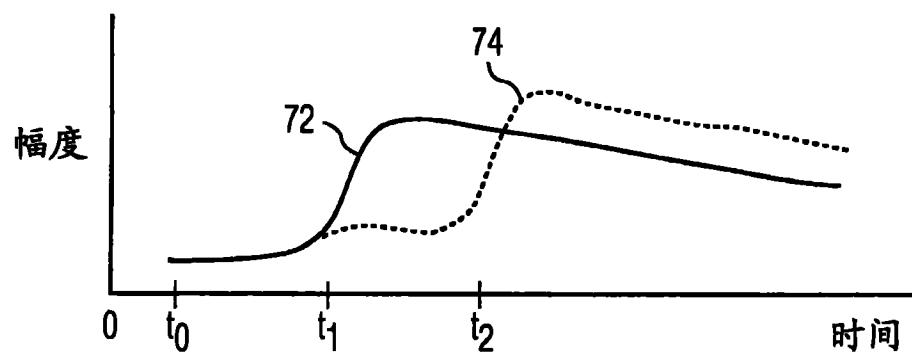


图 2

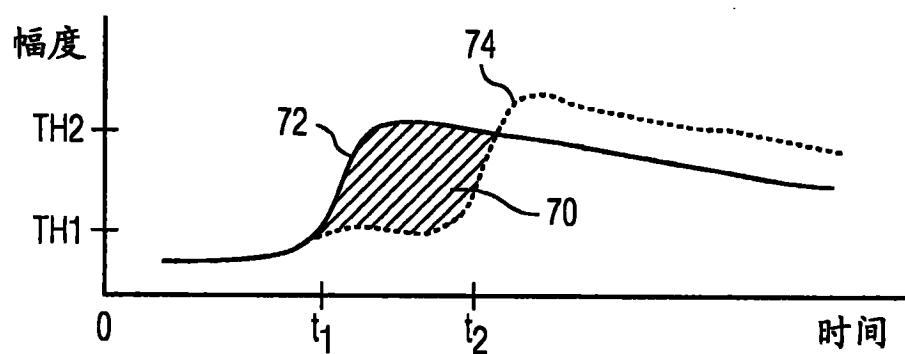


图 3

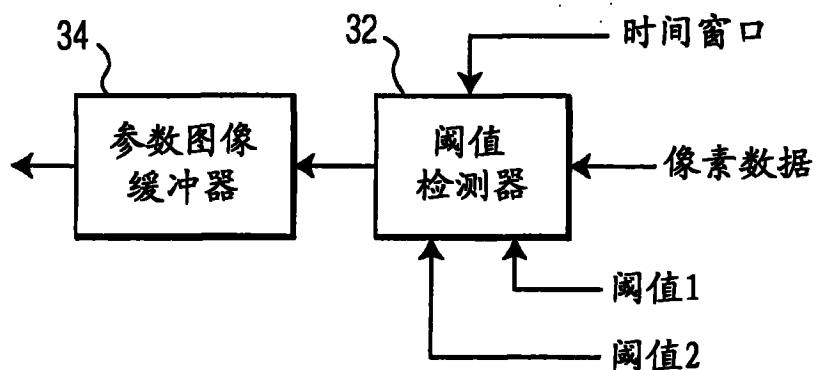


图 4

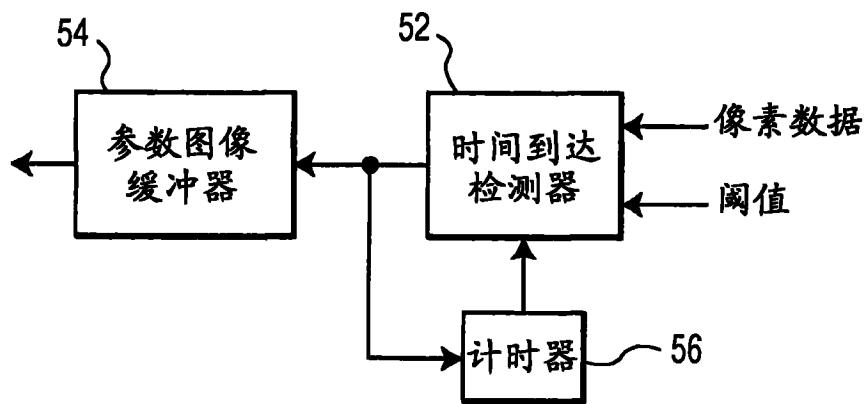


图 5

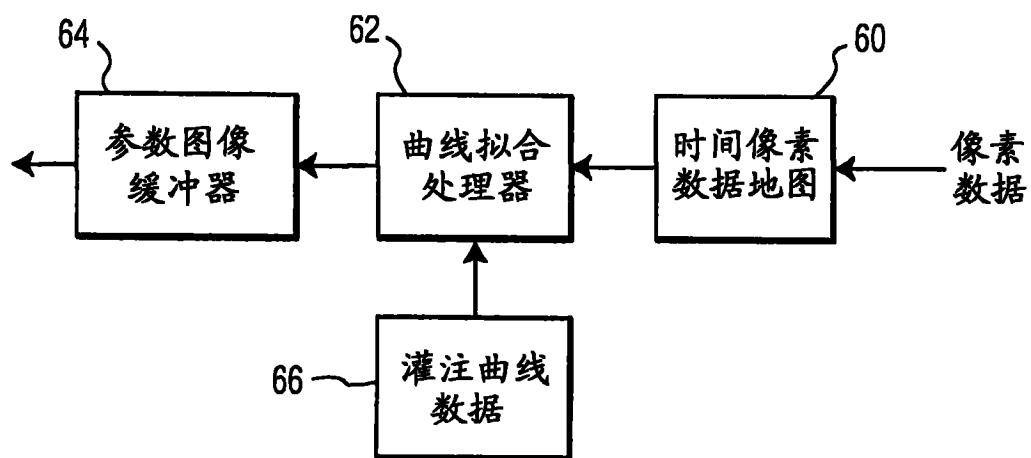


图 6

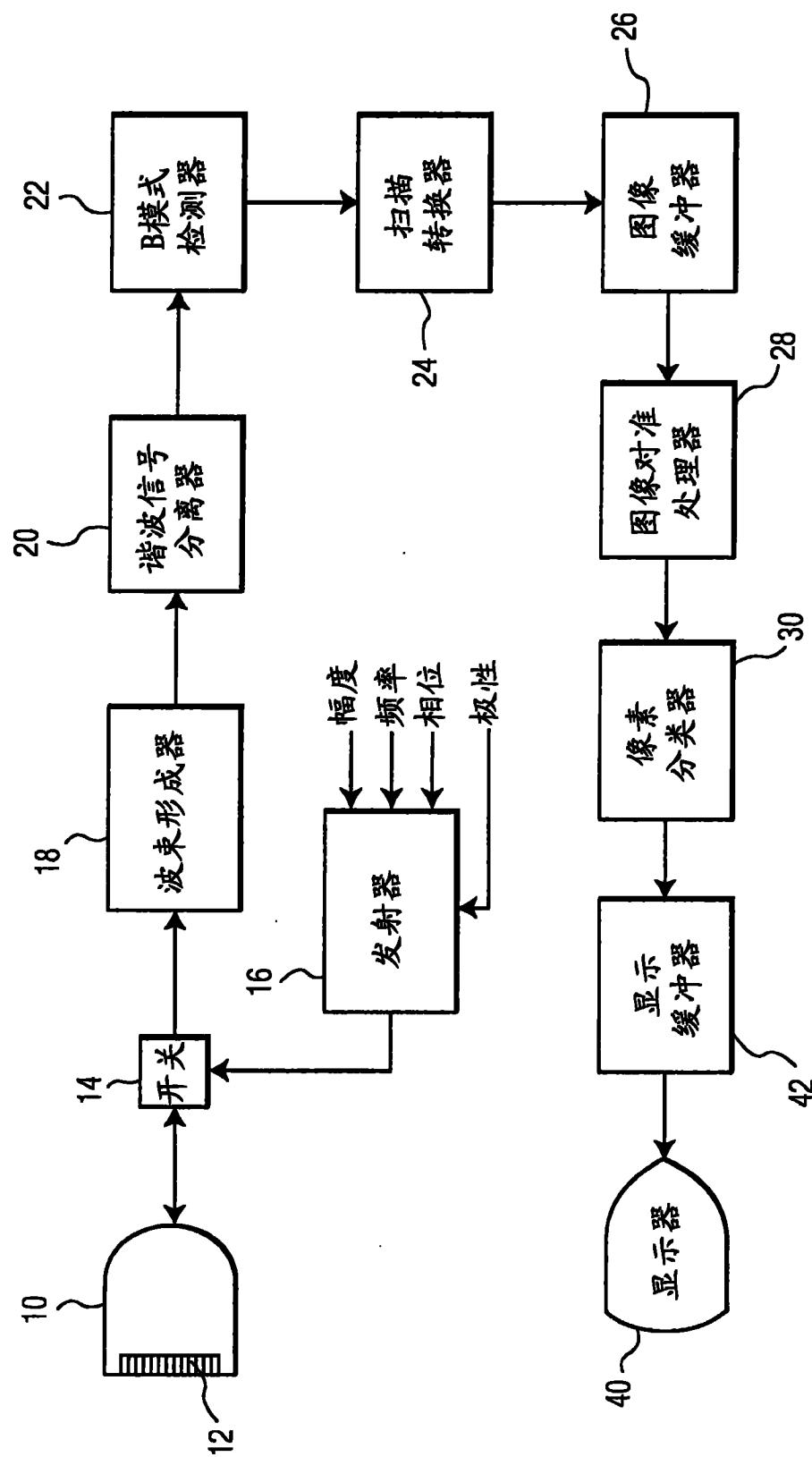


图 7

专利名称(译)	检测肝脏损伤的超声诊断成像系统和方法		
公开(公告)号	CN101128154B	公开(公告)日	2011-03-09
申请号	CN200680005841.5	申请日	2006-02-16
[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	M·布鲁斯 J·波沃斯 R·加格 D·斯基巴 M·阿弗基奥		
发明人	M·布鲁斯 J·波沃斯 R·加格 D·斯基巴 M·阿弗基奥		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/481 A61B5/7264 A61B8/085 G16H50/20		
代理人(译)	龚海军 刘红		
优先权	60/655824 2005-02-23 US		
其他公开文献	CN101128154A		
外部链接	Espacenet Sipo		

摘要(译)

在造影剂超声检验中，和周围的正常组织以及良性增生相比较，通过造影剂的早期接收以及突出显示造影剂团注入来检测显著的肝脏增生，例如HCC损伤。像素分类器(30)查找并识别这种出现造影剂早期吸入的像素或体素区域，并且在参数图像中指示这些像素或体素位置。该像素分类器分析来自图像序列的像素或体素数值，并且通过在出现早期吸入的参数式肝脏图像中对该点进行独特编码来识别图像中的可疑区域。

