



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101951839 B

(45) 授权公告日 2013.11.06

(21) 申请号 200980102889.1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2009.01.23

A61B 8/00 (2006.01)

(30) 优先权数据

G06T 7/20 (2006.01)

61/022,888 2008.01.23 US

A61B 8/08 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

(56) 对比文件

2010.07.23

WO 2006/090309 A2, 2006.08.31, 说明书第6页第25-31行, 第8页第20-22行, 第9页第5-10行、附图1-3.

(86) PCT申请的申请数据

EP 1772825 A1, 2007.04.11, 摘要、附图12-14.

PCT/IB2009/050277 2009.01.23

US 2004/0120559 A1, 2004.06.24, 全文.

(87) PCT申请的公布数据

CN 1509690 A, 2004.07.07, 全文.

(73) 专利权人 M·阿韦基乌

审查员 王玮

地址 美国华盛顿

专利权人 M·兰帕斯基斯
K·基里亚科普路

(72) 发明人 M·阿韦基乌 M·兰帕斯基斯
K·基里亚科普路

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

权利要求书1页 说明书6页 附图5页

72002

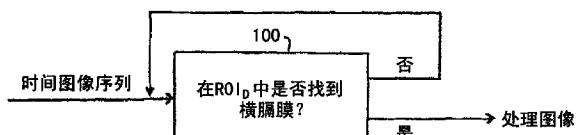
代理人 王英 刘炳胜

(54) 发明名称

利用超声造影剂的呼吸门控治疗评估

(57) 摘要

描述了用于借助于造影剂成像的对诸如病变、肿瘤和转移的病状的治疗进展进行监测的超声成像装置和方法。当一团造影剂注入包含所述病状的组织时采集图像序列。为肿瘤和正常组织计算造影剂洗入时间参数，并且计算两个洗入时间参数（称为WITR）的比率，其移除了从一个治疗监测会话到另一个治疗监测会话的过程中变化的影响。还生成病状和正常组织的时间强度曲线的差异曲线，其同样不受过程变化的影响。通过检测图像序列的每幅图像中诸如横膈膜的标记位置，并且放弃对在标记位置相对于探头呈现变化的那些进行处理，可以将呼吸的运动影响计入考虑。



1. 一种用于评估肿瘤治疗的进展的超声诊断成像系统,包括:

超声探头,用于当造影剂灌注组织时采集肿瘤及其邻接组织的超声图像的序列,所述超声图像中的多个还包括指示组织运动的解剖标记,其中,所述解剖标记包括指示呼吸运动的横膈膜;

造影剂灌注处理器,其根据所述超声图像对灌注参数进行处理;以及

图像处理器,其对所述超声图像中的所述解剖标记进行识别,并且基于在一幅超声图像的期望位置处是否存在所述解剖标记来决定该超声图像是否被所述造影剂灌注处理器所使用,从而使得能够对在所述期望位置处包括解剖标记的所述超声图像进行造影剂灌注处理。

2. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,通过手动描绘来指示所述图像中所述横膈膜的位置,

其中,所述图像处理器对所述手动描绘中所述横膈膜的图像数据的存在进行识别。

3. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,通过图像处理来指示所述图像中所述横膈膜的位置。

4. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像处理器还操作用于对所述序列中的图像中所述解剖标记的位置的变化进行识别。

5. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述图像处理器还操作用于省略对所述解剖标记不出现在所述期望位置处的图像进行造影剂灌注处理。

6. 如权利要求1所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影剂灌注处理器还操作用于生成造影剂洗入参数。

7. 如权利要求6所述的超声诊断成像系统,其中,所述造影剂灌注处理器还操作用于生成归一化造影剂洗入参数。

利用超声造影剂的呼吸门控治疗评估

[0001] 本申请要求 2008 年 1 月 23 日提交的美国临时申请 No. 61/022,888 的权益, 该申请通过引用合并于此。

[0002] 本发明涉及超声诊断成像系统, 并且尤其涉及使用超声诊断成像系统评估肿瘤治疗处理的进展。

[0003] 国际专利公开 WO 2006/090309 (Bruce 等) 描述了用于通过使用超声造影剂对肝脏中的病变进行检测的超声成像技术。将一团造影剂引入身体, 并且对肝脏中造影剂的到达时间进行检测。当一团造影剂流经身体的血管并且开始出现在身体中的特定器官或位置时, 把图像中对比度的增强称为造影剂的“洗入 (wash-in)”。当造影剂输注在身体中的该位置处达到稳定水平并且然后随着由血流从该位置将其携带走而下降时, 把该下降称为造影剂的“洗出 (wash-out)”。在前述专利公开中, 发明者利用了这样的事实, 即到肝脏的血流来自肝动脉和门静脉两个源。由于在血流的第一动脉期期间血流将首先灌注 HCC 和转移性的肝脏病变, 所以发明者通过在血流的动脉期和稍后的门静脉期期间对肝脏中造影剂的到达时间进行检测来识别该病变。早期的造影剂洗入到肝脏的区域可能是病变的症状。

[0004] 一旦通过这种以及 / 或者其它方式对病变或者转移 (metastasis) 进行了识别, 医师一般就开出治疗疗法。例如, 治疗可以包括超低温 / 低温疗法、细胞毒素化学疗法、或者抗血管生成剂。通常不在单独一段会话内、而是在几周或几个月的周期上的几个会话内履行治疗。在每个治疗会话, 医师一般期望评估治疗的进展, 从而确定其对患者的有效性。例如, 可以对病变或者转移进行诊断成像看其是否收缩。但是, 处理的进展通常是缓慢的, 并且自前一会话以来病变或转移中仅发生了很小变化。在该实例中, 期望通过测量肿瘤的某个特性对治疗的进展进行定量评估。一个这种测量是肿瘤血管生成的衰退。当病变或转移随着其细胞的坏死而收缩时, 发展以滋养病变的微脉管系统将对病变提供更少的供血, 并且其自身可能开始收缩。一种定量方法是评估血管生成的这种衰退、病变微脉管系统的性能的下降。期望这种定量测量可重复, 并且对从一个成像过程到下一个成像过程的变化免疫, 例如可能随不同检查日而变化的注射剂团、患者心脏输出量、以及超声机器设置的变化。消除这些变化的影响使得能够测量的一个治疗会话与另一个治疗会话可比较。本发明的目标是提供在对肿瘤治疗期间用于评估病变或转移的血管生成的新的以及改进的技术。

[0005] 根据本发明的原理, 生成超声造影剂的洗入和洗出时间 - 强度曲线, 并且使用其对作为治疗结果的肿瘤血管生成进行量化。通过超声成像系统采集病变或转移的图像, 并且当造影剂洗入到正在被观测的组织或器官和从其洗出时对病状进行连续成像。为了本过程的精确测量, 期望当造影剂洗入和洗出时从同一个转移位置稳定地采集超声信号, 使得从同一个病变点连续发出用于时间 - 强度曲线计算的信号信息。根据本发明的第一方面, 通过对用于时间 - 强度曲线产生的数据采集进行呼吸门控来移除呼吸运动的影响。呼吸门控的优选技术是通过图像分析履行的一种技术, 其中, 使用在图像中出现或者不出现诸如横隔膜的解剖标记来决定图像是否用于或者不用于时间 - 强度曲线处理。

[0006] 根据本发明的另一方面, 为来自肿瘤的超声数据和来自正常组织的超声数据生成时间 - 强度曲线。为每条时间 - 强度曲线计算洗入时间 (WIT) 参数。洗入时间比率 (WITR)

由这样的两个参数构成,其减小了洗入时间量化中由诸如团注差异、心脏输出量、以及超声系统设置的因素引起的变化。因此, WITR 提供了精确并且可比较的治疗进展指示符。

[0007] 根据本发明的另一方面,肿瘤和正常组织的时间 - 强度曲线彼此相减,以形成差异时间 - 强度曲线。差异时间 - 强度曲线的形状及其在时间上的变化是治疗进展的另一个指示符。

[0008] 在附图中:

[0009] 图 1 以方框图的形式图示说明了根据本发明的原理构造的超声诊断成像系统;

[0010] 图 2 和图 3 根据本发明的原理图示说明了图 1 的 Qlab 处理器的操作细节;

[0011] 图 4 图示说明了根据本发明的原理的通过图像处理的呼吸门控;

[0012] 图 5 是对在动脉期期间所采集的肝脏图像中根据本发明的时间 - 强度曲线的 ROI 的图示说明;

[0013] 图 6 是对在稍后的门静脉期期间所采集的肝脏图像中根据本发明的时间 - 强度曲线的 ROI 的图示说明;

[0014] 图 7 图示说明了对于转移性病变和正常实质 (parenchyma) 的时间 - 强度曲线;

[0015] 图 8 图示说明了根据本发明的原理的在用于呼吸门控的超声图像中的横膈膜识别;

[0016] 图 9a-9d 图示说明了根据本发明的原理的时间 - 强度曲线的生成和减法以形成差异时间 - 强度曲线;

[0017] 图 10 图示说明了根据本发明的治疗进展评估的临床结果。

[0018] 首先参考图 1,图中以方框图形式示出了根据本发明的原理构建的超声系统。该系统通过扫描正在利用超声发送波束被成像的二维或三维身体区域工作。当每个波束沿着其被操纵路径发送经过身体时,该波束返回具有对应于所发送频率分量的线性和非线性 (基波频率和/or 谐波频率) 分量的回波信号。通过由波束遇到的造影剂微泡的非线性响应对发送信号进行调制,从而生成具有谐波分量的回波信号。

[0019] 图 1 的超声系统利用发射器 16,发射器 16 在用于从身体内的散射体返回谐波回波分量的期望波束方向上发送所选择调制特性的波形或脉冲。发射器对确定发送波束特性的控制参数的数目做出响应,该发射波束特性包括发送波束频率分量、它们的相对强度或幅度、以及发送信号的相位或极性。通过发射 / 接收开关 14 将发射器耦合到超声探头 10 的换能器阵列 12 的元件。换能器阵列可以是用于平面 (二维) 成像的一维阵列或者是用于二维或体 (三维) 成像的二维阵列。

[0020] 换能器阵列 12 从身体接收回波,其中身体中包含处于换能器通频带内的基波 (线性) 和谐波 (非线性) 频率分量。通过开关 14 将这些回波信号耦合到波束形成器 18,其对来自不同换能器元件的回波信号进行适当延迟、随后对它们进行组合以沿着波束从浅到较深深度形成线性和谐波信号序列。该波束形成器最好是对经数字化的回波信号进行操作、以产生从图像近场到远场深度的离散相干数字回波信号序列的数字波束形成器。该波束形成器可以是多线波束形成器,其作为对单一发射波束的响应、沿着多个空间不同的接收扫描线生成两个或多个回波信号序列,这对 3D 成像特别有用。将经波束形成的回波信号耦合到集群存储器 (ensemble memory) 22。

[0021] 在图 1 的超声系统中,使用不同调制技术在每个波束方向上发送多个波形或脉

冲,这导致对于图像场中的每个被扫描点的多回波接收。这里将对应于共同空间位置的回波称为回波集群,并且将其存储在集群存储器 22 中,可以从集群存储器 22 中重新得到并且一起处理回波集群。通过非线性信号分离器 24 以各种方式对集群的回波进行组合、以产生所期望的非线性或谐波信号。例如,可以将具有不同相位或极性调制的两个脉冲发送到图像场中的每个点。当通过超声系统接收到由两个脉冲导致的回波并且相加合并时,不同调制导致回波的基频分量消除并且谐波分量彼此增强。这分离出了回波信号的谐波分量。备选地,当两个回波彼此相减时,增强了基频分量并且消除了谐波分量。这分离出用于构造标准 B 模式图像的基波频率。将本调制称为“脉冲反转”,并且可以通过如在美国专利 No. 5,706,819 (Hwang 等)、No. 5,951,478 (Hwang 等)、以及 No. 5,577,505 (Brock Fisher 等) 中所描述的相位、极性或者幅度调制来完成。

[0022] 通过滤波器 30 对经分离的信号进行滤波,以进一步移除不想要的频率分量,随后接受通过检测器 32 进行的 B 模式或者多普勒检测。将所检测的信号耦合到非线性信号组合器 34,以减少图像斑点含量。随后,为了形成二维、三维、频谱、参数、或者其它期望图像,在图像处理器 36 中对信号进行处理,并且随后在显示器 38 上显示该图像。将不需要斑点减少处理的所检测到的基波(线性)信号直接耦合到图像处理器 36 用于图像形成和显示。

[0023] 根据本发明的原理,为了产生时间强度曲线以及造影剂洗入和洗出特性,还将超声图像数据耦合到 Qlab 图像处理器 40。将通过 Qlab 处理器产生的时间 - 强度曲线和特性耦合回到图像处理器,在图像处理器处,可以将该时间 - 强度曲线和特性与超声图像一起数字地或者图表地显示在显示器 38 上。适合于生成时间 - 强度曲线的标准 Qlab 处理器可从马萨诸塞州安杜佛的 Philips Healthcare 获得。

[0024] 标准 Qlab 处理器生成众所周知的时间 - 强度曲线,也称为灌注曲线或者再灌注曲线。见美国专利 5,833,613 (Averkiou 等)、国际专利公开 WO2005/099579 (Rafter)、以及国际专利公开 WO 2005/054898 (Garg 等)。如这些公开所说明的,在造影剂到达身体中各位置期间对组织中的点(图像中的点)的造影剂增强进行监控。当造影剂洗入到组织内时,通过在每点处从造影剂微泡返回的回波强度指示一点处的造影剂的量,并且在以低功率(低 MI)发送所采集的图像序列中呈现该造影剂的量。对于逐帧返回回波时间序列的组织中的每个点,可以形成具有这种造影剂增强以及其在造影剂洗出期间的后续下降的时间 - 强度曲线。可以通过以代表图像中每点处的时间 - 强度曲线参数的颜色给解剖图像中的每个像素上色来形成对于正在被观察的整个组织的时间 - 强度曲线的定性表示。例如,Garg 等的申请说明了心肌的参数图像的形成,其中,图像中每个像素的颜色代表在心肌中每点处通过时间 - 强度曲线获得的峰值水平。也见美国专利 No. 6,692,438 (Skyba 等)。

[0025] 在本发明的实现方式中,在随着造影剂到达身体中的转移位置、增强、并且随后消除的一系列图像上采集造影剂灌注回波数据。因此,回波的强度值将从无造影剂存在的基线水平开始、随后上升、达到平衡、并且随着造影剂洗出而下降。随后,曲线拟合算法将该数据变化拟合到如下定义的误差函数:

$$[0026] I(t) = A[\operatorname{erf}\{(t-t_0)/T\} + I_0]$$

[0027] 其中, $I(t)$ 是在时间 t 时的线性强度、 A 是在基线偏移量上的最大强度、 T 是与洗入时间成线性比例(例如,从 5% -95%) 的洗入时间参数、 I_0 是基线偏移量、并且 t_0 是时间偏移量。最好从经拟合的曲线而不是噪声图像数据中提取出洗入时间。在该处理之前造

影剂回波数据最好不经历数据压缩,使得数据保持在其被采集的线性关系中。另一种方法是将整个时间 - 强度曲线 (而不是仅仅洗入部分) 拟合到合适的算术模型,作为例如如下定义的对数正态分布:

$$[0028] \quad I(t) = \frac{A}{\sqrt{2\pi}\sigma(t-t_0)} e^{\frac{[\ln(t-t_0)-\mu]^2}{2\sigma^2}} + C$$

[0029] 其中, μ 和 σ 是从其中获得对数变换的正态分布的均值和标准偏差。可以通过改变 \cdot 对曲线进行水平缩放,并且根据改变 \cdot 的偏斜 (skewness) 而变化。曲线下的面积是 A , t_0 是时间偏移量,并且 C 是基线强度偏移量。使用对数正态拟合曲线提取洗入时间。

[0030] 图 5 图示说明了在周围肝脏组织中转移 50 的图像帧序列中的一对图像。从相同回波数据中生成该图像对,左图像是强调造影剂的第二谐波图像、并且右图像是相同解剖体的基频图像。当肝脏灌注了造影剂时,经灌注的转移 50 在谐波图像中明显地显出,并且可以通过描绘 52 勾勒其边界。可以通过手动、或者通过诸如边界检测、阈值处理、或者通过转移边界上的种子点的指示而发起的区域生长技术的自动或半自动处理来完成该描绘。这样,边界描绘 52 定义了其边界内转移的感兴趣区域 (ROI)。因为在该表达形式中抑制了造影剂的谐波响应,所以看到转移 50 在右边基波 B 模式图像中较不明显。采用通过边界描绘 52 所勾画的转移的 ROI,可以通过积分、求和、平均、或者其它所选择的合并技术合并边界 52 内的像素值来测量在图像采集时转移的造影剂强度。

[0031] 在血液流向肝脏的动脉期期间采集图 5 的图像。图 6 是在稍后门静脉期所采集的相同组织和转移 50 的一对谐波和基波图像。如前所述,如通过图 6 左图像中更大的肝脏阴影所见,HCC 和转移性肝脏病变一般在动脉期期间接收它们的大多数血液灌注,而肝脏中的正常实质在门静脉期期间接收它们的大多数血流灌注。为了清楚说明,本申请中将超声图像表示为白底黑图灰度透视图而不是常规黑底白图透视图。

[0032] 根据本发明的原理,计算在这里被称为洗入时间比率 (WITR) 的参数,作为转移灌注的定量测量。如图 2 的方框图所示计算 WITR。从在如图 5 和图 6 所示的造影剂洗入和洗出期间转移或病变的时序图像中,为转移 50 的 ROI_{Met} 计算造影剂强度值,如通过方框 72 所指示的。如上所述,可以通过合并用于该序列每幅图像的转移 ROI 的像素值来计算这些值。在方框 74 中,为组织的正常实质的 ROI_{Par} 计算强度值。如通过图 5 和图 6 中的描绘 54 所示,这可以通过描绘正常组织的区域、并且使用该第二描绘内的正常组织灌注像素值完成。因此,这些值是正常组织的灌注值。在方框 76 中,将时间 - 强度曲线拟合到 ROI_{Met} 的灌注值,并且在方框 78 中,将时间 - 强度曲线拟合到 ROI_{Par} 的灌注值。拟合不总是必须的,但是它给出对 WITR 的更好估计。当可以从数据直接测量 WITR 时,数据中的噪声可能干扰测量的精确性,因此优选曲线拟合。图 7 是两条这种时间 - 强度曲线的图示说明,即来自转移的 ROI 的曲线 $T-I_{Met}$ 以及对于实质的曲线 $T-I_{Par}$ 。例如,通过使用上述误差函数或对数正态分布为每条曲线找到洗入时间参数 WIT。这分别为转移和正常实质确定了洗入时间参数, WIT_{Met} 和 WIT_{Par} 。随后,通过用 WIT_{Par} 除 WIT_{Met} 从两个洗入参数中计算洗入时间比率 WITR。通过正常组织的洗入时间参数对 WIT_{Met} 进行归一化的效果是减少或者洗出在过程中诸如团大小、心脏输出量、以及超声系统设置的变量的影响,这些变量从一个治疗会话到另一个治疗会话可能不同。因此,可以认为在对患者进行治疗的几周或几个月周期上的每个治疗会话

生成如由转移的血管生成指示的对转移生长或收缩的可比较的定量测量。

[0033] 在图 3 中图示说明了对转移的血管生成的另一种定量测量, 其减少或者移除了团注射率、患者心脏输出量、或者机器设置变化的影响。如在方框 76 和 78 中所示, 为每个转移和实质 ROI 拟合时间 - 强度曲线。在方框 82 和 84 中, 对每个时间 - 强度曲线的范围进行归一化。常规归一化比例是 0 到 1。在方框 80 中, 将差异曲线 $\Delta T-I$ 曲线计算为两个归一化曲线 $T-I$ 曲线 $_{Met}$ 和 $T-I$ 曲线 $_{Par}$ 之间的差异。在图 9a-9d 中图示说明了该过程及其结果。图 9a 中的圆点图示说明了在造影剂洗入和洗出的 100 秒周期上所采集的转移 ($T-I_{Met}$) 和正常实质 ($T-I_{Par}$) 的灌注强度值。将两个值的集合归一化到 0 至 1 之间的相同比例, 其中, 将每个数据集合的峰值强度值缩放到 1 级别。这些曲线图示说明了在动脉期期间对于转移的造影剂早期洗入的特性以及在门静脉期期间肝脏实质的稍后灌注的特性。在图 9b 中, 将曲线 92 (例如, 误差函数或对数正态分布) 拟合到转移的灌注值, 并且将曲线 94 拟合到实质的灌注值。图 9c 以较黑的、不具有所采集的强度数据值的线示出了两条曲线 92 和 94。图 9d 示出了曲线 90, 其为经计算的图 9c 的两条曲线 92 和 94 的差异 $\Delta T-I$ 曲线。当肿瘤治疗成功并且转移的血管生成随着治疗下降时, $\Delta T-I$ 曲线将显示逐渐变平, 并且将接近直线。对于当已经在身体中位置散开的病变像正常实质一样作出响应、并且对于正常组织和病变位置的两条 (现在实质上相同) 曲线的差异接近 0 时, 这是所期望的结果。还可以将差异曲线表示为诸如差异曲线的最大斜率的参数值。当最大斜率值接近 0 时 (没有斜度), 这是差异曲线接近直线的指示。

[0034] 从图 9a-9d 曲线图的时间比例看出, 造影剂洗入和洗出的典型周期可以持续 100 秒。这意味着采集图像数据的临床医师必须稳定地维持病变的同一个图像 100 秒, 使得每个强度值具有相同的病变区域。例如, 如果探头在采集期间移动, 病变就可能移出图像平面, 并且所采集的数据将不能使用。即使探头相对于患者身体保持稳定, 由于患者的呼吸运动, 病变仍可能相对于探头视野移动。克服呼吸运动影响的一种方式是将图像采集门控至呼吸周期。可以通过已知方式采集呼吸信号, 例如在患者胸腔周围具有应力或压力传感器的弹性带。另一种技术是在跨患者胸腔的传感器之间发送小的信号, 并且测量患者胸腔的阻抗变化。这些以及其它技术可以生成呼吸循环的周期信号, 并且可以用于将图像采集门控到呼吸循环的相同期。根据本发明的另一方面, 通过如图 4 的方框图中所示的图像处理履行呼吸门控。图 5 和图 6 右侧的基波频率图像在每幅图像的底部示出了明显的阴影区域 60 (其在标准黑底白图灰度超声图像中将是明亮区域)。在这些图像中该图像标记 60 是患者的横膈膜。在图 8 中, 通过描绘 62 画出图像中的横膈膜。在所图示说明的例子中, 在图像帧序列的每幅图像上的相同位置处重复测定描绘 62。如果图像中的解剖体不随着图像序列的采集相对于探头移动, 横膈膜标记 60 将存在于每幅图像中的描绘轮廓 62 中。然而, 呼吸运动特别是深呼吸可能将横膈膜 60 移动入并且移动出描绘。图 4 的图像处理器 100 通过在相同位置 ROI_D 寻找横膈膜标记对该变化进行探测, 其中 ROI_D 是图 8 例子中的描绘 62。当在图像的期望位置中找到横膈膜标记 60 时 (“是”), 前向传送图像用于处理和量化。然而, 如果呼吸运动使横膈膜标记 60 从其图像中的期望 ROI_D 位置移动 (“否”), 就从处理中省略该图像。将本过程应用于序列中的所有图像, 使得通过丢弃那些不与横膈膜的恒定位持续对准的图像来消除呼吸运动 (如由横膈膜的运动所指示的) 在转移成像上的影响。还存在指导呼吸门控的其它可能方式。例如, 可以从紧跟在横膈膜的一部分之后的 ROI 形

成时间 - 强度曲线，并且探测数值的阈值。随后丢弃任何强度值低于阈值的图像。其它基于运动补偿的算法也可以对呼吸运动进行探测并且对其进行门控。

[0035] 已经在临床环境中使用本发明的定量测量对 8 位患者在三至五个治疗会话上的肿瘤治疗结果进行了监测。对于每个治疗会话，为每位患者计算 WITR 测量。在图 10 中说明了对好的响应者和差的响应者的结果。如本曲线图所示，对于每个治疗会话成功治疗的患者，WITR 接近单位 1。对于该组内最终未能对治疗进行响应的患者（表示为差的响应者），WITR 停留在远离单位 1。通过该曲线图看出，WITR 测量与实际临床治疗结果密切相关，并且可以用作治疗生物标志物。

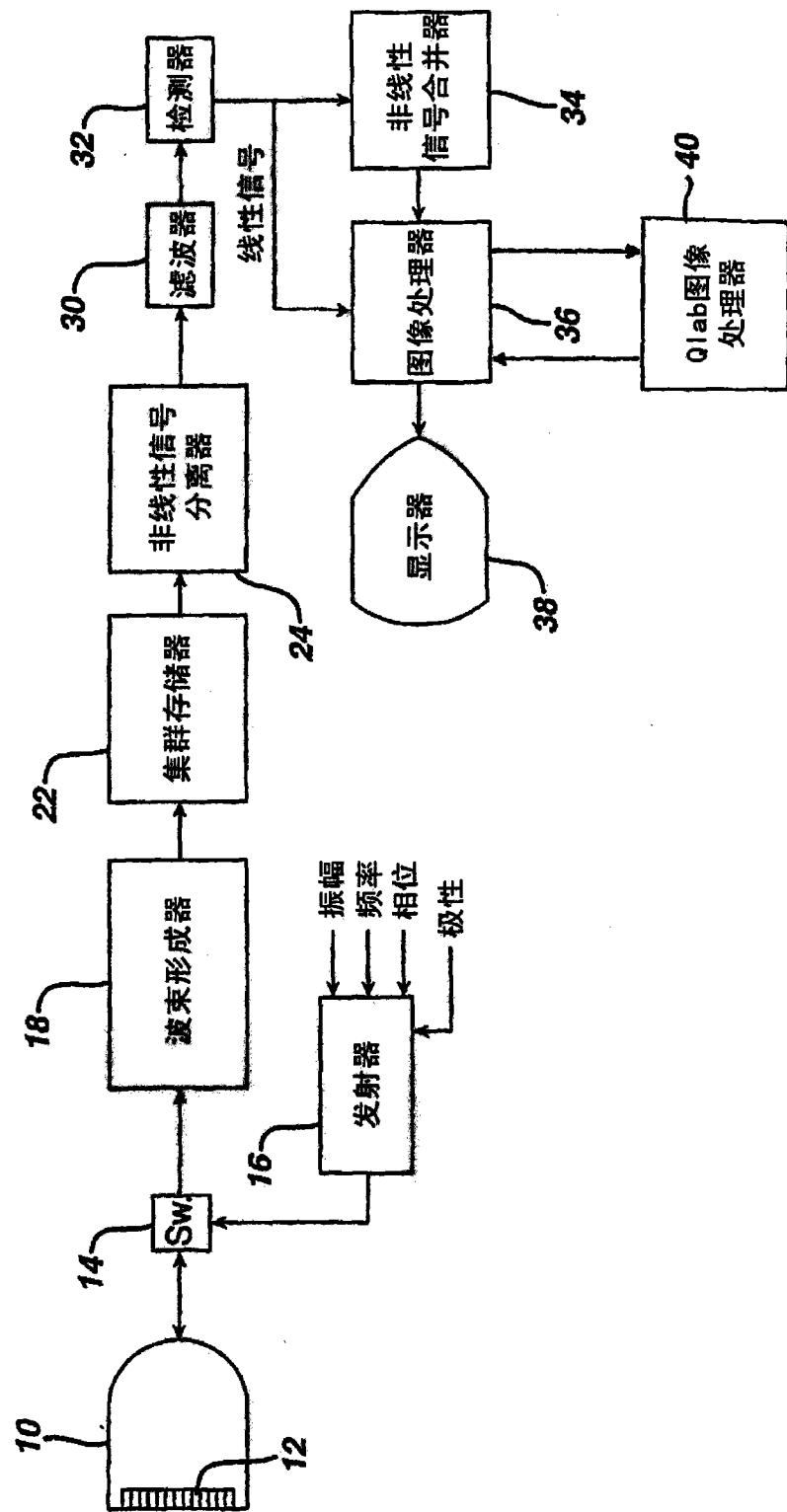


图 1

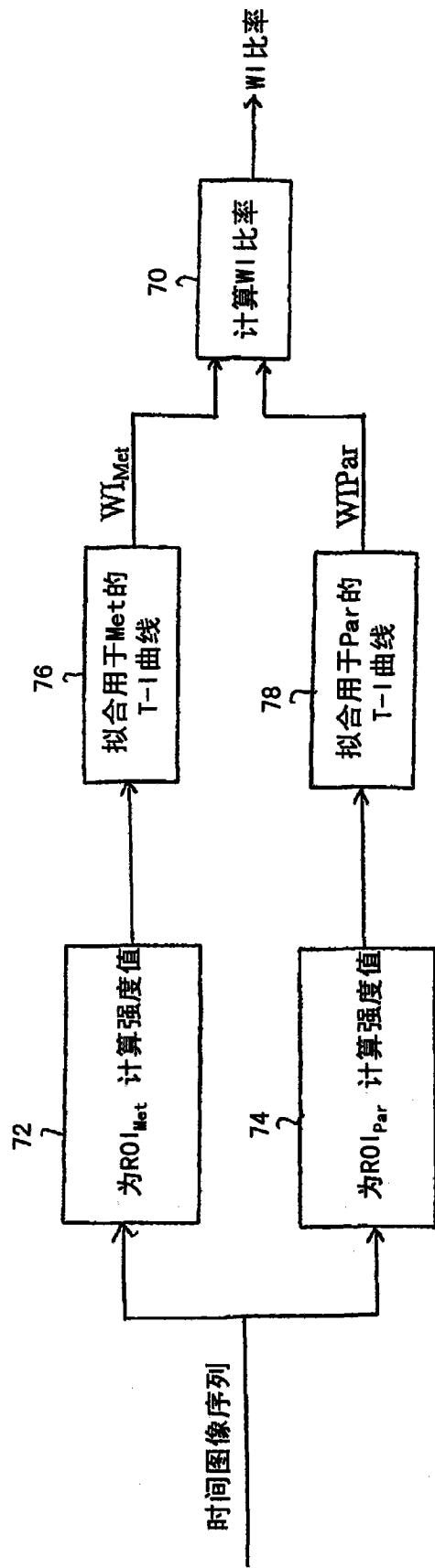


图 2

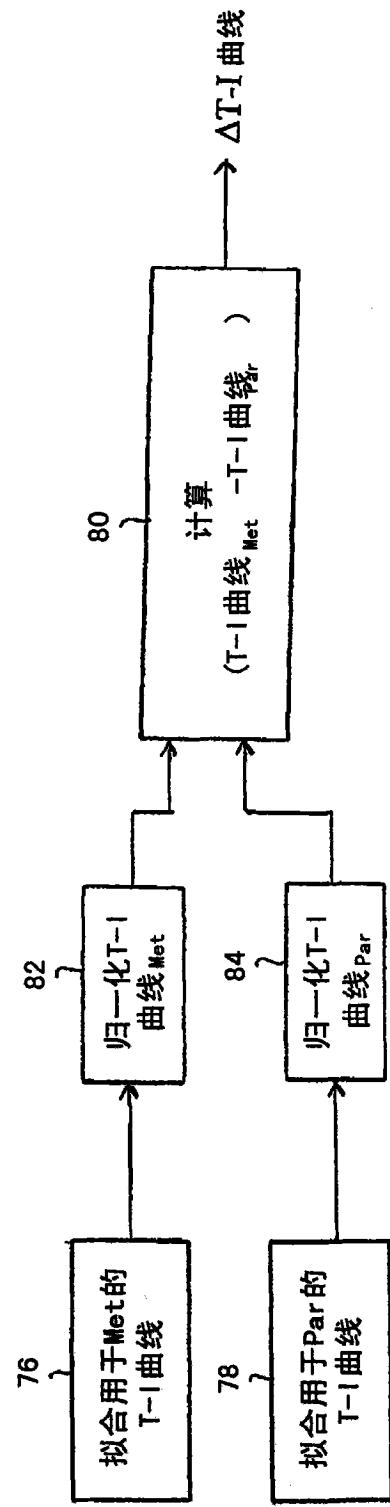


图 3

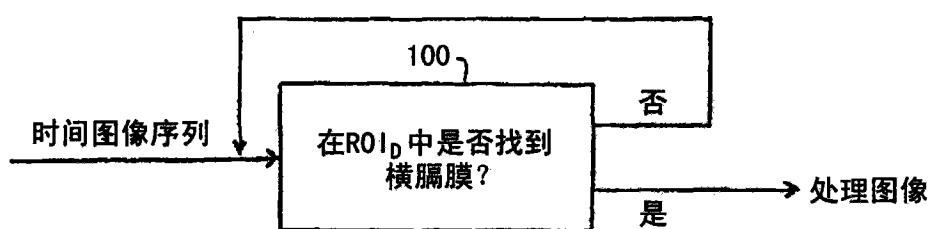


图 4

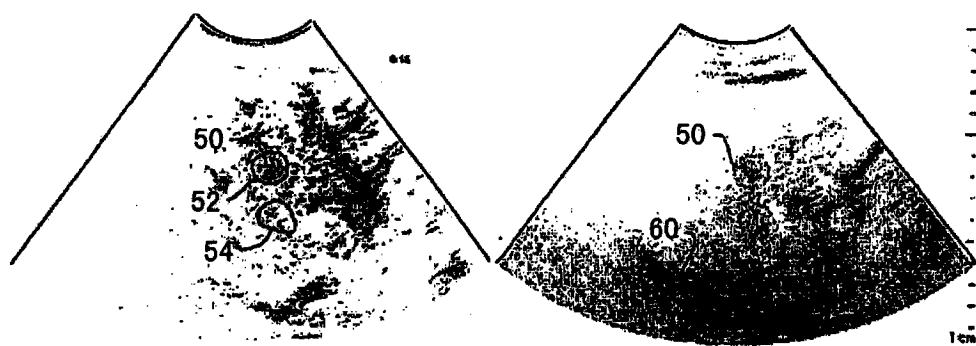


图 5

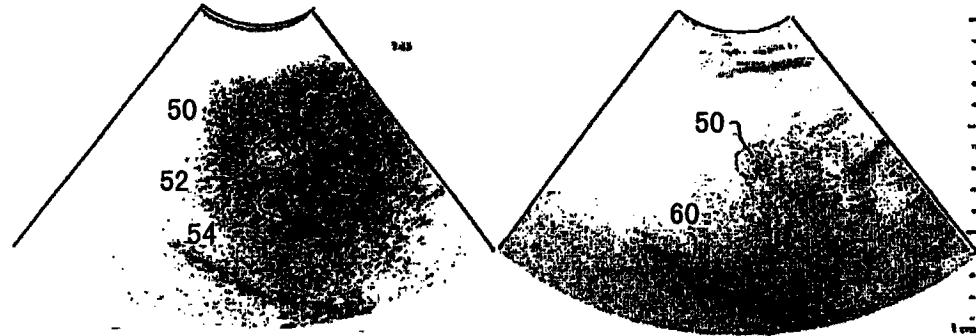


图 6

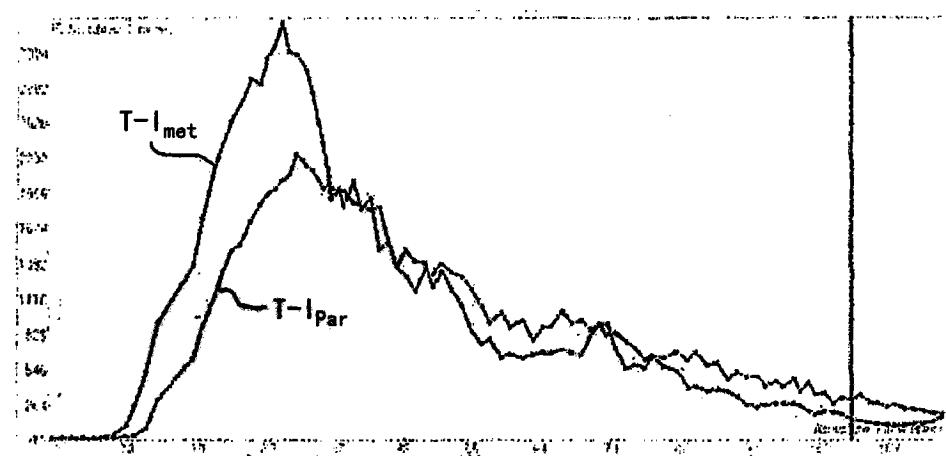


图 7

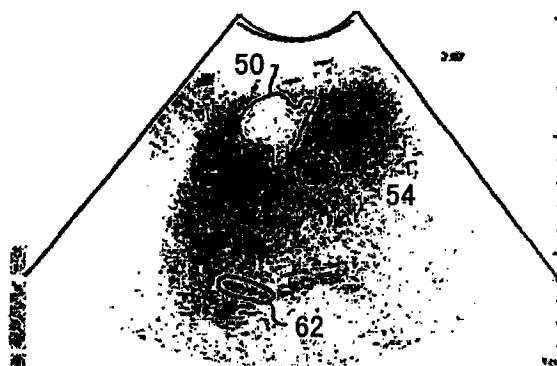


图 8

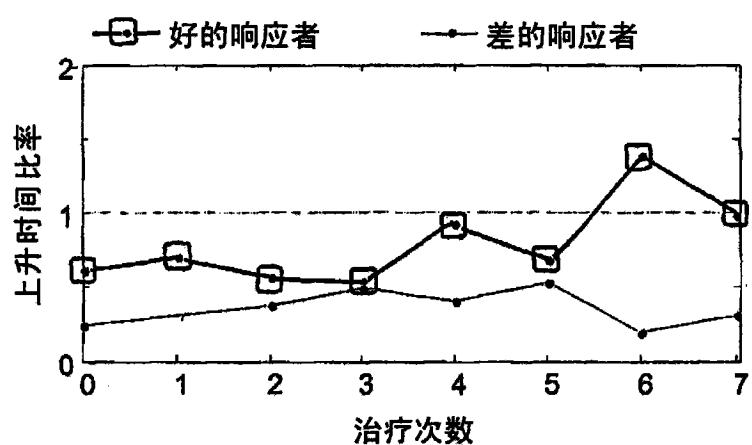


图 10

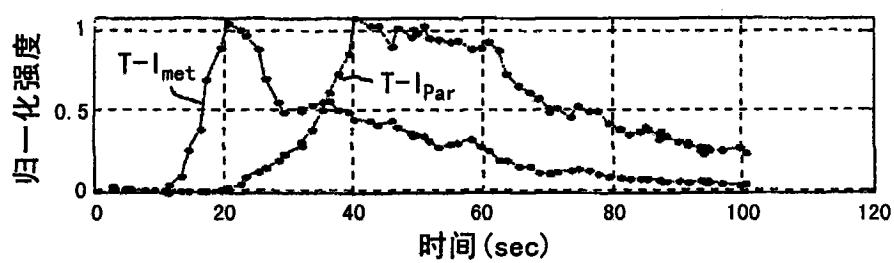


图 9a

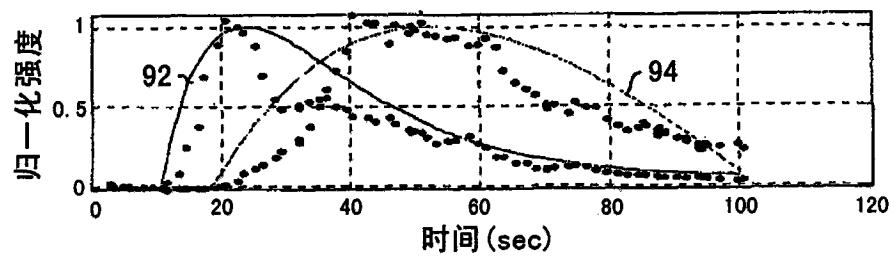


图 9b

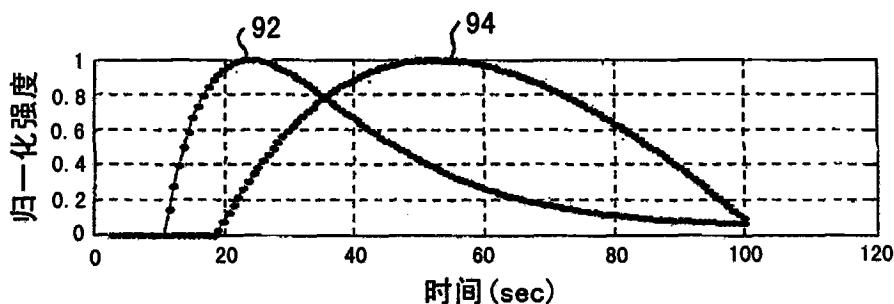


图 9c

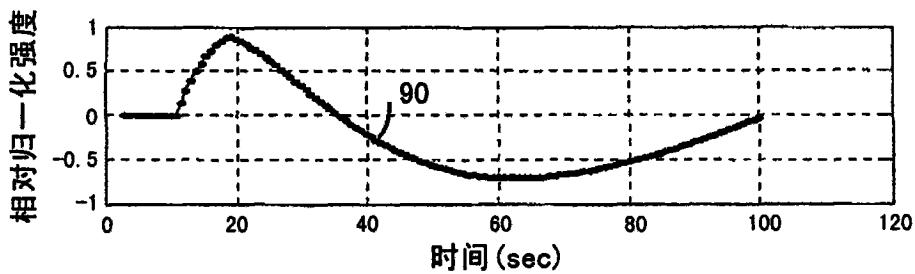


图 9d

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 利用超声造影剂的呼吸门控治疗评估 | | |
| 公开(公告)号 | CN101951839B | 公开(公告)日 | 2013-11-06 |
| 申请号 | CN200980102889.1 | 申请日 | 2009-01-23 |
| [标]申请(专利权)人(译) | ·M·阿韦基乌 | | |
| 申请(专利权)人(译) | ·M·阿韦基乌 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | ·M·阿韦基乌 | | |
| [标]发明人 | M阿韦基乌 M兰帕斯基斯 K基里亚科普路 | | |
| 发明人 | M·阿韦基乌 M·兰帕斯基斯 K·基里亚科普路 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 G06T7/20 A61B8/08 | | |
| CPC分类号 | A61B8/0833 G06T2207/10016 G06T2207/20104 A61B8/543 G06T2207/10132 G06T2207/30096 G06T2200/04 A61B8/481 G06T7/0012 | | |
| 代理人(译) | 王英 刘炳胜 | | |
| 审查员(译) | 王玮 | | |
| 优先权 | 61/022888 2008-01-23 US | | |
| 其他公开文献 | CN101951839A | | |
| 外部链接 | Espacenet Sipo | | |

摘要(译)

描述了用于借助于造影剂成像的对诸如病变、肿瘤和转移的病状的治疗进展进行监测的超声成像装置和方法。当一团造影剂注入包含所述病状的组织时采集图像序列。为肿瘤和正常组织计算造影剂洗入时间参数，并且计算两个洗入时间参数(称为WITR)的比率，其移除了从一个治疗监测会话到另一个治疗监测会话的过程中变化的影响。还生成病状和正常组织的时间强度曲线的差异曲线，其同样不受过程变化的影响。通过检测图像序列的每幅图像中诸如横膈膜的标记位置、并且放弃对在标记位置相对于探头呈现变化的那些进行处理，可以将呼吸的运动影响计入考虑。

