



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106413564 A

(43)申请公布日 2017.02.15

(21)申请号 201580026782.9

(22)申请日 2015.04.03

(30)优先权数据

62/002,239 2014.05.23 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2016.11.23

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2015/052461 2015.04.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02015/177658 EN 2015.11.26

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 王守罡 A·阿南德 黄圣文

S·塞特拉曼

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61N 1/06(2006.01)

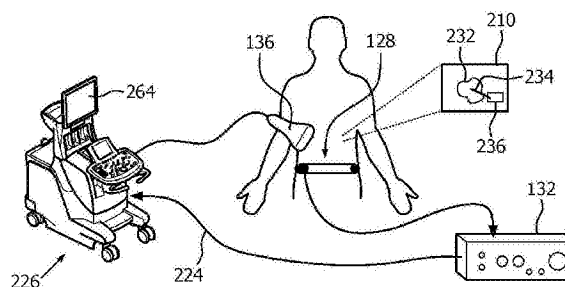
权利要求书2页 说明书6页 附图4页

(54)发明名称

使用自适应帧选择的运动门控的-超声温度测量

(57)摘要

检测对象的移动(204),并基于检测到的移动,选择性开始对对象的成像(228)。中断成像,使得所述开始和所述中断造成所述成像的时间上间隔开(216)的时段。在各自不同的时段采集的图像的内容被比较(238),以基于内容匹配所述图像。移动可以具有循环分量。对象可以包括身体组织,用于通过应用来自能量源的能量进行消融。要比较的图像可以描绘消融的各个区域,比较被限制到所述区域的外部。可以实时地执行检测、选择、比较和匹配。在一个实施例中,图像具有包括各自空间位置的部分,并且在形成图像的温度图时确定对象的位置处的各自的温度值。可以实时地显示图的时间序列以及任选地超声B模式图像。



1. 一种装置,包括:

移动检测处理器 (104), 其被配置为检测对象的移动;

图像采集电路 (108), 其被配置为基于检测到的移动来选择性地开始对所述对象的成像并且被配置为中断所述成像, 使得所述开始和所述中断造成所述成像的时间上间隔开的时段; 以及

图像匹配处理器 (112), 其配置为比较经由所述成像在所述时段的各自不同的时段中采集的图像的内容, 以基于所述内容来匹配所述图像。

2. 根据权利要求1所述的装置, 所述移动 (204) 包括周期性移动。

3. 根据权利要求2所述的装置, 所述移动检测处理器被配置为基于所述检测到的移动, 识别所述周期性移动的预定阶段的发生, 并且被配置为基于识别出的发生来对所述开始 (228) 的触发进行定时。

4. 根据权利要求2所述的装置, 在每时段的不同时间采集多个图像 (301), 所述移动检测处理器配置为基于所述检测到的移动来对所述开始的触发进行定时, 使得关于所述周期性移动, 所述时段逐阶段交叠, 由此共同包含预定义阶段。

5. 根据权利要求1所述的装置, 在所述时段的一个时段和另一个时段的每个中采集多个图像, 所述匹配包括发现所述时段的所述一个时段和所述另一个时段的帧之间的最佳匹配 (S436)。

6. 根据权利要求5所述的装置, 在所述时段的另一个时段中采集多个图像, 所述匹配还包括发现所述时段的所述一个时段和所述再一个时段的帧 (210) 之间的最佳匹配。

7. 根据权利要求5所述的装置, 在所述时段的再一个时段 (212) 中采集多个图像, 所述匹配还包括: 针对通过所述发现的匹配的帧, 发现在所述匹配的帧和所述时段的所述再一个时段的帧之间的最佳匹配。

8. 根据权利要求1所述的装置, 还包括图像监视处理器 (116), 所述图像监视处理器配置为经由所采集的图像实时监视所述对象。

9. 根据权利要求1所述的装置, 还包括能量源 (234), 所述对象包括身体组织, 所述装置被配置为通过应用来自所述能量源的能量进行消融。

10. 根据权利要求9所述的装置, 要在所述比较中进行比较的所述图像, 描绘所述消融的各自的区域 (232), 所述比较被限制到所述区域之外。

11. 根据权利要求1所述的装置, 被配置为实时地执行检测 (S404)、选择、比较和匹配。

12. 根据权利要求1所述的装置, 所述图像匹配处理器被配置为基于所述内容来斑点跟踪所述图像 (244、250) 的匹配。

13. 根据权利要求1所述的装置, 所述成像包括超声成像, 所述开始包括开始发射超声 (S420), 超声图像是各自地采集的所述图像中的。

14. 根据权利要求1所述的装置, 还包括传感器 (124) 以及所述传感器通信连接到的呼吸带, 所述移动检测处理器被配置为基于所述传感器的输出进行所述检测。

15. 根据权利要求14所述的装置, 所述连接包括物理连接。

16. 根据权利要求1所述的装置, 所述匹配 (238) 包括匹配图像帧。

17. 根据权利要求1所述的装置, 所述匹配包括零滞后交叉相关 (314) 以发现最佳匹配。

18. 根据权利要求1所述的装置, 所述匹配包括在搜索区域 (320) 上的滞后交叉相关。

19. 根据权利要求1所述的装置,所述图像各自地包括多个分段(306-312),所述比较包括逐段比较所述图像。

20. 根据权利要求1所述的装置,所述匹配得到匹配的图像,所述装置被配置为通过所述匹配来实时地导出所述匹配的图像的时间序列(S436-S448)。

21. 根据权利要求1所述的装置,来自所述匹配的图像中的图像包括具有各自的空间位置的部分,所述装置被配置为在基于所述图像形成温度图时,确定在所述对象的所述位置处的各自的温度值(S440)。

22. 一种图像运动门控方法,包括
检测对象的移动;
基于检测到的移动,选择性地开始对所述对象的成像(S412-S420);
中断所述成像,使得所述开始和所述中断造成所述成像的时间上间隔开的时段;以及
比较经由所述成像在所述时段的各自不同的时段采集的图像的内容,以基于所述内容来匹配所述图像。

23. 根据权利要求22所述的方法,所述对象包括人类、或动物、患者的身体组织,所述方法还包括时段到时段地保持成像探头(136)关于所述患者在空间上固定。

24. 一种记载了用于门控图像运动的程序的计算机可读介质,所述程序具有能够由处理器执行的指令用于执行多个动作,在所述多个动作中存在以下动作:

检测对象的移动;
基于检测到的移动,选择性地开始对所述对象的成像;
中断所述成像(S428),使得所述开始和所述中断造成所述成像的时间上间隔开的时段;以及
比较经由所述成像在所述时段的各自不同的时段采集到的图像的内容,以基于所述内容来匹配所述图像。

使用自适应帧选择的运动门控的-超声温度测量

技术领域

[0001] 本申请涉及在时间上间隔开的时段期间采集图像,更具体地,涉及匹配图像。

背景技术

[0002] 肝癌是生长在肝脏的表面上或内部的恶性肿瘤。通过医疗成像设备发现肝肿瘤或者肝肿瘤自身有症状地呈现为腹部肿块、腹痛、黄疸、恶心或肝损伤。每年在世界上有上百万原发性肝癌的新病例,其中83%发生于发展中国家。大约五十多万新案例是转移癌,大部分发生于西半球。

[0003] 近来,可以准确地靶向身体内任何地方处的肿瘤。

[0004] 目前,治疗肝癌的唯一合理机会是手术,要么通过切除(即,切除肿瘤)要么肝脏移植。如果肝脏中所有的已知癌被成功切除,则患者将具有存活的最佳前景。切除部分肝脏的手术称作肝脏部分切除术。当人足够健康并且切除所有肿瘤的同时保留足够的健康肝脏时,这是可行的。

[0005] 广泛应用的避免手术的替代方式是对肿瘤进行热处置的射频消融(RFA)。

[0006] 当前的临床应用设法通过插入的加热电极来递送致死剂量的热。电极可以在射频针的远端处被引入。身体组织被局部加热到高于60°摄氏度(C),凝固并由此破坏癌变区域。

[0007] 在过程期间,密切监视温度的变化以确保治疗质量。所述监视优选是无创的。

[0008] 在历史上已经用过若干温度监视技术。

[0009] 其中包括使用安装在射频针的端部上的热电偶,并且通过磁共振成像(MRI)进行空间监视。

[0010] 先进的电极包括可以关于其热沉积而被单独控制的多个端部。

[0011] 每个端部具有并入的热电偶(即,微小的温度计),其允许连续监视组织温度,并且自动调整每个端部的功率,使得目标温度保持恒定。

[0012] 采集实际消融的组织区的指示以引导改写自动调节。由此,降低功率水平,相应地实现关于消融程度的目的。

[0013] 理想地,所述指示将有效地在空间上区分已经被消融的组织与当前健康或未消融的组织。

[0014] 共同受让的属于Savery等人的美国专利No.8328721(后文称作“Savery”)描述了导出光吸收系数用于确定身体功能和结构。

[0015] 在Savery中,计算系数采用温度映射模块,用于基于超声探询来形成温度图。

[0016] 为此,随着时间的采集被比较并且优选利用相同超声成像参数进行。在此通过引用并入Savery中对温度映射模块的描述和其功能背后的分析。

[0017] 当比较随着时间的图像采集时,已知要补偿被成像对象中的周期运动。

发明内容

[0018] 本文中以下提出的内容解决上述关注点中的一个或多个。

[0019] 从未消融的组织区分消融组织将优选地通过实时监视身体内的体内三维(3D)温度分布而实现。

[0020] 实时监视身体内的体内3D温度分布目前只能通过共振成像(MRI)以合理的准确度来实现。

[0021] 然而,使用MRI扫描器作为3D温度计是非常昂贵的。

[0022] 可以使用计算断层扫描(CT)来进行温度测量,但是这只能进行温度变化的相对粗糙的测量,即,只在5°C内是准确的。

[0023] 对于实际的临床应用,这些方法受限于有限的空间采样(热电偶)、受限于有限的准确度(CT)、或受限于过程成本(MRI)。

[0024] 另外,对于以上描述的RF消融以及基于高强度聚焦超声(HIFU)的消融两者,在感兴趣区域内身体组织的运动显示了治疗精度和质量。

[0025] 关于运动补偿,计算机断层扫描CT、MRI和其它运动门控系统使用在呼吸周期的特定阶段处的固定时间延迟触发来补偿由呼吸引起的身体移动。可以将延迟设置为逐周期地挑选特定阶段,以基于在单个阶段的成像采集来稳定监视到的图像。

[0026] 然而,这种系统不能提供基于超声RF跟踪的温度测量的足够准确度。

[0027] 特别地,呼吸运动从周期到周期是不一致的,并且经常是不规则的。

[0028] 希望的是,响应于固定时间延迟触发而立即采集超声数据,所述触发是在检测到呼吸周期标志(例如,每个周期的峰值)时引起的。

[0029] 然而,如果人们要使用信号水平(例如,每个周期峰值)作为触发,则在检测到水平和触发超声系统之间将存在固有的延迟;并且使用经由超声接收到的RF数据的温度计算取决于逐呼吸周期地精确地维持探头相对于人体的位置。具体地,对于有效的温度估计,即,对于基于连续图像的准确的温度图,局部温度诱导的张力(其实质上是表观位移的空间梯度)必须小于0.5%。

[0030] 因此,在假设使用信号水平作为基于超声RF跟踪的温度测量的触发的情况下,考虑到类似的本文中以上提及的逐周期不规则性,上述固有的延迟将引起足够的空间移动以去相关并因此使得温度图退化。

[0031] 因此,将牺牲经由温度图的时间序列实时监视3D温度分布。

[0032] 这反过来将牺牲消融监视。

[0033] 本文提出的内容旨在减轻这样的牺牲。

[0034] 根据本文提出的内容,检测到对象的移动。基于检测到的移动,选择性地开始对对象的成像。成像被中断为使得所述开始和所述中断造成所述成像的时间上间隔开的时段。比较在各自不同周期内采集的图像内容,以基于所述内容来匹配图像。

[0035] 在子方面中,所述对象包括身体组织,用于通过应用来自能量源的能量而被消融。

[0036] 在另一子方面,要比较的图像描绘消融的各个区域。比较被限制到所述区域之外。

[0037] 作为相关的子方面,可以实时地执行检测、选择、比较和匹配。在本公开中,“实时”意味着在给定系统的处理限制和准确执行功能所需的时间的情况下没有故意的延迟。

[0038] 在另一方面中,对象的温度分布的表示被实时地更新并且能够被显示为温度图的时间序列以用于监视消融。

[0039] 以下将借助不按比例绘制的附图阐述新颖的在周期性的成像-对象-运动驱动的

采集之间的图像匹配的细节。

附图说明

[0040] 图1是根据本发明的实例性的图像匹配装置的示意图；

[0041] 图2和图3是提供与图1的装置的操作有关的公式和概念的范围的概念图；并且

[0042] 图4是展示图1的装置的可能操作的一组流程图。

具体实施方式

[0043] 图1通过图示和非限制的范例描绘了图像匹配装置100，其能够用于在周期性的成像-对象-运动驱动的采集之间进行基于图像的匹配，尤其在运动门控的超声温度测量中。装置100包括移动检测处理器104，(例如超声扫描器的)图像采集电路108，图像匹配处理器112，(例如超声扫描器的)图像监视处理器116，用于供应能量以加热身体组织的能量源120，呼吸期传感器124，以及通信地(例如，物理地)连接到传感器的呼吸带128。此外还包括呼吸记录设备132和成像探头136。

[0044] 如图2所示，移动对象(例如，肝脏或其部分)具有呼吸循环分量202，其由于最近的肺的对应运动而出现。在呼吸图或“波形”204中，作为纵坐标的对象的位移206的范围随着沿着横坐标的周期207而变化。还示出后续的周期208、209。图204中的连续“+”符号表示一系列帧210。每个序列构成采集的时段212。每个时段212被采集中的中断214所终止，导致间隔开的时段216。采集时段212的采集的帧210在本文中称作文件218。还示出另一后续文件220。图2中的每个采集在呼吸周期标志(例如，局部峰值222)之后。移动检测处理器104可以与呼吸记录设备132集成为单元，包括硬件或软件子系统，用于周期性地(即，在检测到局部峰值222时)向超声扫描器226发出帧采集触发224，以开始成像采集。发出触发224可以发生在检测到呼吸周期208中的峰值222之后的固定时间。扫描器226的图像采集电路108开始图像采集，如开始向上箭头228所示，并且在固定时间段之后，中断214采集，由此终止时段212，如中断向上箭头230所示。可以针对每个周期207-209进行采集，或者如图2所示，仅针对一些周期207、209进行，其中在波形204上的点标记针对当前周期的采集的开始。恰好超过每个点的波谷的负峰值对应于预定义的相位。针对周期207-209的采集时段逐相位地叠加，由此共同地包含相位，例如预定义的相位。

[0045] 呼吸带128和物理地连接的呼吸相位传感器124分别实现为PIess的美国专利公开No. 2008/0109047的带110/310和拉伸换能器。呼吸记录设备132可以与PIess的存储设备440一起被提供，用于在呼吸波形204被采集时对其进行存储。在此通过引用并入PIess的段落[0090]-[0014]的公开内容。呼吸记录设备132基于持续更新的存储的波形204来检测局部峰值222。

[0046] 如图2所示，每个采集到的帧210描绘由应用来自能量源120(例如，一个或多个消融电极234)的热形成的消融232的区域。

[0047] 进行本文中提出帧到帧比较，并限于消融232的区域之外。针对采集到的帧210示出了在消融232的区域之外的用于比较236的区域的范例。由于(一个或多个)电极234和消融232的周围区域趋向于集中在帧210中，因而可以将用于比较236的区域预设置为每个帧的固定区域，其从中央充分偏移，例如靠近帧的外围。操作者可以定义比较236的区域。例

如,这可以交互式地在屏幕上进行。

[0048] 在图2中关于两个相继的文件218、220示出了在本文提出的方法中的帧到帧比较238的范例,但是比较可以在非相继的文件中进行。例如,如果N个采集时段212每个得到M个帧210被采集,则帧到帧比较238一般指的是在一对文件248的第一文件218的一个帧j 244和一对文件的第二文件220的的另一帧k 250之间的比较,其中 $1 \leq j \leq M$ 并且 $1 \leq k \leq M$ 。一对248的第一文件218可以但是不必是跨N个文件的扫描的第一文件。

[0049] 在图3所示的取样实施例中,逐段地且基于斑点匹配进行比较238。从不同的采集时间段301、302中选择将进行比较303、304的两个帧。每个帧303、304可以逐像素划分为各个分段306、308、310和312。分段306可以具有一个或多个像素的宽度。帧303可以具有例如容纳8或9个分段的长度。在第一帧303中的每个分段306与第二帧304中的配对分段310交叉相关。采用归一化零滞后交叉相关(NZLCC) 314。

$$[0050] \quad NZLCC = \frac{\sum_{i=1}^n x_i y_i}{\sqrt{\sum_{i=1}^n x_i^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n y_i^2}}$$

[0051] 公式314中的值 x_i 是一个帧303中的像素的亮度值,且 y_i 是另一帧304中相对应的像素的亮度值。可能的亮度值的集合已经过滤到以零为中心的一范围。在整个分段306上进行公式314中的求和。

[0052] NZLCC 314的相关系数用作相似指数。其范围在-1到1。值1表示两个向量 $\{x_i\}$ 、 $\{y_i\}$ 相等。值-1表示两个向量正好相反。

[0053] 对在帧对303、304的所有分段上的相似指数求平均以达到整个帧对相似指数。

[0054] 用针对前两个文件315、316中的每个的M个帧的MxM个整体帧对相似指数来填充MxM矩阵中的条目。

[0055] 对应于最高值条目的两个帧210被认为在两个文件315、316之间最佳匹配。

[0056] 将两个帧315、316选择作为温度图信息的输入。

[0057] 在一些实施例中,不需要从第一文件315中进一步选择帧。

[0058] 在一个这种实施例中,从第一文件315中选择出的帧210用作参考帧,用于任何后续基于斑点的比较。特别地,针对用作所述对的第二文件的下一文件(即,第三文件)重复上述过程;然而,只考虑第一文件315的一个帧,即,如上所述已经确定的参考帧。因此,取代MxM矩阵,形成整体帧对相似指数的1xM矩阵。最高值条目确定针对当前文件(即,第三文件)的帧选择。基于1xM矩阵的该相同过程重复以从用作一对的第二文件的第四文件选择帧;并且针对当前文件每次重复过程,直到第N个文件。因此,总共选择N个帧210。在参考帧和各自每个其它N-1个选择帧之间可形成温度图。另一可能性是在N个帧序列的每对连续帧之间形成温度图。在任一情况下,温度图和超声B模式图像两者可以表示为在作为扫描器226一部分的显示器254上的实时影片。温度图和同时的B模式图像可以是分开的,例如,并排的,或者温度图可以在B模式图像中叠加。

[0059] 在另一这种实施例中,从被比较的每对文件的第二文件中选择新的参考帧。特别地,新的参考帧每次是紧邻前两帧选集中选择的帧。因此,如果文件L的帧j与文件L+1的每个帧进行比较,这是因为帧j(现在是参考帧)是来自先前帧选集文件L的最佳匹配帧。因此,如在以上紧邻的实施例中,第一帧选集利用MxM矩阵,但是后续帧选集每个基于各自的1xM矩阵。因此可以在N个帧序列的每对连续帧之间形成温度图。

[0060] 替代地,温度图的逐对的帧选集每次考虑两个文件的所有帧;但是,每次,正在被比较的是N个文件扫描的第一文件315,其是每对文件中的第一文件。因此,存在N-1个MxM矩阵。在每对最佳匹配的帧之间或者替代地在相继的文件的选择帧之间能够形成温度图。

[0061] 所有的上述实施例使用零滞后交叉相关以识别跨周期同相位成像。

[0062] 然而,另一方法是在最大相关滞后上搜索异相。在该方法中,不是每帧逐片进行相关;而是,在其它帧中的搜索区域上将比较的帧的单个区域交叉相关。应该将该搜索区域保持足够小,使得图像间重叠仍然为消融程度确定提供足够宽的温度图。比较的区域可以是二维的或三维的,用于以两个最大滞后或三个最大滞后相应地进行搜索。最佳匹配通常仍可以是零滞后的,但是在特定周期阶段处由探头136的差的声接触的偶然性可以以轻微的异相帧被准确地容纳。

[0063] 在该方法中,当两个比较区域317、318都驻留在共同搜索区域320内时,它们可以匹配。点线322、324划定图像内容,其大部分在一个帧326内。完整的图像内容或类似版本在另一帧328内。在图3的一维搜索的简化情况中,滞后的交叉相关(LCC) 330在特定滞后332处经历最大的相关系数值。两个帧326、328的重叠区域334,其从点线322向右延伸到平行的等长实线,能够用于形成相同空间幅度的温度图作为重叠区域。如果文件间匹配限制于相继的文件218、220并且如果参考帧总是与当前文件的M个帧匹配,则在多文件扫描期间的后续搜索(即,分别确定帧3到N)可以在零滞后处实现最优性。对于发现零滞后是最优的时候,存在考虑重叠而引入的非常少的或没有另外的区域缩小的趋势。该相同的趋势存在于单个参考帧(例如,在最初的文件中)被用于在分别确定帧3到N的后续搜索中匹配的所有帧的情况中。

[0064] 可操作地且参考图4作为范例,经由呼吸带128检测具有大循环分量的移动(步骤S404)。呼吸记录设备132记录移动(步骤S408)。重复这两个步骤直到移动检测处理器104检测到局部峰值222(步骤S412)。当检测到峰值222时(步骤S412),移动检测处理器104在检测之后的固定时间发出触发224(步骤S416)。图像采集电路108发射超声波来在触发224之后的固定时间开始图像采集(步骤S420)。当采集的当前时段212过期时(步骤S424),中断采集(步骤S428)。如果该过程要继续(步骤S432),则返回到移动检测步骤S404。

[0065] 在并发例程中,图像匹配处理器112执行帧选择算法以在当前文件220中发现匹配的帧210(步骤S436)。图像监视处理器116利用发现的帧和先前帧作为输入来执行温度估计算法(步骤S440)。图像监视处理器116操作显示器264来呈现基于温度估计算法的输出形成的温度图并且任选地呈现对应的存储的B模式图像(步骤S444)。如果该过程继续(步骤S448),则返回到匹配帧发现步骤S436。

[0066] 以上描述了应用于加热的能量的模式作为射频消融(RFA)。然而,在本文提出的目标范围内,可以以其它方式如通过聚焦激光束而进行消融。在这种情况下,经由温度图确定在波束路径中的身体组织的化学成分。消融生物组织改变其化学成分,但是不一定改变其回声发射性。然而,改变了光吸收。至少在激光束的路径上可确定消融的程度。Savery涉及在材料成分分析时使用单色光和温度图。Savery的未在上文通过引用并入的部分由此通过引用在此并入。程度的指示符可以在显示器254上在温度图或B模式图像上类似地实时显示。如上所述,可以单独的(例如,并排)呈现图和并发图像,或者图可以重叠到B模式图像上。

[0067] 虽然本发明的方法可以有利地应用于向人类或动物主体提供医学处置,但是本发明的范围不限于此。更广泛地,本文公开的技术指向描绘本质上以循环方式移动的对像的图像的相位特定的视图稳定。

[0068] 虽然已经在附图和前述描述中详细图示和描述了本发明,但是这种图示和描述被认为是说明性或实例性的而非限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0069] 例如,在步骤S420的RF采集中,可以保存波束成形之后的原始信号以用于后续信号处理。作为另一范例,成像探头136可以是线性的、凸面的(或“曲线的”)、相位阵列、矩阵、经胸廓的(TTE)、或经食道的(TEE)探头。在另一范例中,在传感器124和呼吸带124之间的通信连接可以是:使得装置100配置有远离呼吸带定位的、光学地监视带移动的传感器。

[0070] 本领域技术人员在实践所要求保护的发明时,通过研究附图、公开内容和随附权利要求,可以理解和实现所公开实施例的其它变型。在权利要求中,词语“包括”不排除其它元件或步骤,并且词语“一”或“一个”不排除复数。在权利要求中的任何附图标记不应被解释为对范围的限制。

[0071] 计算机程序可以暂时、临时或较长时间地存储于适当的计算机可读介质上,例如光存储介质或固态介质。这种介质仅在不是瞬态传播信号的情况下是非瞬态的,但是包括其它形式的计算机可读介质,例如寄存器存储器、处理器高速缓存和RAM。

[0072] 单个处理器或其它单元可以实现在权利要求中记载的若干项的功能。尽管在相互不同的从属权利要求中记载了特定措施,但是这不指示不能有利地使用这些措施的组合。

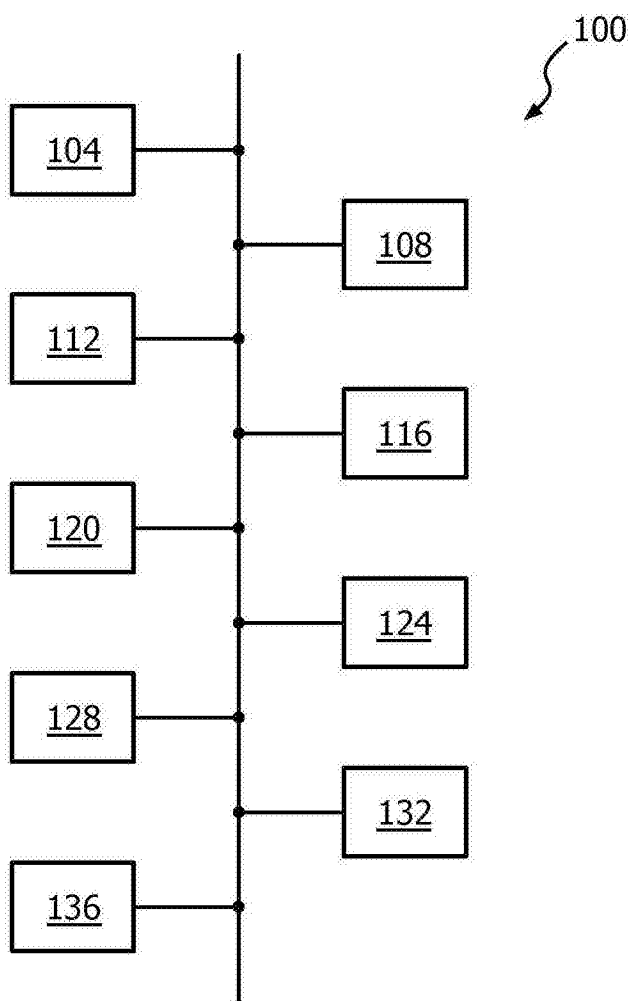


图1

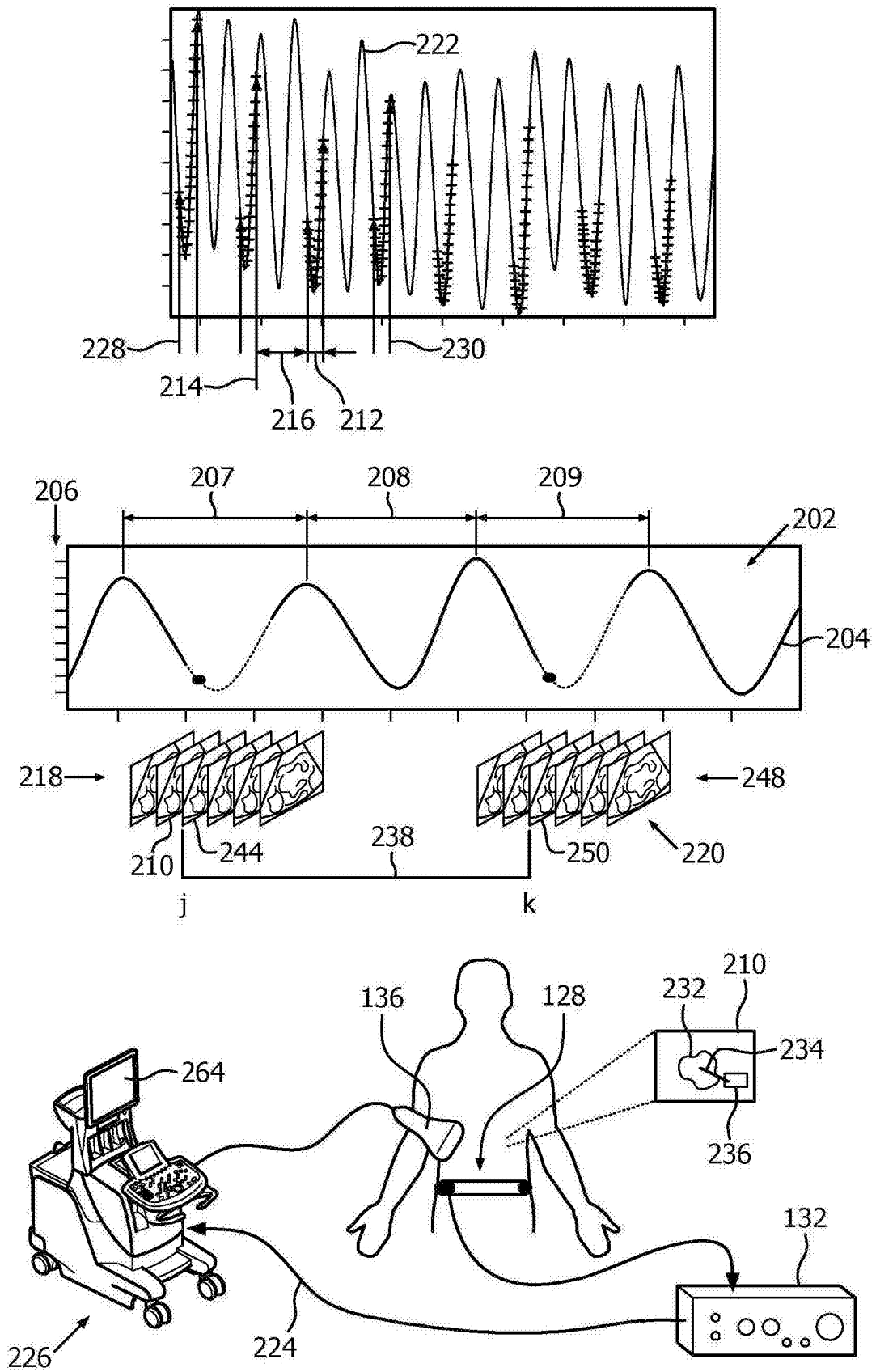


图2

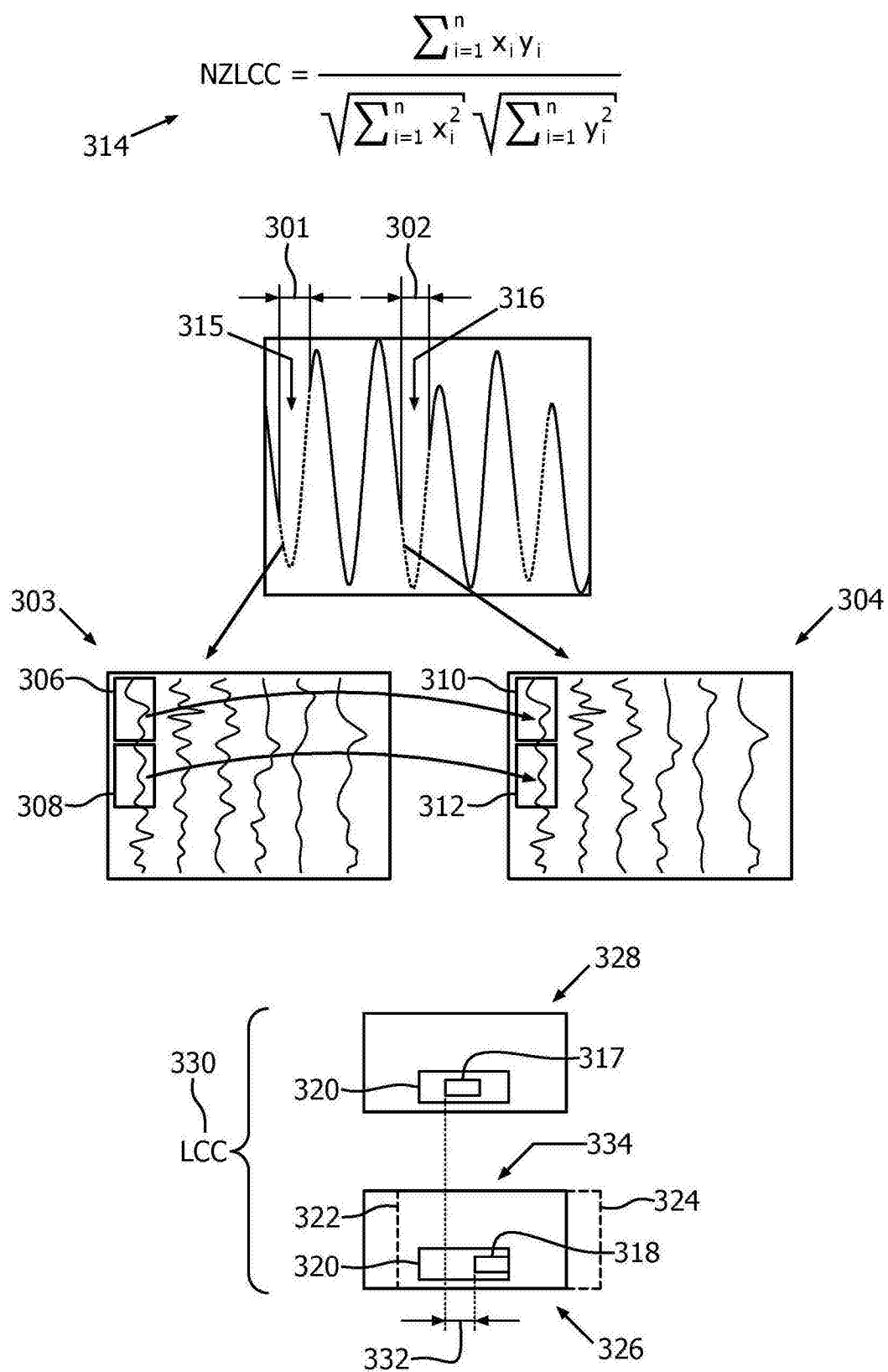


图3

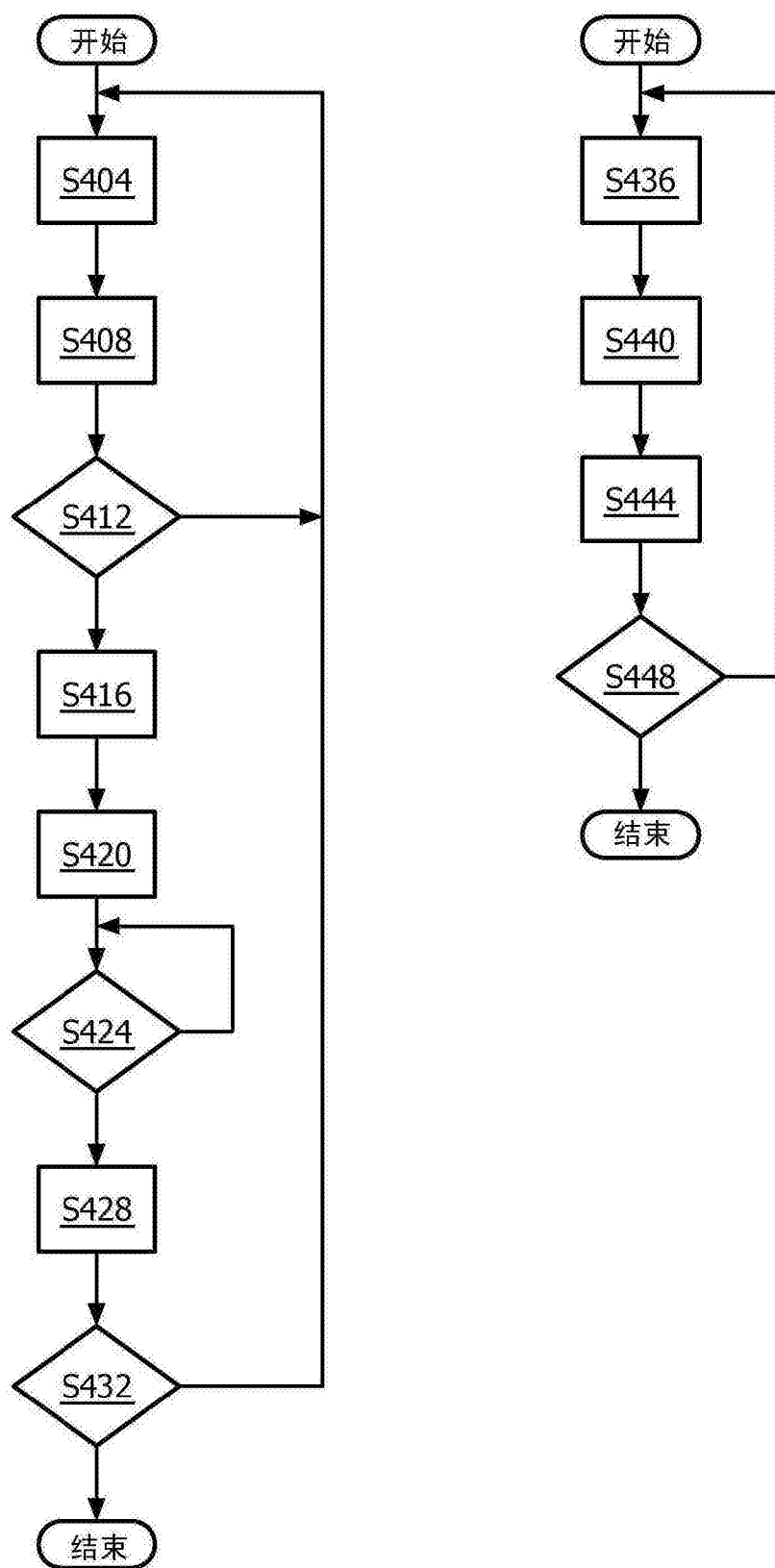


图4

专利名称(译)	使用自适应帧选择的运动门控的-超声温度测量		
公开(公告)号	CN106413564A	公开(公告)日	2017-02-15
申请号	CN201580026782.9	申请日	2015-04-03
[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)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	王守罡 A阿南德 黄圣文 S塞特拉曼		
发明人	王守罡 A·阿南德 黄圣文 S·塞特拉曼		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 A61N1/06		
CPC分类号	A61B8/5276 A61B8/085 A61B8/4209 A61B8/5246 A61B8/543 A61N1/06		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	62/002239 2014-05-23 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

检测对象的移动(204)，并基于检测到的移动，选择性开始对对象的成像(228)。中断成像，使得所述开始和所述中断造成所述成像的时间上间隔开(216)的时段。在各自不同的时段采集的图像的内容被比较(238)，以基于内容匹配所述图像。移动可以具有循环分量。对象可以包括身体组织，用于通过应用来自能量源的能量进行消融。要比较的图像可以描绘消融的各个区域，比较被限制到所述区域的外部。可以实时地执行检测、选择、比较和匹配。在一个实施例中，图像具有包括各自空间位置的部分，并且在形成图像的温度图时确定对象的位置处的各自的温度值。可以实时地显示图的时间序列以及任选地超声B模式图像。

