

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200780023292.9

[51] Int. Cl.

G06T 7/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)

G01S 15/89 (2006.01)

[43] 公开日 2009 年 7 月 1 日

[11] 公开号 CN 101473349A

[22] 申请日 2007.6.19

[21] 申请号 200780023292.9

[30] 优先权

[32] 2006.6.23 [33] EP [31] 06300720.7

[86] 国际申请 PCT/IB2007/052336 2007.6.19

[87] 国际公布 WO2007/148279 英 2007.12.27

[85] 进入国家阶段日期 2008.12.22

[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 P·索莱尔 O·热拉尔

G·德尔索 P·阿兰

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王 英

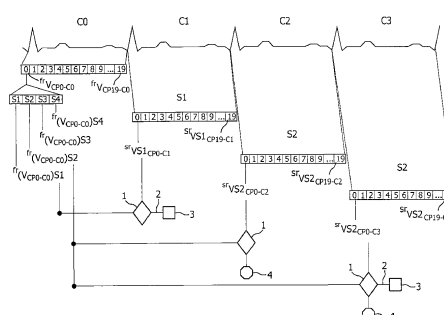
权利要求书 2 页 说明书 7 页 附图 2 页

[54] 发明名称

用于三维超声成像的方法、装置和计算机程序

[57] 摘要

一种用于医学超声成像的方法和装置。在一心动周期期间，以第一分辨率采集整个器官的三维图像数据。在另一心动周期期间，以较高的第二分辨率采集器官一个扇区的三维图像数据。比较这些数据以允许关于扇区整个器官配准。



1、一种用于医学超声成像的方法，包括如下步骤：

a) 在患者的一心动周期期间，以第一分辨率采集表示感兴趣器官的体积的第一超声图像数据；

b) 在所述患者的另一心动周期期间，以高于所述第一分辨率的第二分辨率采集表示所述体积的三维扇区的第二超声图像数据；

c) 比较所述第一和所述扇区的所述第二超声图像数据以检测所述第一和所述第二超声图像数据之间的相似度，并且根据所述比较，

如果所述第一和所述第二超声图像数据基本相似，就使所述三维超声第二图像数据有效，否则

进一步处理所述扇区。

2、根据权利要求1所述的用于医学超声成像的方法，其中，比较所述第一和所述第二超声图像数据的所述步骤包括根据对差平方和、绝对差和、归一化相关性或归一化交互信息中之一计算它们的相似度。

3、根据权利要求1所述的用于医学超声成像的方法，其中，使所述数据有效的所述步骤包括将所述扇区的第二超声图像数据记录在存储器中或显示在显示器上。

4、根据权利要求1所述的用于医学超声成像的方法，其中，进一步处理所述扇区的所述步骤包括采集所述扇区的新第二分辨率超声图像数据且重复所述比较步骤，或者对所述三维超声第二图像数据进行插值。

5、根据权利要求1所述的用于医学超声成像的方法，其中，所述体积是患者的整个心血管器官，并且所述方法包括在所述患者的多个心动周期期间以所述第二分辨率采集表示多个扇区的多个第二超声图像数据，所述多个扇区覆盖所述患者的整个心血管器官。

6、根据权利要求5所述的用于医学超声成像的方法，其中，至少两个扇区部分重叠。

7、根据权利要求5所述的用于医学超声成像的方法，其中，对所述体积或扇区进行采集的所述步骤包括在心动周期的数个相位期间采集图像数据，而所述比较步骤将在一心脏相位期间以第一分辨率采集的一扇区的所述图像数据与在相同心脏相位期间以第二分辨率采集的相同扇区的所述图像数据进行比较。

8、根据权利要求1所述的用于医学超声成像的方法，其中，进一步处理的所述步骤包括输出警告信号的步骤。

9、一种用于医学超声成像的装置，包括：

一种采集系统，其设置为：

在患者的一心动周期期间以第一分辨率采集表示感兴趣器官的体积的第一超声图像数据；

在所述患者的另一心动周期期间以高于所述第一分辨率的第二分辨率采集表示所述体积的三维扇区的第二超声图像数据；以及

比较器，用于比较所述第一和所述扇区的所述第二超声图像数据。

10、一种用于控制医学超声成像装置的计算机程序，所述计算机程序实现为：

用于控制在患者的一心动周期期间以第一分辨率采集表示感兴趣器官的体积的第一超声图像数据的模块；

用于控制在所述患者的另一心动周期期间以高于所述第一分辨率的第二分辨率采集表示所述体积的三维扇区的第二超声图像数据的模块；以及

用于比较所述第一和所述扇区的所述第二超声图像数据的模块。

用于三维超声成像的方法、装置和计算机程序

技术领域

本发明涉及医学超声成像，并且尤其涉及一种用于三维超声成像的方法、装置和计算机程序。

背景技术

与经典二维成像相比，三维超声心动图（echocardiology）在医学诊断中具有许多优点。例如，其允许进行更准确的量化（诸如左心室容积测量）和射血分数的计算，这是因为未对左心室的形状进行任何假设。而且，由于在单次采集中可见心脏的大部分，总检查时间减少。

另一方面，由于将收集的数据量大于二维情况，减少了空间和时间分辨率。为了获得高分辨率的大体积，对左心室的采集通常分成四个扇区，每个扇区在不同的心动周期中获得。然而，如果在数个心动周期期间心脏运动不是精确周期性的，那么需要数个心动周期来获得高分辨率体积，这可能导致数据不同扇区之间的分离。

作为一个实例，根据 US5,993,390 的医学超声三维成像系统，与患者的相应心动周期同步，采集表示患者中感兴趣体积的三维扇区的超声图像数据，并且将表示各扇区的图像数据组合以提供表示该体积的三维超声图像的图像数据。

如在本专利中所述，该系统的缺点是心脏在心搏之间的运动可能导致所显示图像的不连续。

发明内容

本发明的目的是提供一种采集方法，其允许避免感兴趣体积的三维图像中的接合伪影。

根据本发明，一种用于医学超声成像的方法，包括如下步骤：

a) 在患者的一心动周期期间，以第一分辨率采集表示感兴趣器官的体

积的第一超声图像数据；

b) 在所述患者的另一心动周期期间，以高于所述第一分辨率的第二分辨率采集表示所述体积的三维扇区的第二超声图像数据；

c) 比较所述第一和所述扇区的所述第二超声图像数据以检测所述第一和所述第二超声图像数据之间的相似度，并且根据所述比较，

—如果所述第一和所述第二超声图像数据基本相似，就使三维超声第二图像数据有效，否则

—进一步处理所述扇区。

以第一低分辨率进行采集允许在单一心动周期中获得整个感兴趣体积的图像。该图像用作以第二较高分辨率采集的扇区的参考。通过比较以高分辨率采集的扇区与以低分辨率采集的体积的相应部分，可以评估在采集该体积和采集该扇区之间，该扇区是否已经移动。该信息允许避免在最终高分辨率图像中产生伪影，这是因为如果未对在采集该体积和采集该扇区之间已经移动的扇区进行进一步处理，该扇区在最终高分辨率图像中会产生伪影。

本发明还涉及一种用于医学超声成像的装置，以及用于实现根据本发明的方法的计算机程序。

附图说明

现在将作为实例参考随附附图更详细的描述本发明，其中：

图 1 是分成数个扇区（图 1B）的三维体积（图 1A）的横截面视图；

图 2 是显示出伪影的三维体积的示意图；

图 3 示出了分成二十个心动时相的 ECG 波形；

图 4 示出了根据本发明采集图像的流程图。

具体实施方式

所有已知现有技术的三维心脏成像技术已经具有低分辨率和/或长采集时间。在长采集时间的情况中，由于心脏、呼吸、患者和/或声谱仪技师的运动，图像通常呈现为不连续。如前所述，由于需要高分辨率，在多个、例如四个心动周期中，通常执行心动描记全体积采集。在每个周期，仅对整个心脏体积的一部分（例如，

四分之一)的扇区成像。成像的心血管器官还可以仅仅是左心室,但是仍然使用四个不同的扇区对其进行成像。应当注意到,根据本发明可以对其它感兴趣的器官成像,只要它们的运动具有与心动周期相关的某个周期性。

然而,患者(呼吸、位移)、超声探头的运动或任何心率改变(即心律不齐)导致各扇区之间的边界,并且产生伪影(F),如图2中箭头所示。

应当注意到,US2005/0228280公开了一种用于采集供显示的超声数据的方法。该方法包括:

- (a)以第一空间分辨率在三维体积中进行扫描;以及
- (b)以第二空间分辨率在该体积的三维子体积中进行扫描,该第二空间分辨率高于第一空间分辨率。

更详细地,步骤(b)包括以第二空间分辨率在整个三维子体积中进行扫描,而步骤(a)包括以第一空间分辨率在除了该子体积之外的整个三维体积中进行扫描。

与具有较高空间分辨率的相同区域相比,可以更快速地扫描较低空间分辨率的体积。通过以较高空间分辨率扫描该子体积,医学诊断可以得以改进或者基于更多信息内容。然而,这种医学诊断意味着需要用户具有足够的医学知识来使用该图像。通过以较低分辨率扫描三维体积的剩余部分,可以提供较低分辨率的解剖参考信息,用于帮助操作者定位与较高分辨率成像相关的子体积。然而,本文未公开的是,将以高分辨率采集的子体积的图像与以较低分辨率采集的相同子体积的图像相比较。另外,三维子体积和除所述子体积之外的三维体积指的是将成像的体积的两个不同区域,并且因而在所述体积和子体积之间的边界处可能发生伪影。

下文描述的本发明是一种用于获得不具有伪影的大的高分辨率图像体积的采集方法,用于实现这种方法的装置以及控制该装置操作的计算机程序。

用于医学超声成像的装置包括:

- 换能器,其包括换能器元件的阵列;
- 发射器,其用于使用所述换能器将超声能量发射到感兴趣器官的体积中,作为多个发射波束;
- 接收器,其用于使用所述换能器、响应于所述超声能量从所述体积接收超声回波,并且用于产生表示接收到的超声回波的接收信号;
- 接收波束形成器,其用于处理所述接收到的信号以对每条所述发射波束形

成至少一条接收波束，并且产生表示所述接收波束中的超声回波的图像数据；

一电路，设置用于控制以第一分辨率对表示心动周期期间的体积的图像数据的采集和以第二较高分辨率对表示心动周期期间的体积的扇区的图像数据的采集，以及

一比较器，用于比较第一和体积扇区的第二分辨率图像数据。

根据所述比较，将该装置设置为使表示该扇区的三维超声第二分辨率图像数据有效，或者将该装置设置为进一步处理该扇区。

另外，可以提供其它部件，诸如用于存储超声数据的存储器、显示器和用户输入。波束形成器可用于以一个空间分辨率在三维体积中进行扫描和可用于以较高空间分辨率在该三维体积的子体积或扇区中进行扫描。例如，扫描频率、成像带宽、孔径大小、孔径位置、变迹类型、扫描几何形状和扫描线强度中的一个或多个，根据正扫描三维体积的哪部分而改变。使用较高的频率，较大的孔径和较密集的扫描线分布，以较高的空间分辨率扫描子体积或扇区。与具有较高空间分辨率的相同区域相比，可以更快速地扫描较低空间分辨率的体积。

波束形成器可用于在发射和接收事件之间的参数之间进行切换，以便于改变横向伸展、扫描位置或分辨率，所述参数诸如孔径、频率、变迹分布曲线、延迟分布曲线及其组合。通过在波束形成参数之间进行切换，可以提供扫描模式的各种组合中的任意一种，诸如在第一心动周期期间以第一分辨率模式、例如低分辨率扫描整个三维体积，并且随后在另一心动周期期间以第二分辨率模式、例如较高分辨率扫描子体积或扇区。

该装置可以使用计算机程序，其控制将波束形成器从一个分辨率模式切换至第二较高分辨率模式，其使得对图像数据的采集与由例如 ECG（表示心电图）传感器传送的心动周期信号同步，并且其执行根据本发明的方法的步骤。

波束形成器信号可以存储在图像数据缓冲区中，如下所述，该缓冲区存储用于图 1A 和 1B 所示的图像体积（V）的不同体积扇区（ VS_i ）的图像数据（图 1B 中，扇区 VS_1 、 VS_2 、 VS_3 和 VS_4 分别命名为 S1、S2、S3 和 S4），以及用于图 3 所示的心动周期 C_k 的不同心动时相（ CP_j ）。

体积（V）具有圆锥形，其顶点位于换能器阵列的中心。本发明的优选应用是心脏成像。为了有助于心脏成像，可以将体积（V）分成用于对患者心脏成像的三维扇区（ VS_i ）。

因而，例如，扇区的横截面可以是正方形、长方形、圆形或不规则的形状。

而且, 单一体积中, 不同的扇区可以具有不同的大小和形状。

对于给定体积, 扇区的大小、形状和数量的选择可以部分地基于为如下所述的特定心脏相位期间的图像数据采集提供的时间。

将理解的是, 体积自身不局限于圆锥形, 并且可以具有各种不同的形状和大小。例如, 该体积可以是棱锥体或者截棱锥。对该体积的大小和形状的选择可以基于正在使用的换能器的应用和类型。

本发明的特征基于与患者心动周期同步地采集用于一个或多个扇区的图像数据。在图3中示出了ECG波形的一个实例。在图3的实例中, ECG波形示出了每860毫秒一次心搏。心动周期可以分成用于成像的多个心脏相位。在一个实例中, 可以利用约433毫秒的20个心脏相位CP_j中的每一个。对心脏相位持续时间的选择典型地基于心脏不显著运动的最大时间。可以利用更多或更少的心脏相位。

使用患者的ECG波形来触发图像数据采集, 从而数据采集与每个患者的心动周期同步。更特别地, 图像数据采集与心动周期中的特定相位同步。而且, 在每个心动周期中的每个相位期间, 可以采集图像数据。在每个心脏相位期间采集的图像数据的量是心脏相位的持续时间和图像数据的采集速度的函数。

参考图4描述了对用于构成该体积的大量扇区的图像数据采集。该体积(V)定义为具有数个扇区(VS1—VS4)。每个心动周期C_k定义为具有数个心脏相位(CP0—CP19)。在例如四个心动周期C0—C3期间采集图像数据。使用该符号, 以第一分辨率(fr)在心动周期C0的心脏相位CP0期间采集用于体积(V)的图像数据^{fr}V_{CP0-C0}。在心动周期C0的心脏相位CP1—CP19期间采集用于体积(V)的^{fr}V_{CP1-C0}, ..., ^{fr}V_{CP19-C0}。

在本文中, ^{fr}(V_{CPj-C0}) Si = FR_{Si} 指示相应于扇区(Si)和在第一心动周期C0的相位CP_j期间以第一分辨率采集的用于体积(V)的数据部分。在心动周期C1的每个心脏相位(CP0—CP19)期间, 以第二分辨率(sr)类似地采集用于体积扇区VS1的图像数据^{sr}VS1_{CP0-C1}, ^{sr}VS1_{CP1-C1}, ..., ^{sr}VS1_{CP19-C1}。下文中, ^{sr}VSi_{CPj-Ck} = SR_i 指示在心动周期C_k的心脏相位(CP_j)期间在扇区Si上进行的第二分辨率采集的图像数据。

根据图4上所示的本发明方法, 将相同扇区Si的第一^{fr}(V_{CP0-C0}) Si 和第二^{sr}VSi_{CP0-C0} 图像数据与确定条件相比较, 以当比较结果满足该条件时使表示该扇区的三维超声第二图像数据有效。

将每个SR扇区(SR_i)与FR采集(FR_{Si})相比较(1)。在一个实施例中,

通过以差平方和 (a sum of squared difference) 的形式计算 FR 和 SR 扇区的图像数据之间的相似度 T_i , 来使不同扇区有效 (2)。

$$T_i = \min_{T_i} \sum_{\forall x \in (FR \cap SR)} (FR_{Si}(x) - SR_i(x))^2$$

如果和未超出预定值, 则将第二分辨率的图像数据保存 (3) 在装置的存储器中或者直接显示在显示器上。否则, 在下一个心动周期开始时触发相同扇区的新采集 (4), 直到图像数据满足条件或直到在相同的扇区上给定数量的采集不成功, 并且在该后一种情况下, 将警告信号发送至操作者。一旦上述和超出预定值, 也可以输出警告信号。该方法的一个优点是获得不具有伪影的大的高分辨率图像体积。

作为图 4 中所示的实例, 如果在 $(^fV_{CP0-C0})$ S2 和 $^sVS2_{CP0-C2}$ 之间进行比较期间, 上述和超出了预定值, 则不将在心动周期 C2 期间获得的第二分辨率的图像数据保存 (3) 在装置的存储器中。在下一个心动周期 C3 期间触发 (4) 和实现新采集, 直到图像数据满足条件, 或者已经尝试了大量的不成功采集。

此外, 如果在心动周期 C_k 的第一相位期间采集的给定数量的图像数据 $^sVS_{i_{CPj}-Ck}$ 满足条件, 并且在其余相位期间的其余图像数据采集不满足条件, 那么该系统可以对这些不满足或无效采集进行插值, 因而避免在下一心动周期期间对相同扇区的其余相位开始新采集。实际上, 满足条件的图像数据可以用于对不满足条件的图像数据进行插值。换句话说, 不满足条件的图像数据可以重新计算以定位在与满足条件的图像数据相同的位置处。

作为选择, 可以重新计算不满足条件的图像数据以不同地定位它们, 直到它们满足条件。这样, 还避免另一采集, 借助于重新计算每个无效扇区的图像数据, 实现对体积中的扇区的适当定位。

在足够量的心动周期、例如六个 $C0-C5$ 期间, 使用所述方法。第一周期 $C0$ 用于体积 (V) 上的第一分辨率采集, 并且假设例如一个体积扇区 (例如 S2) 需要新采集, 需要五个其它周期 ($C1-C5$) 以采集四个扇区 ($S1-S4$), 从而在心动周期的心脏相位 ($CP0-CP19$) 中每个期间采集用于这四个体积扇区的图像数据, 以提供满足条件的图像数据。

因而, 本发明描述了具有鲁棒性的采集协议, 以克服源自全体积采集过程的可能接合伪影。

如果 SR 和 FR 图像数据之间的最终差别超出特定阈值, 可以警告操作者, 在

该采集中可能存在伪影。而且，关于从扇区至扇区的无缝转变的较后确认，可以通过检查梯度图像或其它类似低级图像处理算法而执行。

根据本发明的一种改进方式，选择扇区从而使得至少两个扇区部分地重叠。该情况示出在图 1B 中。在无伪影的情况下，重叠区域中的图像数据对于两个部分重叠扇区应当相同。结果，如果重叠区域中的图像数据从一个扇区至另一个连续或重叠扇区有所区别，这意味着存在伪影，并且应当使所述连续扇区无效或进一步进行处理。

根据该改进方式，重叠部分的比较可以通过以差平方和的形式计算扇区之间的相似度而执行，即：

$$T_i = \min_{T_i} \sum_{\forall x \in (SR_i \cap SR_{i+1})} (SR_i(x) - SR_{i+1}(x))^2$$

其中假设 T_0 为恒等式（第一扇区作为参考）。

该改进方式允许进一步改进在最终图像中减少伪影，因为其可以用作另外确认存在或不存在伪影。

在另一实施例中，采集的次序也可能是重要的。如果首先进行 FR 采集，一旦采集到，可以将 SR 扇区图像数据与其相比，而无需等到所有采集都完成。然而，其它采集次序也是可能的。如果在中间采集 RF 体积，也就是说实行 2 个 SR 采集，随后是 FR 采集，而随后进行其余的 2 个 SR 采集，LR 采集将更接近所有 SR 采集，因而在采集中减少存在连续漂移的情况下产生伪影的可能性。

通过获得表示每个心脏相位中心心脏的三维图像，可以获得大量信息。连续心脏相位中心心脏的三维图像可以显示为时间的函数以表示心脏运动。可以使用运动的图像来识别心脏收缩末期和心脏舒张末期并且执行其它诊断。用于选定心脏相位的图像可以旋转至所需定向以用于改进的分析。可以利用图像分析技术以量化左心室的最大和最小体积。根据该信息，可以计算射血体积和射血分数。

本发明不局限于基于差平方和的相似度的计算。可以使用其它相似度的度量，诸如绝对差和、归一化相关性和归一化交互信息。

下列权利要求中的任何附图标记不应理解为限制权利要求。将显然的是，使用动词“包括”及其变化形式不排除存在除在任意权利要求中界定的那些元件之外的任何其它元件。元件前的措辞“一”或“一个”不排除存在多个这种元件。

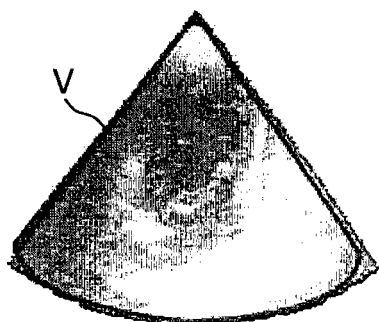


图1A

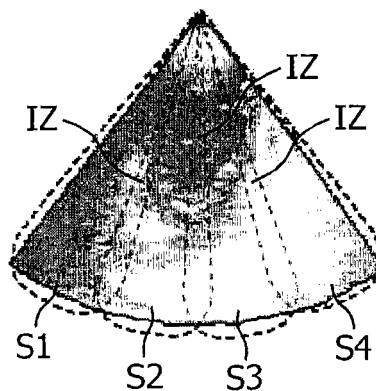


图1B

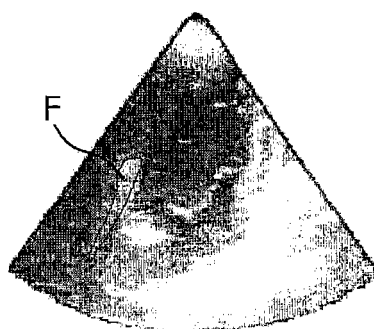


图2

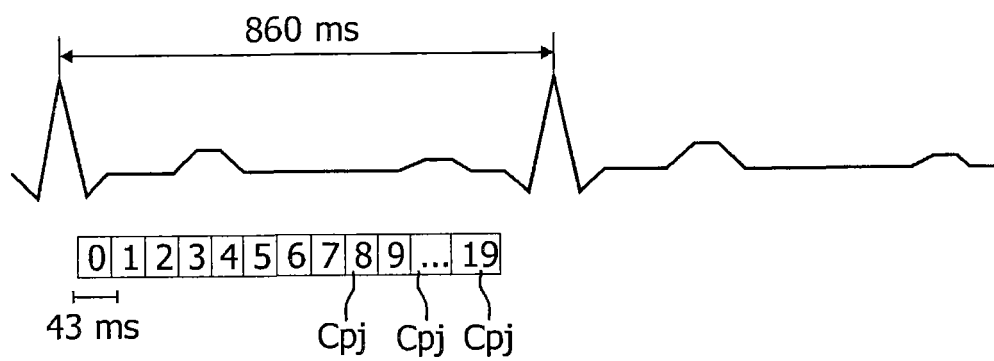


图3

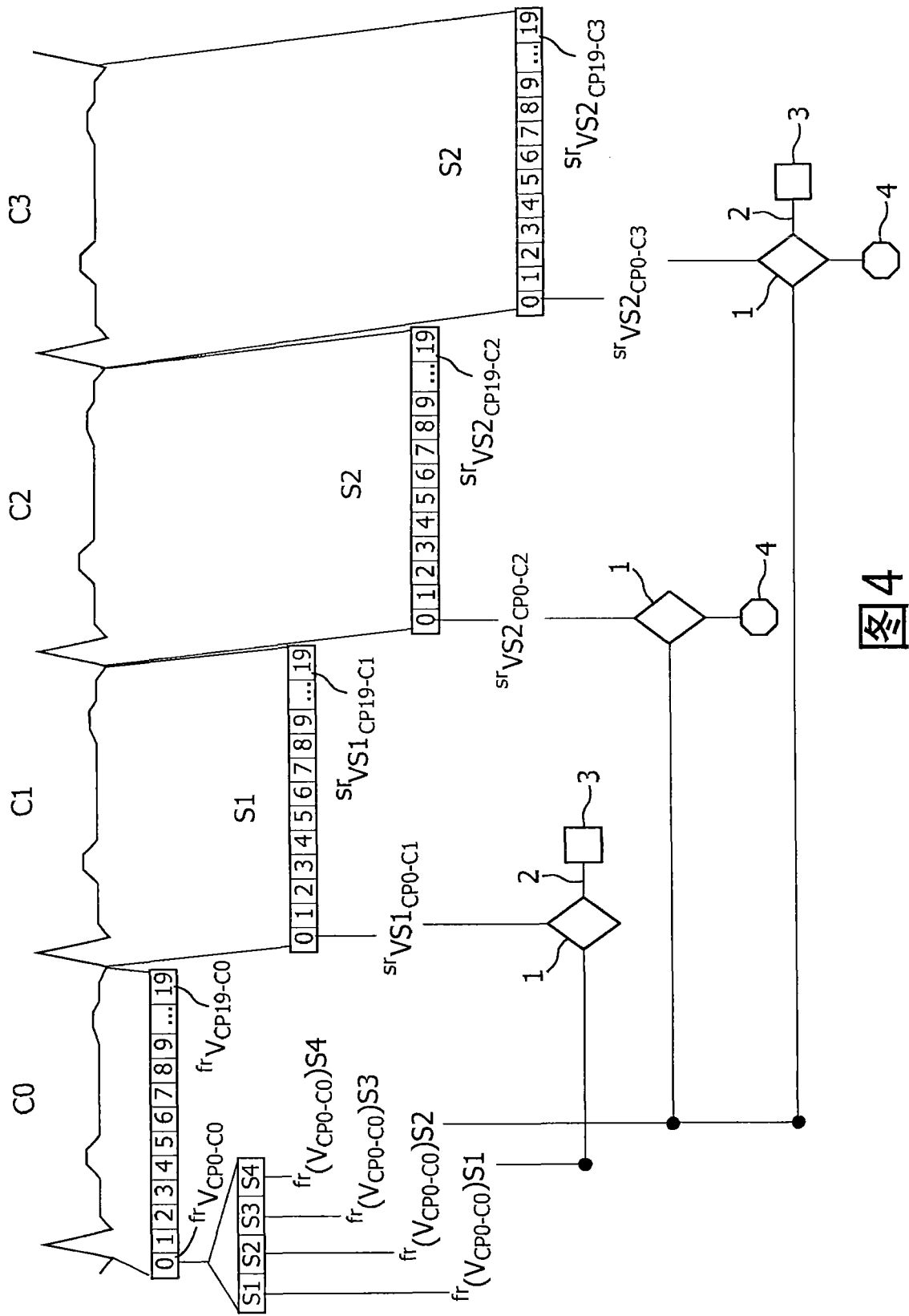


图4

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 用于三维超声成像的方法、装置和计算机程序 | | |
| 公开(公告)号 | CN101473349A | 公开(公告)日 | 2009-07-01 |
| 申请号 | CN200780023292.9 | 申请日 | 2007-06-19 |
| [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 | P索莱尔 O热拉尔 G德尔索 P阿兰 | | |
| 发明人 | P·索莱尔 O·热拉尔 G·德尔索 P·阿兰 | | |
| IPC分类号 | G06T7/00 A61B8/08 G01S15/89 | | |
| CPC分类号 | A61B8/543 A61B8/08 G06T7/0028 G06T7/0012 A61B8/483 A61B8/0891 G01S7/52088 G01S7/52085 G01S15/8993 A61B8/0883 G06T2207/10136 G06T2207/30048 A61B8/5238 G06T7/33 | | |
| 代理人(译) | 王英 | | |
| 优先权 | 2006300720 2006-06-23 EP | | |
| 其他公开文献 | CN101473349B | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

一种用于医学超声成像的方法和装置。在一心动周期期间，以第一分辨率采集整个器官的三维图像数据。在另一心动周期期间，以较高的第二分辨率采集器官一个扇区的三维图像数据。比较这些数据以允许关于扇区整个器官配准。

