

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200610058959.6

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

G06F 19/00 (2006.01)

G06T 1/00 (2006.01)

[43] 公开日 2006年9月13日

[11] 公开号 CN 1830393A

[22] 申请日 2006.3.9

[21] 申请号 200610058959.6

[30] 优先权

[32] 2005. 3. 9 [33] US [31] 11/076791

[71] 申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

[72] 发明人 D·纳达杜尔 T·蒂彭

A·V·雷尔昆特瓦

C·M·罗维里

M·M·史密斯-卡塞姆

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 吴立明 魏 军

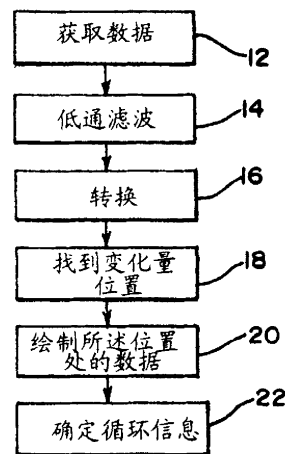
权利要求书4页 说明书12页 附图2页

[54] 发明名称

利用医用诊断超声波确定循环信息

[57] 摘要

以不使用 ECG 输入信号或者不依赖于处理器 (70) 的方式根据超声数据中确定出周期循环性定时。周期循环性定时包括: 确定 (22) 舒张末期的时间、收缩末期的时间或者心率。所述超声数据通过诸如把每个数据帧投影到两个轴上而被减少 (16)。对于投影来讲, 数据沿着每个维来累计。贯穿序列的、与最大变化量相关联的位置从所述被投影的数据中辨别 (18) 出来。与所述位置相关联的超声数据被用来辨别循环定时信息, 例如, 用来提供 (20) 代表所述循环的一个波形。来自于所述帧中的不同数据帧的线也被用来生成 (38) 一幅图像 (46)。所述图像 (46) 示出循环定时信息。



1. 根据超声数据确定(22)循环信息的方法,所述方法包括:
获取(12)数据帧的序列,而每个数据帧都代表一个二或三维的区域;
通过投影来转换(16)所述数据,而所述转换减少了数据量;以及
确定(22)循环定时信息以作为所述被转换数据的函数。
2. 权利要求1的方法,其中,所述获取(12)包括:获取(12)代表心脏超过至少一个循环的B模式数据,并且,其中,所述确定(22)循环定时信息包括:确定(22)心率、舒张末期数据帧、收缩末期数据帧或者它们的组合。
3. 权利要求1的方法,其中,所述转换(16)数据包括执行氧转换。
4. 权利要求1的方法,其中,所述转换(16)数据包括:把每个数据帧的数据投影到第一维上和第二维上,而所述第一维又不同于所述第二维。
5. 权利要求4的方法,其中,所述确定(22)包括:
分别沿着第一、和第二维,辨别(18)所述被投影数据的第一、和第二最大变化量;以及
使用(20)代表了对应于所述第一和第二最大变化量的位置之数据,作为循环定时的指示。
6. 权利要求1的方法,其中,所述确定(22)包括:
从所述被转换的数据中辨别(18)区域里的位置,而所述区域具有贯穿该序列的、相对大的变化量;以及
从代表所述位置的数据中计算(22)循环定时信息。
7. 权利要求1的方法,其中,所述确定(22)循环定时信息包括:确定(22)与循环事件相关联的数据帧。
8. 权利要求7的方法,其中,所述确定(22)循环定时信息包括:确定(22)心率作为循环事件的函数。
9. 权利要求1的方法进一步包括:
在所述转换(16)之前,在空间上过滤(14)该序列的数据。
10. 权利要求1的方法进一步包括:

提供(36)一条示出数据的线作为深度的函数,用于在该序列中的每个数据帧;以及

生成(38)一幅图像作为时间或深度的函数,而所述图像又包括每条线。

11. 权利要求1的方法,其中,执行所述转换(16)和确定(22),而免于参考图像和 ECG 输入。

12. 一种其中存储了数据的计算机可读取存储介质,该数据代表能可被编程处理器(70)执行的指令,而该处理器(70)根据超声数据确定(22)循环信息,所述存储介质又包括指令以用于:

转换(16)每帧都代表一颗心脏的 B 模式数据帧的序列,所述转换采用投影而减少了数据量;

分别沿着第一、和第二正交维,来辨别所述被转换数据的第一、和第二基本上最大变化量;以及

确定(22)心率、舒张末期数据帧、收缩末期数据帧或者它们的组合,以作为 B 模式数据的函数,而所述 B 模式数据又代表了对应于第一和第二基本上最大变化量的位置。

13. 权利要求12的指令,其中,所述转换(16)数据包括执行氧转换。

14. 权利要求12的指令进一步包括:

在所述转换(16)之前,空间过滤(14)该序列的 B 模式数据。

15. 权利要求12的指令进一步包括:

提供(36)一条示出数据的线作为深度的函数,用于在序列中的每个数据帧;以及

生成(38)一幅图像作为时间或深度的函数,而所述图像又包括每条线。

16. 权利要求12的指令,其中,执行所述转换(16)和确定(22),而免于参考图像和 ECG 输入。

17. 一种用于根据超声数据确定(22)循环信息的系统,所述系统包括:

处理器(70)可操作用于把数据帧序列的每帧数据投影到至少两维上,可操作用于把位置辨别为所述被投影数据函数,并且可操作用于确定循环信息以作为在不同时段代表该位置的数据函数;以及

显示器 (72) 可操作用于显示所述循环信息。

18. 权利要求 17 的系统, 其中, 该数据包括代表心脏超过至少一个循环的 B 模式数据, 其中, 所述处理器 (70) 可操作用于通过执行灰转换来投影该数据, 以及, 其中, 所述循环信息包括心率、舒张末期数据帧、收缩末期数据帧或者它们的组合。

19. 权利要求 17 的系统, 其中, 所述处理器 (70) 可操作用于确定所述循环信息, 即, 通过:

分别沿着第一、和第二维, 来辨别所述被投影数据的第一、和第二最大变化量;

其中, 所述位置对应于所述第一、和第二最大变化量。

20. 权利要求 17 的系统, 其中的所述处理器 (70) 可操作用于: 投影、辨别位置以及确定循环信息, 而免于参考图像和 ECG 输入。

21. 一种用于根据超声数据确定 (22) 循环信息的方法, 所述方法包括:

获取 (12) 数据帧的序列, 而每个数据帧都代表一个二或三维的区域;

提供 (36) 一条所述数据的线, 以作为深度的函数, 并用于在该序列中的每个数据帧; 以及

从所述序列的线生成 (38) 一幅图像 (46), 所述成像作为时间或深度的一个函数。

22. 权利要求 21 的方法, 其中, 所述提供 (36) 每个数据帧的线包括: 在每个数据帧里选择中心线。

23. 权利要求 21 的方法, 其中, 所述提供 (36) 每个数据帧的线包括: 沿横轴投影每帧数据。

24. 权利要求 21 的方法进一步包括:

确定 (22) 循环定时信息作为所述数据的函数; 以及
生成 (40) 在指明循环定时的图像 (46) 上的一次覆盖。

25. 权利要求 21 的方法进一步包括:

显示 (42) 一个波形 (26), 所述波形 (26) 为所述数据的函数。

26. 权利要求 21 的方法, 其中, 所述获取 (12) 包括: 在一个三维空间里沿着多个不同的二维平面进行有序扫描。

27. 权利要求 21 的方法进一步包括:

根据指明一幅图像(46)部分的用户输入来选择(44)该序列的一个子集。

利用医用诊断超声波确定循环信息

技术领域

本发明涉及利用医用诊断超声数据确定循环信息。特别是，循环事件是由超声数据而不是由 ECG 输入来辨别的。

背景技术

根据有关心动周期中舒张末期 (ED) 及收缩末期 (ES) 等图像帧位置的信息可以对左心室 (LV) 函数进行定量评估, 诸如使用射血分数 (EF)、心搏 (排血) 量 (SV)、或心输出量 (CO) 等测试指标。这些指标取决于在 ED 和 ES 时段中被 LV 壁所包围的容量。在 ED 时段, LV 具有最大的被包围容量, 而在 ES 时段, LV 具有最小的被包围容量。

传统上, 心动周期中这两帧的辨别是用手工来执行的。用户搜索或操作在一次循环中的心动周期的一序列 2D 图像帧并且, 根据作为 ED 帧的 LV 横截面最大区域以及 ES 帧的 LV 横截面最小区域等来标记图像帧。给定一 ECG 信号, ED 帧就能够作为在 R 波峰之后立即下落的帧而被辨别出来, 但 ES 则被手工检测到。手工辨别既主观又耗时。而且, 手工辨别也传统地出现在某一图像序列获取及存储之后, 这就限制了基于对循环定时信息的辨别来改变这一数据获取的能力。有时候, ECG 传感器或输入信号并不会减少手工辨别量。

可采用公式计算 LV 射血分数 (LVEF) 的 ES 时刻或者时段。该公式能替代手工搜索 ES 图像帧。以毫秒为单位并考虑到心率 (HR) 和性别等因素, 该公式为:

$$\text{Male: } HR \times (-1.7) + 413, \quad (1)$$

$$\text{Female: } HR \times (-1.6) + 418, \quad (2)$$

其中, HR 即为心率。数据的 ES 帧的大致位置通过看图像帧上的时间印记来确定。这些公式在具有可高达约为每分钟 120 到 150 次 (bpm)

心率下给出良好的结果。对于更高的心率，这些公式则会产生过短的时间间隔。

发明内容

通过介绍，以下描述的优选实施例包括：方法、计算机可读介质以及用于根据超声数据确定循环信息。不使用 ECG 输入信号或者不使用过于依赖处理器的模式匹配或相关性，循环性定时就被确定出来，如，确定 ED 时段、ES 时段或者心率。举例来说，通过把每帧数据投影到两个轴上，就减少了超声数据。数据沿着每一维进行累计。贯穿该序列的、与最大变化量相关联的位置从这些被投影的数据中被辨别出来。与该位置相关联的超声数据被用作辨别循环定时信息，例如，用来提供代表该循环的一个波形。另外，来自一个序列中不同数据帧的线又被用来生成一幅图像。该图像显示出循环定时信息。

第一方面，提供一种方法，以根据超声数据确定循环信息。获取一数据帧的序列，每个帧都代表一个二或三维区域。该数据由投影转换，以减少数据量。循环定时信息作为被转换数据的函数来确定。

第二方面，计算机可读取存储介质已存储了其中代表用于根据超声数据确定循环信息的程序化处理器的可执行指令的数据。该存储介质具有如下指令：转换每个都代表一颗心脏的、一序列 B 模式数据的帧，所述转换通过投影进行并减少了数据量；分别沿着第一、第二正交维，辨别所述被转换数据的第一、第二基本上最大变化量；并且，确定心率、数据的舒张末期帧、数据的收缩末期帧或其组合，以作为代表某一相应于所述第一、第二基本上最大变化量位置的 B 模式数据的函数。

第三方面，提供系统，以根据超声数据确定循环信息。处理器，可操作用于把数据帧序列的每一帧的数据都投影到至少两维上来，可操作用于辨别某一位置以作为被投影数据的函数，并且可操作用于确定循环信息以作为在不同时段代表该位置的数据函数。显示器，可操作用于显示所述循环信息。

第四方面，提供方法，以用于根据超声数据确定循环信息。获取一数据帧的序列，其每一帧都代表一个二或三维区域。提供该数据的一条线以作为在该序列中每个数据帧的深度之函数。从该序列的这些

线生成一幅图像。该成像即为时间和深度的函数。

本发明由以下权利要求所限定，而且，本节不应有任何内容来限制那些权利要求。本发明的其它方面及优点会结合以下优选的实施例来讨论。

附图说明

组件和附图不一定成比例，其重点在于图示出本发明的原理而非以附图进行限定。此外，在这些附图中，类似的附图标记透过不同的视图来标明相应的部件。

图 1 是用于确定循环信息方法的实施例之流程图；

图 2 是沿一维而被转换的数据的实施例之图形表达；

图 3 是沿另一维而被转换的数据的实施例之图形表达；

图 4 是被自动确定的循环的实施例之图形表达；

图 5 是准备和显示循环信息，用作反馈机制，的方法的另一实施例之流程图；

图 6 是循环信息显示的实施例之图形表达；以及

图 7 是用于确定循环信息的系统的实施例之方框图。

具体实施方式

提供了舒张末期 (ED)、收缩末期端 (ES) 等图像帧或其它定时信息免于 ECG 抽取的完全或部分自动化的途径。使用氡 (Radon) 或其它转换，减少了辨别某一位置的数据，而与所述位置相关联的基本变化量，同时也就减少了处理量。已被辨别位置的图像数据被用于代表所述循环。在检测 ES 和 ED 帧之后，就计算出心率 (每分钟搏击次数) — 通过使用获取时段、时间印记或者声学帧速率等有关所获取图像帧的信息。应用该方法于各种各样心动的或其它类型的循环周期，例如，成人、胚胎、新生儿或小儿等的回声心动描记 (echocardiographic) 图像。可使用在不同时段所获得的二或三维成像数据。心率、ED 帧、ES 帧或其它信息被辨别出来而无需预先或专门知道病人的心率或性别等信息。

图 1 示出了一个根据超声数据确定循环信息方法的实施例。可能会提供例外的、不同的或者更少的操作。如，可执行 12、16 和 22 等

操作，而无需执行 14、18、20 或其组合等操作。可能会执行不同于所示示图的操作。确定此方法产生的循环信息而无需或免于参考图像和/或 ECG 信号。另一方面，参考图像或 ECG 信号被用来确认结果或者被用于获取这些结果，例如，同时过滤两个或更多的可能心率。

操作 12 中，获取一个数据帧的序列。所述数据是图像数据，诸如，是扫描转换数据，或者，是在极坐标中的、或以获取格式的被检测的数据。举例来说，这些数据为实时获取的扫描转换的、或从以前显示所记录下来的 B 模式数据。所述数据帧的每一帧都对应于单个扫描或者单集合数据，代表了一个二或三维区域。而代表了三维区域的数据帧，在被重组的网格上，或者，作为三维空间里的多个不同的二维平面，被格式化。例如，用于 4D 胚胎心脏钳制 (clip) 的一数据帧的序列，是由机械超声换能器的一次缓慢、连续或步进、单一扫散来获取的。区域为心脏、肺部等等其它器官、流体区域或者病人的其它部位。

该序列包括在不同时段所获取的数据帧，例如，与不同的时间印记相关联。数据帧的序列在数学上表达为：

$$J(x, y, n) = \{I(x, y, 1), I(x, y, 2), \dots, I(x, y, N)\}$$

其中 $n=1, \dots, N$ 为在此集合中的帧号 (t 是连续的时间而 n 是其离散对应物) 以及 (x, y) 为在该数据帧中的像素的空间座标。该序列表示某一循环中的一部分，或者一个或更多的循环。在某一实施例中， (x, y) 坐标由在相应图像中的左上手像素的原点所定义，其图像中， x 轴沿着该图像的列方向延伸而 y 轴沿着该图像的行方向延伸。

对于心动成像来说，该序列的超声数据帧代表了来自成人心脏的标准回声心动描记视图的心脏，例如，胸骨旁的短轴 (PSAX)，顶 4 室 (A4C)，顶 2 室 (A2C)，或者胸骨旁的长轴 (PLAX)。可能也用到其它视图。在该序列中的每个数据帧被大约 33.33 毫秒 (在图示中) 或者其它常数的或可变的时间阶段等所分隔。另一方面，该序列代表了在一个非标准视图中的、或标准回声心动描记视图中的胚胎心脏，例如，短轴 (SAX)，顶 3 室 (A3C)，顶 4 室 (A4C)。数据帧可能被钳制固定，例如，在数据帧里分离含有胚胎心脏的数据而无需其它的、

如来自准妈妈肚子里的信息。举例来说，自动或手动确定感兴趣的范围，而消除在此区域外的数据以便于处理。

基本不需要动病人或胚胎就可获取该数据帧的序列。另一方面，如病人或胚胎在该序列里移动，而转换和循环确定就被用来辨别此移动或其它不希望的数据帧。

在操作 14 中，数据帧被在空间中过滤。每个数据帧都被低通 (low pass) 过滤，但也可能使用带通 (band) 或高通 (high pass) 过滤。在操作 16 转换之前，执行空间过滤。在一个实施例中，高斯内核被用在代表某一心脏的扫描转换数据上，但也可能提供其它内核。为消除噪音的影响，每个帧都被以比例参数 $\sigma=3.0$ 的高斯内核所平滑化，而产生一个 7×7 的窗口。可能用到其它比例参数，如用于极坐标格式数据的 $\sigma=1.0$ 。

在操作 16 中，该数据被转换。这一转换减少了用于确定循环信息的数据量，以少进行处理。另一方面，这一转换维持了同样的数据量或者增加了数据。运用了投影转换，例如氧转换。每个数据帧的数据都被投影到不同的两个维上，例如，直角相交的 x 和 y 轴上。也可能使用非直角相交的、或者不同于 x 和/或 y 轴的其它维。图像 $I(x, y)$ 之一次氧转换到 y 轴上的数学定义是：

$$p(y) = \sum_x I(x, y). \quad (3)$$

所述转换的结果为：沿着 y 轴的一条线，该线由贯穿该数据帧的每个 y 轴位置累计的密集调制而所述转换是用于表达某一二维区域的数据帧。 $I(x, y)$ 的氧转换 $p(y)$ 是沿着在所有或部分 x 轴之上的每个 y (图像的行) 全部像素值的累计。进一步说，集合 J 的氧转换到 y 轴由下给出：

$$p(y, n) = \sum_x I(x, y, n) \quad (4)$$

以及其转换到 x 轴由下给出：

$$p(x, n) = \sum_y I(x, y, n). \quad (5)$$

对于 x 和 y 轴之一、或这二者的组合，执行所述转换。图 2 和 3 示出了，分别沿着 x 和 y 轴，氟转换的结果。垂直轴表示行的或列的位置，而水平轴即为在该序列中的帧号 n 。图 2 和 3 的图像是源自于某成人心脏的一个 A4C 序列的实例。

在操作 18 中，从被转换数据辨别位置。所述位置被用于确定循环定时信息。此位置作为沿着被投影数据的 x 和/或 y 轴的基本上最大变化量而被辨别出来。此位置对应于一个区域，该区域具有沿着该序列中的时间轴 (t 或 n) 的最大灰度级变化量。线沿着具有每个投影中的最大灰度级变化量的时间或 n 轴来被辨别。最大灰度级变化量线在原始图像集合 J 中提供了 yn 平面和 xn 平面，沿着灰度级最大地发生变化的集合。这两个平面的交叉， (\hat{x}, \hat{y}, n) ，即为通过具有最大灰度级变化量的原始图像集合 J 的线。该位置的辨别，用数学方法表达如下：

$$\hat{x} = \arg \max_x (v(x)), \quad (6)$$

$$\hat{y} = \arg \max_y (v(y)), \quad (7)$$

其中 $v(x)$ 和 $v(y)$ 分别为在投影图像 $p(x, n)$ 和 $p(y, n)$ 中沿着 x 和 y 方向的灰度级变化量，定义为，

$$v(x) = \frac{1}{\#p(x)-1} \sum_n (p(x, n) - \bar{p}(x))^2, \quad (8)$$

$$v(y) = \frac{1}{\#p(y)-1} \sum_n (p(y, n) - \bar{p}(y))^2, \quad (9)$$

以及， $\bar{p}(x)$ 和 $\bar{p}(y)$ 为抽样平均，定义为，

$$\bar{p}(x) = \frac{1}{\#p(x)} \sum_n p(x, n), \quad (10)$$

$$\bar{p}(y) = \frac{1}{\#p(y)} \sum_n p(y, n), \quad (11)$$

并且, $\#p(x)$ 和 $\#p(y)$ 分别是在 $p(x, n)$ 和 $p(y, n)$ 中的沿着 n 轴的总像素数。可能使用其它辨别位置的方法, 即, 用相同或不同的变化量参数或者用某个非变化量参数。

从被转换数据来确定出区域中的位置, 所述区域贯穿该序列并具有相对大的变化量。所述位置 (\hat{x}, \hat{y}) 对应了用于图 2 和图 3 的、在成人心脏序列中的一个左心室瓣位置, 在 PLAX 视图的案例中, 可以辨别在隔膜处的心室瓣位置。其它位置也能被辨别出来。可能进一步优化这一结果, 例如把所述位置提供给某一算法, 该算法利用这一大致的定位来得到更有力的隔膜定位结果。

在操作 20 中, 绘制或使用与被辨别位置相关联的数据, 以确定未被绘制或显示的循环信息。贯穿该序列的、作为时间函数位置处的数据代表了所述循环。循环定时信息从表示该位置的数据中被计算出来。举例来说, 辨别 ES 和 ED 帧或时段。通过用于图 2 和 3 的图像序列, 图 4 示出在行 317 和列 435 等位置的灰度级数据 26 处的平面图或图形。该灰度级数据是值为 0 到 255 的 B 模式数据。灰度级数据值 26 处的平面图被转换。例如, 沿着该图形的最大和最小值被确定。DC 或中层灰度级值被转换到零。也可能使用其它转换或不转换。

在操作 22 中, 确定循环信息, 例如, 确定事件的定时 (ED 和/或帧或时间) 和/或心率。举例来说, 灰度级值 26 处中 30 处的最小数对应于 ES 帧, 而 28 处的最大值则对应于 ED 帧。图 4 示出了未被平滑化的作为时间函数的灰度级值。另一方面, 平面图被平滑化, 如, 采用低通过滤。也可提供空间平滑化, 例如, 使用了代表环绕在被确定位置周围的多个位置的数据。举例来说, 环绕 (\hat{x}, \hat{y}) 的某一 $M \times M$ 矩形 (boxcar) 被应用于每个 n 。被平滑化的或被空间过滤的信息被绘制作为时间的函数或帧号。使用这一被平滑化的灰度级线来辨别 ES 和 ED 帧。

在一个实施方案中确定并显示心率。举例来说, 使用如 ED 或 ES 事件等一个或多个循环事件来确定心率。心率是由 ES 和 ED 帧位置计算出的, 该帧位置具备每个数据帧的时间分离或时间印记。例如, 检测有 K 个心脏循环或者 R-R 间隙。在每个 R-R 间隙中都有 $N_1, N_2 \dots N_K$ 个帧号 (并不必是所有都相等)。平均 R-R 间隔时间 (以毫秒为单位) 由下算出,

$$T_{RR} = \frac{\sum_{i=1}^{N_1} T_i + \sum_{i=1}^{N_2} T_i + \dots + \sum_{i=1}^{N_K} T_i}{K}, \quad (12)$$

$$HR = \frac{60.0}{10^{-3} T_{RR}}, \quad (13)$$

其中公式(13)的分母以秒为单位。

作为另一个例子, 该序列包含仅仅一个 R-R 间隙(即, 有两个 ED 帧以及一个 ES 帧)。在分开的计算例子中, 从 ED 到 ES 的帧时段被累计然后被加倍, 以计算出心脏循环时间。从 ES 到 ED 的帧时段被累计然后被加倍, 以计算出心脏循环时间的另一个值。这两个心脏循环时段经过平均或者其中之一被选择, 以得出最终的心脏循环时间。这一计算的数学表示为:

$$T_{RR} = \frac{\left(2 \sum_{i=1}^{N_1} T_i + 2 \sum_{i=1}^{N_2} T_i \right)}{2} \quad (14)$$

其中 N_1 是从 ED 到 ES 的帧而 N_2 为从 ES 到 ED 的帧。

在某一完整的计算例子中, 用于 R-R 间隙的 N 个帧时段被累计, 以提供心脏循环时间。这一累计, 数学表示为:

$$T_{RR} = \sum_{i=1}^N T_i \quad (15)$$

在另一例子中, 由公式(14)和(15)给出的心脏循环时段经过平均得到平均心脏循环时间。公式(13)被用来从所述平均心脏循环时间来计算心率。在公式(14)中, 分子上的 ES 帧被考虑了两次, 一次在第一次累加中而又出现在第二次累加中。

循环定时信息被用来进行进一步处理或显示。举例来说, ED 或 ED 帧被强调显示给使用者。再举一例, 代表所述循环的平面图显示给使用者。更进一步的例子是, 随着数据的获取, 心率被连续更新并显示

给使用者。

在一个实施例中，所获取的数据基于所述的、被检测的心动周期而被重新排序，以产生用于一个或更多心动周期容量的数据集合。例如，循环定时信息在专利号为 6,673,017 的美国专利中使用，其公开内容于此作为参考，以增强时间解决方案。对于使用机械换能器的 4D 胚胎回声心动描记来说，循环信息被用来检测 ES 数据帧。换能器的单次的、缓慢连续的或步进式的扫描都被用来以高帧速率获取大量帧数。在步进获取胚胎心脏数据的例子中，在每一步中都获取多个图像帧，以确保一个或更多心动周期被捕获到。在每一步，本文中所描述的算法都被用于检测 ES、ED 帧和/或心率。利用这一信息，该数据就被重新排序到有说服力的、包含有一个或更多心动周期容量的数据集合。这些容量于是作为一个 4D 序列来呈现和显示。

在另一实施例中，循环信息被用于带有 ECG 信息的其它资源的任何目的，如，在美国专利号为_____（申请序列号 10/876,189），所述公开的专利结合于本文作为参考。

在一个实施例中，循环信息被用来确定射血分数（EF）。例如，左心室的 EF 由在 ED 和 ES 数据帧中的左心室的心内膜边界来计算出来。被检测的 ED 和 ES 数据帧被用于一个或更多的心动周期。

在另一实施例中，循环信息提供了胚胎心率或 ECG 类波形。胚胎心率或波形是被自动定量出来的，而不是由超声图操作者或心脏病专家手动对 ED 和 ES 帧进行辨别的。

循环信息在其它实施例中被使用，以检测错误或事件。对比 ED 和/或 ES 帧循环或时间上的分离改变了某一阈值量来说，与该变化量相关联的数据帧可能会被抛弃或被用于表明该事件。例如，某位置的灰度级数据的平面图可能会变得偏离，表明正被成像的婴儿在移动。

对于 A4C，A2C 和 PLAX 等视图来说，用于确定循环信息的、被辨别的位置是左心室瓣或瓣膜小叶。该位置被强调指明，或是被表明了允许或协助追踪某一瓣点（valve point）。

图 5 示出了确定循环信息的方法。图 5 的方法被用来补充或替代图 1 的方法。此外，可能提供附加的、不同的或更少的操作，例如，执行 36 和 38 等操作而不执行 40，42 和/或 44 等操作。以相同或不同的次序执行这些操作。

在操作 36 中, 示出作为深度函数数据的至少一条线被提供给在该序列中的每个数据帧。该线沿着有相同横向位置之深度或者范围维扩展。另一方面, 该线也沿着某一角度或者相对于由所述数据帧所表示区域的任何方向扩展。选择最接近于该线的的数据, 以用于插值或被组合, 来确定该线的的数据。在某一实施例中, 中心线或线组从该序列的某一个数据帧中被选择出来。在另一实施例中, 源自于上述讨论过的转换或投影被使用。沿着横轴的投影被选择, 例如, 在图 2 中示出的某一数据帧。

在操作 38 中, 产生图像来作为时间的和深度的函数。该图像从数据中生成, 而该数据又来自序列中的每一幅图像或者所述图像的一个子集。来自数据帧的数据线被组合起来以构成某一图像。图 6 示出了某个二维图像 46, 其中沿着以区类型格式的横轴的每条线都对应于一个不同的数据帧。类似地, 图 2 示出一个二维图像, 其中沿着以线形类型格式的横轴的每一被投影的线都对应于一个不同的数据帧。使用了 B 模式数据, 但其它类型的数据(如, 速率或流动能或能量)可能另外被使用到。使用者可以在覆盖的流量数据和不在 B 模式数据上之间进行触发 (toggle)。

图像 46 提供反馈以确保获取完整的或所希望的数据集, 例如, 以扫过三或四维的图像映象的区域。举例来说, 图像 46 实时产生于获取期间, 而其中来自新近才被获取的数据帧又被添加到以前的图像 46。该图像 46 以任一所希望的方向被展示出来, 例如, 以上下颠倒和/或左右颠倒等方向。

图像 46 使用户能够在任何时刻撤消所述的获取, 而不必浪费时间等待所述获取被完成及等待被获取的数据集被呈现和展示出来。举例来说, 如果小婴儿病人动了, 图像 46 就可能显示出来非常规状态, 表明该次扫描应该停止。使用者都可在任何时刻通过按压硬件或软件钮或键, 或者通过鼠标选择等, 以取消所述获取。

可能提供其它与使用者交互的显示方式。例如, 显示出弹出的窗口, 按键或者其它信息, 以供使用者选择。使用者编辑帧位置, 例如, 线 47 所示出的 ED 或 ES 帧位置。使用者接受所获取的数据以充分进行序列处理或显示, 否则就撤消获取, 以便重复进行尝试来获取用于检查的数据。

在选项操作 40 中, 图像 46 上产生覆盖。该覆盖指明循环定时或者其它信息。所述覆盖包含线、彩色覆盖和/或符号标记。举例来说, 在用于如上图 1 所讨论的、或其它的方法所确定的循环定时信息被用来辨别 ED 和/或 ES 数据帧。空白线 47 被插入到图像 46 中作为覆盖以指明被检测的帧。另一方面, 带有颜色的线被覆盖在用于被检测帧的数据上。在其它实施例中, 颜色, 亮度, 色调或其它特征等被改变用于成组的数据帧, 例如覆盖红色用于心脏收缩数据帧而蓝色用于心脏舒张数据帧等。图像 46 具有红和蓝的重复模式以指明所述循环的阶段。使用者也许能够构造出覆盖, 例如, 颜色选择, 透明级数, 或者符号标记。另外, 该系统自动构造所述覆盖。

在选项操作 42 中, 显示波形 50。该波形代表循环信息, 例如灰度级值 26 处的平面图。该波形 50 是被获取数据的函数, 但也可能源自于其它, 如, ECG 输入。波形 50 可以是彩色编码的或者包括覆盖或对应于任何操作 40 覆盖的符号标记。

在选项操作 44 中, 选择该序列的子集以响应指明图像 46 之一部分的使用者输入。使用者用鼠标或追踪球来描绘图像 46 的一部分。所述被描绘的部分表示被使用的或超出序列处理范围的数据帧。在某一多循环获取中, 如果使用者撤消在 1 到 N 心动周期期间的获取, 则该使用者就有了抢救有用数据的选择, 而不是抹掉所有数据重新开始。

图 7 示出用于根据超声数据中确定循环信息的系统 68 的实施例。系统 68 包括处理器 70 和显示器 72。可能提供附加的、不同的或者更少的组件。举例来说, 换能器和波束生成器联结到处理器 70。在一个实施例中, 系统 68 是医学诊断超声成像系统。也可能使用其它医学或非医学成像系统。在另一实施例中, 系统 68 为计算机、工作站、膝上型或其它数据处理设备, 以从被存储的、或被转换的数据生成图像。

处理器 70 为通用处理器、控制处理器、专用集成电路、可编程域门阵列、数字电路、模拟电路、数字信号处理器等, 以及它们的组合, 或者, 用于确定循环信息的、其它现在已知的或将来开发的设备。计算机可读取存储介质或存储器如, 高速缓冲器、缓冲器、随机读写存储器、可移动介质、硬盘或者其它计算机可读取存储介质等, 与处理器 70 联接。计算机可读取存储介质包括各种类型的易失性或非易

失性存储介质。图中所示出的、或本文中所描述的函数、操作或者任务由处理器 70 执行，而该处理器 70 运行存储在计算机可读取存储介质之中或之上的指令。所述函数、操作或者任务独立于特定类型指令集、存储介质、处理器或者处理策略，并且，可能由软件、硬件、集成电路、固件、微码等等，独立地或者组合地进行操作。同样地，处理策略可能包括多处理、多任务、并行处理等等。在一个实施例中，指令存储在可移动介质设备上，该设备用于被医学诊断成像系统所读取。所述成像系统上载指令，以用于执行本文所讨论的操作。在另一实施例中，指令存储在远端的位置，以通过计算机网络或者经由电话线转换到成像系统或者工作站上。而在其它实施例中，所述指令存储在成像系统或者工作站之内部。

处理器 70 获得数据帧并实现根据以上图 1 和 5 所述的其中之一或两者皆有的方法。举例来说，所述处理器 70 可操作用于把数据帧的序列中的每帧数据投影到至少两维上，辨别作为被投影数据函数的位置，以及确定作为在不同时段代表该位置数据函数的循环信息。处理器 70 使用循环信息，以备进一步处理或者，生成具备或不具备覆盖的图像。显示器 72 接收图像信息并可操作用于显示信息，诸如，心率、ED 定时、ES 定时、覆盖或其它循环信息。

在本发明通过参考各种实施例已如上所描述的同时，应该理解，可以进行许多改变或修改而不偏离本发明的范围。其意旨在，前述详细说明应被看作是例证性的而非限制性的，并且应该理解，以下权利要求，包括等同物，皆为了限定本发明的构思和范围。

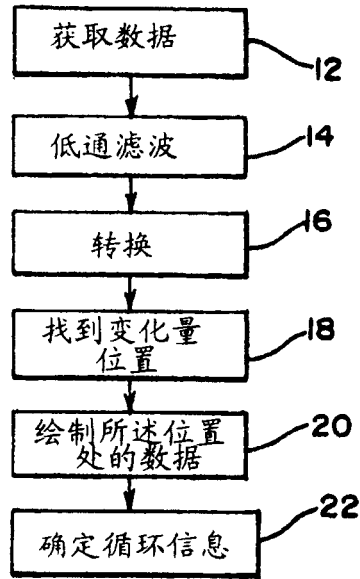


图 1

图 2

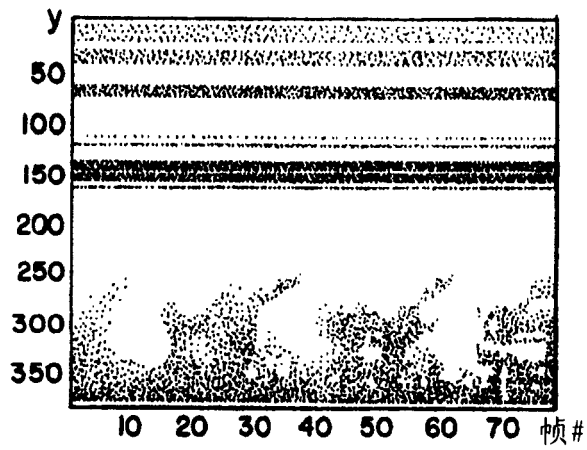
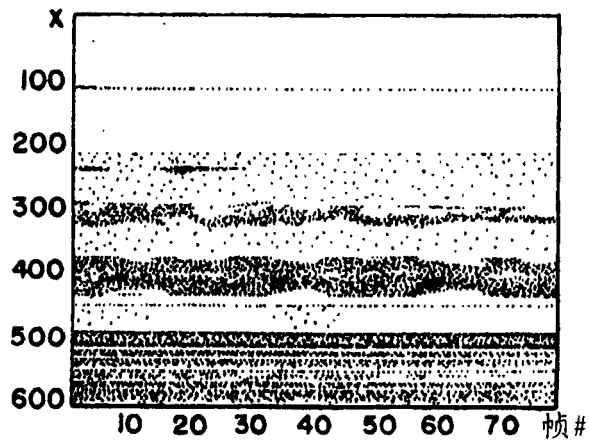


图 3



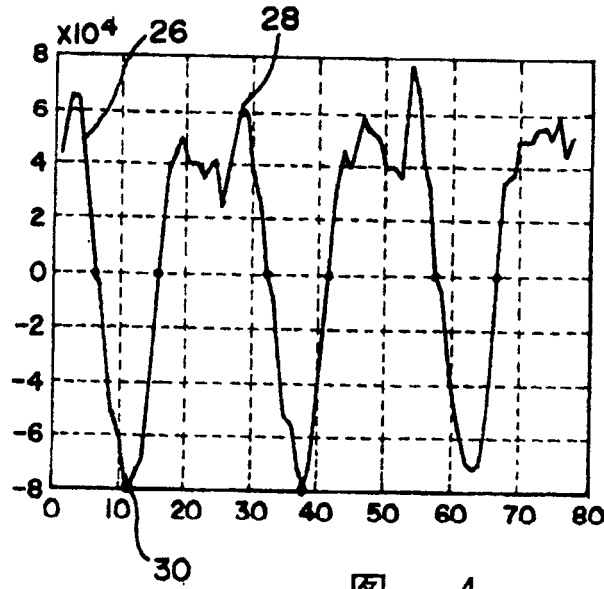


图 4

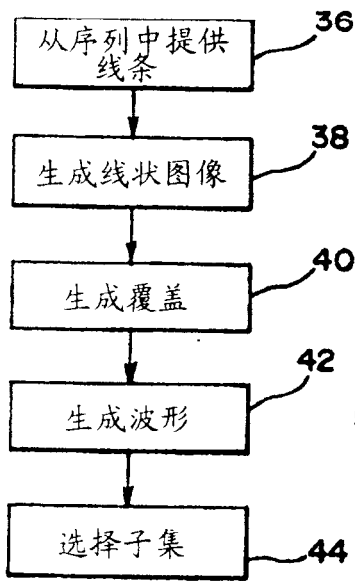


图 5

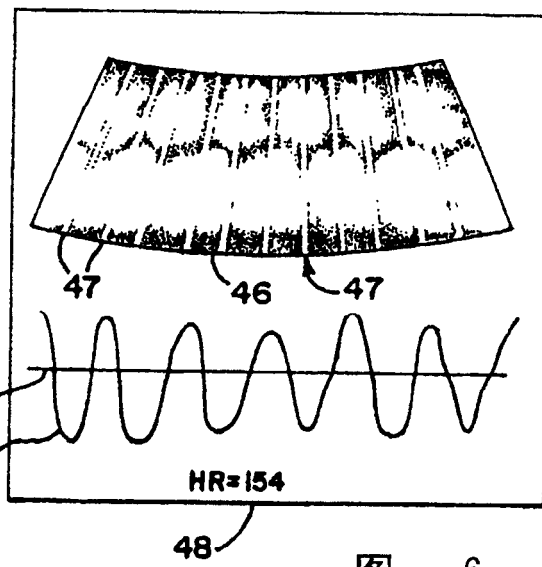


图 6

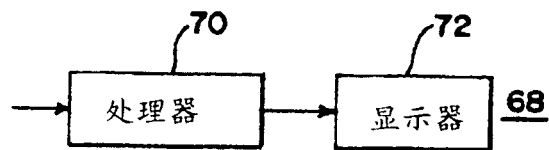


图 7

专利名称(译)	利用医用诊断超声波确定循环信息		
公开(公告)号	CN1830393A	公开(公告)日	2006-09-13
申请号	CN200610058959.6	申请日	2006-03-09
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	D纳达杜尔 T蒂彭 AV雷尔昆特瓦 CM罗维里 MM史密斯 卡塞姆		
发明人	D·纳达杜尔 T·蒂彭 A·V·雷尔昆特瓦 C·M·罗维里 M·M·史密斯 - 卡塞姆		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/00 G06F19/00 G06T1/00		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0883 A61B5/02028 Y10S128/922		
代理人(译)	吴立明 魏军		
优先权	11/076791 2005-03-09 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

以不使用ECG输入信号或者不依赖于处理器(70)的方式根据超声数据中确定出周期循环性定时。周期循环性定时包括：确定(22)舒张末期的时间、收缩末期的时间或者心率。所述超声数据通过诸如把每个数据帧投影到两个轴上而被减少(16)。对于投影来讲，数据沿着每个维来累计。贯穿序列的、与最大变化量相关联的位置从所述被投影的数据中辨别(18)出来。与所述位置相关联的超声数据被用来辨别循环定时信息，例如，用来提供(20)代表所述循环的一个波形。来自于所述帧中的不同数据帧的线也被用来生成(38)一幅图像(46)。所述图像(46)示出循环定时信息。

