



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102655814 B

(45) 授权公告日 2015. 10. 07

(21) 申请号 201080057224. 6

(22) 申请日 2010. 12. 13

(30) 优先权数据

09179922. 1 2009. 12. 18 EP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 06. 15

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2010/055768 2010. 12. 13

(87) PCT国际申请的公布数据

W02011/073879 EN 2011. 06. 23

(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 P·库马尔 K·桑贾亚

S·R·文凯特桑 Y·马尔亚

(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 7/04(2006. 01)

(56) 对比文件

US 5, 687, 738 A, 1997. 11. 18,

CN 101530331 A, 2009. 09. 16,

US 2008/0154144 A1, 2008. 06. 26,

JP 特表 2009-535106 A, 2009. 10. 01,

S. ARI et al.. A robust heart sound segmentation algorithm for commonly occurring heart valve diseases. 《Journal of Medical Engineering & Technology》. 2008, 第 32 卷 (第 6 期), 第 456-465 页.

审查员 许流芳

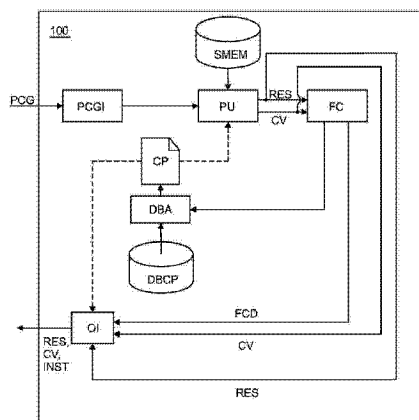
权利要求书1页 说明书13页 附图8页

(54) 发明名称

用于心音图信号的信号处理设备和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种信号处理设备及其操作方法。该设备包括：心音图接口，其适于接收根据第一组采集属性采集的心音图信号；处理器，其适于分析所述心音图信号以确定所述心音图信号的分析结果和所确定的分析结果的置信度值；以及流控制，其适于确定根据第二组采集属性的心音图信号的后续采集是否可能改善所确定的分析结果的精度。如果适当的话，流控制协调根据第二组采集属性的所述心音图信号的后续采集。本发明还涉及一种计算机程序产品，包括使处理器能够执行信号处理设备操作方法的指令。



1. 一种信号处理设备,包括:
 - 心音图接口,其适于接收根据第一组采集属性从患者采集的心音图信号,
 - 知识库,其包含症状和心脏疾病之间关系,其中,症状和心脏疾病之间的所述关系还包括加权因子,所述加权因子表示症状和心脏疾病之间的相关性的量,
 - 处理器,其适于利用所述知识库分析所述心音图信号和所述第一组采集属性以确定所述心音图信号的分析结果和所确定的分析结果的置信度值,
 - 流控制,其适于基于所确定的分析结果和所述置信度值中的至少一个确定根据第二组采集属性从所述患者的所述心音图信号的后续采集是否可能改善所确定的分析结果的精度,如果是这样的话,协调根据所述第二组采集属性的所述心音图信号的所述后续采集。
2. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,还包括数据接口,所述数据接口适于接收关于所述患者的患者数据,且其中,所述处理器还适于考虑所接收的患者数据以确定所述分析结果。
3. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,还包括适于接收用户输入的用户接口,其中,所述知识库适于评估所述用户输入并根据所述用户输入修改所述症状和所述心脏疾病之间的所述关系。
4. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,其中,所述知识库适于对关于可能的心脏疾病的结论实施结构化方法,且其中,所述知识库适于根据所述结构化方法控制所述流控制。
5. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,还包括适于接收用户输入的用户接口,其中,所述流控制适于评估所述用户输入并根据所述用户输入修改所述第二组采集属性。
6. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,其中,所述第一组采集属性和所述第二组采集属性中的至少一组包括听诊位置。
7. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,还包括门控接口,所述门控接口适于接收指示相继心动周期的分段的门控信号。
8. 根据权利要求 1 所述的信号处理设备,包括:
 - 用户接口,其适于向所述信号处理设备的用户呈现所采集的心音图信号,并从所述用户接收涉及所述处理器对所采集的心音图信号执行的数据处理动作的用户校正,其中,所述处理器还适于基于所述用户校正重新分析所述心音图信号。
9. 根据权利要求 8 所述的信号处理设备,其中,所述用户校正涉及所采集的心音图信号的的部分的分段和分类中的至少一种。

用于心音图信号的信号处理设备和方法

技术领域

[0001] 本发明的领域涉及用于心音图信号的自动评估的信号处理设备。本发明的领域还涉及用于心音图信号的自动评估的信号处理设备的操作方法。此外,本发明的领域还涉及一种计算机程序产品,包括使处理器能够执行用于处理心音图信号的信号处理设备操作方法的指令。

背景技术

[0002] 心音检查提供了良好且得到很好证明的方式以在身体检查期间评价患者心脏的物理状态。在其经典形式中,心音检查仅需要听诊器和富有解释其听到的声音的经验的医生。通过将听诊器放在患者胸部上的不同位置,可能滤出心音的不同成分。于是,可以将心音分入其成分,因为完整的心音是通过分布于心脏中和心脏周围的几个声源产生的。心脏瓣膜产生最易觉察的声音。心音的另一个来源是血液的紊流,产生所谓的心杂音。

[0003] 基本心音的频率位于人耳朵的灵敏度低的低频区域中。在非平稳心音信号的短周期持续时间之内发生间隔紧集的心脏事件使得难以分析心音。已经使用了计算机辅助的数字信号处理方法来克服这些局限。

[0004] 已经报告了若干种方法用于采集和分析心音和心音图信号,心音图信号可以被理解为某种其他格式的心音表示,例如记录在纸上、磁带上或以数字格式由数据处理系统存储。将心音表示为心音图信号(PCG)的很多其他种类也是可能的,并应当被术语心音图涵盖。

[0005] 用于自动评估心音图信号的一些技术遵循黑盒子法,其中输入是PCG信号连同辅助心电图(ECG)信号。输出完全基于PCG信号以及任选的ECG信号的统计处理。在Malarvini等人的如下文章中给出了心音自动分析的范例:“Heart sound segmentation algorithm based on instantaneous energy of electrocardiogram”,2003年发表于“Computers in Cardiology”,第327-330页。在1987年,Lehner和Rangayyan撰写了他们的文章“A three channel microcomputer system for segmentation and characterization of the phonocardiogram”,发表于“IEEE Transactions on Biomedical Engineering”,34。早至1962年,Gerbarg等人就在“Circulation Research”11,第569-576页发表了他们的文章“Analysis of phonocardiogram by a digital computer”。在已知技术中,在使用辅助ECG信号时,ECG信号通常仅辅助对PCG信号的分段。

[0006] 在一些情况下,消除了对辅助信号的需要,或者使用不同的辅助信号,但分析仍然纯粹基于PCG信号的内容。可以在以下文章中找到范例:

[0007] Liang H. 等人(1997):“A heart sound segmentation algorithm using wavelet decomposition and reconstruction”,Engineering in Medicine and Biology society, 4,第1630-1633页。

[0008] Gamero L.G. 和Watrous R.(2003):“Detection of the first and second heart sound using probabilistic models”,Engineering in Medicine and Biology society,

25th Intl. Conf., 第 2877-2880 页。

[0009] Omran S. 和 Tayel M. (2004):“A heart sound segmentation and feature extraction algorithm using wavelets”, First Intl. symposium on control, communication and signal processing, 第 235-238 页。

[0010] Sharif Z. 等人(2000):“Analysis and classification of heart sounds and murmurs based on the instantaneous energy and frequency estimations”, TENCON 2000 Proceedings, 2, 第 130-134 页。

[0011] 现有技术重点是提供 PCG 信号的更好表示或提供自动分类器系统以预测心脏疾病。可以通过组合 PCG 信号的分析与额外信息来改善心脏疾病的诊断质量, 额外信息例如是患者的生物医学参数(年龄组、性别、平均心率、病史、体格鉴别特征等)。美国专利 No. 5687738 (Shapiro 等人) 和美国专利 No. 6572560B1 (Watrous 等人) 描述了考虑患者病史分析心音的技术。

[0012] 美国专利申请 No. US2005/0090755A1 (Guion 等人) 描述了利用奇异值分解分析听诊声音。分析通过已知的生理条件及其相关联的心音而迭代。在每次迭代期间, 确定采集心音和与给定生理状况相关联的那些心音之间的相似性度量。分析基于最相似的心音产生结果。

发明内容

[0013] 在呈现出复杂病理生理表现的疾病中, 重要的是考虑病史和身体检查的所有方面以达到相当好的一组鉴别诊断。这里公开的教导加强了临床检查和诊断的各方面。整体地研究并呈现所有数据以辅助医生确定一组鉴别诊断, 当前采用的基于 PCG 的任何诊断技术都无法做到。

[0014] 这里公开的教导提供了一种与用户的交互式接口, 其中, 根据具体实施例, 用户能够验证和校正诊断的每个步骤的发现。基于先验知识库, 该设备或方法还提示用户所需的输入(如果没有的话)。基于用户的校正和额外的输入更新病理预测及其预测精度。因此, 它充当决策支持系统, 允许纠错机制将算法不精确考虑在内。而且, 可以将该设备或方法用作基本保健的教学辅助, 因为专家系统遵循的 PCG 分析规则被构建成了系统知识库。

[0015] 缺少受训的医生和缺少有成本效率的装置使得在偏远 / 农村地区中进行心脏检查很困难。可以将主张权利的系统用作有成本效率的筛查系统; 医生仅需要收集相关的医学和 PCG 数据(使用标准的数字听诊器) 以馈送给系统。

[0016] 该系统还允许有学习模式, 其中可以使用临床用户根据每个病例提供的纠错来更新知识库并调整相对概率。学习机制提供了针对医生遵循的特定诊断方式调整系统的灵活性。

[0017] 本发明的发明人意识到, 可以将获得高度精确且可靠结果的有效方法实现为基于规则的指向检查的方法。在基于规则的方法的背景下, 如有必要, 可以通过症状或评估参数抑制或加强针对另一个症状的若干发现的病理指示。

[0018] 希望提供一种信号处理设备, 其从初始采集心音到最终结果实施有效和 / 或灵活的路线图, 最终结果可以指示被检查患者的发现。由一种包括心音图接口、处理器和流控制的信号处理设备解决这种需求和 / 或可能的其他需求。心音图接口适于接收根据第一组采

集属性从患者采集的心音图信号。处理器适于分析所述心音图信号和所述第一组采集属性以确定所述心音图信号的分析结果和所确定的分析结果的置信度值。流控制适于基于所确定的分析结果和所述置信度值中的至少一个确定根据第二组采集属性从所述患者的所述心音图信号的后续采集是否可能改善所确定的分析结果的精度,如果是这样的话,根据所述第二组采集属性协调所述心音图信号的后继采集。

[0019] 心音图接口可以适于接收声学格式、电格式、模拟格式、数字格式的心音图信号,例如作为矢量或数据流。

[0020] 处理器执行的分析目的是找到心脏病的证据或(至少)以充分高的可靠性排除特定的心脏病。例如,可以通过将心音图信号与多个存储的心音图信号比较来实现这个目的,每个存储的心音图信号都与具体的生理状况相关联。置信度值例如可以基于采集的心音图信号和存储的心音图信号之间的相似性度量。信号处理设备可以被配置成,如果所确定的分析结果的置信度值充分高和/或如果后续采集或若干后续采集不太可能改善所确定的分析结果和/或置信度值的精度,建议终止心音检查。信号处理设备未必是紧凑的装置,而是还可以是分布式系统。这种分布式系统的部件可以通过适当的连接,例如线缆或无线连接相互连接。

[0021] 流控制确定是否应当执行后续采集以便改善所确定的分析结果。如果是这样的话,流控制还确定应当执行哪种后续采集。根据应当执行哪种后续采集,流控制可以从存储设备检索一组采集属性,并可以向信号处理设备的子单元分配与该组采集属性相关联的配置参数。可以想到,信号处理设备的流控制或另一个元件根据信号处理设备可用的其他数据调节采集属性和/或配置参数,其他数据例如是患者的病史、其年龄、体重等。流控制用于逐渐引导信号处理设备和/或信号处理设备的用户获得最终的所确定的分析结果,如果可能的话,以高效率的方式。

[0022] 还可能希望信号处理设备根据除心音图信号之外的信息确定分析结果。由还包括数据接口的信号处理设备解决这种需求和/或可能的其他需求,该数据接口适于接收关于患者的患者数据。处理器还可以适于考虑接收到的患者数据以确定分析结果。患者数据,例如患者的年龄、体重和病史可以为确定分析结果提供有价值的信息。例如,两种不同生理状况的心音可能相似,从而可能难以将采集的心音图信号分类到一种或另一种生理状况。患者数据可以帮助对采集的心音图信号分类,例如,因为可能由于患者数据中包含的信息排除生理状况中的一种(或几种)。数据接口可以是键盘、诸如计算机鼠标的定点装置、显示器、触摸屏、通往数据库的连接、一般网络连接、磁盘驱动器或这些的组合。这个列表不是穷举的。

[0023] 还可能希望信号处理设备将辅助确定患者的可能心脏疾病。由还包括知识库的信号处理设备解决这种需求和/或可能的其他需求,该知识库包含症状和心脏疾病之间的关系。症状是可以在患者检查期间收集的信息,可以包括心音图信号的特征、心音图信号自身和其他多条信息。症状和心脏疾病之间的关系可以是简单的是/否关系或另一种关系。具体而言,症状和心脏疾病之间的关系可以包括表示症状和心脏疾病之间相关性的量的加权因子。可以从心脏疾病及其症状的统计研究获得加权因子。可以想到,能够利用通往中央数据中心的连接更新知识库,向中央数据中心上载最新研究和研究结果以进行处理并使公众或订购者可用。

[0024] 还可能希望信号处理设备会针对信号处理设备的用户通常进行工作的方式加以调节。由还包括用户接口和知识库的信号处理设备解决这种需求和 / 或可能的其他需求, 用户接口适于接收用户输入, 知识库适于评估用户输入并根据用户输入修改症状和心脏疾病之间的关系。例如, 可以在诸如儿童医疗单元或退休家庭的特定环境中使用信号处理设备。在检查儿童的心脏疾病时, 检查的重点可能与应用于老年人的检查重点不同。利用用户接口, 用户可以推翻(override)信号处理设备提出的进一步检查步骤的特定建议。用户这样做的理由可能是他 / 她希望首先检查考虑到在手头现有医疗设施中最常检查的患者类型更可能的那些心脏疾病。通过评估用户输入, 知识库可以重新配置其配置, 使得可以在将来使用用户修改的配置。知识库例如可以经由用户接口询问用户, 用户是否赞成这样的重新配置。

[0025] 知识库可以适于对关于可能的心脏疾病的结论实施结构化方法。知识库可以适于根据结构化方法控制所述流控制。知识库和流控制之间的通信或交互使得结构化方法可以不是固定的, 而是能够针对检查程序期间获得的中间结果进行调节。例如, 知识库可以指示流控制协调根据知识库提供的一组采集属性的后续采集。还可以基于知识库提供的信息确定该组采集属性。于是, 可以省却多余的检查步骤。

[0026] 还希望用户可选择自己修改采集属性。由还包括用户接口和流控制的信号处理设备解决这种需求和 / 或可能的其他需求, 用户接口适于接收用户输入, 流控制适于评估用户输入并根据用户输入修改第二组采集属性。

[0027] 希望信号处理设备采用各种选项和选择以采集心音。由第一组采集属性和包括听诊位置的第二组采集属性中的至少一组解决这种需求和 / 或可能的其他需求。听诊位置的训练选择可以提供心音图, 其心音可用于缩小可能分析结果的数量。

[0028] 还可能希望通过提供与心音图信号相关的数据来便于或改进心音图信号的分析。由还包括门控接口的信号处理设备解决这种需求和 / 或可能的其他需求, 门控接口适于接收指示相继心动周期的分段的门控信号。心音图信号可能很微弱, 或者与健康个体的正常形状不同。在这些状况下, 可能难以单独基于心音图信号确定心脏周期的各个阶段。

[0029] 还希望门控信号(如果采用的话)容易检测且与心音图信号充分相关。由心电图信号充当的门控信号解决这种需求和 / 或其他需求。采集心电图信号相当容易完成。心电图(ECG)表示心脏的电活动, 其控制心肌, 从而间接控制通过心脏的血流。

[0030] 对于这里公开的教导的另一方面, 希望用于心音图信号的信号处理设备在信号处理程序的各个阶段向设备的用户提供一定程度的交互性。由一种包括心音图接口、处理器和用户接口的信号处理设备解决这种需求和 / 或可能的其他需求。心音图接口适于接收从患者采集的心音图信号。处理器适于分析所述心音图信号以确定所述心音图信号的分析结果。用户接口适于向信号处理设备的用户呈现采集的心音图信号。用户接口还适于从用户接收涉及处理器对所采集的心音图信号执行的数据处理动作的用户校正。处理器还适于基于用户校正重新分析所述心音图信号。

[0031] 可以通过多种方式向用户呈现心音图信号, 例如, 以可视化方式显示或将心音图信号作为声音信号加以播放。在可视化的情况下, 用户可以放大所显示的心音图信号。还可以将心音图信号呈现为例如利用快速傅里叶变换(FFT)产生的时间 - 频率图。在心音图信号的声学呈现的情况下, 可以以更慢的速度播放信号, 可能维持音调(pitch)。也可以将

信号频率偏移到人耳更敏感的更高音调。

[0032] 用户校正可能涉及所采集的心音图信号的分段和分类中的至少一种。于是,用户可以辅助将心音图信号分段成不同的段,还将这些段和 / 或整个心音图信号分类。

[0033] 这里公开的教导还可用于处理心音图信号的信号处理设备的操作方法的背景下。该方法包括:

[0034] - 接收根据第一组采集属性从患者采集的心音图信号,

[0035] - 分析所述心音图信号和所述第一组采集属性,

[0036] - 确定所述心音图信号的分析结果和所确定的分析结果的置信度值,

[0037] - 确定根据第二组采集属性从患者的心音图信号的后续采集是否可能改善所确定的分析结果的精度,以及

[0038] - 协调根据第二组采集属性的所述心音图信号的后续采集。

[0039] 提出的操作方法控制信号处理设备各子单元的协作,是一种技术方法。提出的方法还可以控制技术系统的若干部件的协作,其中部件彼此程度不同地远离。该方法还可以包括通过或根据结构化方法引导用户基于所确定的分析结果得到关于可能心脏疾病的结论。

[0040] 该方法还可以包括接收用户输入并根据所述用户输入修改所述结构化方法以针对用户偏好调节所述结构化方法。该方法还可以包括对应于说明书和 / 或权利要求中涉及信号处理设备描述的特征的动作。例如,该方法可以包括接收患者数据,评估包含症状和心脏疾病之间关系的知识库,接收和评估用户输入以根据用户输入修改症状和心脏疾病之间的关系,根据结构化方法控制流控制,和 / 或接收指示相继心动周期的分段的门控信号。该方法可以包括向用户呈现所采集的心音图信号的动作和从用户接收用户校正的另一动作。用户校正可能涉及心音图信号或其部分的分段和分类。

[0041] 这里公开的教导还可用于计算机程序产品的背景下,该计算机程序产品包括使处理器能够执行用于处理心音图信号的信号处理设备的操作方法的指令。该方法包括:

[0042] - 接收根据第一组采集属性从患者采集的心音图信号,

[0043] - 分析所述心音图信号和所述第一组采集属性,

[0044] - 确定所述心音图信号的分析结果和所确定的分析结果的置信度值,

[0045] - 确定根据第二组采集属性从患者的心音图信号的后续采集是否可能改善所确定的分析结果的精度,以及

[0046] - 协调根据第二组采集属性的所述心音图信号的后续采集。

[0047] 根据这里公开的教导的设备和方法可以包含关于如下内容的先验知识:1)感兴趣的生物医学参数,2)它们与心脏事件的相关性,以及3)心脏事件和生物医学参数相对于心脏的各种病理状况的行为。基于专家医生的输入和标准临床协会的建议开发先验知识库。

[0048] 本发明的这些和其他方面将从下文描述的实施例变得显而易见并参考其加以例示。

附图说明

[0049] 图 1 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备的示意方框图;

[0050] 图 2 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备另一实施例的示意方框图;

- [0051] 图 3 示出了根据这里公开的教导的方法的示意图；
- [0052] 图 4 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备的操作方法的一方面的示意图；
- [0053] 图 5 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备实施例中实施的知识库的第一方面的示意表格；
- [0054] 图 6 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备实施例中实施的知识库的另一示意表格；
- [0055] 图 7 示出了根据这里公开的教导的结构化方法的部分示意图；
- [0056] 图 8 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备的示范性应用；
- [0057] 图 9 示出了信号处理设备显示的心音图信号和对应注释的示范性图青形表示。

具体实施方式

[0058] 现在将基于附图描述本发明。将理解这里描述的本发明的实施例和各方面仅仅是范例,不以任何方式限制权利要求的保护范围。由权利要求及其等价要件界定本发明。还要理解,可以将一方面的特征与不同方面的特征组合。

[0059] 图 1 以示意方式示出了根据这里公开的教导的信号处理设备 100 的方框图。在心音图接口 PCGI 处接收心音图信号 PCG。心音图接口 PCGI 可以接口连接到数字听诊器,接口连接到适于采集心音图信号的传声器、传声器自身或用于以心音图信号 PCG 可用的格式接收心音图信号 PCG 的另一种适当模块。心音图信号 PCG 被转发到处理单元 PU(处理器)。处理单元 PU 例如通过在频率-时间域中分解心音图信号 PCG 来分析心音图信号 PCG。另一种可能性可以是心音图信号 PCG 的小波分析。处理单元 PU 还接收采集属性 CP,其指示在哪些情况下采集心音图信号 PCG。采集属性 CP 可以包括听诊位置、关于患者是呼吸还是屏住呼吸的信息、关于患者在检查之前是静止还是锻炼的信息和 / 或其他信息。基于心音图信号 PCG 和采集属性 CP,处理单元 PU 确定分析结果 RES。分析结果 RES 的确定可以依赖于心音图信号 PCG 与信号处理设备 100 的样本存储器 SMEM 中存储的样本心音图信号的比较。在与样本心音图信号比较的替代方案或补充方案中,处理单元 PU 可以通过从心音图信号 PCG 提取相关特征来分析心音图信号 PCG。这些特征可以是心音图信号幅度的最大值、心音图信号段的频率、心音图信号中显著段的数量和时间关系等。处理单元 PU 然后将心音图信号 PCG 的确定特征与预定阈值或数值范围进行匹配,以便获得分析结果 RES。处理单元 PU 还计算指示分析结果 RES 的置信度水平的置信度值 CV。

[0060] 分析结果 RES 和置信度值被转发到输出接口 OI。输出接口 OI 向信号处理设备 100 的用户显示分析结果 RES 和置信度值 CV。输出接口 OI 可以是显示器或屏幕。还可以想象,输出接口 OI 以听觉方式通知用户分析结果 RES 和置信度值 CV。

[0061] 还从处理单元 PU 向流控制 FC 转发分析结果 RES 和置信度值 CV。流控制 FC 评估分析结果 RES 和置信度值 CV 以确定从患者的后续采集心音图信号 PCG 是否适当。流控制 FC 还确定改变采集属性 CP 是否可能改善所确定的分析结果 RES 的质量和精度。如果已经确定使用另一组采集属性 CP 的后续采集可能改善所确定的分析结果的质量,则流控制 FC 指示数据库存取模块 DBA 从采集属性 DBCP 的数据库加载另一组采集属性 CP。注意,先前确定的分析结果 RES 在已经执行后续采集且处理单元 PU 已经分析了在后续采集期间获得的

心音图信号 PCG 之后可能变为作废。流控制 FC 向输出接口 OI 发送流控制数据 FCD 以通知信号处理设备 100 的用户应当执行下一动作。输出接口 OI 还接收要向用户显示的新一组采集属性 CP。通过这种方式,输出接口 OI 可以通知用户采集属性的必要修改,例如改变听诊位置或是否应当指示患者呼吸或屏息。

[0062] 用户可以确认其已经如流控制 FC 结合采集属性数据库 DBCP 建议那样改变了采集属性。在替代方案中,处理单元 PU 可以检测到用户执行的采集属性改变,因为心音图信号 PCG 已改变或在短时间内消失。

[0063] 系统或设备可以接受如下输入:1) 患者的生物学参数,例如年龄、性别、患者病史、身体症状等,2) 听诊位置,即听诊器在患者胸部的位置和 3) PCG 信号的分段的心动周期。

[0064] 生物学参数的临床数据可以通过患者身体检查获得还可以从患者病史获得。可以利用任何标准数字听诊器获得不同听诊位置的心音记录。该系统(或设备)采用给定听诊位置的分段的心动周期作为输入。通常,可以通过若干方式提取来自患者心音记录的心动周期。例如,1) 如果有的话,使用辅助 ECG 信号,2) 使用某种其他门控信号,3) 单独使用信号处理方法,无需辅助信号,4) 人工分段心音记录等。

[0065] 由系统(或设备)处理输入心音周期以提取感兴趣的特征。系统算法使用标准的数字信号处理和模式分类技术进行心脏周期分析。关于心音周期的生物学信息,例如心缩期、心舒期的平均持续时间 S1 和 S2 等也用于特征提取。将系统识别的心脏特征标记为心音周期上的注释以向用户呈现图形显示。

[0066] 该系统以图 5 和 6 中给出的表格形式维护知识库。维护关于如下内容的信息:1) 心脏的各种病理学状况,2) 心音信号的特征,3) 关心的生物学参数,4) PCG 分析的规则和这些信息条之间的相关性。将这种信息,连同系统算法提取的心脏特征,用于预测心脏的病理学状况。

[0067] 基于输入的临床数据,该系统利用知识库和识别的心脏事件来评估可能的病理状况。为临床用户呈现该组可能的量化预测和识别的心脏特征。利用知识库,该系统还提示用户是否需要额外的临床输入以加强特定预测或分辨可能病理状况之间的模糊性。基于用户提供的额外临床输入更新结果集,即量化预测。

[0068] 该系统允许临床用户验证和校正系统算法获得的心脏特征。如果临床用户发现系统识别的特定心脏特征不正确,则用户能够校正它。用户校正被系统接受,并相应地重新评估预测。同时,系统还通过调整知识库中的内部相对概率来从用户指定的校正中进行学习。

[0069] 图 2 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备 100 的另一实施例的示意方框图。图 1 中示出且上文已经描述的元件未必在图 2 的以下描述中再次提到。除了上文已经解释的元件之外,图 2 中所示的信号处理设备 100 的实施例还包括知识库 KB。知识库 KB 包含症状和心脏病之间的关系。可以将这些关系实现为称为“权重”的数值。知识库 KB 连接到处理单元 PU,使得处理单元 PU 可以将心音图信号 PCG 中检测的症状和属性与知识库 KB 中包含的条目比较。图 2 中所示的信号处理设备 100 还包括适于接收患者数据 PD 的数据接口 DI。数据接口 DI 连接到处理单元 PU 以向处理单元 PU 转发患者数据 PD。

[0070] 知识库 KB 向与心脏疾病相关联的各种症状分配权重,即置信因数,所述权重用于量化系统做出的预测的精度。也可以由临床用户按照其诊断偏好对这些置信因数进行微

调。

[0071] 处理单元 PU 可以利用标准数字信号处理和模式识别技术与心音信号的生物医学特性的组合从心音周期识别感兴趣的心脏特征。

[0072] 将来自所有方面,例如病史、身体检查和调查的患者信息,连同心脏信号特征一起整体地加以考虑,以获得诊断。针对病理的量化预测考虑所有这些方面及其相对概率的相关性。

[0073] 此外,图 2 中所示的信号处理设备 100 包括适于接收门控数据 GD 的门控接口 GI,也可以将门控数据转发到处理单元 PU。

[0074] 处理单元 PU 可以考虑心音图信号 PCG、患者数据 PD、门控数据 GD 和从知识库 KB 提供的信息以确定分析结果 RES 和置信度值 CV。门控数据 GD 辅助对心音图信号 PCG 的分段。患者数据 PD 可能导致处理单元 PU 使用的一些加权因子的偏移。例如,知识库 KB 可能包含针对不同年龄组的患者的不同记录,例如儿童、青少年、成年人和老年人。

[0075] 图 2 中所示的信号处理设备 100 还包括适于从信号处理设备 100 的用户接收更新数据 UPD 的用户接口 UI。更新数据 UPD 包含来自用户的输入,其反映用户对检查程序序列和 / 或分析结果 RES 内容的偏好。用户接口 UI 连接到采集属性数据库 DBCP 和知识库 KB。将从用户接收的更新数据 UPD 转发到采集属性数据库 DBCP 和 / 或知识库 KB,使得信号处理设备 100 的这两个元件可以更新它们操作的数据。通过这种方式,用户可以教导信号处理设备 100 例如以在特定状况下使用不同组的采集属性。用户还可以配置信号处理设备 100 以改变后续采集的次序或优先级。信号处理设备 100 于是可以随着时间根据用户需求加以配置,从而可能在更少时间内递送更精确的结果(至少就用户配置而言可以认为是正确的)。

[0076] 图 3 以示意方式示出了用于根据这里公开的教导的信号处理设备的操作方法的流程图。该方法开始于两条数据记录,即心音图数据记录 301 和患者数据记录 303。心音图记录 301 在方框 302 经受信号处理。信号处理 302 可以包括滤波、分段和 / 或变换心音图数据 301。

[0077] 经过信号处理的心音图数据 301 和患者数据都到达方框 304,在其中确定分析结果和置信度值。分析结果和置信度值的确定可以基于包含症状和心脏病之间关系的知识库。症状可以包含在心音图数据 301 或患者数据 303 中。基于提供的输入,系统可以智能地预测病理状况并提供一组临床发现和关联的病理可能性量化。利用知识库,系统还可以提供清单,通知临床用户提供额外的输入(如果需要的话)以改善诊断精度。如果提供了额外的输入,该系统重新评估临床发现和关联的结果集。实质上,这种交互式机制允许临床用户滤出得到可能最好的预测。

[0078] 在 305 向用户显示确定的分析结果和置信度值。任选地,也可以向用户传送心音图数据 301 或经由扬声器或头戴耳机向用户输出作为声信号的心音图数据 301。通过这种方式,用户可以了解到心音图信号 PCG 看起来或听起来像什么。

[0079] 例如,可以通过图形方式向用户呈现心音周期,可以在图形显示器上指示识别的心脏特征作为注释。可以通过表格格式呈现患者的其他生物医学参数。

[0080] 该方法还有信号处理设备可以提供纠错机制。如果用户发现系统对心脏特征的自动预测不正确,用户能够校正它。系统基于用户的校正重新评估其发现和结果集。用户指定的纠错也可以被视为系统的学习输入,并且更新系统内部的知识库和相对概率以将这些

误差考虑在内。该方法和系统集成用户校正并且还从它们学习的能力使其成为灵活的决策支持系统,模仿医生遵循的诊断模式。在图 3 的方框 306 中和关于其的以下描述中示出了方法和系统的这种能力。

[0081] 在决策点 306,确定用户是否输入了可能被解释为用户对所显示心音图分析的校正的任何输入。如果是这样的话,该方法回环到方框 304,以便考虑到(一个或多个)用户校正重新分析心音图信号并确定新的分析结果。用户校正可以包括例如移动心音图信号的两个周期之间或其各个段之间自动确定的边界。用户校正也可以是心音图信号特定自动确定的特征的人工再分类。

[0082] 该系统还能够采集其他输入,例如 ECG 和回波发现,以构建增大的知识库,以便以更高的精度覆盖更宽的病理范围。

[0083] 在决策点 307,确定是否需要来自用户的一个或多个)新输入。这些输入可以是在不同配置属性或关于患者的更多信息的情况下的另一次采集心音图信号 PCG。如果已经确定确实需要来自用户的新输入以提供更好的分析结果和 / 或更高的置信度值,该方法进行到方框 308。在 308,向用户显示需要哪种额外数据。例如,可以指示用户将传声器或数字听诊器重新定位到患者胸部上的另一位置。还可以请求用户向患者提出特定问题,例如患者是否感到胸部疼痛。从方框 308,该方法分支回到心音图数据记录 301 的接收或患者数据记录 303 的接收。注意,可以由用户更新心音图数据记录或患者数据记录或两种数据记录。从那里开始,该方法开始新的迭代,考虑到更新的信息。

[0084] 如果在决策点 307 确定不需要来自用户的一个或多个)新输入,该方法进行到方框 309。确定是否需要新输入的标准可以包括置信度值是否足够高,第二好的分析结果的置信度值是否充分小于所确定的分析结果的置信度值,分析结果是否匹配提供的患者数据和 / 或其他适当的标准。在方框 309,向用户输出分析结果和置信度值。该方法在方框 310 结束。

[0085] 图 4 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备的操作方法的另一实施例。该方法开始于方框 401。在方框 402,加载第一组采集属性,在方框 403,显示第一组采集属性。信号处理设备的用户现在可以根据显示的第一组采集属性调整检查设置,例如在第一组采集属性指示的位置放置数字听诊器。然后,在 404,执行心音图数据的采集。这可以由用户推动按钮或通过分析采集的心音图数据来开始。在 405 确定分析结果和置信度值。在决策点 406,确定根据下一组采集属性的后续采集是否适当。如果是这样的话,该方法继续到方框 407 并加载下一组采集属性。可以由采集属性数据库 DBCP 提供采集属性组。在方框 408,向用户显示下一组采集属性,使得用户可以根据下一组采集属性再次调整检查设置。任选地,在方框 409 接收来自用户的输入,该输入具有采集属性的修改或不同组采集属性的人工选择。基于从用户接收的任选输入,在方框 410 修改采集属性数据库 DBCP 和 / 或流控制 FC 遵循的流控制方案。然后,该方法回环到方框 404 以根据下一组采集属性或修改组的采集属性执行心音图数据的后续采集。

[0086] 如果在决策点 406 确定不需要或不必要执行根据下一组采集属性的后续采集,该方法进行到方框 411。在方框 411,向用户显示确定的分析结果和置信度值。任选地,用户可以向确定的分析结果和 / 或导致所确定的分析结果的数据输入一些修改。在方框 412 接收用户的修改,作为来自用户的输入。在图 4 中所示的流程图的另一任选方框 413,根据来

自用户的输入修改知识库。该方法然后在方框 414 结束。

[0087] 在图 4 中所示的流程图中,尤其是方框 409、410、412 和 413 中可以看出,信号处理设备的操作方法提供了自我学习能力。通常,信号处理设备带有预配置的结构化方法,为大多数患者提供可靠的分析结果。如果将信号处理设备 100 用于相似类型的患者一段时间,并且如果用户修改采集属性数据库和 / 或流控制 FC 的流控制方案,那么信号处理设备 100 的本实施例可以针对使用信号处理设备 100 的环境中遇到的心音分析特定条件调节自身。

[0088] 图 5 和 6 以示范性方式示出了知识库 KB 的表格。图 5 中所示的表格示出了可以如何表示心脏病(“病理”)和症状之间的关系。例如,病理 A 和症状 X、y 和 z 之间存在关系。图 5 中所示的表格还指示了在用于诊断病理 A 时症状的加权因子。因此,症状 X 具有较低的加权因子 10%,症状 y 具有较高的加权因子 30%,症状 z 具有最高的加权因子 60%。

[0089] 此外,图 5 中所示的表格还指示应当执行哪些检查以便可靠地诊断病理 A。在图 5 中由通用术语“检查 1”和“检查 2”表示这些。

[0090] 图 5 中所示表格的最后一列示出了类似于给定病理的病理。对于病理 A 而言,这些是病理 M 和 N。

[0091] 图 5 中所示的表格可以预先用医学数据库、医学课本等中的可用数据填充。根据信号处理设备或信号处理设备的操作方法是否支持用户交互性,可以由用户更新表格内容以更好地反映偏好。

[0092] 图 6 中所示的表格包含心音图信号中能够观察到的心脏事件和关联病理之间的关系。例如,在患有病理 A 或 B 之一的患者处,能够观察到基本心音 S1 具有特定的时刻或持续时间 X、y、z。图 6 中所示表格中的其他列是心脏事件的等级、严重程度和最好的听诊位置。

[0093] 图 5 中所示的表格最可能被流控制 FC 使用,图 6 中所示的表格可能被处理单元 PU 使用。

[0094] 图 7 以示意方式示出了由信号处理设备 100 及其操作方法实施的结构化方法。结构化方法基于收缩期杂音的鉴别诊断。在方框 701,执行收缩期喷射的采集。在方框 703 由处理单元评估结果。处理单元能够将采集的心音图信号分类成三类中之一。这些类别是“良性”、“病理”和“全收缩期”。

[0095] 假设处理单元将心音图信号分类为“良性”,流控制 FC 在方框 703 协调对良性发现而言特有的进一步采集。在已经执行进一步采集之后,在方框 704 评估新的心音图信号 PCG。优化新的心音图信号以便使得处理单元 PU 能够进一步对总体良性发现进一步分类。因此,处理单元具有将心音图信号分类成以下类别之一的良机:1)无害的收缩期杂音,2)流动杂音,3)心房间隔缺损(附带)。

[0096] 进一步假设第二次采集心音图信号确认了“流动杂音”,现在给出两个额外的可能性作为生理状况。第一个可能性是患者表现出血液动力学效果(即发热、甲状腺机能亢进、严重贫血)。第二种可能性是患者具有运动员心脏。这两种可能性之间的区别可能需要询问患者关于与两种可能性中的至少一个相关联的症状。

[0097] 返回到方框 702,现在假设采集的心音图信号 PCG 指示病理状况,由流控制 FC 在方框 705 协调对于病理发现而言特有的另一次采集。在方框 706,评估后续采集的心音图信号 PCG 以在以下四种可能性之间进行区分:1)主动脉瓣狭窄,2)肺动脉瓣狭窄,3)肥厚型心肌

病,4) 心房间隔缺损。

[0098] 在方框 702 检测到全收缩期状况的情况下,结构化方法引导用户到方框 707,在此处,协调并执行对于全收缩期发现特有的另一次采集。在方框 708,评估发现并分类成以下可能性:1) 三尖瓣返流,2) 二尖瓣返流,3) 心室间隔。

[0099] 在方框 702 执行的评估可能能够指示朝向良性发现、病理发现或全收缩期发现之一的趋势。在这种情况下,结构化方法可以提出首先协调并执行由趋势或倾向指示的心音图信号 PCG 的该后续采集。或者,用户可以向信号处理设备 100 提供输入,表示他想要首先执行对例如全收缩期发现特有的采集。如果得到信号处理设备 100 的支持,可以在流控制 FC 中存储用户的选择,使得从现在开始,信号处理设备将首先提出执行对全收缩期发现而言特有的采集。

[0100] 图 8 示出了根据这里公开的教导的信号处理设备的示范性应用。患者 801 正在由用户 802 (仅图示了用户的手),例如医生或护士检查。用户 802 手中拿着数字听诊器 803,将数字听诊器 803 放在患者 801 的胸部。数字听诊器 803 连接到信号处理设备 100。信号处理设备 100 包括显示器作为输出接口 OI (参见图 1 和 2),示出了患者胸部的代表性图示。信号处理设备 100 当前向用户 802 显示指令,以将听诊器从当前位置重新定位到顶点位置。向用户呈现作为对话框中的文本以及作为图形图示的指令。在用户将听诊器重新定位到建议的顶点位置时,他可以推动按钮“OK”。信号处理设备 100 然后将执行对心音图信号的采集和处理。在替代方案中,用户可以点击或推动按钮“取消”。作为响应,信号处理设备 100 可以呈现可能的其他组采集属性的列表,用户可以选择一组满足其要求和偏好的采集属性。信号处理设备 100 的显示区可以是触摸屏,使得用户可以简单地在他希望选择的图标位置处触摸屏幕。还可能经由声音命令控制信号处理设备 100,使得用户两只手都解放出来。

[0101] 图 9 给出了心脏事件识别的范例。这将被叠加在 PCG 周期顶部。如果用户希望校正识别,他/她能够选择特定事件并编辑它,例如,能够将“全收缩期杂音级别 III”改变为“收缩中期杂音级别 II”。同样地,如果自动识别不正确,用户能够编辑针对第二心音的 A2/P2 序列。

[0102] 还将为用户呈现特征组。下文给出范例特征组。

[0103] 患者生物学特征:

[0104] 年龄

[0105] 性别

[0106] 平均心率

[0107] 患者病史

[0108] 身体症状

[0109] ... 等等

[0110] 心脏事件特征:

[0111] 听诊位置

[0112] 心缩期持续时间

[0113] 心舒期持续时间

[0114] S3 (有/无)

- [0115] S4 (有 / 无)
- [0116] S1 分裂(正常 / 异常)
- [0117] S2 分裂(正常 / 异常)
- [0118] 收缩期杂音(有 / 无)
- [0119] 舒张期杂音(有 / 无)
- [0120] 收缩期杂音形状
- [0121] 舒张期杂音形状
- [0122] 收缩期杂音级别
- [0123] 舒张期杂音级别
- [0124] 二尖瓣开瓣音(有 / 无)
- [0125] 喷射性喀喇音(有 / 无)
- [0126] 收缩中期的喀喇音(有 / 无)
- [0127] ...
- [0128] 舒张中期的喀喇音(有 / 无)
- [0129] 等等
- [0130] 其他特征
- [0131] 地理位置
- [0132] 种族
- [0133] ...
- [0134] 等等
- [0135] 考虑自动分析建议顶点位置处的成年人的 PCG 周期的以下特征的情况：正常 S1，正常 S2，缺少第三和第四心音，收缩期喷射杂音，心舒期中无杂音。
- [0136] 第一轮的系统预测可以是：
- [0137] 心房间隔缺损 30%，
- [0138] 瓣膜肺动脉瓣狭窄 30%，
- [0139] 无害肺流杂音 65%。
- [0140] 此后的可能工作流程是：系统然后可以提示肺动脉瓣区的 PCG 周期。利用这个新的输入，系统将检查杂音对于肺动脉瓣区 PCG 周期是否更响。如果是这样的，它加强针对所有病理的预测，因为所有病理都在肺动脉瓣区呈现出最响的杂音。因此，对于所有三种预测精度提高：
- [0141] 心房间隔缺损 35%，
- [0142] 瓣膜肺动脉瓣狭窄 35%，
- [0143] 无害肺流杂音 74%
- [0144] 根据规则的建议，这三种病理情况在本质上接近，识别正常或宽分裂 S2 或收缩喷射性喀喇音对于准确预测极其重要，它将提示医生通过从视觉上检查 PCG 周期重新确保这些特征。
- [0145] 如果医生确认没有宽分裂 S2 和收缩期喷射性喀喇音，预测结果将有利于无害肺流动杂音并抑制其他两种可能性
- [0146] 心房间隔缺损 5%，

[0147] 瓣膜肺动脉瓣狭窄 5%，

[0148] 无害肺流杂音 92%

[0149] 如果医生确认存在宽分裂 S2 且没有收缩期喷射性喀喇音，预测结果将有利于心房间隔缺损

[0150] 心房间隔缺损 89%，

[0151] 瓣膜肺动脉瓣狭窄 5%，

[0152] 无害肺流杂音 8%

[0153] 如果医生确认没有宽分裂 S2，即 S2 正常，且存在收缩期喷射性喀喇音，预测结果将有利于瓣膜肺动脉瓣狭窄

[0154] 心房间隔缺损 10%，

[0155] 瓣膜肺动脉瓣狭窄 90%，

[0156] 无害肺流杂音 8%

[0157] 这个特定范例论证了基于从心动周期事件提取的特征的可能工作流程。该系统可以采集完整范围的病理，它们的症状，即各种心脏和其他生物学特征及它们的相关性到知识库中。因此，该系统不仅提出自动预测，而且强调重要的特征组（对应于可能的病理发现）并提示医生仔细评估它们。如果自动分析发生错误，决策支持系统提供了适应医生校正和相应地更新预测的灵活性。

[0158] 所述和图示的装置和方法潜在地可用于住院和门诊。尤其是在偏远地方，对心音诊断进行的教育不容易获得，提出的信号处理设备和方法提供了用于事先筛查患者的手段。

[0159] 这里公开的教导描述了有成本效率的基于 PCG 的自动分类器系统，用于诊断心脏疾病。

[0160] 缺少受培训的医生和缺少有成本效率的装置使得在发展中国家（新兴市场）的偏远 / 农村地区中进行心脏检查很困难。可以将所主张的系统在新兴市场中用作有成本效率的筛查和诊断机构，在新兴市场中，可以为真阳性病例保留更高技术的筛查，医生仅需要收集相关的医学和 PCG 数据（使用标准的数字听诊器）以馈送给系统。

[0161] 可以将其用作临床医生的决策支持系统以验证和支持他们的诊断。

[0162] 可以将其用作心音检查和诊断的教学辅助。

[0163] 这种系统的使用的范例之一还可以在麻醉前筛查的门诊单元以及类似单元中。典型地，在麻醉前筛查中，将很多患者送到心脏科，进行基于超声的心音异常检查。（例如，主动脉瓣狭窄是主要的麻醉风险，尤其是在新兴市场中，在那里对于普通外科而言，局部区域或基于氯胺酮的麻醉很常见）。

[0164] 通过研究附图、公开和所附权利要求，本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变型。在权利要求中，“包括”一词不排除其他元件或步骤，不定冠词“一”不排除多个。单个处理器或其他单元可以执行权利要求中列举的若干项的功能，反之亦然。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的仅有事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。在权利要求中发现的任何附图标记不应被解释为限制范围。

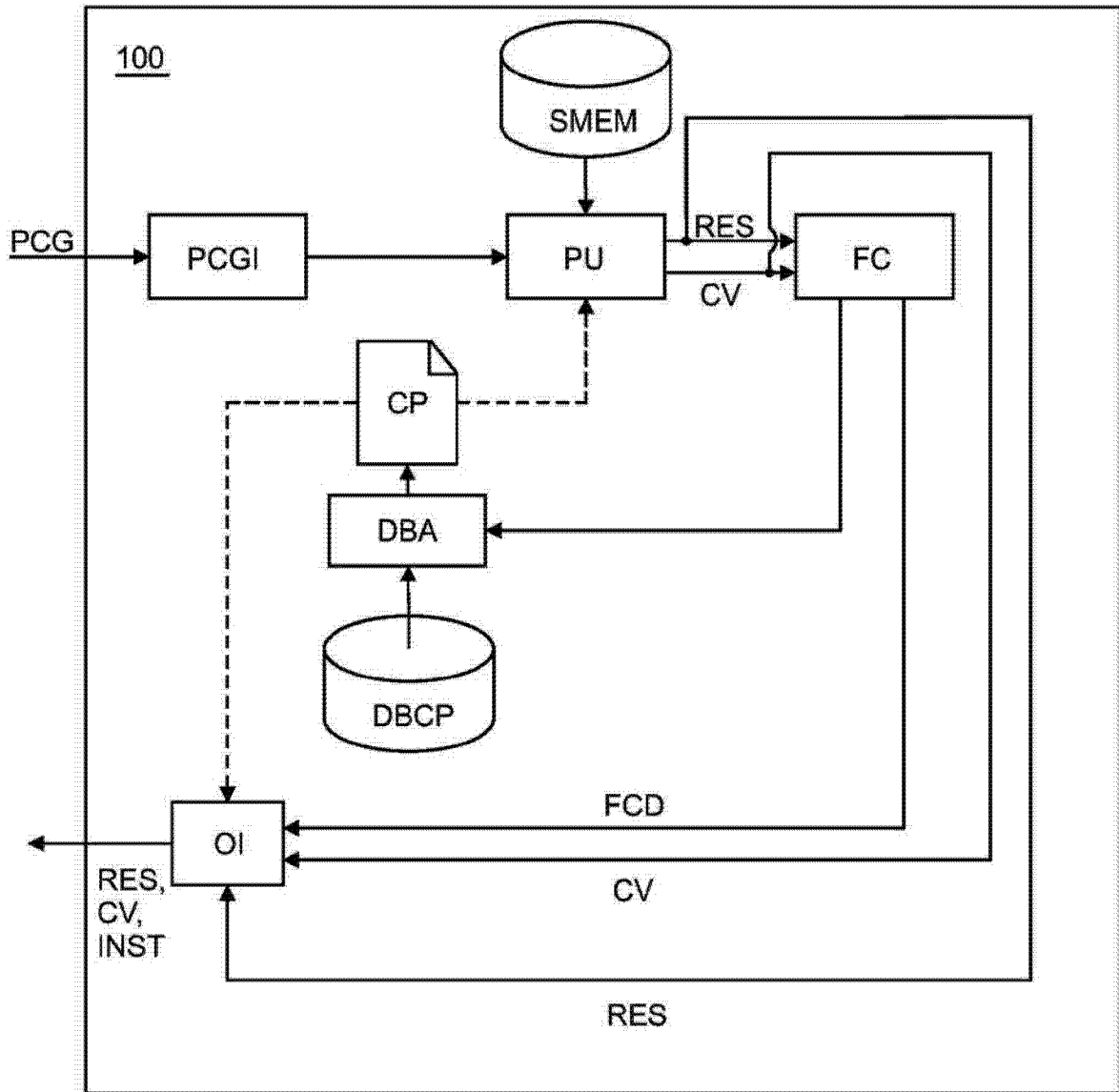


图 1

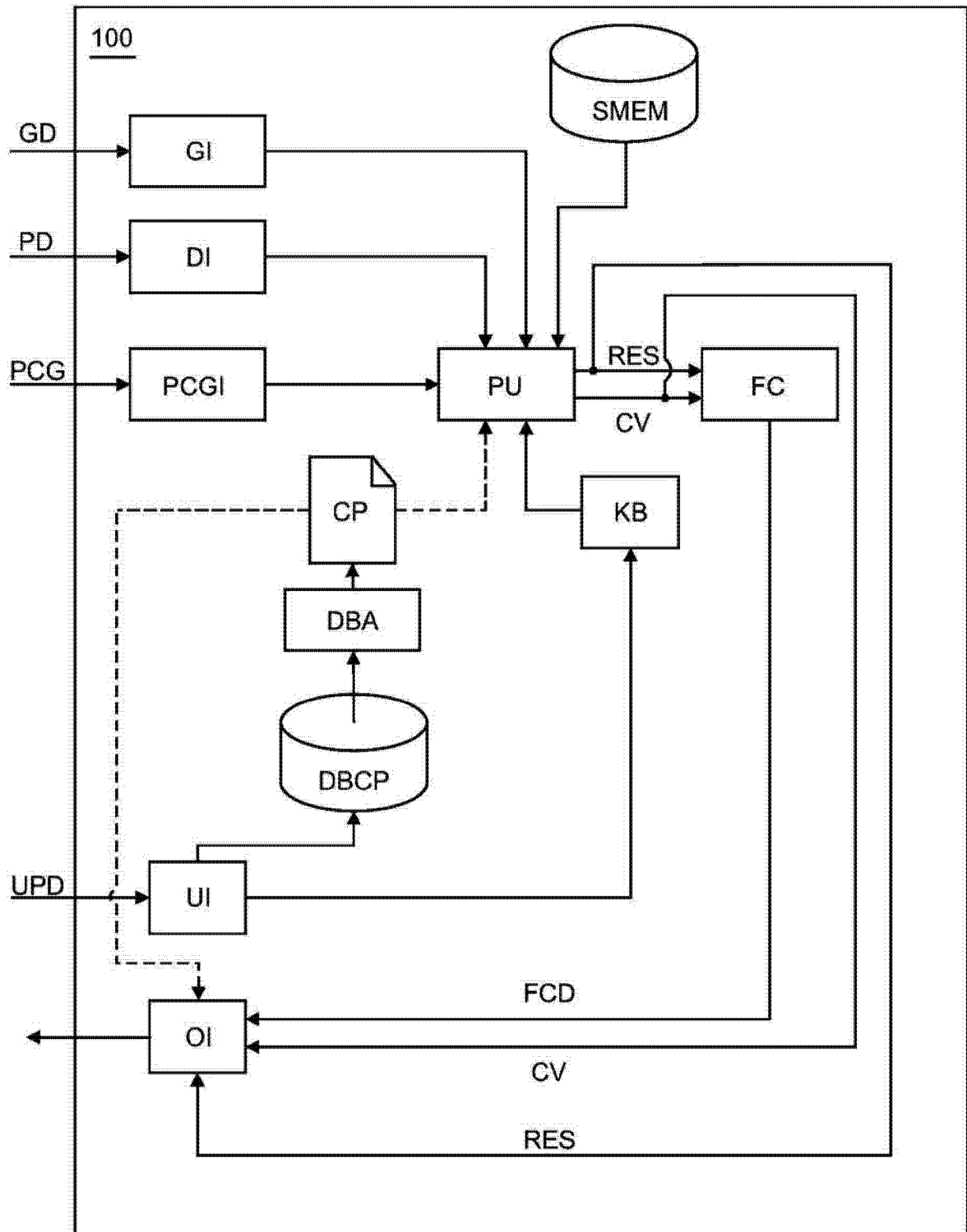


图 2

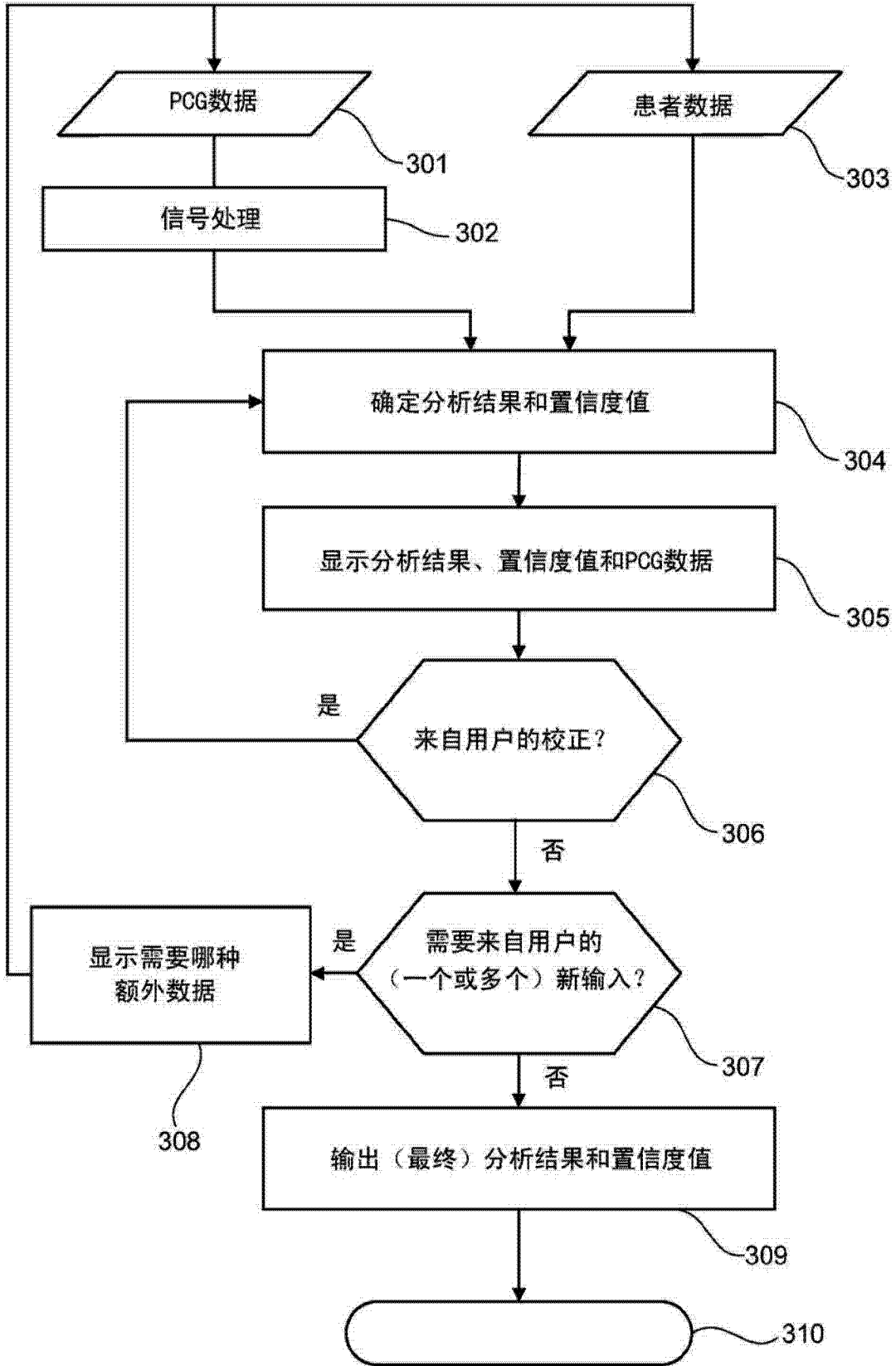


图 3

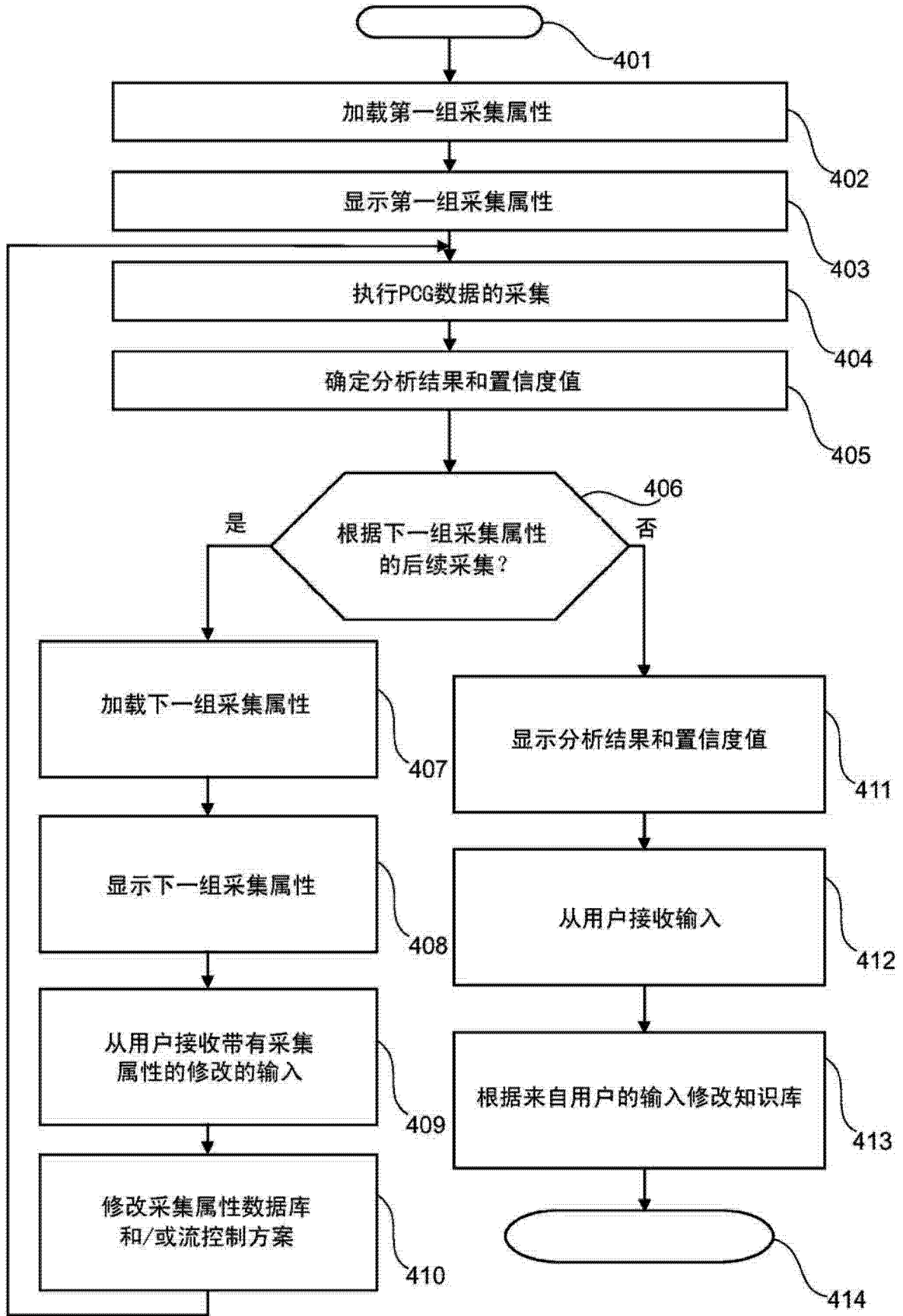


图 4

病理	症状和关联权重	实质检查	类似病理
病理A	X (10%), y (30%), z (60%)	检查1, 检查2	病理M和N
...
...
病理Z	X1 (35%), y1 (25%)	检查N, 检查N-1	病理X

图 5

心脏事件	时刻, 持续时间	级别	严重程度	关联的病理	最佳听诊位置
基本心音 S1	X, y, z	级别1, 级别2	水平1	A, B	顶点
...
...
舒张期	X1, y1, z1	级别N, 级别N-1	水平N	M, N	肺

图 6

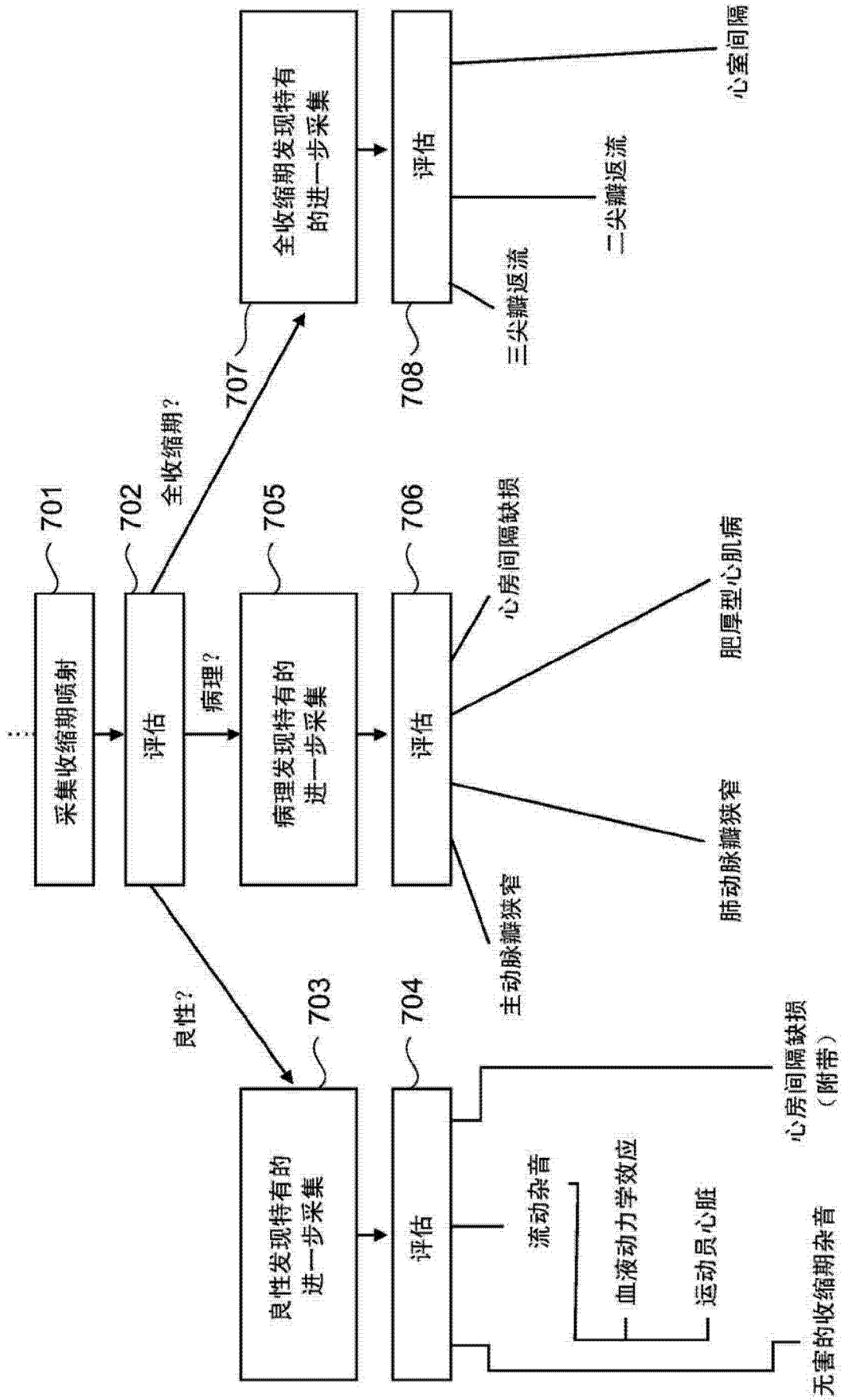


图 7

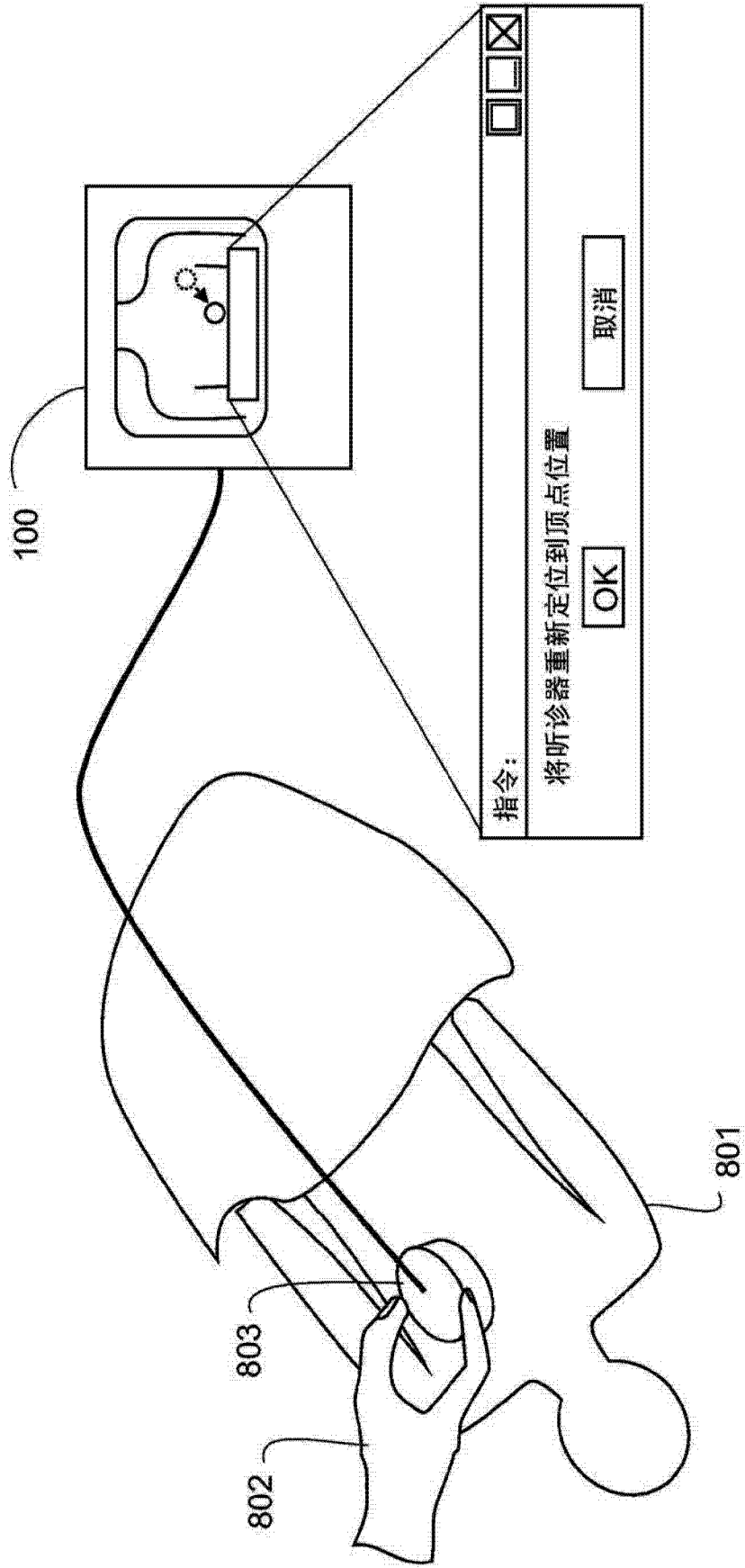


图 8

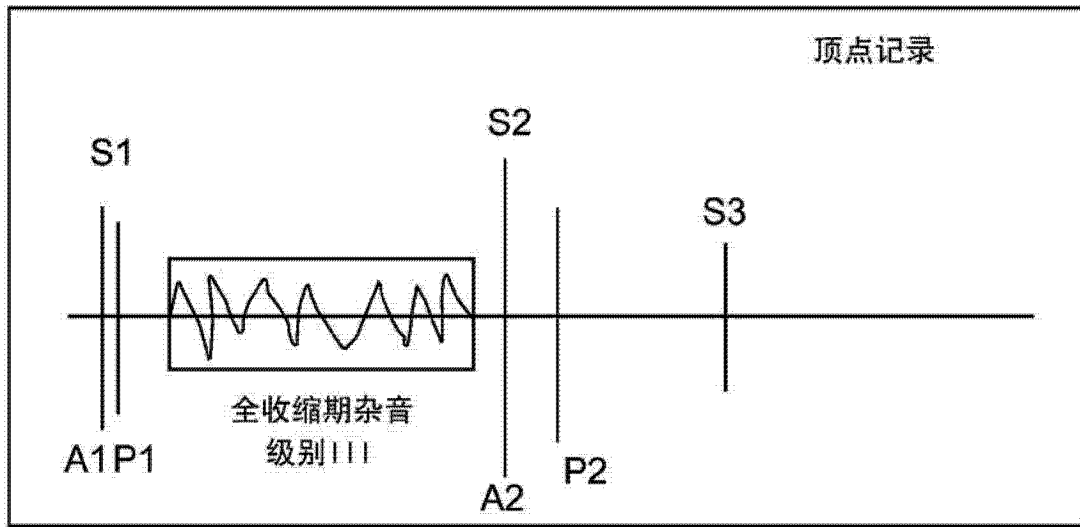


图 9