



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104068845 B

(45) 授权公告日 2016. 07. 06

(21) 申请号 201410078885. 7

(22) 申请日 2014. 03. 06

(73) 专利权人 武汉培威医学科技有限公司

地址 430074 湖北省武汉市东湖开发区高新
大道 666 号武汉国家生物产业基地项
目 B、C、D 区研发楼 B1 栋

CN 1640357 A, 2005. 07. 20,

CN 1363254 A, 2002. 08. 14,

CN 1448113 A, 2003. 10. 15,

CN 1872000 A, 2006. 12. 06,

US 2011/0082371 A1, 2011. 04. 07,

审查员 田文文

(72) 发明人 雷鸣 朱天刚 郝国梁

(74) 专利代理机构 武汉帅丞知识产权代理有限
公司 42220

代理人 朱必武 沈小川

(51) Int. Cl.

A61B 5/0402(2006. 01)

A61B 8/13(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101002689 A, 2007. 07. 25,

CN 101002689 A, 2007. 07. 25,

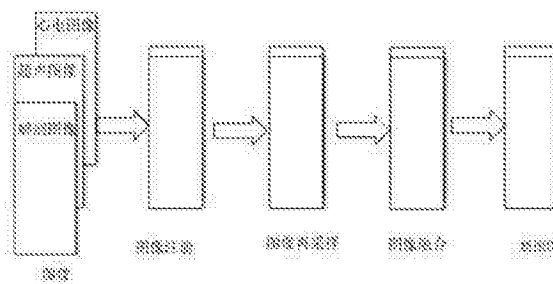
权利要求书2页 说明书10页 附图8页

(54) 发明名称

一种心电超声信号融合断层扫描成像系统及
方法

(57) 摘要

本发明涉及一种医学检查诊断及仪器，特涉及一种基于解剖定位的多维心电超声信号融合成像系统及方法。本发明是基于的一种多维心电信号成像系统及方法基础上进一步整合多维超声心脏结构和灌注影像技术，提供一种新的非侵入性平台记录和评估心脏的电-机械信号特征和心肌灌注特征。它是一种以解剖定位为基础的独特的心电机械功能和灌注同步断层扫描成像方法，检测跨壁心电活动信息和机械信号的非侵入性成像技术。本发明可以提高诊断心肌疾病如心肌肥厚，心肌病，心肌梗死，心肌炎等及心律失常的起源的确定等，为快速实时诊断心脏疾病提供了一个全新的诊断和指导治疗的工具。



1. 一种心电超声信号融合断层扫描成像方法,包括以下步骤:
 - a. 按照断层平面扫描成像需求,放置多层体表阵列电极以获取心脏不同解剖断层的心电信号,每层体表阵列电极按照常规心电图单极胸导联放置;
 - b. 按照断层平面扫描成像需求,放置多维超声探头以获取与多层体表阵列电极获取的对应的心脏不同解剖断层的机械功能和灌注信号;
 - c. 采集并显示心电超声信号;其特征在于:所述的心电超声信号同步显示。
2. 如权利要求1所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的同步显示是以心脏不同解剖层面同步获取心电和超声信号,并进行同步融合成像显示。
3. 如权利要求1或2所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的同步显示方式为硬件同步采集显示、软件同步显示或软硬件结合的同步显示。
4. 如权利要求3所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的硬件同步采集显示采用时钟模块控制系统同步,同步的时间量级在10微秒至50微秒之间。
5. 如权利要求1或2所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的心电超声信号同步显示的信息包括心脏心电,结构,机械信号和灌注,在一维、二维、三维空间的跨壁电位、传导时间和速度、心脏结构,机械信号和灌注信息,以及构建的心电信号信息包括跨壁电位、向量、激动激活图、去极化,复极化模式一维、二维、三维立体图形信息重建,和与心电活动对应的心脏的机械信号信息包括收缩和舒张变化特征如收缩激活图,力学应变图,心肌灌注图。
6. 如权利要求1或2所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的多层体表阵列电极为42测量点或252个测量点或更多测量点,多层体表阵列电极信号与高清晰超声的信号采集对应。
7. 如权利要求1或2所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:它还包括以下步骤:显示心脏在时间变化的立体心脏电位活动图,激动顺序图,机械激活图、与去极化对应的收缩期力学应变图,与复极化对应的舒张期力学应变图。
8. 如权利要求5所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:它还包括以下步骤:显示心脏在时间变化的立体心脏电位活动图,激动顺序图,机械激活图、与去极化对应的收缩期力学应变图,与复极化对应的舒张期力学应变图。
9. 一种心电超声信号融合断层扫描成像系统,包括多维心电信号采集成像系统,超声信号采集成像系统,所述的多维心电信号采集成像系统和超声信号采集成像系统采集的信号能通过硬件同步采集显示、软件同步显示或软硬件结合的同步显示,其特征在于:所述的多维心电信号采集成像系统包括四个部分:体表阵列电极立体导联体系、电极接口模块、信号采集及处理硬件模块、数据处理系统,体表阵列电极立体导联体系由三维立体心电心向量体系和映射心脏部位的现代体表阵列电极组成,电极接口模块将采集的电极传送到信号采集及处理硬件模块,信号采集及处理硬件模块包括前置放大器、滤波器、多路复用器,二级放大器、光电隔离模块、数模转换模块;数据处理系统用来存储系统设置文件、用户信息、采集信号、分析结果以及显示所分析的结果,多路复用器能将采集的阵列电极信号同步传输到数据处理系统,并且可以同步显示阵列电极信号。
10. 如权利要求9所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的同步显示是以心脏不

同解剖层面获取心电和超声信号,并进行同步融合成像显示。

11.如权利要求9或10所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的硬件同步采集显示采用时钟模块控制系统同步,同步的时间量级在10微秒至50微秒之间。

12.如权利要求9所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的多路复用器控制通道之间同步需要的时间量级不超过10微秒。

一种心电超声信号融合断层扫描成像系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医学检查诊断及仪器,特涉及一种基于解剖定位的多维心电超声信号融合成像系统及方法。

背景技术

[0002] 心脏电兴奋活动和由其引发的机械活动是心脏两个最基本的生理功能特征。前者反映了心脏兴奋组织的自律性,兴奋性和电传导性,而后者反映了心肌组织的有节律的收缩和舒张以维持机体的血液循环。心脏电兴奋和机械活动两者密切关联,这种关联生理学上称之为电-机械耦联(Electrical-Mechanical(E-M) Coupling),这种耦联是保证心脏正常功能的必需条件。很多心脏疾病可以引起心脏电活动和机械功能障碍,检测心脏的电活动,机械功能和电-机械耦联是诊断和治疗心脏疾病的重要组成部分。目前用于检测心电活动,机械功能技术可以归纳为以下几方面:

[0003] 一维心电图(ECG):

[0004] 通过体表间接记录心脏的电活动。此活动反映了心肌在心动周期中的去极化和复极活动。心电图表示通常与体表电极测量的整体心肌的动作电位的时间和空间的总和,显示方式为时间和振幅的一维曲线。世界第一台心电图机问世至今已百年余。是采用 Einthoven-Goldberger-Wilson的导联体系,即由双极肢体导联、加压单极肢体导联和单极胸前导联所构成。其优势为时间域的一维线性表达,简单地表达出连续心跳的频率和节律;简单实用和普及。心脏是一个立体的三维架构,心脏的电活动即兴奋和传导也应该是三维形式,然而对于心脏组织在二维或三维空间电活动如心电向量,心电激动传导方向和顺序特征,目前尚无明确的显示模式和方法。

[0005] 心向量图(VCG):VCG由Frank 30 年代初发明。由于人体是一个三维立体导电结构,其基本思想是构造正交立体导联体系,从而获取的心脏在三维空间的电活动信息。左右轴(X),头脚轴(Y)和(正位)前后轴(Z)为代表的垂直相交并增加一个校正电极构成了7电极的立体导联体系,围绕一个向量中心点,显示由心脏产生的电力的大小和方向的曲线。然而,受限于当时的科技发展水平,不可能实现肉眼直观的立体空间环体,至今仍然采用将理论上设计的立体心向量环,投影在额面、横面和侧面上,在形成三个平面环体的基础上进行定性、定量分析。结果:临床上更多注重于对这三个平面环体的方位和旋转方向上的观测和描述;未能发挥出本身具有的、更多更有价值的心电信息,心向量图机设备操作繁复,不象传统心电图机那样简单且可以连续描记心跳;传统心电图和心向量图的导联体系不同,描记的图形不能同源比对等;所以VCG的价值未能得到应有的认知、推广、普及。

[0006] 立体心电图(3D-ECG):1989年由中国学者赵峰教授首先推出(专利98117316)。该发明是一种结合心电图和向量技术采用Frank校正导联体系,从一维空间(线性)和二维空间(平面)通过计算机技术实现传统心电和心向量导联同步采样、显示、转换,记录正交心电图、时间/变向时间/连续/分解/放大心向量图;并可与传统12导心电图一起24导联同步观察描记。3D-ECG意义在于:理论上解决了以往心电检测方法上的时/空域分离、看问题的角

度单一片面和主观;奠定了向三维空间发展的理论基础。实际中通过对心电二维平面的信号处理,突显了对传统心电图中的P、QRS、T、ST及U波的认知,使鉴别和诊断更为客观准确。但该技术不能进行详细的心脏电解剖标测标,通道数目较少。

[0007] 心内膜导管三维标测技术(Carto系统)

[0008] 该系统采用GPRS卫星定位原理将标测导管头端采集的磁场信号转换为电信号,与同时采集的心内电信号一起经滤波、放大并数字化处理后输入到工作站中形成三维的电解剖标测图。例如通过围绕地球的三个同步人造卫星,可精确计算出一架飞机的位置;CARTO系统应用这一原理则是将心脏视为地球,应用磁场发生器代替卫星,通过感知专用导管中的磁感应线圈从而准确定位该导管三维空间位置,记录导管位置和该点心内电图,实时重建心脏三维解剖结构,且叠加颜色显示相关电生理信息。其优点是可将心电生理与心腔内的解剖结构结合在一起,进行三维重建,显示为带有颜色的立体图像,从而有助于鉴别复杂性心律失常并指导消融。

[0009] 目前,应用Carto对心腔内电生理(EP)和心脏解剖空间的三维重建,而不是真正的心脏电生理与心脏解剖结构的三维重建,而且Carto只能在心导管实验室进行,其间映射导管插入心脏,小心地移动到不同地点,心脏周围的绘制和识别心律失常的起源。一旦确定心律失常的起源点,通过消融心律失常起源组织。但心内膜导管标测技术亦有一些限制,包括:

[0010] 风险和限制,相关的侵入性和耗时的过程。当前点至点映射信息不能同步提供,不能提供的全貌(双向心房或双心室)的电活动。只提供一个腔室在一个时间映射信息。

[0011] 体表电位标测技术:多年前有关研究人员提出了体表测量心脏活动的系统(Rudy, 2013)。这些系统被称为体表电位的映射(Body surface potential mapping, BSPM)的系统。凡标准ECG系统采用9个胸前测量点(即V1-V9),而BSPM使用32至300个测量点。更重要的是,他们允许临床医师制定一个躯干地图的同步电活动信息图。以这种方式,它们可以反映遵循的心跳有关的体表心电活动特征,并能同步显示不同区域的体表心电活动。研究表明,这些系统可更好检测心脏活动的局部变化。BSPM系统将用于检测心脏节律变化。然而,如何关联体表电位和心脏跨壁电活动仍然是一个没有解决的难题。

[0012] 超声成像:超声医学影像技术作为医学影像学的一门新兴学科,经历了从一维A超、二维M超、B超、彩色多普勒超声到三维超声几个阶段,三维超声是近十年日益重要的研究领域(尼尔森,1999年)。早期由于成像过程慢,使用复杂限制了其在临床上的使用。最近随着计算机技术的飞速发展,三维超声成像取得长足进步,已经进入临床应用阶段。实时三维超声通过连续获取三维重建图像的平行计算,连续获得观察目标不同部位的动态立体图像,与进行三维立体扫描时探头必须放稳不同,进行实时三维扫描时,探头可以移动,以对观察目标进行跟踪,有利于大体积的观察。实时三维不仅提供了对三维空间结构的观察,而且为临床诊断增加了额外的一维视野,实现以每秒多个立体帧三维成像,从而把运动图像的伪像减到最小。三维超声是一种可以揭示器官的内部结构,往往以惊人的清晰度一种多用途的成像技术。超声检查具有独特的性能将能够像心脏解剖和生理机械功能实时提供结构和力学性能评价。三维超声利用超声的立体实时检测能力反映心脏解剖和机械功能,已在众多科研和临床诊断领域使用。

[0013] 虽然用于检测心电活动的心电技术和检测机械功能的超声技术在过去几十年间

得到极大的发展,两者并没有在同步检测和评估器官或组织的电-机械信号特征得到发展和以融合。虽然一维心电图在二维平面及三维超声中已在临临床诊断领域使用,但仅限于在超声检查过程中的简单的心电监护和一维心电图同步检测,不具备在二维三维水平的同步检测和评估器官或组织的电-机械信号的特征,实行真正心电超声信号功能同步融合成像,更没有在以解剖定位基础上的实施心电超声信号同步采集和融合的断层扫描成像。

发明内容

[0014] 针对背景技术的不足,本发明提供了一种新的以解剖定位基础的一种多维心电超声信号融合的断层扫描成像系统及方法(multi-dimensional electroecho cardiographic scan imaging, MESCI)和方法,本发明是基于我们发明的一种多维心电信号成像系统及方法(中国发明专利申请号:201410015507.4)基础上进一步整合多维超声心脏结构和灌注影像技术,提供一种新的非侵入性平台记录和评估心脏的电-机械信号特征和心肌灌注特征。它是一种以解剖定位为基础的独特的心电机械功能和灌注同步断层扫描成像方法,检测跨壁心电活动信息(心跨壁电位,心电图,心电激活地图如去极化,复极化模式)和机械信号的非侵入性成像技术。本发明可以提高诊断心肌疾病如心肌肥厚,心肌病,心肌梗死,心肌炎等及心律失常的起源的确定等,为快速实时诊断心脏疾病提供了一个全新的诊断和指导治疗的工具。

[0015] 本发明的技术方案是:

[0016] 一种心电超声信号融合断层扫描成像方法,包括以下步骤:

[0017] a.按照断层平面扫描成像需求,放置多层体表阵列电极以获取心脏不同解剖断层的心电信号,每层体表阵列电极按照常规心电图单极胸导联放置;

[0018] b.按照断层平面扫描成像需求,放置多维超声探头以获取与多层体表阵列电极获取的对应的心脏不同解剖断层的机械功能和灌注信号;

[0019] c.采集并显示心电超声信号;

[0020] 其特征在于:所述的心电超声信号同步显示。其有益效果是:具备同步检测和评估器官或组织的电-机械信号的特征,实行真正心电超声信号同步和解剖同源的断层平面融合成像。

[0021] 如上所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的同步显示是以心脏不同解剖层面同步获取心电和超声信号,并进行同步融合成像显示。其有益效果是:实现了以解剖定位基础上的实施心电超声信号同步采集和融合成像。

[0022] 如上所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的同步显示方式为硬件同步采集显示、软件同步显示或软硬件结合同步显示。

[0023] 如上所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的硬件同步采集显示采用时钟模块控制系统同步,同步的时间量级在10微秒至50微秒之间。其有益效果是:能同步显示心脏不同区域的跨壁心电活动和机械功能和灌注。

[0024] 如上所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的成像显示信息包括心脏心电,结构,机械信号和灌注,在一维,二维三维空间的跨壁电位、传导时间和速度、心脏结构,机械信号和灌注信息,以及构建的心电信号信息包括跨壁电位、向量、激动激活图、去极化,复极化模式1维,2维和3维立体图形信息重建,和与心电活动对应的心脏的机械信号信

息包括收缩和舒张变化特征如收缩激活图,力学应变(Strain)图,心肌灌注图。其有益效果是:采用该方法一次采集的心电超声信号可获得多种心电功能和机械功能和灌注的信息(即,特定心脏部位的跨壁电位得幅度,时程特征,传导时间和速度,收缩和舒张,力学应变,和灌注并据此构建的电激动激活图、去极化,复极化模式,机械激活图、与去极化对应的收缩期力学应变图,与复极化对应的舒张期力学应变图)。因此为为临床提供一种新的无创多维心电机械功能信号成像方法可应用于各种心血管疾病所致心电活动机械功能异常的诊疗。

[0025] 如上所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:所述的多层体表阵列电极为42测量点(42点阵电极)或252个测量点(252点阵电极),多层体表阵列电极信号与高清晰超声的信号采集对应。其有益效果是:提供反映心脏所有不同解剖定位的心电基本采集通道数目和更能反映细微变化的特定解剖部位的高通量采集通道数目达到高清晰心电和机械功能和灌注的同步显示。

[0026] 如上所述的融合断层扫描成像方法,其特征在于:它还包括步骤显示心脏在时间变化的立体心脏电位活动图,激动顺序图,机械激活图、与去极化对应的收缩期力学应变图,与复极化对应的舒张期力学应变图。其有益效果是:通过一次信号采集获得多种心电功能机械功能信息和灌注信息。

[0027] 一种心电超声信号融合断层扫描成像系统,包括多维心电信号采集成像系统,超声信号采集成像系统,其特征在于:所述的多维心电信号采集成像系统和超声信号采集成像系统采集的信号能通过硬件同步采集显示、软件同步显示或软硬件结合的同步显示。其有益效果是:具备同步检测和评估器官或组织的电-机械信号的特征,实行真正心电超声信号同步融合成像。

[0028] 如上所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的同步显示是以心脏不同解剖层面获取心电和超声信号,并进行同步融合成像显示。其有益效果是:实现了以解剖定位基础上的实施心电超声信号同步采集和融合成像。

[0029] 如上所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的硬件同步采集显示采用时钟模块控制系统同步,同步的时间量级在10微秒至50微秒之间。

[0030] 如上所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的多维心电信号采集成像系统硬件包括四个部分:体表阵列电极立体导联体系、电极接口模块、信号采集及处理硬件模块、数据处理系统,体表阵列电极立体导联体系由三维立体心电心向量体系和映射心脏部位的现代体表阵列电极组成,电极接口模块将采集的电极传送到信号采集及处理硬件模块,显示信号采集及处理硬件模块包括前置放大器、滤波器、多路复用器,二级放大器、光电隔离模块、数模转换模块;数据处理系统用来存储系统设置文件、用户信息、采集信号、分析结果即显示,多路复用器能将采集的阵列电极信号同步传输到数据处理系统,并且可以同步显示阵列电极信号。

[0031] 如上所述的断层扫描成像系统,其特征在于:所述的多路复用器控制通道之间同步需要的时间量级不超过10微秒。

附图说明

[0032] 图1A. 结合超声采集的体表阵列电极立体导联体系(前胸)。

- [0033] 图1B. 结合超声采集的体表阵列电极立体导联体系(后胸)。
- [0034] 图 2. 0 点电偶示意图,X、Y、Z 三个相互垂直相交构成的三维立体心脏心向量 0 点示意图,通过组合参考电极导联获得和由 X、Y、Z 三个相互垂直相交构成的三维立体心脏心向量 0 点电偶。
- [0035] 图3. 反映按解剖结构获取心电信号和超声信号的采集。
- [0036] 图4A. 按解剖结构断层获取16段左室的心电信号和超声信号。
- [0037] 图4B. 按解剖结构断层获取16段左室的心电信号和超声信号的对应分区名称。
- [0038] 图 5. 点阵标测立体导联体系,通过该点阵标测立体导联体系在第四肋间获得的体表电位反映相应心脏解剖部位(如图4AB所示)的与 0 点电偶相关的跨壁电位活动。
- [0039] 图 6. 点阵标测立体导联体系,通过该点阵标测立体导联体系在第三肋间获得的体表电位反映相应心脏解剖部位(如图4AB所示)的与 0 点电偶相关的跨壁电位活动。
- [0040] 图 7. 点阵标测立体导联体系,通过该点阵标测立体导联体系在第二肋间获得的体表电位反映相应心脏解剖部位(如图4AB所示)的与 0 点电偶相关的跨壁电位活动。
- [0041] 图8. 在采集水平同步的多维心电超声信号融合断层成像系统整体设计(硬件同步采集)。
- [0042] 图 9.在显示水平同步的多维心电超声信号融合断层成像系统整体设计(软件同步显示)。
- [0043] 图 10.在采集显示水平同步的多维心电超声信号融合断层成像系统整体设计(软硬件结合的同步显示)。
- [0044] 图 11. 心电信号系统的信号采集控制系统流程图。
- [0045] 图 12. 用于心电信号和超声信号同步采集的M设备时钟系统。
- [0046] 图 13. 数据融合主要步骤。
- [0047] 图 14. 图像特征融合主要步步骤。
- [0048] 图 15,按心脏解剖部位获得的超声断层信息图。
- [0049] 图 16,同步显示心电和超声信号信息。
- [0050] 图17. 在左室基底获取的心电二维断层心电激动激活图。
- [0051] 图18 基于图17 的图像特征断层融合。

具体实施方式

- [0052] 名词解释: 心脏解剖断层扫描:即从心尖至基底部不同解剖层面(如图4A、4B所示按解剖结构同步获取16段左室的解剖部位的心电信号和超声信号)。
- [0053] 心脏不同解剖断层的心电信号扫描是指心脏二维横截面的心脏电活动如心跨壁电位,心电图,心电激活地图如去极化,复极化模式。其解剖断层定位采用目前国际通用的美国心脏协会的心脏解剖结构断层分区,该解剖结构断层分区是国际心脏医学影像技术的通用分区包括超声技术。该发明首次将这一概念引进心电技术。
- [0054] 以下结合附图对本发明做进一步说明。
- [0055] 本发明的多维心电超声信号融合断层成像系统包括多维心电信号采集成像系统,超声信号采集成像系统,同步系统。同步系统可以为硬件同步采集显示、软件同步或软硬件结合的同步等方式。

[0056] 多维心电信号采集成像系统硬件包括四个部分：体表阵列电极立体导联体系、电极接口模块、信号采集及处理硬件模块、数据处理系统。此系统已另申请专利(发明专利申请号：201410015507.4)，其主要接线关系为：体表阵列电极立体导联体系由三维立体心电心向量体系和映射心脏部位的现代体表阵列电极组成，电极接口模块将采集的电极传送到信号采集及处理硬件模块，显示信号采集及处理硬件模块包括前置放大器、滤波器、多路复用器，二级放大器、光电隔离模块、数模转换模块；数据处理系统用来存储系统设置文件、用户信息、采集信号、分析结果即显示，多路复用器能将采集的阵列电极信号同步传输到数据处理系统，并且可以同步显示阵列电极信号。这样可将每层体表阵列电极同步显示，便于对疾病的诊疗。

[0057] 超声成像系统采用能与心电影像系统匹配的PC操作系统如美国通用GE VOLUSON系统(GE 730)具备一个典型的相控阵超声系统有来自多达256个发射器和接收器，成像系统采用多种传感器多达512个元素，用于特定的诊断应用而优化的。每个换能器是由该发射聚焦的能量到身体和接收所产生的反射型压电换能器元件阵列组成。每个元件被连接到超声波系统用细同轴电缆。并在频率从1MHz到15MHz操作。能提供两个到多达四个可切换传感器连接器能够轻松地将各种传感器之间切换每个检查类型。具备主要功能包括波束形成的数字信号处理，B模式处理，彩色血流处理，频谱多普勒，显示处理，连续波多普勒(CWD)多达四个可切换传感器连接器具有从二维到三维直至四维的图像质量及先进功能。

[0058] 如图1A、图1B、图2展示了整合超声信号传感器和体表阵列电极立体导联体系的心电超声信号采集终端，体表阵列电极立体导联体系结合了经典的三维立体心电心向量体系和映射相应心脏部位的现代体表阵列电极。该导联体系结合了经典的三维立体心电心向量体系和映射相应心脏部位的现代通用的体表阵列电极(见参考文献2,3)。通过该导联体系获得的体表电位获反映相应心脏解剖断层部位(如左心室中段间隔，前壁，侧壁，后壁等)的与0点电偶相关的跨壁电位活动。如图1A和图2中，小圆表示体表电位标测点阵导联记录电极(共42个)。大圆表示参考电极(共三组6个)组成左右轴(X)，头脚轴(Y)和(正位)前后轴(Z)以获得和由X、Y、Z三个相互垂直相交构成的三维立体心电心向量中心0点电偶。如图5至图7所示，按常规心电图单极胸导联V1-V10部位在第四肋间放置点阵电极反映左心室尖部间隔，前壁，侧壁，后壁的电位，而任何一点(如V1, V2, V3...)所记录到的电活动是0点电偶至该点记录的体表电位的差值电位即0点电偶至该点的特定心肌的跨壁心电位。可用如下公式表示： $P_{(0-V1)} = P_{V1} - P_0$ 如此类推获得每一点的跨壁心电位： $P_{(0-V1)}, P_{(0-V2)}, P_{(0-V3)} \dots$ 在第三肋间放置点阵电极我们可以获得反映左心室中段间隔，前壁，侧壁，后壁的电位，和在第二肋间放置点阵电极我们可以获得反映左心室基底段间隔，前壁，侧壁，后壁的电位。基于以上基本原理，体表阵列电极的密度可根据需求有42电极扩展到252电极(42阵列电极 $\times$ 6)。

[0059] 如图3，图4所示，通过该导联体系获得的体表电位获反映相应心脏解剖部位(如左心室中段间隔，前壁，侧壁，后壁等)的与0点电偶相关的跨壁电位活动。而反映相应心脏解剖部位的跨壁电位活动与超声所采集的心脏解剖部位的结构机械功能和灌注信息对应。在图1A、图1B中，小圆表示体表电位标测点阵导联记录电极(共42个)。大圆表示参考电极(共三组6个)组成左右轴(X)，头脚轴(Y)和(正位)前后轴(Z)以获得和由X、Y、Z三个相互垂直相交构成的三维立体心电心向量中心0点电偶，而虚线加斜线大圆代表超声探头所放置的最佳部位，以采集心脏不同解剖部位与跨壁电位活动对应的解剖部位的结构机械功能和灌注

信息。图3进一步解释了按心脏不同解剖层面所获取心电和超声信号。实线表示最基本的心电和超声采集解剖层面,虚线代表可进一步增加的采集解剖层面。图4A、图4B显示按图2按心脏不同解剖层面所获取左心室壁16节段(分法按美国心脏协会(AHA)心电和超声信号。

[0060] 图8-10展示了多维心电超声信号融合断层成像系统的整体设计。系统采用不同水平的硬件和软件同步。图8展示在采集水平同步的多维心电超声信号融合断层成像系统整体设计。其中心电显示信号采集及处理部分由前置放大器、滤波器、多路复用器,二级放大器、光电隔离模块、数模转换模块组成;数据处理系统用来存储系统设置文件、用户信息、采集信号及分析结果,并显示分析结果。超声信号和心电信号同步化在图11,12 进一步说明。

[0061] 图9展示在显水平同步的多维心电超声信号融合断层成像系统整体设计。其中心电显示信号采集及处理部分由前置放大器、滤波器、多路复用器,二级放大器、光电隔离模块、数模转换模块组成;数据处理系统用来存储系统设置文件、用户信息、采集信号及分析结果,并显示分析结果。

[0062] 而图10展示在采集显示水平同步的多维心电超声信号融合断层成像系统整体设计。其中心电显示信号采集及处理部分由前置放大器、滤波器、多路复用器,二级放大器、光电隔离模块、数模转换模块组成;数据处理系统用来存储系统设置文件、用户信息、采集信号及分析结果,并显示分析结果。

[0063] 超声成像系统采用能与心电影像系统匹配的PC操作系统如美国通用GE VOLUSON系统(GE 730)主要包括传感器具有32至多达512个元素,并在频率从1MHz到15MHz操作。32至256个发射器和接收器。超声成像系统等。

[0064] 如图8-10所示,超声信号和心电信号同步化是多维心电超声信号融合断层成像系统实施心电-机械信号二维及三维成像技术的关键。如图11所示心电多通道信号同步采用多路复用器控制,通道之间同步需要的时间量级,不超过10微秒。而心电和超声系统同步我们采用国际通用的时钟模块控制系统,同步的时间量级在10-50微秒。如图12所示我们采用National Instrument(NI USA)(美国国家仪器公司)DAQmax系统,该系统提供优秀的同步工具。由这个时钟模块控制心电和超声采集,显示模块,以达到采集和显示两个不同层面的同步。进一步我们根据心电信号的独特性,以心电R波峰为同步触发信号,达到将心电的心室除极电信号的和由此引发的心室收缩的心电和超声采集及显示的同步有机的结合起来。

[0065] 图12展示了M设备时钟(NI-DAQmx)的基本电路。M设备时钟的时钟模板由同步多个数据采集操作。系统是由一个单一的心电触发信号控制超声信号和心电信号的同步采集,显示硬件模块和操作系统上的多个操作之间被共享,以确保数据被同步。这些信号是由M设备时钟提供了内置的DAQ设备上的连接简单的信号路由功能共享。该设备和这些连接的M设备时钟中配置的物理连接是两个这种实现的一个重要方面。通过以下步骤完成的:

[0066] 心电, 超声信号两系统采集和显示部分系统均采用M设备时钟(DAQmx)控制,由M设备时钟触发模块配置连接为启动触发源。在此情况下,两个同步装置(DEV1)和(DEV2)被连接线物理地连接。外部心电信号以心电P波峰、R波峰、T波峰,或者任何2个波峰,或者3个波峰结合为同步触发信号,使这两个连接同步装置的采集模块控制同步采集的开始。

[0067] 多维心电超声信号的分析系统是基于多通道心电信号分析模块和超声图像分析模块基础上。多通道心电信号分析因此系统已另申请专利(发明专利申请号: 201410015507.4)在此简述重要步骤:

[0068] 一维心电分析可以同步分析所采集的多通道心电信号P、QRS、T波波群的电压和时程变化。因每一个通道记录的心电信号反映特定的心脏部位的电活动,因此,可以观察和分析整体心脏多个部位在特定时间段的心电活动。

[0069] 在同一界面显示某一特定时间段的多通道的心电信号,该信号反映不同部位心电波群P波QRS波群和T波形态和峰值的特征和发生时间上的差异。而任何一点(如V1,V2,V3...)所记录到的体表心脏映射电活动是0点电偶至该点记录的体表电位的差值电位即0点电偶至该点的特定心肌的跨壁心电位。可用如下公式表示: $P_{(0-V1)}=P_{V1}-P_0$ 如此类推获得每一点对应的心肌的跨壁电位: $P_{(0-V1)}, P_{(0-V2)}, P_{(0-V3)} \dots$ 多通道一维电信号分析模块对记录到的心动周期中心脏跨壁电位分析提取有关参数,如电活动的时间、空间、瞬间、间期、方位、振幅、比值和形态等参数,通过这些参数的定性和定量变化,为近一步二维,三维电生理分析提供依据。

[0070] 多通道多维电信号分析模块包括以下内容:

[0071] 在一维心电波的同步活动特征分析的基础上,如R波,T波峰电位变化的基础上进一步进行二维,三维,四维分析。另外通过与参考电极为基准的心脏如心房心室多个不同部位的除极时间和计算。并通过计算心向量环包括P环,QRS环和T环。该模块可显示从窗口显示平面和采集电极的对应关系显示出二维心脏电位活动图,激动顺序图,向量图,时间电位图部位在二维空间的某一心电波的同步活动特征。三维分析:在一维及二维分析的基础上,按照心脏立体结构显示出和采集电极的对应关系显示出三维心脏电位活动图,激动顺序图,向量图,时间电位图。体表电位显示模块用来显示体表电极在体表记录到的电位差异,并用彩色等高线图进行二维图片表示及用电影形式播放以显示体表电位随心脏激动变化时序,显示方式包括二维平面图、三维立体图及电影播放。

[0072] 以反映心室除极的心电QRS波群为例,通过分析不同部位导联的QRS复合波的峰值或持续时间值可以获得心室二维,三维心脏电位活动图,心室激动顺序图。允许电刺激已经通过心室传导系统的路径的时间可视化,并且还能够确定不同部位产生的QRS波群的快慢的时间。本系统可以是用来评估传统心电变量(即,节律,PR间隔,向量轴,QRS波群的宽度,并且取向和在水平方向和正面的平面线圈的方向)移动。

[0073] 四维分析:在三维基础上,可以显示心脏在时间变化的立体心脏电位活动图,激动顺序图,向量图。

[0074] 而超声图像分析采用已有成熟技术和方法。多维心电超声信号的分析的核心办法是基于同步采集的2类信号的进一步分析和关联,而评估心脏的电-机械信号特征和心肌灌注特征。而实现这种关联的主要手段是信号数据融合和图像特征融合图像的融合即心电超声信号的融合(fusion)。即在由不同的心电传感器和超声传感器获得两个或更多的信号参数和图像进一步融合为一个整体的新型成像过程(image fusion)。本系统采用了数据融合和图像特征融合两种方法,如图13所示,数据融合对传感器采集来得心电和超声数据进行处理而获得融合图像的过程,这种融合的优点是保持尽可能多得现场原始数据,提供其它融合方法不能提供的细微信息。以融合心电信号R波(反映心室除极电位幅度)或T波峰值(反映心室复极电位幅度)和超声信号心室收缩幅度为例,包括以下步骤1)分别将心电采集信号R波峰值(反映心室除极电位幅度)和超声信号心室收缩幅度按解剖定位如图3所示输入得到相应的R波峰值和收缩幅度的等时线图。2)数据注册是指把不同传感器获得的数据

集到一个坐标系统中的过程。以便能够比较或整合从这些不同测量获得的数据。在本例中,以图3为坐标系统分别将心电采集信号R波峰值(反映心室除极电位幅度)和超声信号心室收缩幅度按如图3所示输入得到相应的等时线图已包括了数据注册。3)数据再采样:确定数据在任意坐标强度和离散度,并进行处理如确定相对值和平均数和中位数处理等。4)数据融合,进行心电和超声数据的同一解剖定位坐标关联和估算,我们采样的数据关联算法(近邻法),获得相应的融合数据。5)图像生成,以融合数据生成能反映心电R波峰值和收缩幅度相互关系的新的等时线图。

[0075] 如图15所示,在特征级图像融合中,保证不同图像包含信息的特征,基于特征的图像融合,采用IHS算法技术一种成熟的RGB空间:红(R,red)、绿(G,green)和蓝(B,blue)三色空间和IH色彩:亮度(I,intensity)、色调(H,hue)和饱和度S,saturation)。模型变换算法首先对目标识别的解剖特征提取如边缘空间结构信息;然后对这些特征信息进行综合分析和融合处理。这些多种来源的相似目标或区域,在解剖空间断层上一一对应进行融合,以进一步进行功能分析和评价。如二维心电位,向量及激动顺序的显示图,然后将心电信号映射图与相同位置的超声二维信号进行融合,同步显示心脏电激动顺序与心脏结构、功能之间的关联特征。如心脏电激动顺序与心脏的收缩和舒张等。

[0076] 以下结合附图,对本发明具体实施方案做进一步说明:

[0077] 本发明的心电超声检测显示方法可以通过图1至图5的信号采集及分析系统实现。

[0078] 步骤1、信号采集系统放置,如图1所示展示了超声结合体表阵列电极立体导联体系信号采集模式,如图2至图7所示体表阵列电极立体导联体系获得的体表电位和结反映相应心脏解剖部位(如左心室中段间隔,前壁,侧壁,后壁等)的与0点电偶相关的跨壁电位活动。按常规心电图单极胸导联V1-V10部位在第四肋间放置点阵电极反映左心室尖部间隔,前壁,侧壁,后壁的电位,而任何一点(如V1,V2,V3...)所记录到的电活动是0点电偶至该点记录的体表电位的差值电位即0点电偶至该点的特定心肌的跨壁心电位。在第三肋间放置点阵电极我们可以获得反映左心室中段间隔,前壁,侧壁,后壁的电位。和在第二肋间放置点阵电极我们可以获得反映左心室基底段断层间隔,前壁,侧壁,后壁的电位。基于以上基本原理,体表阵列电极的密度可根据需求有42电极扩展到252电极,(42阵列电极x6,扩充到252电极如何放置,与现有的放置方式一样每层体表阵列电极按照常规心电图单极胸导联放置。而超声影像部分包括传感器(具有32至多达512个元素,并在频率从1MHz到15MHz操作),与传感器匹配位32至多达512发射器/接收器可采集心脏如图15所示的以解剖层面为特征的不同切面心室的结构信息和机械运动信息。

[0079] 步骤2、对采集到的心电机机械信号数据进行同步分析处理,包括一维心电电位幅度如P-QRS-T波群的基于对体表信号的分析得到心脏在一维及二维空间的跨壁电位、传导时间和速度,基于这些信息再进一步根据我们发表公开的通用计算方法(见参考文献4-8).并构建跨壁电位、向量、激动图、去极化,复极化模式1维,2维和3维立体图形信息。

[0080] 以2维心室激动电位图为例,将自动分析所测量的42个电极获得的QRS除极激动按每个电极所对应的心脏的解剖坐标位置(横坐标(X)左-右)纵坐标(Y)上下)构建一个能反映心脏不同区域的QRS激动变化的2维地型图。同样,将自动分析所测量的42个电极获得的QRS起始时间按每个电极所对应的心脏的解剖坐标位置(横坐标(X)左-右)纵坐标(Y)上下)则构建一个能反映心室不同区域的QRS激动顺序图。

[0081] 步骤3、如图17-18所示,将心电信号激动顺序图与相同位置的超声二维信号的融合,基于将心电信号激动顺序信号特征的图像融合,采用IHS算法,模型变换算法首先对目标识别的心室基底段断层解剖特征提取边缘空间结构信息;然后对这些特征信息进行综合分析,这些多种来源的相似目标或区域,在解剖空间断层上将心电信号映射图与相同位置的超声二维信号进行融合,同步显示心脏电激动顺序与心脏结构、功能之间的关联特征。如心脏电激动顺序与心脏的收缩和舒张等。

[0082] 本系统应用医学图像信息融合技术,可以把不同模态的医学图像有机地结合起来,为临床诊断和治疗提供更完善的图像信息,对心脏病的准确诊断和治疗具有重大的社会意义。现有的超声图象三维重建技术只限于描述三维及动态三维解剖结构,不能对动态心脏功能作出准确有效的评价。本系统在实现解剖结构的精确重建的基础之上,结合超声医学图象技术和心电成像技术,实现心电超声心脏图象的多维多参数功能重建。

[0083] 参考文献:

[0084] 1.赵峰(1998)立体心电图的成像方法及成像仪 专利:98117316

[0085] 2.Rudy Y. (2013). Noninvasive Electrocardiographic Imaging of Arrhythmogenic

[0086] 3.Substrates in Humans. Circulation Research 112, 863-874.

[0087] 4.Substrates in Humans. Circulation Research 112, 863-874.

[0088] 5.Hao X, Zhang Y, Zhang X, Nirmalan M, Davies L, Konstantinou D, Yin F, Dobrzynski H, Wang X, Grace A, Zhang H, Boyett M, Huang CL, Lei M. TGF- β 1-mediated fibrosis and ion channel remodeling are key mechanisms in producing the sinus node dysfunction associated with SCN5A deficiency and aging. Circ Arrhythm Electrophysiol. 2011 Jun;4(3):397-406.

[0089] 6.Martin CA, Guzhadur L, Grace AA, Lei M, Huang CL. Mapping of reentrant spontaneous polymorphic ventricular tachycardia in a Scn5a $^{+/-}$ mouse model. Am J Physiol Heart Circ Physiol. 2011 May;300(5):H1853-62.

[0090] 7.Jeevaratnam K, Poh Tee S, Zhang Y, Rewbury R, Guzhadur L, Duehmke R, Grace AA, Lei M, Huang CL. Delayed conduction and its implications in murine Scn5a(+/-) hearts: independent and interacting effects of genotype, age, and sex. Pflugers Arch. 2011 Jan;461(1):29-44.

[0091] 8.Guzhadur L, Pearcey SM, Duehmke RM, Jeevaratnam K, Hohmann AF, Zhang Y, Grace AA, Lei M, Huang CL. Atrial arrhythmogenicity in aged Scn5a $^{+/-}$ DeltaKPQ mice modeling long QT type 3 syndrome and its relationship to Na $^{+}$ channel expression and cardiac conduction. Pflugers Arch. 2010 Aug;460(3):593-601.

[0092] 9.Butters TD, Aslanidi OV, Inada S, Boyett MR, Hancox JC, Lei M, Zhang H. Mechanistic links between Na $^{+}$ channel (SCN5A) mutations and impaired cardiac pacemaking in sick sinus syndrome. Circ Res. 2010 Jul 9;107(1):126-37.

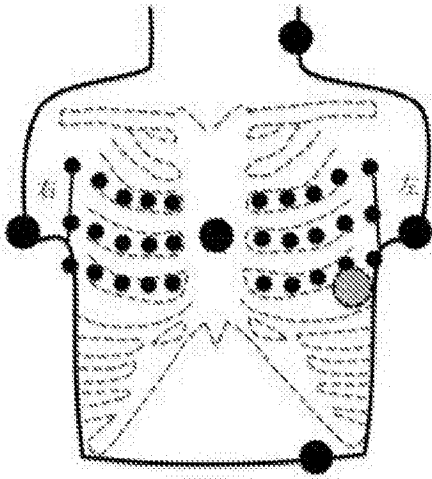


图1A

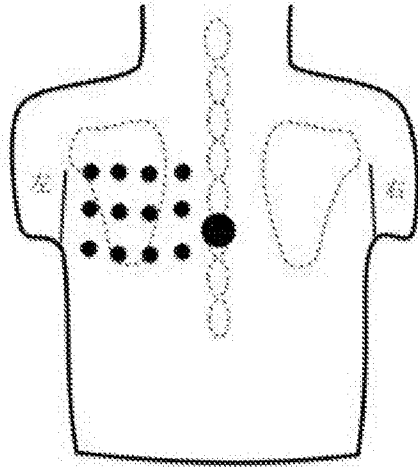


图1B

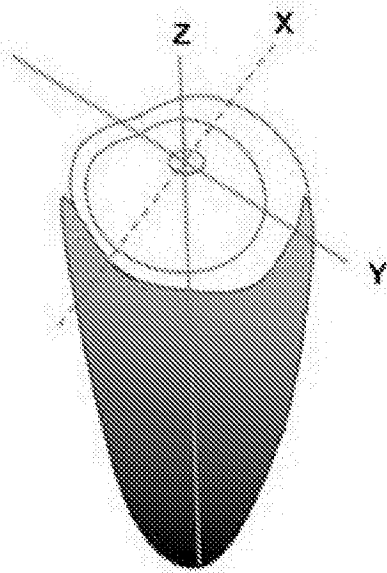


图2

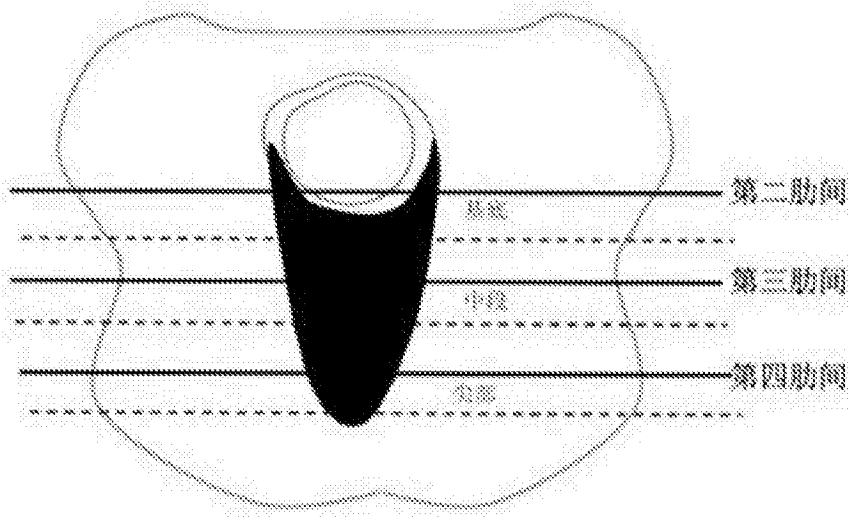


图3

按解剖结构获取心电信号超声信号

心尖水平左室

中段水平左室

基底水平左室

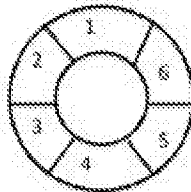
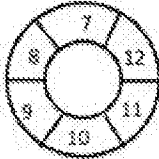
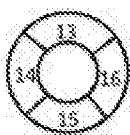


图4A

左室壁16节段分法

基底部	中段	心尖部
1. 前壁	7. 前壁	13. 前壁
2. 前间隔	8. 前间隔	14. 前间隔
3. 室间隔	9. 室间隔	15. 下壁
4. 下壁	10. 下壁	16. 侧壁
5. 后壁	11. 后壁	
6. 侧壁	12. 侧壁	

图4B

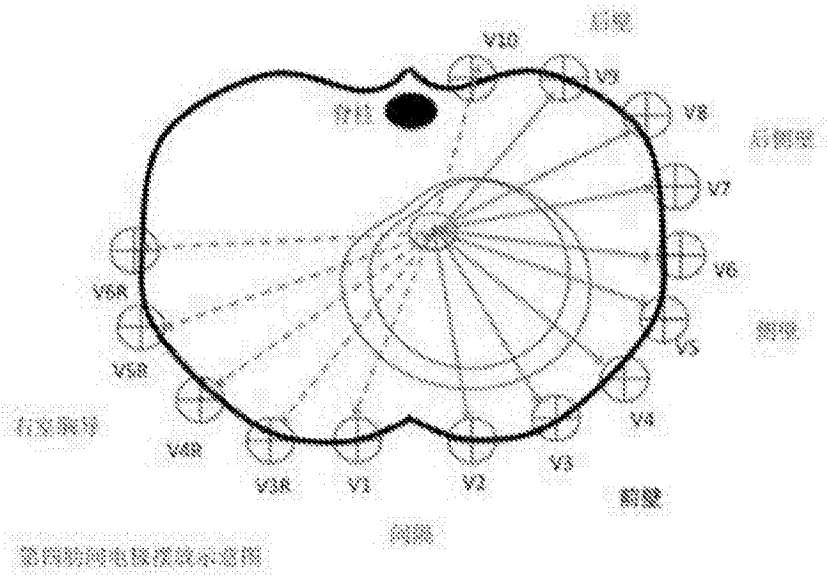


图5

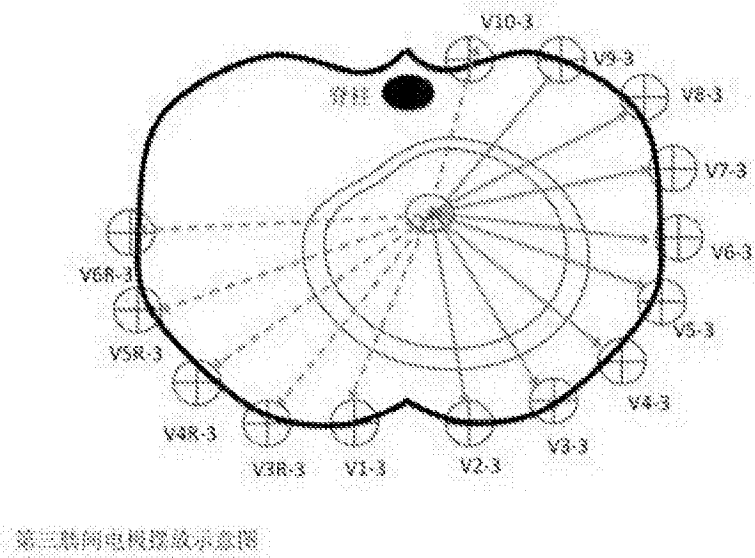
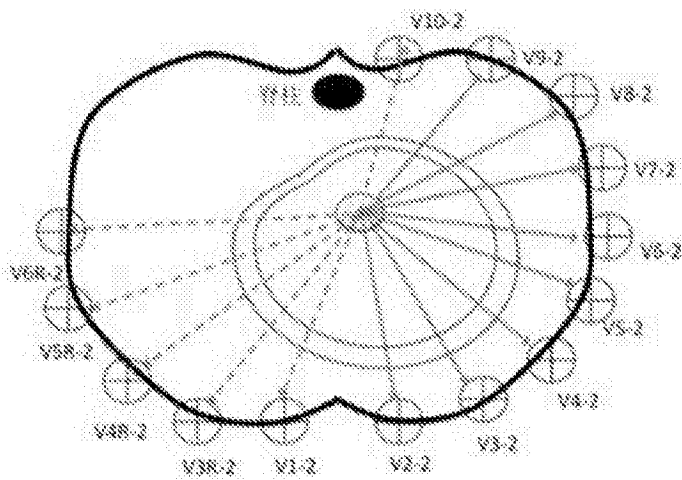


图6



第二肋间电极布置示意图

图7

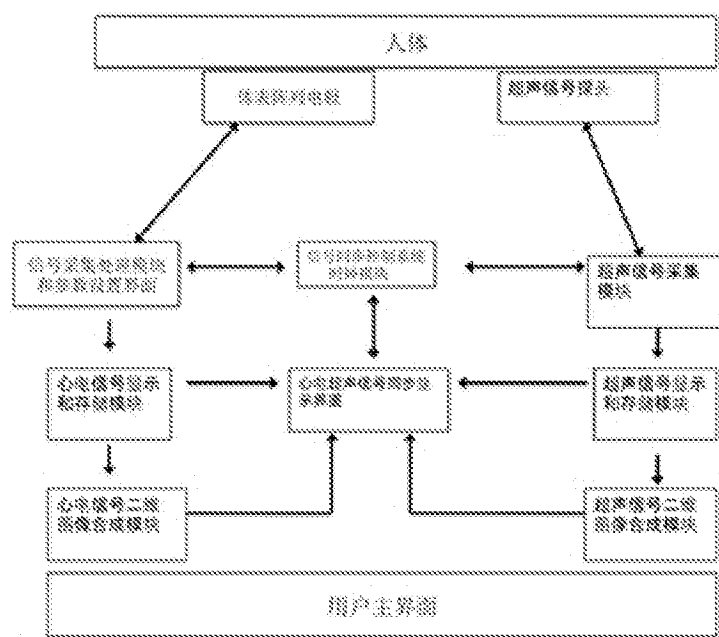


图8

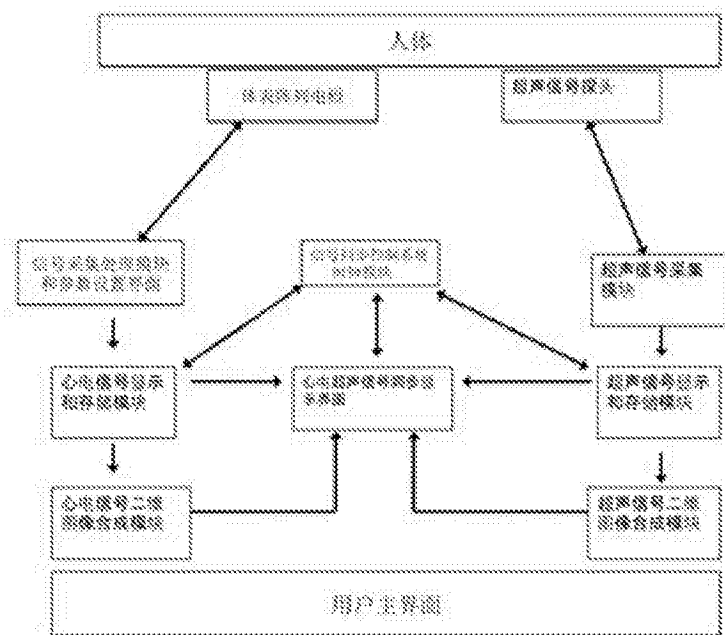


图9

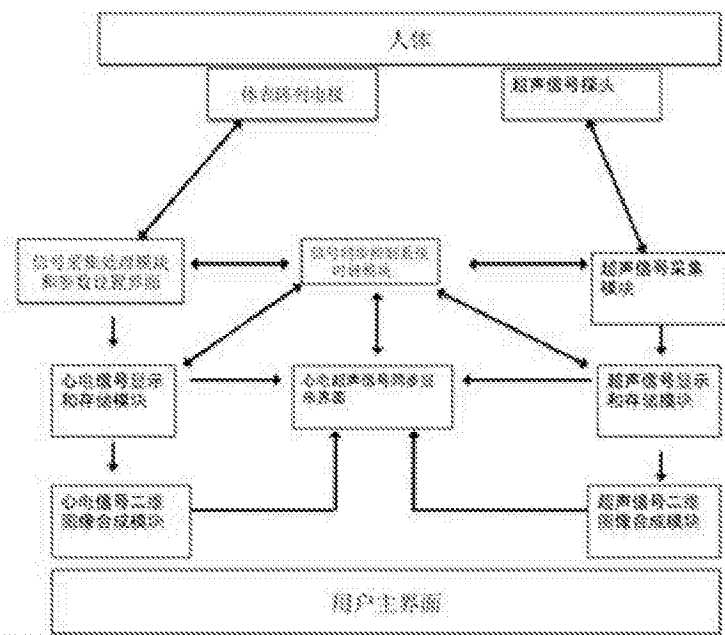


图10

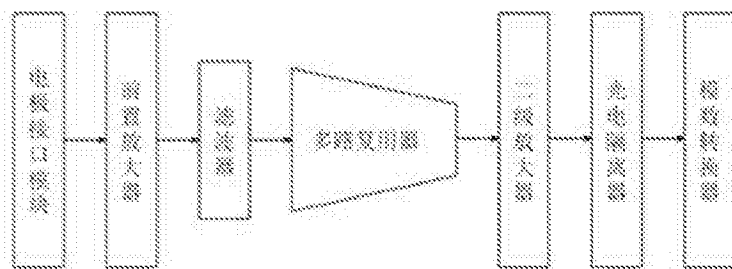


图11

M设备时钟电路

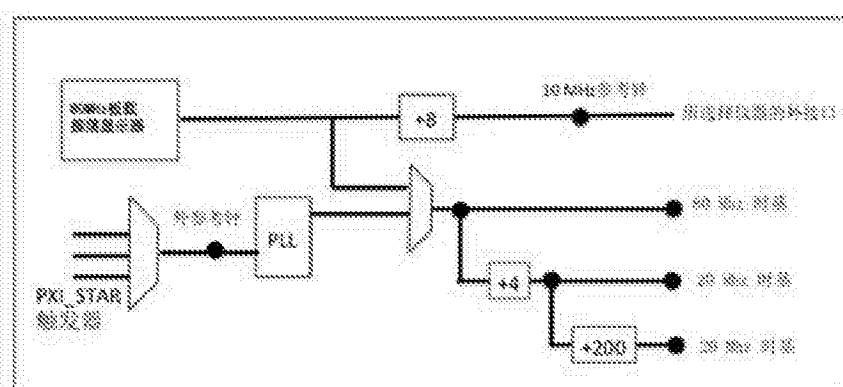


图12

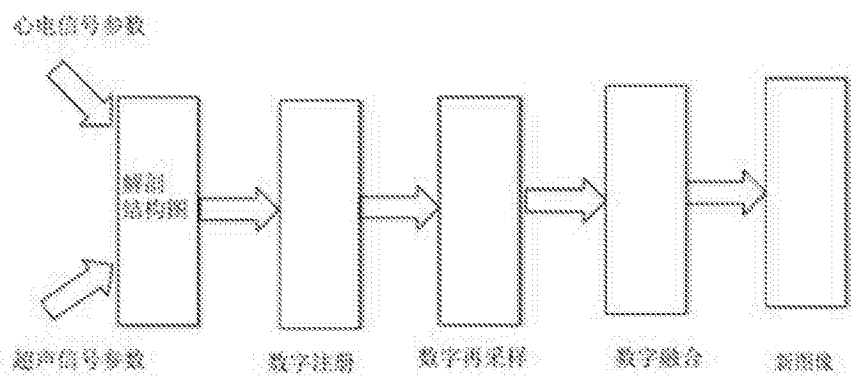


图13

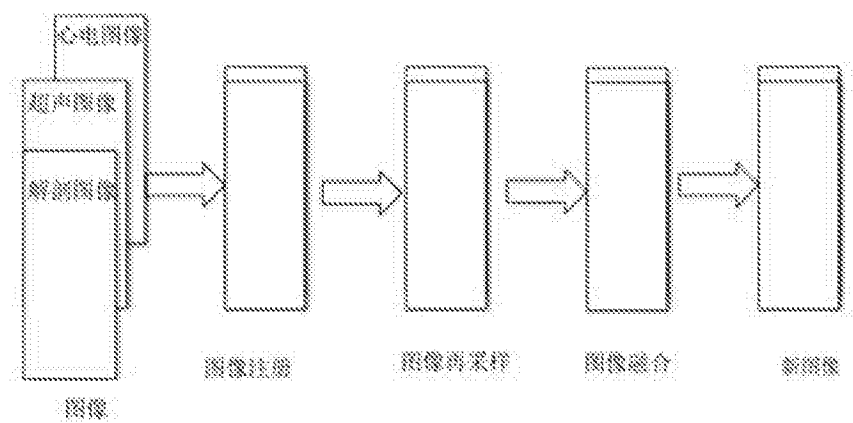


图14

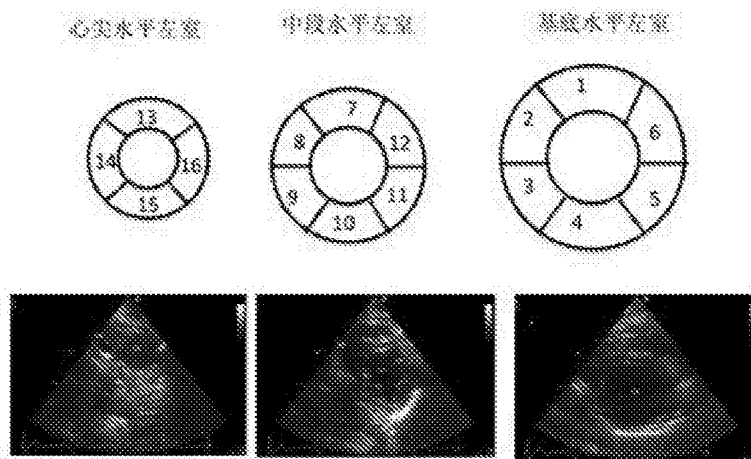


图15

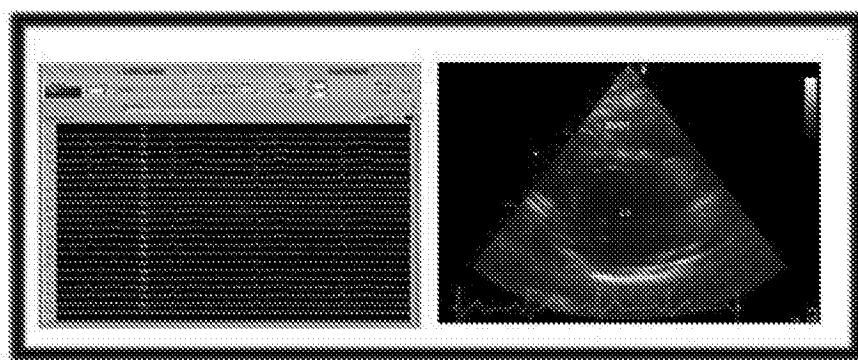


图16

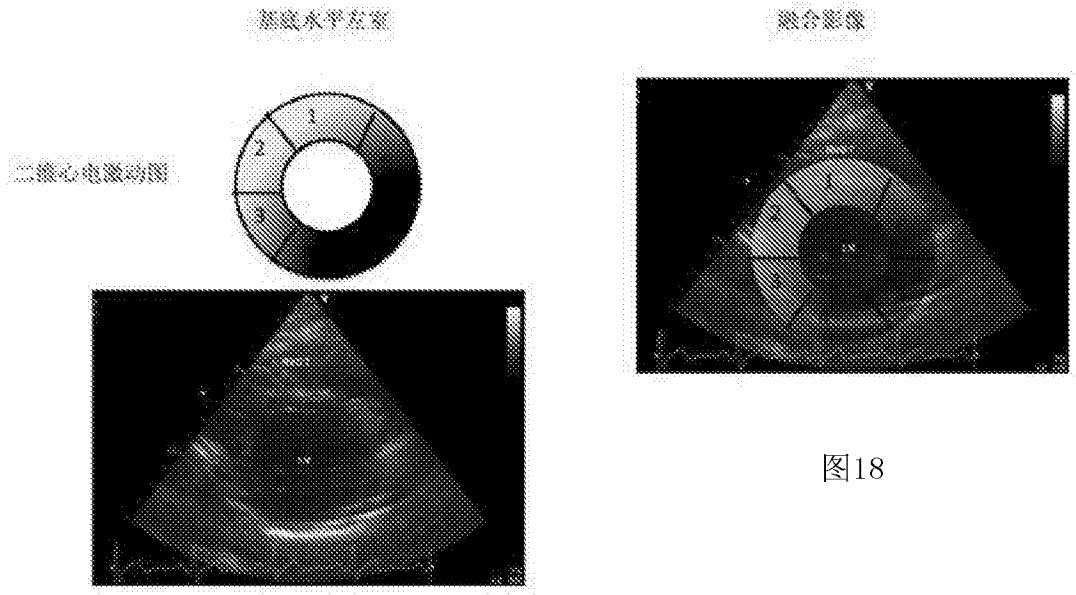


图17

图18

专利名称(译)	一种心电超声信号融合断层扫描成像系统和方法		
公开(公告)号	CN104068845B	公开(公告)日	2016-07-06
申请号	CN201410078885.7	申请日	2014-03-06
[标]发明人	雷鸣 朱天刚 郝国梁		
发明人	雷鸣 朱天刚 郝国梁		
IPC分类号	A61B5/0402 A61B8/13		
代理人(译)	朱必武		
审查员(译)	田文文		
其他公开文献	CN104068845A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种医学检查诊断及仪器，特涉及一种基于解剖定位的多维心电超声信号融合成像系统和方法。本发明是基于的一种多维心电信号成像系统和方法基础上进一步整合多维超声心脏结构和灌注影像技术，提供一种新的非侵入性平台记录和评估心脏的电-机械信号特征和心肌灌注特征。它是一种以解剖定位为基础的独特的心电机械功能和灌注同步断层扫描成像方法，检测跨壁心电活动信息和机械信号的非侵入性成像技术。本发明可以提高诊断心肌疾病如心肌肥厚，心肌病，心肌梗死，心肌炎等及心律失常的起源的确定等，为快速实时诊断心脏疾病提供了一个全新的诊断和指导治疗的工具。

