



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103260524 B

(45) 授权公告日 2015. 06. 10

(21) 申请号 201180059482. 2

(22) 申请日 2011. 10. 17

(30) 优先权数据

10188827. 9 2010. 10. 26 EP

61/407, 760 2010. 10. 28 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 06. 08

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2011/005198 2011. 10. 17

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/055498 EN 2012. 05. 03

(73) 专利权人 奥斯陆大学医院 HF

地址 挪威奥斯陆

(72) 发明人 克里斯托弗·拉塞尔

奥托·A·斯米塞斯

莫滕·埃里克森

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司

11332

代理人 杨生平 钟锦舜

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/02(2006. 01)

A61B 5/0215(2006. 01)

A61B 5/0402(2006. 01)

(56) 对比文件

EP 1749493 A1, 2007. 02. 07, 全文.

US 2008/0118121 A1, 2008. 05. 22, 全文.

CN 101278828 A, 2008. 10. 08, 全文.

WO 2004/068406 A2, 2004. 08. 12, 全文.

金玲等. 《应变率成像技术及背向散射积分技术综合评价风湿性二尖瓣狭窄患者左心室收缩功能》. 《新乡医学院学报》. 2010, 第 27 卷 (第 2 期), 171-173.

审查员 陈昭阳

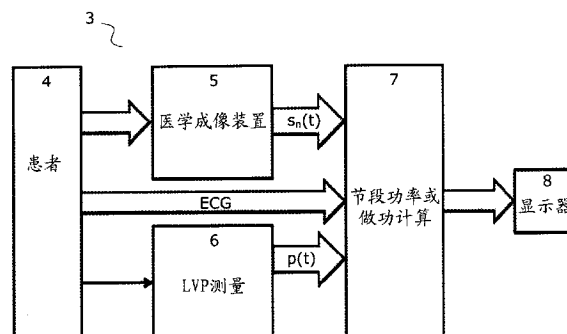
权利要求书3页 说明书18页 附图11页

(54) 发明名称

用于心肌节段做功分析的方法

(57) 摘要

本发明涉及用于基于应变和压力测量来确定作为时间的函数的独立心肌节段的功率或做功的医学监视设备、方法和计算机程序。与现有技术的独立节段的机械功率或做功的确定相比, 本发明有利于其仅从通过心动图例如斑点跟踪超声成像得出的压力测量或估计和应变的测量就提供了这样的确定。这允许具有高时空分辨率的容易的和非侵入的确定。可计算节段做功的多个指数, 其可用作独立节段功能的标记以及针对 CRT 的患者的选择。



1. 一种用于从组织应变成像数据中准备和呈现与独立心肌节段做功有关的数据的设备, 所述设备包括:

医学成像装置, 用于非侵入地记录两个或更多个心肌节段的组织应变成像数据; 以及电子处理器, 其能够:

- 从两个或更多个心肌节段中的每个的心室组织应变迹线以及与心室压力成比例的且与应变迹线时间同步的非侵入确定的压力迹线上, 计算作为包括从等容收缩期开始直到等容舒张期结束的时间间隔的时间段的函数的、两个或更多个独立心肌节段的机械功率  $P(t)$  和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线;

- 针对至少以下之一来从计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线确定节段做功的指数:

- 在所述时间间隔中的心肌节段中的机械功率发展之间的延迟;
- 独立心肌节段在所述时间间隔期间的负功, 即机械能的吸收;
- 作为所有节段的正功或净功总和的分数或百分比的所有节段的负功总和;
- 来自标准或平均曲线的偏差;
- 以在主动脉瓣关闭时发生的正功来定义的无用功;

其中, 节段  $n$  的机械功率  $P_n(t)$ , 从应变迹线  $s_n(t)$  和压力迹线  $p(t)$  计算出, 为:

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt}$$

或者

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt} \cdot \sum_{n=1}^N \left[ 1 + \frac{s_n(t)}{100} \right]$$

其中  $C_1$  是常数, 并且  $N$  是在心室的分割中使用的节段的数量; 并且

其中, 节段  $n$  的机械做功  $W_n(t)$  被计算为:

$$W_n(t) = \int_0^t P_n(t') dt' + C_{2n}$$

其中  $t'$  是积分变量, 并且  $C_{2n}$  是节段  $n$  的常数。

2. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 电子处理器还能够从表示心动周期中的压力相关时间标记和全身动脉压的数据来确定压力迹线。

3. 根据权利要求 1 所述的设备, 其中, 电子处理器还能够通过使用表示心动周期中的非侵入地监视的压力相关时间标记的数据来使标准 LV 压力波形与应变迹线同步以确定压力迹线。

4. 一种用于准备和呈现与独立心肌节段做功有关的指数的方法, 所述方法包括:

- 访问指示出两个或更多个心肌节段的心室组织应变迹线并且由非侵入地成像来得到的数据值;

- 访问指示出与心室压力成比例的、与应变迹线时间同步的压力迹线并且以非侵入地方式得到的数据值; 并且

- 操作电子处理器, 以: 从两个或更多个心肌节段中的每个的心室组织应变迹线以及压力迹线上, 计算作为包括从等容收缩期开始直到等容舒张期结束的时间间隔的时间段的函数的、独立心肌节段的机械功率  $P(t)$  和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线;

- 针对至少以下之一来从计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线确定节段做功的指数 :
  - 在所述时间间隔中的心肌节段中的机械功率发展之间的延迟 ;
  - 独立心肌节段在所述时间间隔期间的负功,即机械能的吸收 ;
  - 作为所有节段的正功或净功总和的分数或百分比的所有节段的负功总和 ;
  - 来自标准或平均曲线的偏差 ;
  - 以在主动脉瓣关闭时发生的正功来定义的无用功 ;

其中,节段  $n$  的机械功率  $P_n(t)$ ,从应变迹线  $s_n(t)$  和压力迹线  $p(t)$  计算出,为 :

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt}$$

或者

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt} \cdot \sum_{n=1}^N \left[ 1 + \frac{s_n(t)}{100} \right]$$

其中  $C_1$  是常数,并且  $N$  是在心室的分割中使用的节段的数量 ;并且

其中,节段  $n$  的机械做功  $W_n(t)$  被计算为 :

$$W_n(t) = \int_0^t P_n(t') dt' + C_{2n}$$

其中  $t'$  是积分变量,并且  $C_{2n}$  是节段  $n$  的常数。

5. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,压力迹线可从诸如心脏瓣膜打开和关闭之类的心动周期中的压力相关时间标记和全身动脉压、针对受试者监视的心尖心动图或心音图来被非侵入地估计。

6. 根据权利要求 4 所述的方法,其中,压力迹线可为通过在诸如心脏瓣膜打开和关闭之类的心动周期中的非侵入地监视的、压力相关时间标记被使得与应变迹线的同步的标准压力波形。

7. 根据权利要求 4 中所述的方法,其中,心室组织应变迹线是由斑点跟踪超声成像得到的应变迹线。

8. 根据权利要求 4 所述的方法,其中心肌节段做功在从二尖瓣关闭到二尖瓣打开的时间间隔内确定。

9. 一种用于准备和呈现与独立心肌节段做功有关的指数的计算机实现的方法,使用了包括保持与做功的标准曲线或平均曲线有关的数据的存储器的计算机装置,所述方法包括 :

- 由成像来非侵入地得到指示出两个或更多个心肌节段的心室组织应变迹线的数据值,并且存储所述数据值 ;

- 访问指示出与心室压力成比例的且与应变迹线时间同步的压力迹线并且以非侵入方式得到的数据值 ;并且

- 使用电子处理器以从两个或更多个心肌节段中的每个的心室组织应变迹线以及压力迹线上,计算作为包括从等容收缩期开始直到等容舒张期结束的时间间隔的时间段的函数的、独立心肌节段的机械功率  $P(t)$  和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线 ;

- 使用电子处理器针对至少以下之一来从计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线确定节段做

功的指数：

- 在所述时间间隔中的心肌节段中的机械功率发展之间的延迟；
- 独立心肌节段在所述时间间隔期间的负功，即机械能的吸收；
- 作为所有节段的正功或净功总和的分数或百分比的所有节段的负功总和；
- 来自标准或平均曲线的偏差；
- 以在主动脉瓣关闭时发生的正功来定义的无用功；

其中，节段 n 的机械功率  $P_n(t)$ ，从应变迹线  $s_n(t)$  和压力迹线  $p(t)$  计算出，为：

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt}$$

或者

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt} \cdot \sum_{n=1}^N \left[ 1 + \frac{s_n(t)}{100} \right]$$

其中  $C_1$  是常数，并且 N 是在心室的分割中使用的节段的数量；并且

其中，节段 n 的机械做功  $W_n(t)$  被计算为：

$$W_n(t) = \int_0^t P_n(t') dt' + C_{2n}$$

其中  $t'$  是积分变量，并且  $C_{2n}$  是节段 n 的常数。

10. 一种用于准备和呈现与独立心肌节段做功有关的指数的方法，所述方法包括：

- 非侵入地得到心脏节段的医学图像；
- 基于所述医学图像来确定心脏节段的应变率；
- 确定心脏节段的瞬时 LV 压力，并且
- 基于所述心脏节段的应变率和所述心脏节段的瞬时 LV 压力来计算节段功率；

其中，节段 n 的机械功率  $P_n(t)$ ，从应变率  $ds_n(t)/dt$  和压力  $p(t)$  计算出，为：

$$P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt}$$

其中  $C_1$  是常数。

## 用于心肌节段做功分析的方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及确定心室的独立局部 (region) 或节段的以时间分辨的局部机械功率或做功。

### 背景技术

[0002] 对心脏再同步化治疗 (CRT) 起反应的患者进行识别获得了极大关注,这归因于使用目前指导方针而选择的患者的 30-40% 在以 CRT 治疗后没有反应或更糟的事实。为了改进这种选择,需要可在不同步的潜在起因之间进行区分一种临床工具。

[0003] 已经设计了使用组织多普勒成像 (TDI) 和 2D 成像的许多超声心动图 (ECG) 指数来改善 CRT 候选人的选择,然而,尽管最初的研究是有前景的,但是超声心动图在目前却没有证明出改善患者的选择。

[0004] 在临床实践中的另一个重要工具是评估左心室 (LV) 的局部功能的能力。新的成像工具 (例如由斑点跟踪 (speckle tracking) 或由 TDI 产生的应变) 已被引入以用于此目的。然而,这些模式只评估局部变形,并且通过例如量化局部做功来扩展评估的能力会大大增加其临床潜力。

[0005] Delgado 等人 (Strain in Cardiac Resynchronization Therapy Imaging: Comparison Between Longitudinal, Circumferential, and Radial Assessment of Left Ventricular Dyssynchrony by Speckle Tracking Strain, J. Am. Coll. Cardiol. 51(2008):1944-1952) 描述了如下的研究,其中对在径向应变 (RS)、圆周应变 (CS) 和纵向应变 (LS) 的 CRT 后的正反应的预测值进行评估。确定和评估指数 (例如在两个节段的收缩峰值应变与到收缩峰值应变的时间的标准差之间的最大时间延迟)。

[0006] Chiu 等人 (Regional asynchrony of segmental contraction may explain the "oxygen consumption paradox" in stunned myocardium, Basic Res Cardiol. 89(1994):149-62) 描述了一项如下的研究,其中对于心脏的两个局部的心肌做功的积极贡献被确定为力与瞬时收缩速度乘积的积分。分别使用在心肌上缝合的测力计和超声波晶体确定力和位移。将从二尖瓣关闭到主动脉瓣关闭的正功与整个周期内的总的正功进行比较。

[0007] WO 2004/066817 描述了一种装置,该装置用于测量心脏的左心室的压力和尺寸并且除了别的参数之外将心肌做功计算为相应的在收缩期间的压力和容积乘积的积分与舒张期间的压力和容积乘积的积分之间的差。从而确定针对一个完整心动周期内和整个心腔内的心肌做功 (总做功) 的值。

[0008] Diamond 等人 (Cardiokymography: Quantitative Analysis of Regional Ischemic Left Ventricular Dysfunction, The American Journal of Cardiol. 41(1978):1249-1257) 描述了估计与 LVP (P) 相对的心动记波振幅 (K) 环的面积,并报告了类似于行程功的节段功能的指数。从而确定在一个完整心动周期内的该指数。

[0009] 因此,用于确定和量化在 LV 功能上的不同步效果的改进方法将是有益的。

## 发明内容

[0010] 因此,在临床设置上将有益的是:改进的整个左心室功能的评估、局部机电激活和功能的标记、包括具有心脏衰竭到正常的患者的心肌节段的分类的心室同步性评估、由于晚期电激活而造成的运动不能的和运动障碍的节段以及梗死心肌的生存力评估。此外,这能够直接助于患者选择,以避免基于QRS标准的针对CRT选择的大约30-40%非起反应者的非必要的起搏器植入。

[0011] 因此,本发明的一个目的涉及针对心脏再同步化治疗(CRT)的潜在候选受试者的心室不同步评估。

[0012] 以前并没有实行基于应变成像数据(例如超声应变成像数据)的作为时间的函数的节段做功的计算和呈现。计算大大改善结合的应变和压力记录的解释,并且使得估计由收缩同步造成的能量损失成为可能。在临床设置中,这将使临床医生能够评估观察到的不同步是否可能对起搏有反应。

[0013] 因此,上述目的和几个其它目的旨在于本发明的以下几个方面获得。

[0014] 在第一方面中,本发明提供一种准备和呈现数据的方法,该方法包括:从受试者身上,访问由医学成像得到的两个或更多个心肌节段的独立应变迹线和与心室压力成比例的并且与应变迹线时间同步的压力迹线,其中应变迹线和压力迹线优选地以非侵入方式得到;该方法还包括要由电子处理器实现的以下步骤:从应变迹线和压力迹线计算两个或更多个独立心肌节段的机械功率( $P(t)$ )和/或机械做功( $W(t)$ )的迹线。

[0015] 在可替换构想中,根据第一方面的方法包括在电子处理器上:从独立心肌节段的心室组织应变迹线以及与心室压力成比例的且与应变迹线时间同步的压力迹线上,来计算包括从等容收缩期开始直到等容舒张期结束的时间间隔的时间段的作为时间的函数的独立心肌节段的机械功率 $P(t)$ 和/或机械做功 $W(t)$ 迹线,应变迹线和压力迹线优选以非侵入方式得到。

[0016] 相比于现有技术中的Chiu等人描述的使用缝合到心脏的力传感器来确定独立节段的机械做功,本发明有益在于(优选地由超声心动图例如斑点跟踪超声成像)仅从压力估计和应变测量就提供了这样的确定。这允许具有高时空分辨率的快速、简单和非侵入的确定。

[0017] 相比于从压力-容积环、压力-长度环及类似的面积得到的功指数,本发明有益在于:其提供了作为时间的函数的独立心肌节段的功率和/或功的此种确定,而非提供了在完整心动周期内单纯累加的功。这允许在心动周期的不同时间段中的正功和负功贡献的详细分析,以及从而更详细指数的确定。

[0018] 在优选实施例中,方法还包括同时呈现在包括从等容收缩期开始直到等容舒张期结束的时间间隔的时间段内的两个或更多个心肌节段的整个计算出的 $P(t)$ 和/或 $W(t)$ 迹线。

[0019] 在优选实施例中,根据第一方面的方法是用于准备并且呈现与独立心肌节段做功有关的指数的方法,并且还包括要由电子处理器实现的以下步骤:针对至少以下之一来从计算出的 $P(t)$ 和/或 $W(t)$ 迹线确定节段做功的指数:

[0020] • 在所述时间间隔中的心肌节段中的机械功率发展之间的延迟;

- [0021] • 独立心肌节段在所述时间间隔期间的负功（机械能的吸收）；
- [0022] • 作为所有节段的正功或净功总和的分数或百分比的所有节段的负功总和；
- [0023] • 来自标准或平均曲线的偏差；
- [0024] • 在射血阶段之前和之后做的正功（无用功（wasted work））；
- [0025] • 以在主动脉瓣关闭时发生的正功来定义的无用功；
- [0026] • 在收缩早期或等容收缩期（IVC）中的负功；
- [0027] • 在收缩晚期或等容舒张期（IVC）中的负功。

[0028] 相比于 Chiu 等人描述的将从二尖瓣关闭到主动脉瓣关闭的正功与整个周期中的总正功的比较，本实施例有益在于，这些指数是独立心肌节段的收缩在其它节段上的效果的指示，并且在于它们指示出任何这样的不利影响是否可由 CRT 减少。

[0029] 贯穿本描述中，使用了术语“机械功率发展”（mechanical power development）。这个术语指的是定义能量的变化，即以机械能测量的发展。当肌肉收缩时执行特定量的机械做功，这可以被称为“机械功率发展”。大致上，功率是功以其执行或能量以其转换的速率。功率也可以被定义为力乘以其应用点的速度的乘积，在这种情况下功是作为时间的函数的功率积分。本文献的上下文中的机械功率发展是由心肌组织的收缩抵抗由心室内部的压力造成的力而进行的能量产生速率。

[0030] 上面提到的标准或平均曲线优选地为：基于来自患者群体的数据的曲线，以便为特定值提供统计基础。这些值可以被存储在数据库中或其它合适的存储数据结构中，并且可以例如被存储在 DVD/CD-ROM 存储装置、硬盘或诸如此类上。

[0031] 根据第一方面的方法还可以包括以下初始步骤：

- [0032] • 由医学成像来访问两个或更多个心肌节段的心室组织应变迹线；以及
- [0033] • 访问与心室压力成比例的且与应变迹线时间同步的压力迹线；

[0034] 在第二方面中，本发明提供了用于准备与独立心肌节段功能有关的数据的计算机程序产品，该产品被配置为提供根据第一方面的方法的要由电子处理器实现的步骤。类似地，在第三方面中，本发明提供了一种计算机程序产品，其用于更新医学监视设备，以准备与独立心肌节段功能有关的数据，该产品包括用于当执行时在医学监视设备上安装第二方面的计算机程序产品的装置。

[0035] 用于更新的这种计算机程序产品可以由用于在计算机上运行的操作系统的安装套件，或用于在远程计算机上（例如基于网络连接）执行安装的网络应用来具体化。第二和第三方面的计算机程序产品可以被存储并且分布在适当的存储介质（例如 CD-ROM 或记忆棒）上。可替代地，它们可以被存储在服务器上，并且通过允许计算机程序产品的下载或通过运行网络接口中的产品来经由互联网分发。

[0036] 在第四方面中，本发明提供了一种用于从组织应变成像数据中准备和呈现与独立心肌节段做功有关的数据的设备。该设备例如可以被实现为或形成医学监视设备、医学成像设备或医学决策支持系统的部分。该设备包括：电子处理器，其能够基于两个或更多个心肌节段中的每个的心室组织应变迹线以及与心室压力成比例的且与应变迹线时间同步的优选非侵入地确定的压力迹线，来计算作为包括从等容收缩期开始直到等容舒张期结束的时间间隔的时间段的函数的、该两个或更多个独立心肌节段的机械功率  $P(t)$  和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线。

[0037] 该设备优选还包括医学成像装置,用于记录两个或更多个心肌节段的组织应变成像的数据。此外,该设备可以包括:与用于保持要由电子处理器执行的计算机程序产品的电子处理器关联的存储器。在优选实施例中,该设备由连接的计算机来实现以访问组织应变成像数据和压力估计数据。

[0038] 在优选实施例中,电子处理器还能够例如在显示器上同时呈现两个或更多个心肌节段的在至少所述时间间隔中的整个计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线。

[0039] 在第四方面的优选实施例中,电子处理器还能够针对至少以下之一来从计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线确定节段做功的指数:

- [0040] • 在所述时间间隔中的心肌节段中的机械功率发展之间的延迟;
- [0041] • 独立心肌节段在所述时间间隔期间的负功(机械能的吸收);
- [0042] • 作为所有节段的正功和净功总和的分数或百分比的所有节段的负功总和;
- [0043] • 来自标准或平均曲线的偏差;
- [0044] • 以在主动脉瓣关闭时发生的正功来定义的无用功;
- [0045] • 在收缩早期或等容收缩期(IVC)中的负功;
- [0046] • 在收缩晚期或等容舒张期(IVC)中的负功。

[0047] 并且优选地呈现确定的指数。

[0048] 本发明的基本原理可以应用于选择符合 CRT 条件的受试者。在此,在第五方面中,本发明提供了一种方法,包括:

[0049] • 计算如上受试者的两个或更多个独立节段的机械功率  $P(t)$  和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线;

[0050] • 基于节段的功率和 / 或做功迹线、或从其确定的指数的比较来选择针对 CRT 的受试者。

[0051] 在第六方面中,本发明提供了一种用于评估左心室中的心肌节段性能的纵向变化,该方法包括:

[0052] • 从受试者确定两个或更多个心肌节段的心室组织应变迹线和压力迹线,至少两次从受试者确定该应变迹线和压力迹线两者,第一次在时间点  $T_1$  处,并且第二次在稍后时间点  $T_2$  处;

[0053] • 针对每个时间点  $T_1$  和  $T_2$  计算如上两个或更多个独立节段中的每一个的机械功率  $P(t)$  和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线;

[0054] • 从第一和第二时间点比较功率和 / 或做功迹线、或从其得到的指数。

[0055] 应当理解的是,本发明不以功或功率的迹线的一部分或节段做功的指数来提供诊断。相反,本发明提供了信息,以可助于医师、临床医生、和 / 或达到诊断或决定适当的治疗的技术人员。因此,本发明实施例的使用可以包括提供随后将其用于诊断疾病或确定治疗的此类信息。

[0056] 在第八方面中,本发明提供了一种用于准备并呈现与独立心肌节段做功相关的指数的方法,该方法包括:非侵入地得到心脏节段的医学图像,基于医学图像来确定心脏节段的应变率,确定瞬时 LV 压力,并且基于心脏节段的应变率和瞬时 LV 压力来计算节段功率。优选地,该方法是计算机实现的,从而使得计算机的处理器用于确定心脏节段的应变率。计算机的处理器优选用于确定心脏节段的瞬时 LV 压力。计算机的处理器优选用于基于心脏



节段的瞬时 LV 压力和心脏节段的应变率来计算节段功率。这种方法在当处理质量较差的图像以不允许在所有节段中的成功的斑点跟踪时是特别有益的。该方法允许要通过将应变和压力用作唯一的、主要的输入而执行的计算。该方法允许做功指数的计算,而不必使用涵盖了心脏的完整圆形横截面的节段应变测量。这种简化将允许从任意数目的节段来计算做功。应变速率以  $s^{-1}$  表示并且 LV 压力以毫米汞柱 (mmHg) 表示,做功以 % mmHg 表示。

[0057] 以下将总结多个优选和 / 或可选的特征、要素、示例、实施方式和优点。关联于一个实施例或方面所描述的特征或要素可结合或应用于其它实施例或方面 (在适用的地方)。例如,关联于方法或软件实现而施加的结构和功能特征也可以被用作关联于设备的特征,反之亦然。此外,如发明人实现的本发明的潜在机制的解释用于解释目的而呈现,并且不应该被用在用于推断本发明的事后分析中。

[0058] 在本发明的所有方面中,将与被检查的受试者或患者的实际身体有关的身体数据提供给例如处理器,有可能改善了计算结果。数据可以包括一个或多个患者体重、性别、年龄、体表面积,以给出可以跨个体比较的更标准化的值。修正的方法可能由尺寸分析,来自描述健康个体的数据的多元回归,或二者兼有来确定。这样的修正将使做功值的定量解释更容易。

[0059] 医学监视设备可以是能够测量和分析来自受试者的心肌节段应变的设备,或是能够接收和分析由其它设备测量的受试者的心肌节段应变的设备。典型的设备可以是 MRI 设备、CT 扫描仪、超声心动图机,以及可以或不可以耦合到任何这样设备的图像观察工作站。医学监视设备优选包括显示器,以用于使用户能够解释或估计显示的数据。

[0060] 另外,在本描述中,对于数量的词缀“迹线”指的是作为时间的函数的数量的一系列值,使得应变迹线包括作为时间的函数而测量的应变值,并且做功迹线包括作为时间的函数而计算的做功值。

[0061] 时间同步意味着迹线关于心动周期的时间标记而同步。然而,应变迹线和压力迹线不需要同时被记录,但可从同时记录的 ECG、心音图、动脉外周血压力波、体积描记图、或已知能够时间上关联心脏周期的任何其它生理变量上使用时间标记来同步。

[0062] 在本发明的方面中,与作为时间的函数的与心室压力成比例的参数  $p(t)$  (并且以下总体称为压力),可以是直接测得的压力,或可以从辅助数据估计出,或可以是与左心室压力 (LVP) 成比例的任何相似物。确定  $p(t)$  的不同方法将在后面描述。在优选实施例中, $p(t)$  被非侵入地测量;将给出  $p(t)$  的这样非侵入地确定的若干示例。

[0063] 应变和应变率是实时可用的心脏病成像形态。应变率测量在  $S^{-1}$  中测量的组织节段变形速率,并且由在沿着观察方向对齐的心肌内在相邻样本之间计算组织速度上的空间差异的算法来确定。应变通过随着时间推移对应变率进行积分来得到,并且表示组织节段随着时间推移的变形。应变被表示为初始尺寸的百分比改变。在目前的背景下,应变  $s_n(t)$  是作为时间的函数的 (N 个节段的) 节段 n 的测得的应变函数。如前所述,该值典型为测得的百分比应变,但可能依赖于成像装置的输出数据接口或其关联的后处理软件 (例如超声心动图、MRI、CTI 以及其它)。确定  $s_n(t)$  的不同方法将在后面描述。在优选实施例中, $s_n(t)$  由斑点跟踪超声成像来非侵入地测量。

[0064] 在包括从等容收缩期开始和直到等容舒张期结束的时间间隔 (即包括整个收缩) 的时间段内计算功率和 / 或做功。在其它方面,时间段优选包括:从同时记录的 ECG 中的

QRS 波群起始、直到跟在主动脉瓣关闭之后的二尖瓣打开的时间点为止的时间间隔。QRS 指的是 QRS 波群，其是对应于心室去极化的在心动图 (ECG) 上的结构。可替代地，时间段优选包括从二尖瓣关闭 (MVO) 到二尖瓣打开 (MVO) 的时间间隔。在本描述中，当谈及“时间间隔”时，除非另有规定，否则指的是如上定义的时间间隔。

[0065] 在所有上面提及的方面的优选实施例中，功率和 / 或做功得到的指数的单独值只在时间间隔（即在等容收缩期开始 (QRS 波群起始) 和等容舒张期结束（计算二尖瓣打开的时间点）之间）内计算，而不使用来自实质上这个时间间隔之外的功率 / 做功值。这是有益的，因为在这个时间段内的局部功率 / 做功揭示了重要信息，以使得指数可被用作生理标记来估计每个心肌节段的功能以及来自 CRT 的潜在改善或益处。

[0066] 在一些实施例中有益的是源自机械功率迹线和 / 或机械做功迹线的指数，它们直观地容易理解和解释。这大大改善了在临床设置中的适用性。相比之下，源自如在 Delgado 等人的形态（例如应变迹线）的指数难于解释，因为自然地，来自不同节段的应变迹线由于其不同的位置和剖析而不同地演变。

[0067] 所以， $s_n(t)$  和  $p(t)$  的值应当至少在相同的时间间隔内进行测量。然而，典型地， $s_n(t)$  和  $p(t)$  的值跨若干心跳而连续测量。优选的是， $s_n(t)$  和  $p(t)$  被测量并且值被存储在适当的电子存储器或存储装置中。当执行本发明的各个方面时， $s_n(t)$  和  $p(t)$  的数据可由计算机从该存储装置重新得到。在可替代的实施例中，该方法在  $s_n(t)$  和 / 或  $p(t)$  的测量期间以实时处理来执行。在这里，优选非侵入地测量以便不涉及外科手术步骤。

[0068] 时间间隔的做功迹线典型地以平坦部分开始和结束，并且在其中可能具有若干增加和减少部分。正常的心脏在时间间隔期间具有单调上升的节段做功迹线，而没有任何降低部分。在本描述中，依赖于以下术语：

[0069] • 负功被定义为由当前心肌节段进行的机械能的累加吸收，即在节段伸长期间在节段和周围组织之间交换的能量，而无关乎何时在时间间隔中发生这种情况。每个节段的负功可能在瞬时功率为负值的时间间隔中由节段的功率迹线的积分来计算。为方便起见，它可能表现为正数。等同地，由于功率和做功之间的关系，可以从做功迹线确定负功的值为在时间间隔内对于做功迹线的所有降低部分的做功值上的累加变化。

[0070] • 正功被定义为由当前心肌节段在节段的收缩期间进行的机械能的累加产出。对于负功，正功可能在瞬时功率为正值的时间间隔中由节段的功率迹线的积分来计算。净功被定义为在时间间隔中在做功迹线的开始和结束之间的做功值的净改变。针对上面的正功和负功的定义，这将是两者之差。对于整个心肌，即，所有节段所累加的，这与需要将血液射入到主动脉根部的能量近似相同。

[0071] • 无用功被定义为没有助于泵血的正功，即当主动脉瓣关闭时出现的正功。这包括 IVC（主动脉瓣打开前）中的无用功，如由早期激活的节段所做的功的一些，尽管有助于压力积聚，但却在“推动”心室周围的血液时失去，以及在主动脉瓣关闭之前和之后很弱地伸展和非收缩的（例如已接触的，后期激活的或缺血性的）节段中失去。

[0072] 本发明的基础是基于局部应变记录和心室内压力估计来计算独立心肌节段的时间机械做功（功率的时间积分）曲线。做功曲线将具有心脏衰竭的受试者的心肌节段清楚地区分成由于后期电激活而致使的正常节段、运动不能节段和运动障碍节段。

[0073] 这可以有利确定从二尖瓣关闭到二尖瓣打开的时间间隔内的心肌节段做功。这可

以在当使用从瓣的事件时序确定的 LVP 的“合成”波形时很容易地实现,这是由于二尖瓣运动的时序是已知的。实验已经表明,使用这个时间段将使该方法在舒张期充盈期间在对抗负功的加入上更加有力,这增加了对于具有在左心室中升高的舒张压力的患者的重要性。

[0074] 这可以有利确定是否应该从计算中排除心脏的特定某些节段。这可以例如针对其中肌肉的部分包括坏死或瘢痕组织的区域,因为这些区域不收缩并从而无助于做功。在心脏收缩期间由缺血节段的被动扩张造成的能量损失,可能不会被 CRT 治疗减少。因而排除了能量损失,所以这些节段将改善在整体心肌性能上的 CRT 效果的预测的准确性。

[0075] 存在许多技术以用于基于外围测量来计算更准确的中心(主动脉根部和 LV)压力,并且这些可以与本发明的方法结合而应用。例如,可以使用不同的方法来估计 LV 压力,包括不同的数学方法来估计在 IVC 期间 LV 压力上升的时间进程以及在 IVR 期间压力下降的时间进程,或通过使用肱动脉张力测量法或类似方法来在 LV 射血阶段期间定义压力轮廓和峰值压力的时序。

[0076] 本发明的各个方面均可以与任何其它方面结合。参照描述的实施例,本发明的这些和其它方面从以下描述中将是显而易见的。

## 附图说明

[0077] 现在将关于附图更详细地描述本发明的各个实施例。附图示出实现本发明的方式之一,并且不被解释为限制于落入所附的权利要求集合的范围内的其它可能实施例。

[0078] 图 1 是表示根据本发明实施例的计算机程序产品或方法的概要的示意性系统图。

[0079] 图 2A 和图 2B 说明在使用 CRT 起搏器治疗之前(2A)和之后(2B)的具有左束支传导阻滞的患者中的心肌节段中的正功和收缩早期/晚期负功的靶心图。

[0080] 图 3A 和图 3B 分别是在 CRT 之前和之后的具有 LBBB 的受试者的独立节段的做功迹线和平均做功迹线的曲线图。

[0081] 图 4A 和图 4B 分别是在 CRT 之前和之后的如图 3A 和图 3B 中的相同受试者的独立节段的功率迹线和平均功率迹线的曲线图。

[0082] 图 5 和图 6 分别是人受试者和狗的心肌缺血节段和功能正常节段的做功迹线的曲线图。

[0083] 图 7 示出了涉及根据本发明实施例的医学监视设备的设置。

[0084] 图 8 示出了根据本发明实施例的医学监视设备。

[0085] 图 9 示意性地示出指示了由侧壁划分的隔膜的做功的曲线图。

[0086] 图 10 是示意性离散图。

## 具体实施方式

[0087] 以下,将更加详细地描述本发明的各个方面和实施例。

[0088] 功率和做功的计算

[0089] 本发明优选地将新颖算法应用于计算独立心肌节段的功率或做功。该算法基于心室中的来自独立节段的应变数据和共用于所有节段的压力数据,并且不需要对力直接测量。

[0090] 心肌节段的机械功率和做功的计算在若干步骤中执行,并且优选地由执行适当的

计算机程序的计算机来计算。用于计算的算法或指令在图 1 中说明,并且在下面将详细地描述。

[0091] 首先,必须计算左心室直径的总体变化。这从短轴节段的应变记录中实行,假设节段覆盖左心室的整个圆周并且节段表示周围的等角部分。

[0092] 作为时间 (t) 的函数的左心室的直径从以下节段应变测量中计算出:

$$[0093] \quad D(t) = \frac{D_0}{N} \sum_n \left[ 1 + \frac{s_n(t)}{100} \right], \quad (1)$$

[0094] 其中  $D_0$  是左心室的舒张末期的中壁到中壁的直径,  $N$  为大小相等的心肌节段的数量 (通常为 6), 并且  $s_n(t)$  是作为时间的函数的特定节段的测得的应变 (伸长) 的百分比, 心室组织应变迹线。

[0095] 肌肉节段的机械做功被理想计算为时间力乘以收缩速度的积分。然而,由于问题的本性,做功的计算务必基于心肌壁张力 (每单位长度的力) 而非“力”。因此,计算出的做功也将处于每单位长度的单位做功,其为焦耳 / 米 (Joule/meter)。用于每单位长度的力的物理术语为“张力”,并且其通过对圆柱体使用拉普拉斯 (Laplace) 方程来近似计算:

$$[0096] \quad \gamma(t) = \frac{D(t)\Delta p(t)}{2}, \quad (2)$$

[0097] 其中,  $\Delta p(t)$  是左心室腔的内部和外部之间的压力差。对于所有的实际目的,腔外部的压力可假定为零 (因为血压总是相对于大气压力来测量) 并且左心室内部的压力或与心室压力成比例的参数可被用作对  $\Delta p(t)$  的替代,压力迹线  $p(t)$ 。

[0098] 为了从每个节段计算机械功率输出,我们需要知道作为时间的函数的节段的长度 (L)。这通过假定每个节段的长度是在 0% 的应变读数 (s) 处的心室的总周长的  $1/N$  来计算。

$$[0099] \quad L_n(t) = \frac{\pi D_0}{N} \left( 1 + \frac{s_n(t)}{100} \right), \quad (3)$$

[0100] 来自心肌节段的机械功率输出被计算为由节段张力乘以节段长度的变化率:

$$[0101] \quad P_n(t) = -\gamma(t) \frac{dL_n(t)}{dt}, \quad (4)$$

[0102] 其中使用了负号,这是因为节段缩短与正功率输出关联。

[0103] 将 (1), (2) 和 (3) 代入 (4), 可得到应变迹线和压力迹线上的功率的以下依赖关系:

$$[0104] \quad P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt} \cdot \sum_{n=1}^N \left[ 1 + \frac{s_n(t)}{100} \right], \quad (5)$$

[0105] 其中,  $C_1$  是常数, 并且  $N$  是在心室的分割中使用的节段的数量。作为时间的函数的左心室的直径在收缩期间典型地仅变化约 15%, 并且可以被省略以成为更简单的近似表达式:

$$[0106] \quad P_n(t) = C_1 \cdot p(t) \cdot \frac{ds_n(t)}{dt}. \quad (6)$$

[0107] 最后, 每个节段执行的做功通过求作为时间的函数的每个节段的机械功率的积分

来找到：

$$[0108] \quad W_n(t) = \int P_n(t') dt' + C_{2n}, \quad (7)$$

[0109] 其中  $t'$  是积分变量, 并且  $C_{2n}$  是被选择为使得所有积分在收缩的开始处为零时的节段特定常数。

[0110] 做功迹线的解释和评估主要基于其相对尺寸和时序, 并且很少基于绝对值。因此, 为了简单起见, 比例常数  $C_1$  可以设置为 1。

[0111] 如上面推导所示的, 局部机械功率和做功可以仅使用从独立心肌节段测得的应变迹线以及与应变迹线时间同步的 LV 压力估计来计算, 应变迹线和 LV 压力估计都由非侵入技术来确定。典型地, 同时记录的 ECG 被用作时间标记来同步数据迹线。下面描述用于确定应变和压力迹线的不同技术。

[0112] 心室组织应变迹线

[0113] 可使用若干不同的技术来针对独立心肌节段非侵入地得到组织应变成像迹线  $s_n(t)$ 。

[0114] 组织应变成像可以使用超声成像 (尤其是超声组织多普勒)、斑点跟踪来执行, 或通过记录来自超声图像或 M 模式记录的心肌的局部厚度 (假定组织体积不可压缩) 来执行。

[0115] 在优选实施例中, 使用了超声斑点跟踪成像。超声斑点跟踪成像基于心肌的顺序灰度超声图像的处理, 以使用相关技术来估计局部组织运动矢量。在心肌节段内的运动的空间梯度用于应变的计算。

[0116] 组织应变成像也可通过使用与对于超声斑点跟踪类似的方式中的“组织标签”来以 MRI 执行。可使用具有与空间磁场梯度结合定义的光谱属性的 RF 脉冲, 典型地以线或网格图案, 由组织的空间定位的预饱和和在 MRI 期间给组织“加标签”。组织的运动与变形 (应变) 随后可以以与在超声斑点跟踪成像中类似的方式在图像序列中被遵循。

[0117] 优选地, 所有心肌节段一起表示左心室的整个肌肉。不存在共同的或标准化的心肌分割或术语, 相反, 习惯上地, 划分和节段的数量依赖于所应用的成像技术和想要进行的分析。在一些应用中, 使用了基于冠状动脉领域的分割。适用于本发明的分割以及更多细节可在 Cerqueira 等人的“Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart, American Heart Association Circulation 105(2002), 539”中以及在其中的参考中找到。

[0118] 理解到, 需要至少两个节段以谈及分割。在本发明的优选实施例中, 左心室的肌肉分为至少 4 个节段, 例如至少 6 个节段或在 4-12 个节段之间。这给出优点在于为评估左心室的不同部分提供了更详细的基础, 而没有提供如此多的做功迹线以使得其概述和在其之间的区别变得过时。可替代地, 由一个节段实行的局部做功可被监视, 以评估对治疗的局部反应或作为疾病进展的评估。作为一个示例, 可看着在右心室的游离壁中的一个节段, 并评估在例如负载改变或药物治疗之前和之后的做功。

[0119] 与心室压力成比例的压力迹线

[0120] LV 压力成比例的参数  $p(t)$ , 可使用几种不同的技术而非侵入地获得。由于基于积分的计算 (如公式 7 中所示) 的固有鲁棒性, 压力估计并不必须是准确的。然而压力和应

变的记录的相对于彼此的正确时序是重要的。

[0121] 在优选实施例中,压力迹线可从心动周期(例如心脏瓣膜打开和关闭)中的压力相关时间标记和全身动脉压、针对受试者监视的心尖心动图或心音图来被非侵入地估计。可替代地,压力迹线可为在心动周期(例如心脏瓣膜打开和关闭)中通过非侵入地监视的、压力相关的时间标记而被带入与应变迹线的同步的标准压力波形。这些实施例与甚至进一步的替代实施例仪器在下面进一步解释以用于确定压力迹线。

[0122] 作为侵入的压力记录的替代,方法基于与特定压力相关事件关联的心动周期中的时间标记。这样的标记事件是:

[0123] a) 二尖瓣关闭-收缩中压力升高的开始,左心室压力约 20mmHg

[0124] b) 主动脉瓣打开-左心室压力等于舒张全身动脉压。

[0125] c) 主动脉瓣关闭-左心室压力稍低于收缩动脉压

[0126] d) 二尖瓣打开-左心室压力约 20mmHg

[0127] 上面列出的事件可从心脏的超声成像中或从心音图中识别出。通过使标准的“平均”曲线(例如来自全身动脉压测量的曲线)适合于这些点,可找到左心室压力的合理和有用的估计。可替代地,或另外地,心尖心动图可被用作:用于估计收缩早期中的压力波形形状的辅助、以及用于确定在左心室内的收缩压力上升的开始和结束的辅助。

[0128] 在另一个示例中,可使用基于微气泡的超声造影剂来非侵入地估计 LVP。超声造影剂的第一、第二、和次谐波振幅上的依赖压力的变化可以产生适用的动态压力估计。

[0129] 可替代地,可通过估计在二尖瓣返流喷射和简化的 Bernoulli 方程上速度分布图来在具有二尖瓣反流的受试者中确定估计的  $p(t)$ 。这可以在允许返流喷射速度或类似的估计的任何图像模式上执行。参见例如 Armstrong WF, Ryan T;Feigenbaum's Echocardiography;第七版.Lippincott Williams&Wilkins,2009,228-229 页,以获得关于此方法的更多信息。

[0130] 在另一个替代方案中, $p(t)$  可经由线性或非线性(幂、指数或实证)函数来估计。LVEDP 可取决于临床状态(非心脏衰竭 10mmHg,心脏衰竭 20mmHg)由回声测量( $E/e'$ )来估计或忽略掉(0mmHg)。测量出的收缩 cuff(“套管”)压力(或外周(径向)动脉脉搏波形式)可以用来估计在 IVC 的结束处的 LV 压力( $LVEIVCP$  = 较低舒张估计出的主动脉压力),以作为心脏 cuff 压力给定的百分比。可通过由多普勒测量主动脉血流来测量用于 EIVC 的时间。取决于在 IVC 期间估计出的 LVP 的时间进程的函数,估计出的开始和停止坐标  $t_{OnsetQRS}$ 、LVEDP 和  $t_{EIVC}$ 、LVEIVC 可被利用,以确定 LVP 的时间进程并由此确定压力迹线。主动脉压的测量可由血压装置实行,并且主动脉瓣打开压力可被估计。这随后被时移,以使收缩上升与由多普勒进行的主动脉打开一致。

[0131] 以下描述根据如上所述的应变迹线和压力迹线计算出的独立心肌节段的做功迹线和功率迹线的两个示例,并且呈现出做功迹线的生理解释。在这些示例中,左心室压力通过在心室放置导管而侵入地记录。

[0132] 节段做功的指数

[0133] 在本发明的优选实施例中,优选的是,根据  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线确定节段做功的指数。以下将给出独立心肌节段做功的一些优选可能指数的更详细描述。

[0134] 在心肌节段中的机械功率发展之间的延迟。

[0135] 这种延迟可以通过比较独立节段的功率迹线或做功迹线中的时间标记来测量。作为一个示例,可以为每个节段确定时间标记  $t_D$ , 针对该时间标记  $t_D$ , 执行了来自节段的总正功的 50%,  $W_n(t_D) = 0.5W_{n\_pos}$ 。另一个标记可以为在功率迹线中的功率峰值的时间。又一个标记可能为每个节段沿时间轴的功率曲线的重力中心。在优选实施例中,这些计算可能受到限制以能够在具有正功率发展的曲线的部分上执行。还可以定义其它标记。然后,通过在每个功率 / 做功轨迹中具有确定的这样标记,可确定相对于平均时间的节段间延迟、成对的相对延迟、 $t_D$  中的标准偏差或类似参数。与独立节段的充足功率发展结合的标准偏差的高值意味着节段激活受不同步影响。治疗 (CRT) 后的标准偏差的减少指示出该治疗是成功的。

[0136] 所有节段的负功的总和。

[0137] 心肌负功的量为心脏的整体能量有效性的指标,并且可以例如被估计为所有节段上的负功的总和。它可能被表示为所有节段的正功的总和的分数或百分比,例如:

$$[0138] \quad F = \frac{W_{neg}}{W_{pos}} \text{ 或 } F = 100 \cdot \frac{W_{neg}}{W_{pos}}$$

[0139] 负功还可能被表示为所有节段的总功或净功的总和的分数,这两者都依赖于正功,例如:

$$[0140] \quad F = \frac{W_{neg}}{W_{pos} - W_{neg}} \text{ 或 } F = \frac{W_{neg}}{W_{net}}$$

[0141] 上述计算可能针对心脏周期的任何部分来执行,但优选针对单独的时间间隔,单独的收缩或包括收缩后等容舒张阶段的单独的收缩来执行。F 的高值表示低能量功效,以及以 CRT 改善的潜力,假设有助于负功的心肌节段在收缩和收缩后的舒张阶段期间实现大致净功 (正功 - 负功)。

[0142] 在收缩和 IVR 阶段期间的节段净功 (正功减去负功) 是在总时间间隔的开始和结束处的做功曲线之差。正功的鲁棒估计是在相同时间间隔中的做功曲线的最高和最低极端值之差,假设最小值在最大值之前发生。然后负功可以被计算为正功与净功之差。

[0143] 独立心肌节段的负功 (机械能的吸收)

[0144] 独立心肌节段的负功可以被表示为做功值或可替代地为关于上述的负心肌功的正功、净功或总功的分数或百分比。节段的负功的大致值指示出其由另一个节段的收缩来伸展。

[0145] 两个薄弱和后期激活的节段可以在收缩早期中显示负功。但后期激活的节段将通过产生在主动脉瓣关闭 (图 3a) 后持续的更多做功来反应。

[0146] 在收缩晚期或等容舒张发生的节段的负功,指示出另一节段是后期激活的,以使得这个另一节段在当前节段停止了收缩之后保持收缩。

[0147] 在特定时间段内的负功

[0148] 负功可以在收缩的特定时间段内累加,例如对于收缩早期和晚期,或类似地对于等容收缩期 (IVC) 和等容舒张期 (IVR)。在这些时间段中的不同节段的负功的比较或分布可提供可在随后用来识别后期激活的或缺血的节段的有价值信息。

[0149] 在一个实施例中,在图 2A 和图 2B 中说明的,对于六个 LV 节段,从时间间隔上 IVC 和 IVR 的累加的负功与净正功比较。通过将这些显示在被划分成节段位置的“靶心图”中

并对不同指数使用不同颜色或不同阴影代码,提供了非常直观的读数。

[0150] 图 2A 示出在具有左束支传导阻滞的患者中的心肌节段中的正功和收缩早期 / 晚期负功的靶心图。扇区的径向尺寸被成比例缩放,使得来自每个节段的无用功分数可从同心线直接读出。每个扇区的角宽度根据每个节段中的总正功而被比例缩放了。在这种情况下,以到达左心室峰值压力前的时间间隔来定义收缩早期,并且收缩晚期是在峰值之后。

[0151] 虽然这些靶心图的物理解释尚在探索,但以下大体“规则”被指出:

[0152] • 具有很少或没有负功的节段是正常的。

[0153] • 在收缩晚期中具有大量负功的节段典型地是在收缩晚期中伸展的早期激活的节段

[0154] • 在收缩早期中具有一些负功的以及还具有一些净功的节段典型地被晚期激活。

[0155] • 在收缩早期中的大量负功可为缺血的标记。

[0156] 图 2B 示出来自图 2A 的具有左束支传导阻滞的患者在使用 CRT 起搏器植入治疗后的对应的靶心图。注意到在中隔节段的功效上的改进。

[0157] 独立节段和 / 或所有节段的无用功

[0158] 在时间间隔内的并且在主动脉瓣关闭的时间之后(例如等容舒张期间)出现的来自节段的正功没有助于泵血并且因而是无用的。节段或所有节段的无用功可以被表示为做功值或者可替换地表示为关于上述的负心肌功的正功、净功或总功的分数或百分比。

[0159] 节段的无用功是典型地由于后期激活而造成的节段的延迟收缩或延长收缩的标记,或在心脏的其它部分中的后期激活的节段的标记。取决于无用功是否处于 IVC(实际节段被后期激活)或 IVR(其它节段被后期激活)中,如果贡献的节段被带入同步,则所有节段累加的无用功指示出改善泵血功能的潜力。无用功还可能发生在主动脉瓣打开之前的早期激活的节段,这是因为能量可能被后期激活的或非收缩的节段吸收。

[0160] 从标准或平均曲线的偏差。

[0161] 在节段做功的时间发展上的差异,也可能通过仅比较节段做功曲线的形状来表示。执行这个的一个方式是计算所有节段的平均曲线,然后计算与所有节段的这个曲线的采样点偏差的均方根。因为正常心脏的节段可能被预期由于几何因素(例如节段的不同长度)而具有在其功率发展上的差,上述计算还可能包括独立节段做功曲线的缩放比例以对此进行弥补。

[0162] 计算出的标准偏差的高值,无论是对于独立节段还是对于所有节段,都指示出心脏具有收缩上的不同步或一些节段不能产生足够的收缩力。后者可能是由于缺乏血液供应、局部心肌病或伤疤而造成。

[0163] 由于正常心脏的节段可能预期由于几何因素(例如节段的不同长度)而具有在其功率发展上的差,上述计算还可能包括独立节段做功曲线的缩放比例以对此进行弥补。可替换地,为了特征化组织性质而不是节段长度,可假设标准公称长度。在又一个可替换中,做功或功率以每单位长度的平方来表示。

[0164] 产生描述了在具有任意缩放比例的每个节段的做功曲线与平均曲线之间的相似性的无量纲指数的一种方式,计算在被选时间间隔中的曲线之间的采样点相关系数。靠近 1 的值意味着曲线在其时间发展上是非常相似的,而较低值意味着收缩或多或少不同步。



[0165] 实验协议,指数选择

[0166] 预测到,这些指数都在 CRT 后与正向反应关联。对具有用于电激活、LVP 和应变、诱发缺血和传导干扰以及其组合的测量的通过手术装备仪器的动物的研究将被用于识别有前途的指数。设计了一项研究,其中针对在植入起搏器之前记录的、并随后与 CRT 的观察到的反应关联的应变迹线数据确定这些指数。此外,CRT 装置可以关闭和开启,以确认当装置为开启时减少了无用功。这项研究将提供不同指数的资格和比较。设计了另一项疗效研究,其中在构造的临床设置中的用户被要求在不同参数上评估指数。这项研究将提供用户对不同指数的适用性的反应。总之,这些研究的结果将允许确定用在临床设置上的最有前途的一个或多个指数。此外,典型地通过对每个指数使用 ROC 分析,可能实施评估指数能力以预测对 CRT 的反应者的前瞻性研究,以为了识别最有前途的指数和其分界值。

[0167] 示例 1,具有左束支传导阻滞的受试者:

[0168] 具有心脏衰竭和左束支传导阻滞 (LBBB) 的受试者使用来自短轴面的超声应变成像来成像,同时记录 ECG。应变迹线(如伸长值的百分比)与 ECG 迹线一起被导出为计算机文件。左心室压力和 ECG 被记录在单独的会话中并存储为计算机文件。

[0169] 通过将 ECG R-波用作标记来使来自两个文件的数据同步以执行离线分析,并且节段做功曲线如上所述的那样被数值计算。

[0170] 图 3A 示出 LBBB 受试者中的心肌节段做功,图 4A 示出对应的功率迹线。收缩在  $t = 0$  左右开始,并在  $t = 0.4s$  处结束,等容舒张 (IVR) 在二尖瓣打开处(在约  $0.5s$  处)结束。基于图 3A 的做功迹线,节段 BasPost 和 MidPost 示出在收缩早期具有负功(伸展)的延迟激活,以及在其收缩做功曲线中的伴随延迟。他们的收缩做功持续到收缩晚期中并且适当地持续到等容舒张中,并导致其它节段 (ApAntSept, MidAntSept BasAntSept) 伸长,并从而吸收在收缩晚期和等容舒张阶段中的负功部分的能量。这种负功构成该心脏的总功的大约 31%。由重心方法计算的独立节段的功率发展的延迟的标准偏差为 62 毫秒,并且在独立曲线和六个的平均曲线之间的平均相关系数为 0.83。

[0171] 因此节段 BasPost MidPost 执行无用功,这代表不必要的能量损失,在没有任何有用的泵血活动的情况下增加心肌的  $O_2$  消耗。尽管这样,来自这些节段的机械功率输出还是值得考虑的,其强烈地指示出:如果它们可以由起搏器治疗而正确同步,则它们通常有助于导致心脏的泵血功能的可观改善的泵血活动。

[0172] 示例 2,具有左束支传导阻滞和 CRT 起搏器的受试者

[0173] 示例 1 中的 LBBB 受试者具有植入的心脏再同步 (CRT) 起搏器,重复示例 1 中的测量和计算。

[0174] 图 3B 中示出结果的做功迹线,图 4B 中示出对应的功率迹线。收缩在  $t = 0$  左右开始,在  $t = 0.45$  处结束,等容舒张在其之后开始和并在  $t = 0.5s$  处结束。节段做功曲线的时间离差现在已被大大减少,并且总的负功已经从 31%减少至 11%。此外,节段平均净功从约 0.02 焦耳/厘米 (J/cm,参见图 3A) 增加到 0.03 焦耳/厘米。由重心法计算的独立节段的功率发展的延迟的标准偏差从 62 毫秒减少到 14 毫秒,并且独立曲线与六个的平均曲线之间的平均相关系数从 0.83 改进到 0.99。

[0175] 示例 3,具有心肌缺血的受试者

[0176] 具有心肌缺血的患者用超声成像并且左心室压力可如示例 1 所述的那样被记录。

为心肌节段计算做功迹线。图 5 示出正常节段和局部缺血节段的做功迹线。包括 IVR 阶段的收缩在时间轴上从 0.05s 至 0.45s。缺血节段在收缩早期中的压力上升期间吸收机械能，并且当左心室压力在收缩晚期下降时，这个能量只有一小部分由弹性反冲而被传递回。这种行为在缺血节段与具有后期电激活的节段之间明显地区分。

[0177] 示例 4, 具有心肌缺血的狗

[0178] 在通过结扎左冠状动脉前降支 15 分钟来诱发心肌缺血后对通过手术装备仪器的狗进行研究。执行 LVP 和短轴超声应变成像的同时测量。正常的节段做功迹线和缺血心肌节段的节段做功迹线被计算和示于图 6 中。包括等容舒张阶段的收缩在时间轴上从约 0.03s 持续至 0.27s。缺血节段在收缩早期吸收机械能，并在收缩晚期输送能量，这可能由弹性反冲和主动收缩力的结合来进行。在收缩期间的正功贡献强烈指示出节段仍然（可能经由侧支动脉）接收一些血液供应。缺血节段的总收缩做功为由正常节段提供的做功的 30%，并且缺血节段的能量损失（负功）为节段正功贡献的 60%。

[0179] 示例 5, 具有左束支传导阻滞的狗

[0180] 通过射频导管消融术，左束支传导阻滞在通过手术装备仪器的狗中被诱发。在如示例 4 所述的那样进程之前或之后执行测量和成像。

[0181] 由重心法计算的独立节段的功率发展的延迟的标准偏差从 23 毫秒增加到 78 毫秒，并且独立曲线与六个的平均曲线之间的平均相关系数从 0.98 减小到 0.95。总的负功从 17% 增加到 29%。

[0182] 方法和软件的实施例

[0183] 如前所述，本发明可以被实现为方法、计算机程序产品（软件）、医学监视装置的数据分析单元中的软件，或者为用于更新医学监视装置的软件。在下文中，将描述不同实现或方面的实施例，并且将描述本发明的临床应用的详细示例。

[0184] 应注意到，在本发明的方面之一的上下中描述的实施例和特征也适用于本发明的其它方面。

[0185] 图 1 表示用于说明根据本发明的各个方面的软件产品（例如用于准备与在左心室肌节段中的主动力的发动有关的数据的计算机程序产品）的实施例的体系结构的流程图 1。另外，流程图 1 说明用于准备与在左心室肌节段中的独立心肌节段功率或做功有关的数据的方法的另一实施例。某些步骤是可选的，或用来说明数据流，并从而不为由权利要求限定的本发明的最广泛方面的部分。

[0186] 在部分 I 中，组织应变  $s_n(t)$  和压力迹线  $p(t)$  被确定。在部分 II 中，针对每个独立心肌节段独立地计算机械功率  $P(t)$  迹线和 / 或机械做功  $W(t)$  迹线。在优选实施例中，还确定来自计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线的节段做功的指数。在部分 III 中，在时间间隔中整个计算出的  $P(t)$  和 / 或  $W(t)$  迹线被同时呈现以用于心肌节段。在优选实施例中，所确定的指数也被呈现。

[0187] 应用

[0188] CRT 患者的选择和设置 CRT 装置

[0189] 基于来自心电图的延长的 QRS 波群的观测来预先选择针对 CRT 的受试者。如前面提到的，本发明的基本原理可以适用于基于比较根据本发明的针对节段的计算出的功率迹线和 / 或做功迹线或从其确定出的指数来选择具有 CRT 资格的受试者。

[0190] 也可能存在可能受益于 CRT 的、具有正常 QRS 波群 ( $< 120$  毫秒) 的患者。这可能相关于从电激活到收缩的延迟中的局部差、力产生的差或力发展持续时间的差。这些也可以基于比较根据本发明的针对节段的计算出的功率迹线和 / 或做功迹线或从其确定出的指数来识别。

[0191] 针对选择的更具体比较准则可以包括以下的一个或多个：

[0192] • 如果至少一个节段的做功迹线在另一个节段的另一个做功迹线后面缺失至少 20ms (例如 30ms, 50ms 或 70ms), 优选地与以下准则结合：所述至少一个节段的正功大于所有节段的平均净功的 50%、75% 或 100%，则选择针对 CRT 的受试者。

[0193] • 如果作为所有节段的正功或净功的综合的分数或百分比的所有节段的负功的总和超过给定阈值，其中给定阈值是 10% 或更大 (例如 12% 或 15%)，优选 17% 或更大 (例如 20% 或 25%)，则选择针对 CRT 的受试者。

[0194] 当已经选定针对 CRT 的受试者时，每个左心室节段的计算出的功率和 / 或做功迹线可被应用于改善或优化 CRT 装置的电极放置和延迟设置。今天的方法依赖于全局措施，例如来自超声心动图的 LVOT 流 (室间隔延迟) 以及二尖瓣流中的 E 波和 A 波 (心房心室延迟)。这些措施不给出局部心室功能的信息。

[0195] 此外，对于起搏器电极放置，这些措施不给出哪个是最后被激活心室节段 (其典型地是应放置侧向电极的位置) 的指示。为了进一步优化和增加使用 CRT 装置的效果，电极必须位于相对于节段的正确位置处。电极放置选项一般被限制。目前，使用两个电极，一个在隔膜处并且一个在侧壁 (经由心静脉插入) 处。如果增加电极的数量，则优选的是将它们定位在不同节段中，例如在激活中具有最长延迟的那些节段。

[0196] 纵向监视应用

[0197] 在本发明的又一个实施例中，在至少两个不同的时间点  $T_1$  和  $T_2$  上的检查期间基于从受试者确定的应变和压力迹线来计算独立节段的功率和 / 或做功迹线。来自这些时间点的功率和 / 或做功迹线，或从其得到的指数随后被比较，并且比较的结果可用于评估左心室中的心肌节段的表现的纵向变化。

[0198] 取决于预期用途，两种检查可以相继间隔不久之后来执行 (例如由几分钟分开)，或以更长的时间间隔 (例如几个星期或几个月) 来执行。对于某些用途，受试者的治疗或现有治疗的调整发生在检查之间，从而使得比较可用来观察和评估效果。通过重复此，所观察到的效果可用作到随后调整的反馈，并且可递归地优化治疗。对于某些用途，受试者的状况在检查期间允许时间上演变，从而使得比较可用于监视受试者的发展。

[0199] 以下纵向监测用途被建议：

[0200] • 通过比较在起搏器植入前后的“无用功”的指数以及节段做功同步的指数，来监视 CRT 起搏器治疗的效果。改进的同步和更少的无用功指示出成功的治疗。

[0201] • 通过观察在起搏器延迟设置和电极放置的调整期间的节段做功同步，来在 CRT 起搏器治疗中优化延迟设置和电极放置。

[0202] • 在疾病和治疗的进程期间通过在收缩改变期间测量如何由每个节段执行总功，来监视缺血性冠状动脉疾病的发展和治疗。

[0203] • 在疾病和治疗的进程期间通过在收缩改变期间测量如何由每个节段执行总功，来监视心肌疾病的发展和治疗。

[0204] • 通过调整用药来优化血压治疗以避免或减少左心室中的无用功（没有助于喷射的做功 / 功率）。血压用药包括所有类型的血压药物，例如：利尿剂， $\beta$ -受体阻滞剂， $\alpha$ -受体阻滞剂，钙通道阻滞剂，血管紧张素 II 受体拮抗剂，醛固酮拮抗剂，血管紧张素转换酶拮抗剂，硝酸盐和 / 或上述任意组合。

[0205] • 在负载条件的变化期间，结合由受试者执行的或在受试者上执行的血压改变策略来评估心室功能。这样的策略包括手握紧试验，周边（手或脚）冷却，咽鼓管捏鼻鼓气法，负压箱（下肢置于负压），头向上和头向下的倾斜，这依次将引导如前述项目描述那样的血压治疗。

[0206] 虽然本发明结合特定实施例而被描述，但不应该被解释为以任何方式对所呈现示例的限制。本发明的范围旨在根据所附权利要求集合来解释。在权利要求的上下文中，术语“包括”不排除其它可能的元件或步骤。此外，提及的参考例如“一个”或“一些”等，不应被解释为排除多个。相对于在图中表示的元件在权利要求中的参考标记的使用也不得解释为限制本发明的范围。此外，在不同权利要求中提到的独立特征可以有利的结合，并且在不同的权利要求中的这些特征的提及不排除特征的组合是不可能的和无利的。

[0207] 其它临床应用

[0208] 具有通过在右心室中进行单一调整速度来治疗的传导阻滞的一些患者会随时间的推移发展成引起不均匀做功分配的左心室的非生理激活的结果的重塑和心脏衰竭。当前发明可以应用于评估起搏器植入后的做功分配，并能识别这组患者中的不均匀做功分配。在不均匀做功分配的情况下，可以执行额外的引线或引线的替换以避免心脏衰竭的进展。

[0209] 设备和系统的实施例

[0210] 在一个实施例中，本发明提供了在图 7 中所示的医学监视设备或超声波或 MR 成像系统。

[0211] 图 7 说明关联于本发明而施加的组件，并应与图 1 结合而考虑。医学成像装置 5（例如超声或 MR 成像装置）上受试者 4 上执行成像序列以记录心肌的应变数据。先前描述了不同的成像模式和技术。装置确定独立心肌节段的组织应变迹线  $s_n(t)$ 。

[0212] 另一个装置 6 准备与 LV 压力成比例的参数的压力迹线  $p(t)$ 。先前已描述了用于获得此的不同技术和模式，并且取决于所应用的技术，装置 6 可以包括例如：全身血压测量装置、用于侵入地测量 LVP 的导管和压力传感器、用于确定时序事件的超声探头或心音图、以及用于基于测得的数据来确定压力迹线的计算机。有可能存在装置 5 和装置 6 之间的重叠。

[0213] 装置 5 和装置 6 从而执行图 1 的部分 I 的功能，即提供了应变和压力迹线。

[0214] 优选地，还为受试者记录心电图 (ECG)，以为心动周期提供时间参考。

[0215] 用于准备和呈现数据的医学监视设备 7 被连接到装置 5 和装置 6 来接收应变和压力迹线，并且根据本发明计算功率和 / 或做功迹线。医学监视设备 7 包括：电子处理器，其用于执行计算机程序；和存储器，其用于保持要由电子处理器执行的计算机程序；以及优选地用于接收至少测量应变数据的通信装置；和用于呈现计算出的功率 / 做功迹线和可能的指数的装置。在图 8 中示出了医学监视设备 7 的优选实现方式。在这里，示出了具有用于准备和呈现数据的计算机 21 的医学监视设备 7 的实施例。如关联于图 1 所描述的、用于执行数据准备的计算机程序产品可被存储在存储器 27 中并由计算机 21 的处理器 28 执行。

典型地,该设备将具有:用于在 GUI 中将数据呈现给用户的显示器 22,以及用于接收用户输入的 UI 23(例如鼠标和键盘)。

[0216] 示例性设备可以是医学成像装置例如超声心动图机或 MRI 设备,或工作站(例如电脑),以执行从这种成像装置得到的数据的分析。因此,医学监视设备 7 可包括分别确定  $s_n(t)$  和  $p(t)$  的装置 5 和 / 或装置 6。在替代方案中,医学监视设备 7 可以访问从其远程存储的、在外部成像装置 5 或装置 6 上或在服务器或数据网络 26 上的  $s_n(t)$  和  $p(t)$  数据。

[0217] 在这两种情况下,医学监视设备 7 包括用于电子处理器的连接装置,以接收要被用在根据本发明的数据准备中的应变数据和压力相关的数据。如上所述,这些连接装置可以用于医学监视设备内部或外部的单元,并且可以包括数据总线和 / 或有线连接和 / 或无线连接。

[0218] 本发明还可由用于更新医学监视设备的计算机程序产品来具体化,以准备与在左心室肌节段中的做功函数有关的数据。这样的产品可具体化为:用于(例如通过网络连接 26)将关联于图 1 而描述的软件下载并安装在关联于图 7 和图 8 而描述的医学监视设备 7 上的安装程序或数据包管理系统。这样的程序可由存储器 27 和处理器 28 来存储和执行,或者由服务器(未示出)通过网络连接 26 来存储和执行。

[0219] 在医学监视设备 7 包括优选地以非侵入方式确定  $s_n(t)$  的医学成像装置 5 的实施例中,本发明提供超声或 MR 成像系统的操作。这样的系统可具有与上述计算机 21 对应的数据处理器,并且还涉及被配置为记录超声或 MR 数据并将记录的数据通过连接装置发送到数据处理器的超声波或 MR 成像装置。

[0220] 本发明实施例的各个元件可以在物理上,功能上和逻辑上以任何合适方式(例如单个单元,多个单元或作为单独功能单元的一部分)实现。本发明可以在单个单元中实现,或者在物理上和功能被分布在不同的单元和处理器之间实现。

[0221] 将从短轴应变和压力计算出的做功与从区域应变、曲率和压力计算出的做功进行比较。

[0222] 理想的局部心肌做功计算应使用区域应变而不是线性应变来进行。

[0223] 已进行了很多研究来验证上述论述的方法。其结果在下面章节中论述。

[0224] 来自短轴和四腔室图的数据被用来计算在位于这两个平面的相交处的中隔膜和中侧壁的节段中的做功。用于计算切向节段应变的中心肌跟踪点的坐标从 GE Vingmed EchoPac 软件中输出。这些数据描述了沿左心室的中心肌线布置的大约 70 个点的位置,它们的坐标  $(x, y)$  以单位 mm 给出,并针对每个图像帧更新。作为时间的函数的局部曲率通过将环状节段自动适合到位于相关心肌节段上的点来找到,并且以单位  $m^{-1}$  表示的双平面平均曲率( $\kappa$ )从来自短轴及四腔室图的节段半径来计算:

$$[0225] \quad 1) \quad \kappa(t) = \frac{1}{2} \left( \frac{1}{R_{SAX}(t)} + \frac{1}{R_{4CH}(t)} \right)$$

[0226] 心肌被近似为在中心肌水平处的薄膜。以  $(N/m)$  表示的其等效的表面张力使用 Young-Laplace 方程从曲率和以单位 Pa 表示的左心室压力(LVP)来计算:

$$[0227] \quad 2) \quad \gamma(t) = \frac{LVP(t)}{2\kappa(t)}$$

[0228] 从两个相交的图像平面得到的线性应变( $\epsilon$ )计算区域应变( $\epsilon_A$ ):

[0229] 3)  $\varepsilon_A(t) = (1 + \varepsilon_{SAX}(t))(1 + \varepsilon_{4CH}(t)) - 1$

[0230] 从表面张力和应变速率来计算每单位心肌面积的瞬时机械功率 (W/M2) :

[0231] 4) 
$$P(t) = -\gamma(t) \frac{d\varepsilon_A(t)}{dt}$$

[0232] 最后, 在从  $t_0$  到  $t_1$  的心动周期期间产生的每单位心肌面积的做功 (J/m2) (等于表面张力面积 - 面积应变环的面积), 由功率的积分来计算 :

[0233] 5) 
$$W = \int_{t_0}^{t_1} P(t) dt$$

[0234] 如上所述计算的做功将具有与从应变和压力环计算出的做功不同的物理单位。为了比较来自两种方法的数据, 由隔膜节段产生的做功和由侧壁节段产生的做功之间的比率被计算。在基准条件期间和在左束支传导阻滞的诱发之后通过超声成像和左心室压力测量来研究了五只麻醉狗。如上述那样计算来自隔膜和侧壁的做功, 并以源自从短轴图像得到的应变值的压力应变环面积来计算。图 9 中示出来自两种方法的隔膜 / 侧壁比率的离散图。相关系数为 0.92。

[0235] 将从超声成像计算出的做功与心肌葡萄糖代谢比较。

[0236] 具有左束支传导阻滞并且没有缺血性心脏疾病的患者经历以基于收缩压力的臂式套管测量和瓣膜时序来从应变和非侵入左心室压力估计的心肌节段做功计算的超声成像。做功值被映射到标准的 17 节段“靶心”图中, 并规范化为相对于节段的值与最高值的百分比。根据心肌葡萄糖代谢的标准临床 PET 成像进程, 这些值与从心肌的 FDG-PET 成像得到的对应值进行比较。节段的值之间的相关系数为 0.87, 指示出从超声成像计算出的做功与组织对葡萄糖消耗很好地对应。图 10 中示出了数据的离散图。

[0237] 参考文献

[0238] Chiu et al., Regional asynchrony of segmental contraction may explain the " oxygen consumption paradox " in stunned myocardium, Basic Res Cardiol. 89(1994) :149-62.

[0239] WO 2004/066817.

[0240] Delgado et al., Strain in Cardiac Resynchronization Therapy Imaging : Comparison Between Longitudinal, Circumferential, and Radial Assessment of Left Ventricular Dyssynchrony by Speckle Tracking Strain, J. Am. Coll. Cardiol. 51(2008) :1944-1952.

[0241] Cerqueira et al., Standardized Myocardial Segmentation and Nomenclature for Tomographic Imaging of the Heart, American Heart Association Circulation, 105(2002) :539.

[0242] Diamond et al., Cardiokymography : Quantitative Analysis of Regional Ischemic Left Ventricular Dysfunction, The American Journal of Cardiol. 41(1978) :1249-1257.

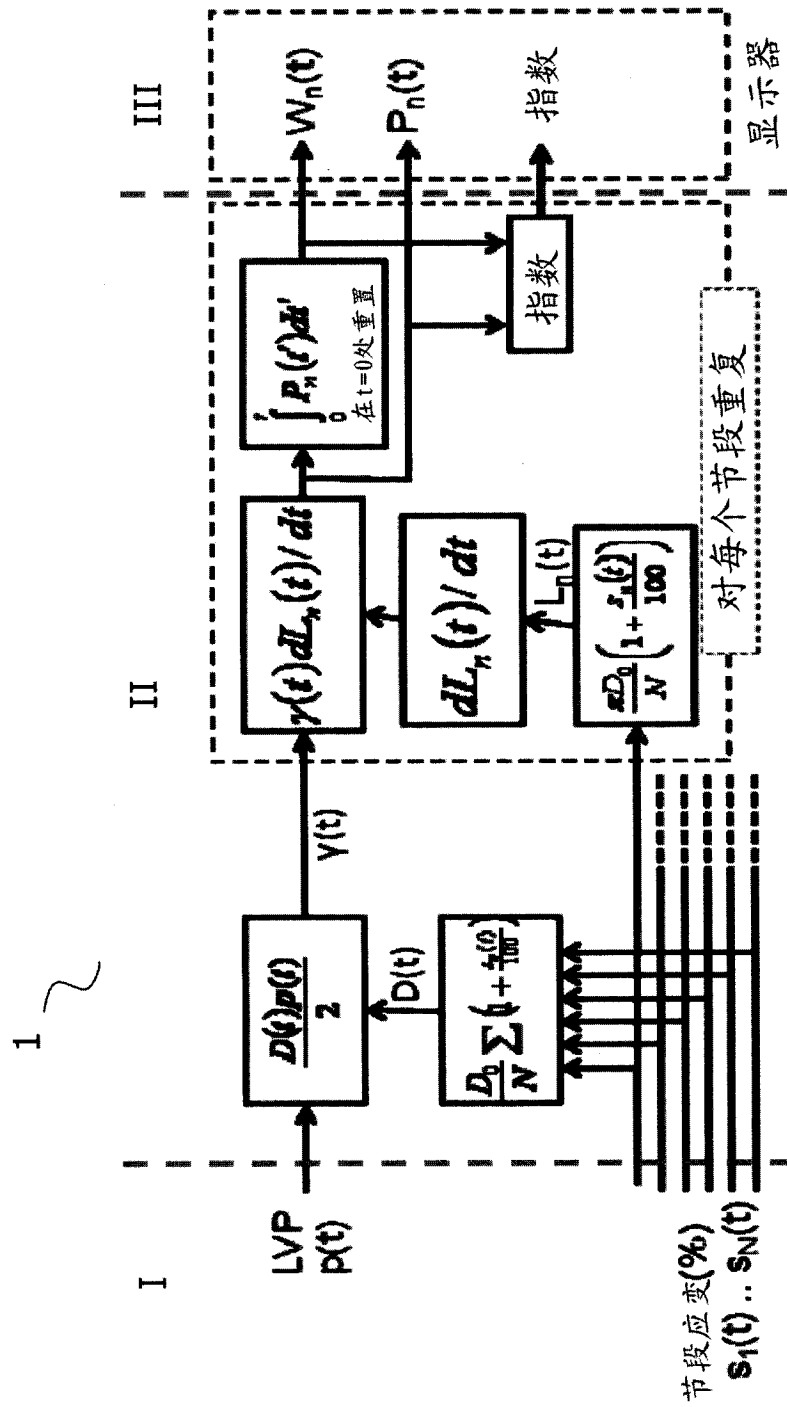


图 1

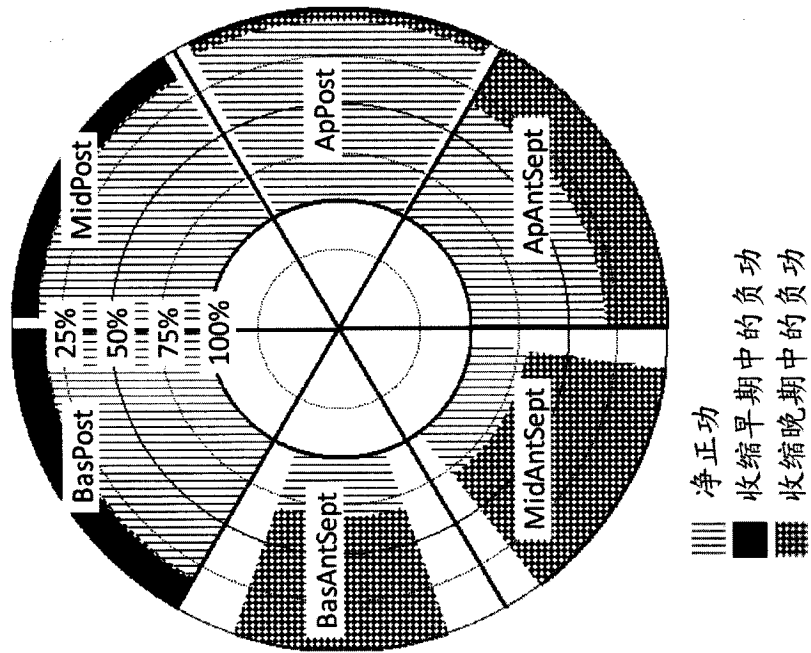


图 2A

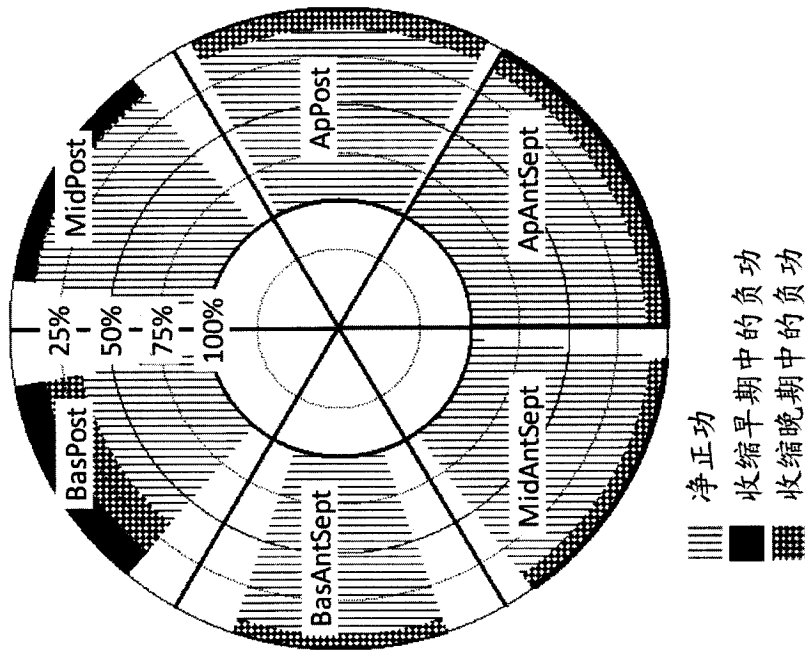


图 2B



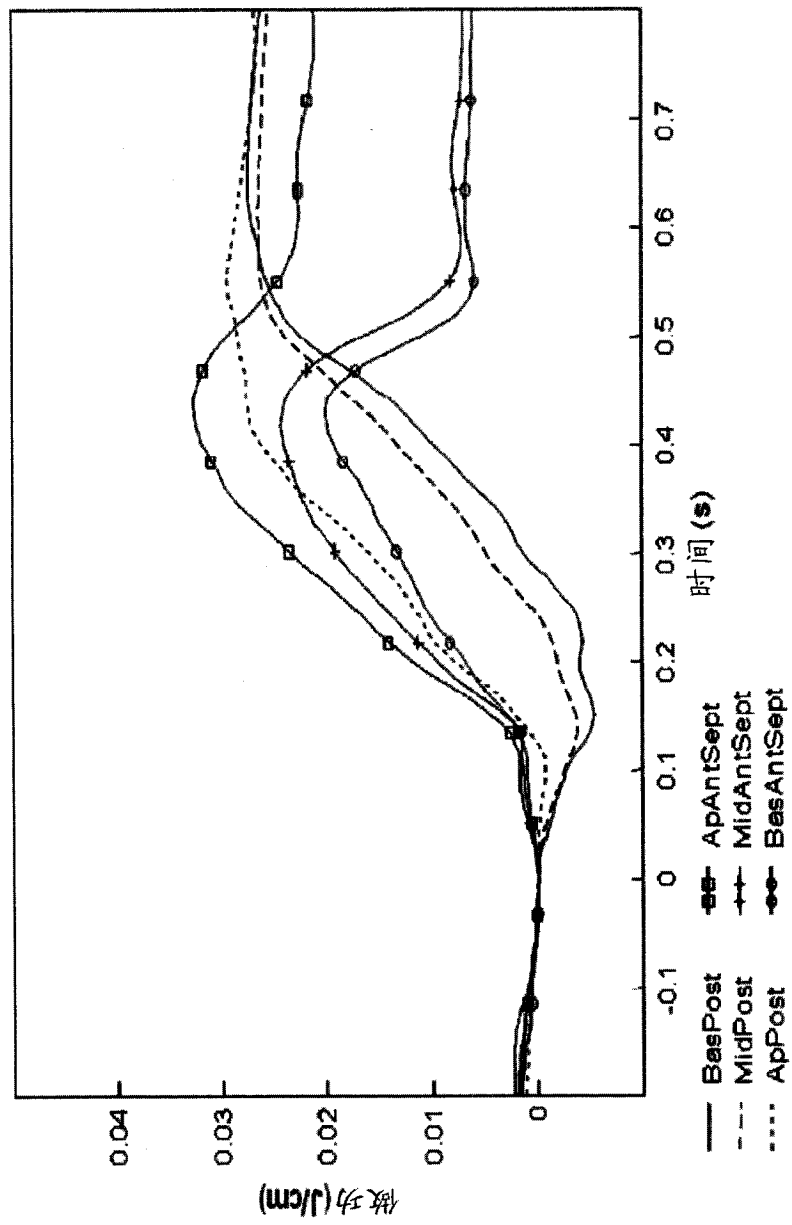


图 3A

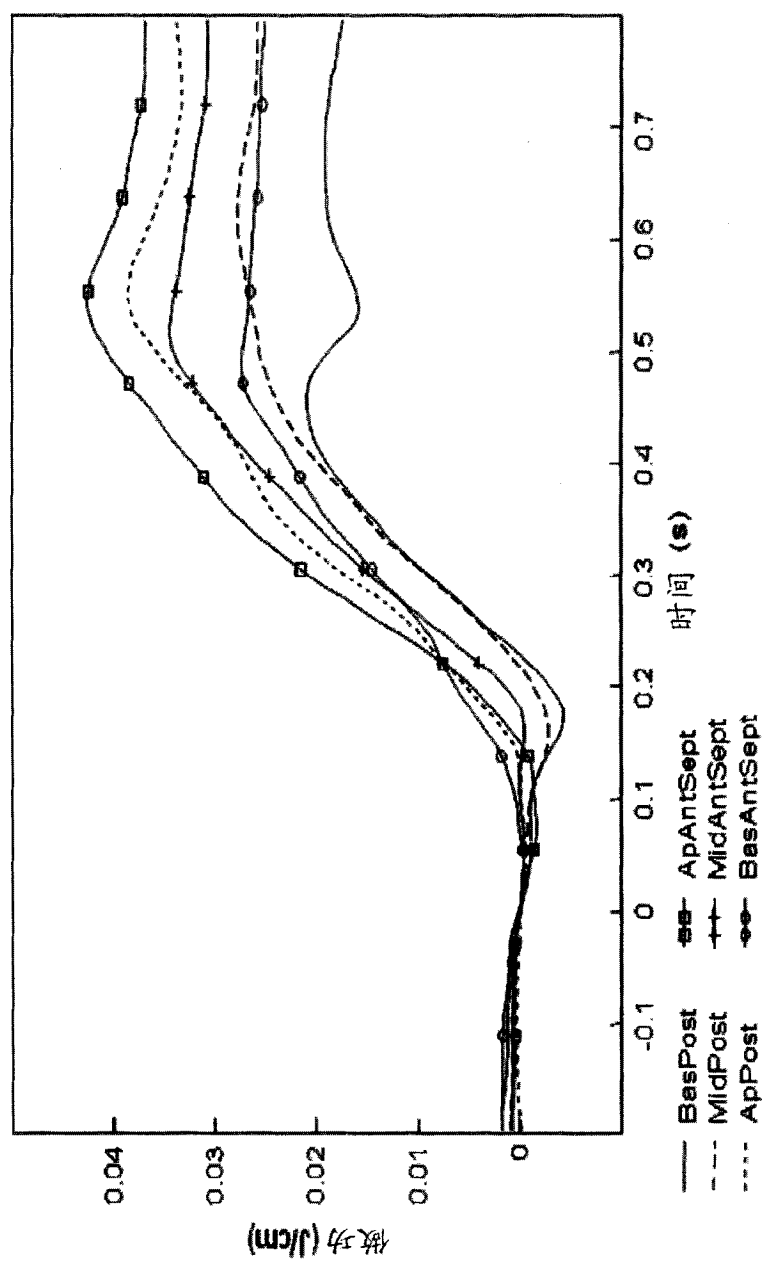


图 3B

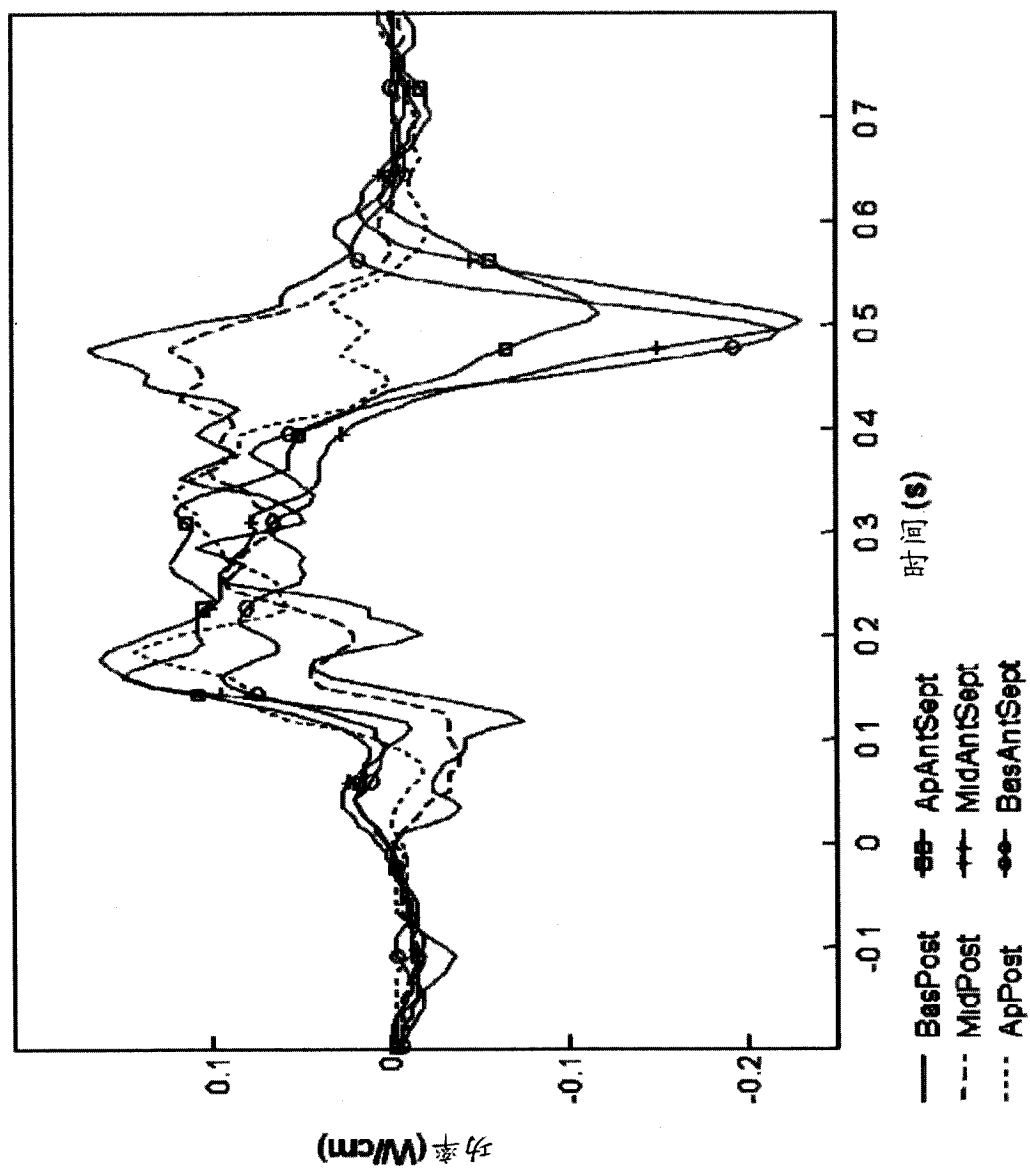


图 4A

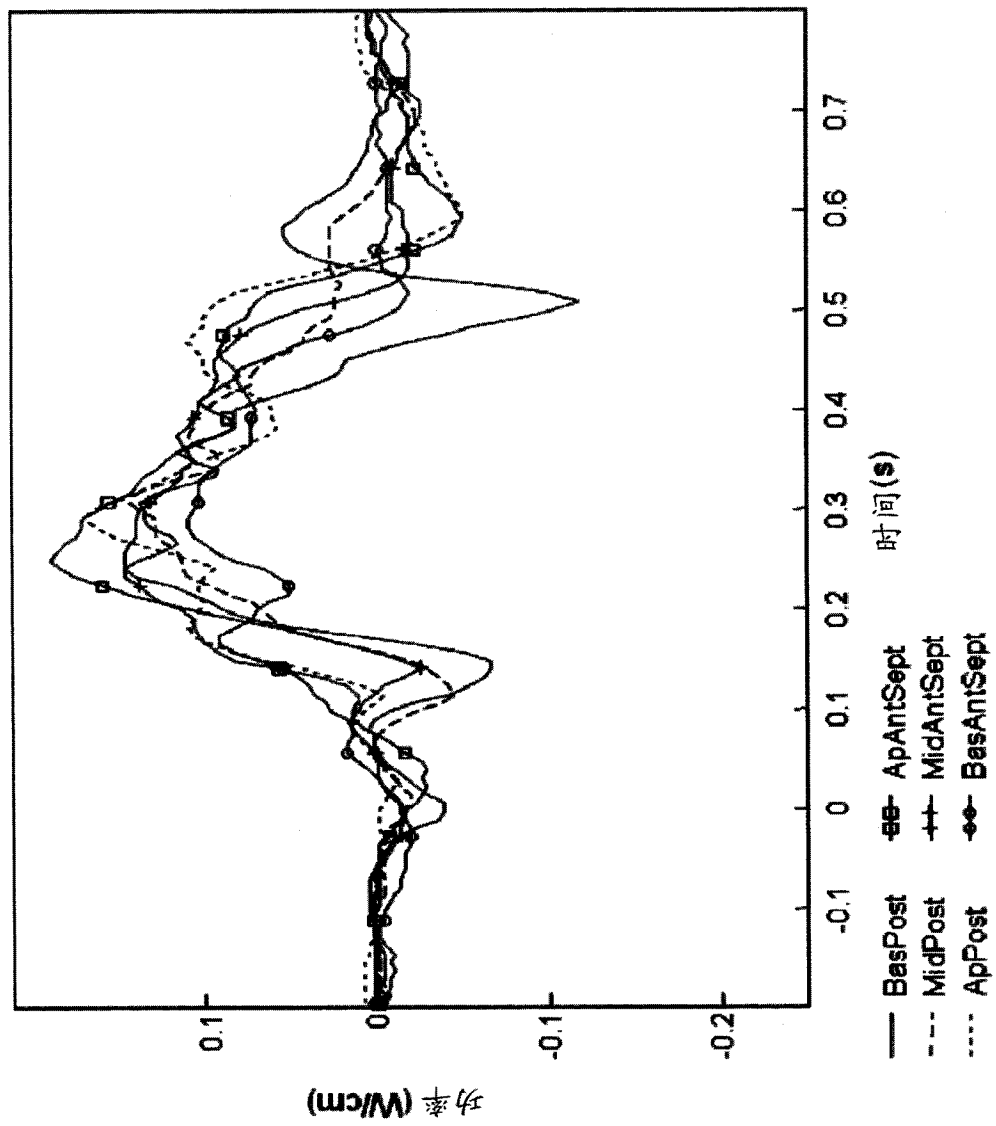


图 4B

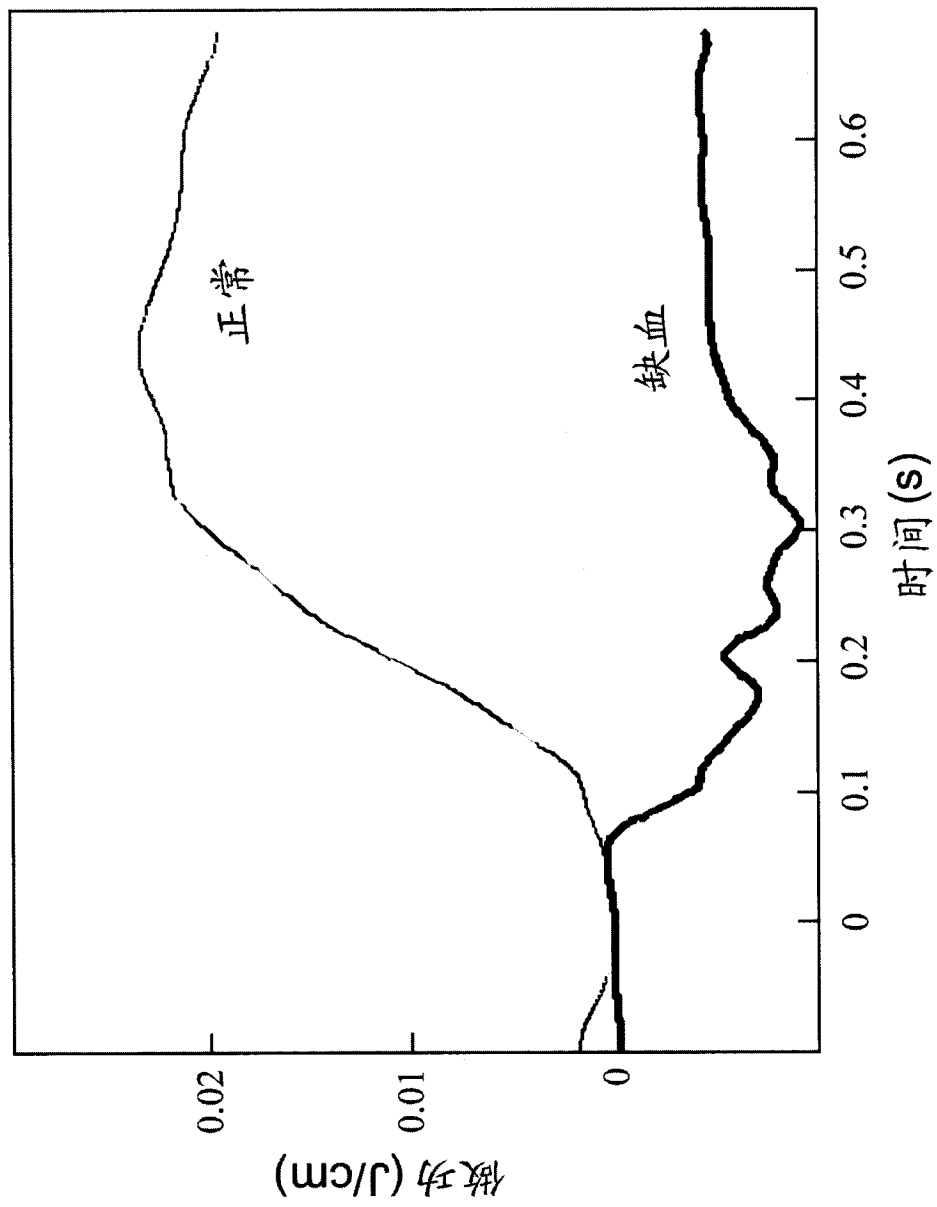


图 5

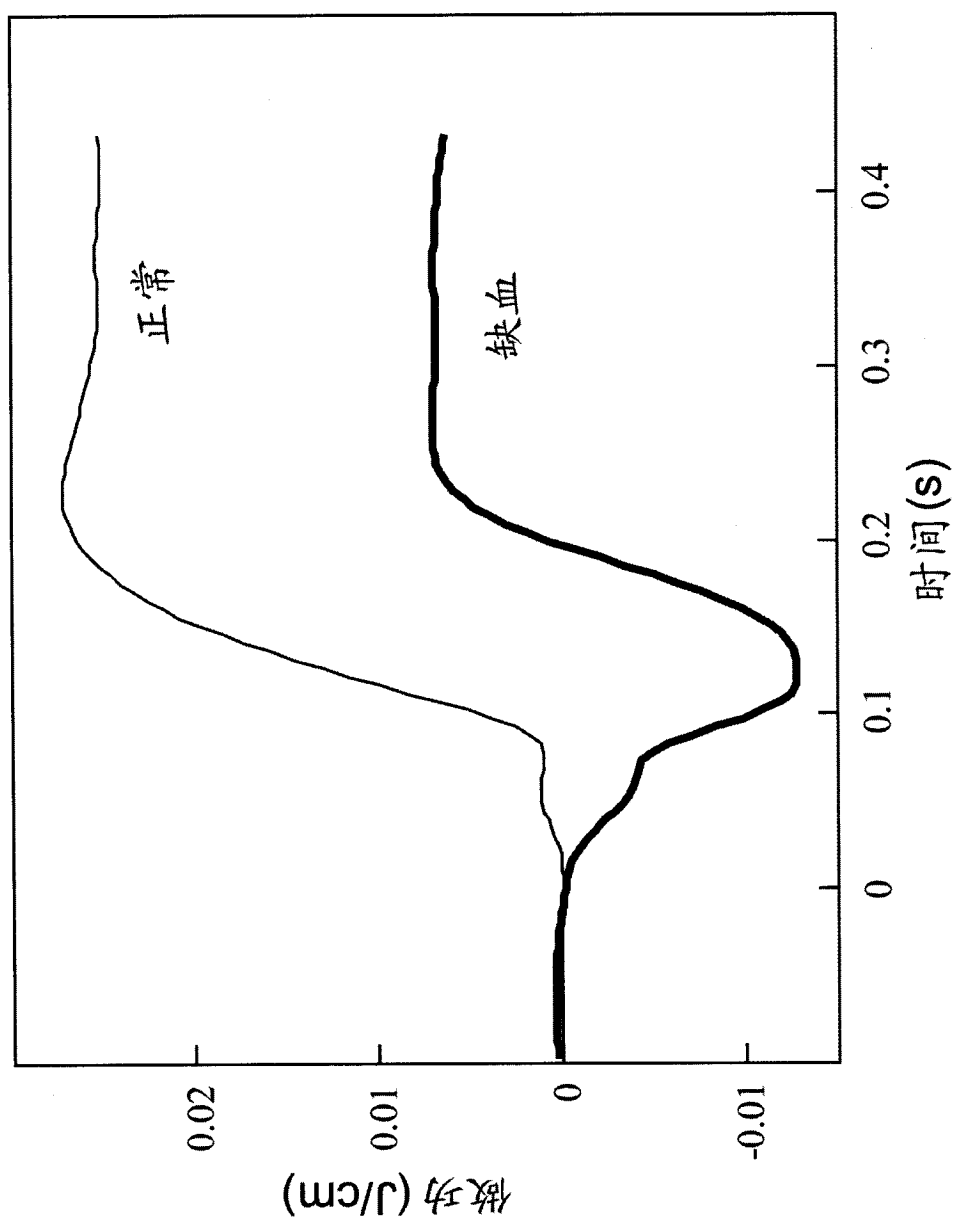


图 6

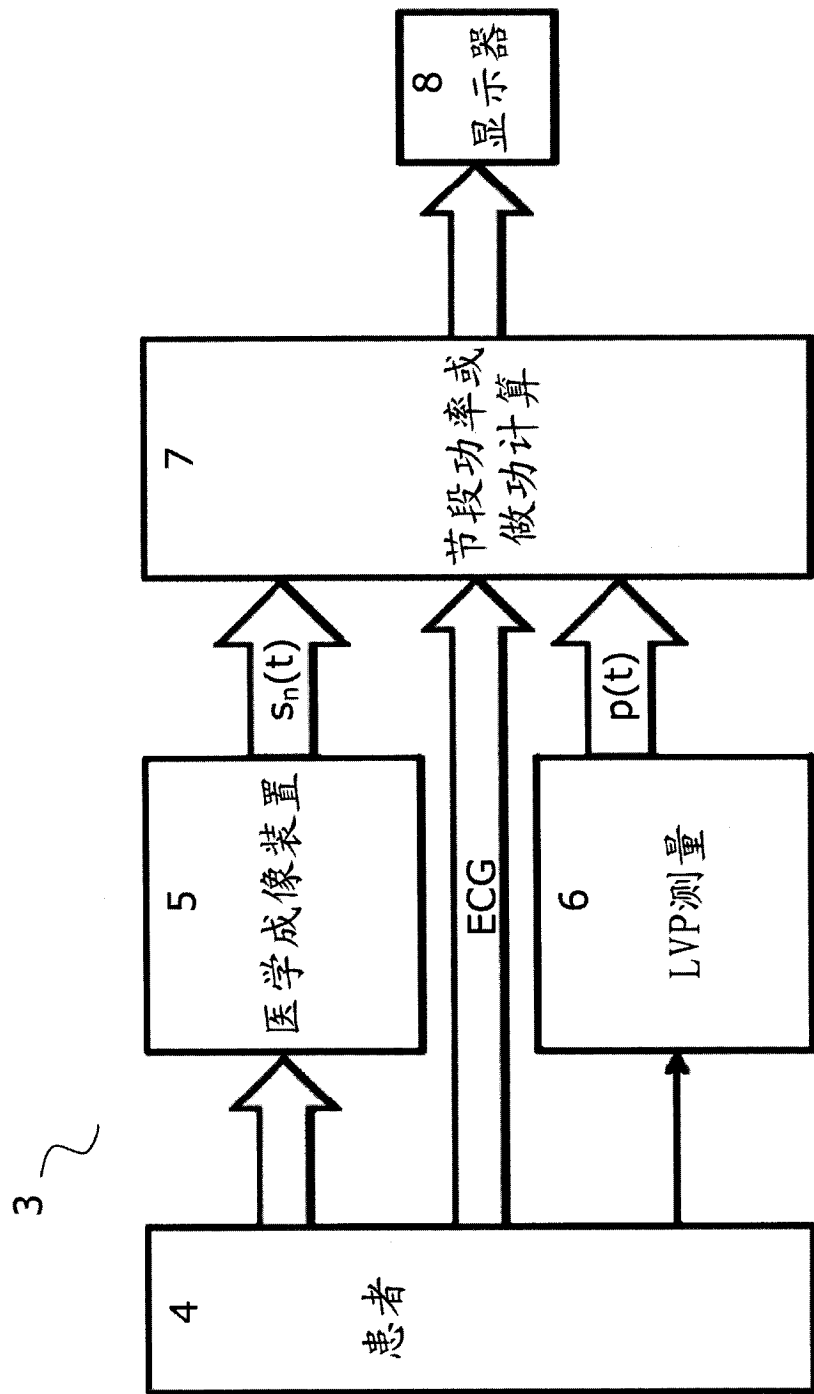


图 7

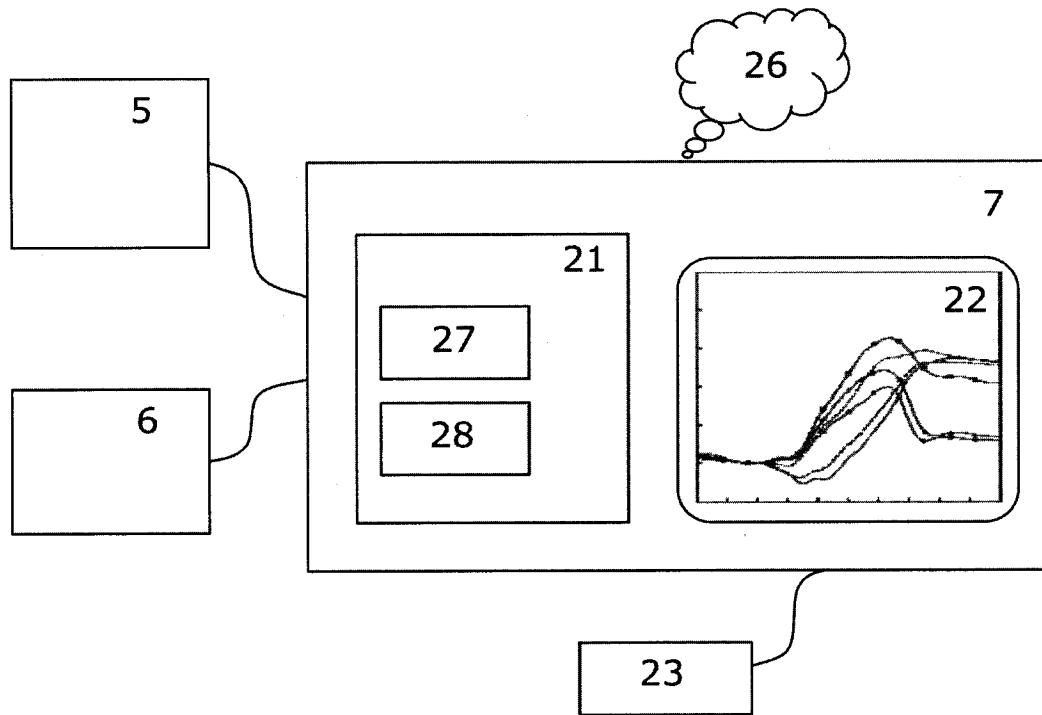


图 8

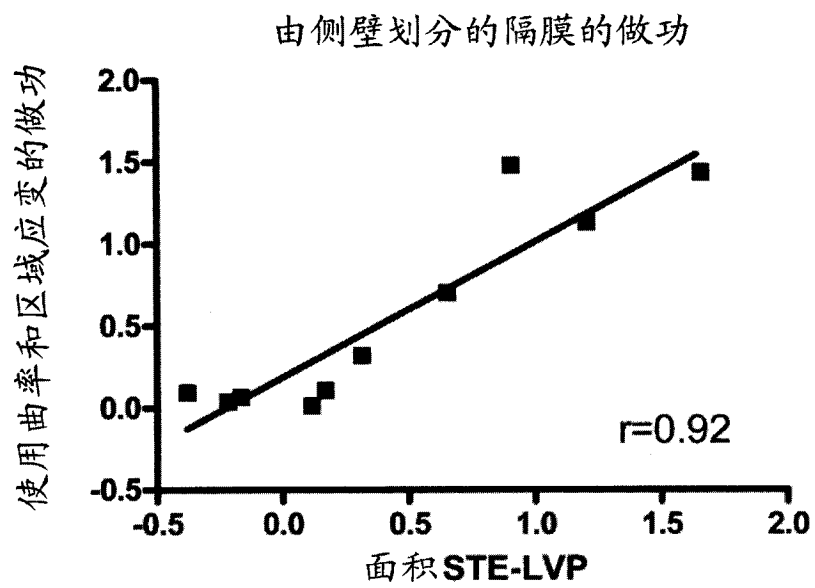


图 9



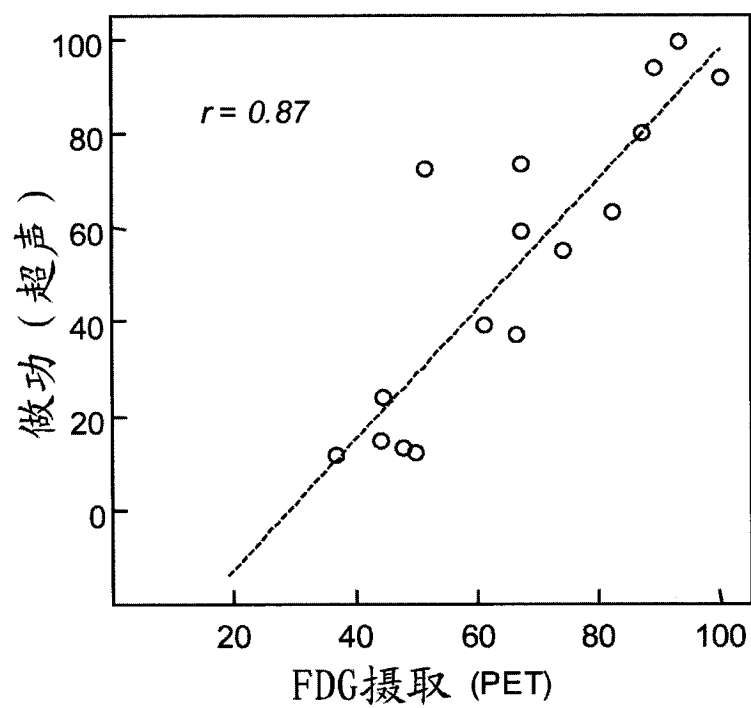


图 10

专利名称(译)	用于心肌节段做功分析的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN103260524B</a>	公开(公告)日	2015-06-10
申请号	CN201180059482.2	申请日	2011-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥斯陆大学医院HF		
申请(专利权)人(译)	奥斯陆大学医院HF		
当前申请(专利权)人(译)	奥斯陆大学医院HF		
[标]发明人	克里斯托弗·拉塞尔 奥托·A·斯米塞斯 莫滕·埃里克森		
发明人	克里斯托弗·拉塞尔 奥托·A·斯米塞斯 莫滕·埃里克森		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/02 A61B5/0215 A61B5/0402		
CPC分类号	A61B5/02028 A61B5/0215 A61B5/0402 A61B5/7289 A61B8/04 A61B8/065 A61B8/481 A61B8/485 A61B8/5223 G16H50/20 G16H50/30 A61B5/0044 A61B5/021 A61B5/0472 A61B5/7225 A61B5/7278 A61B6/032 A61B7/00 A61B8/02		
代理人(译)	杨生平		
审查员(译)	陈昭阳		
优先权	2010188827 2010-10-26 EP 61/407760 2010-10-28 US		
其他公开文献	CN103260524A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

本发明涉及用于基于应变和压力测量来确定作为时间的函数的独立心肌节段的功率或做功的医学监视设备、方法和计算机程序。与现有技术的独立节段的机械功率或做功的确定相比，本发明有利于其仅从通过心动图例如斑点跟踪超声成像得出的压力测量或估计和应变的测量就提供了这样的确定。这允许具有高时空分辨率的容易的和非侵入的确定。可计算节段做功的多个指数，其可用作独立节段功能的标记以及针对CRT的患者的选择。

