



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 00109015.1

[45] 授权公告日 2004 年 1 月 28 日

[11] 授权公告号 CN 1135956C

[22] 申请日 2000.6.2 [21] 申请号 00109015.1

[71] 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市海淀区清华园

[72] 发明人 白 净 李 响 胡广书

审查员 孙茂宇

[74] 专利代理机构 北京清亦华专利事务所

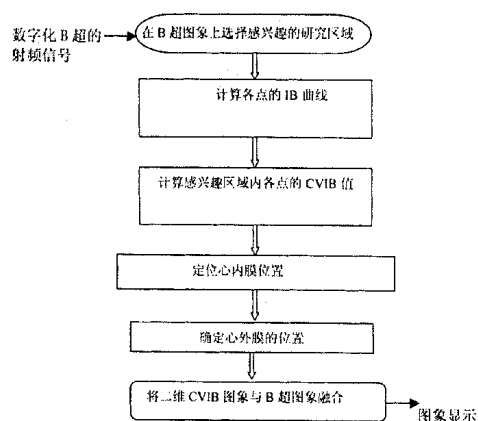
代理人 廖元秋

权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 3 页

[54] 发明名称 心肌背向散射积分起伏 B 超融合成像方法

[57] 摘要

本发明属于医学超声领域，本发明提出一种心肌背向散射积分起伏 B 超融合成像方法，是以二维 CVIB 图象作为成像因子，将感兴趣区域的 CVIB 伪彩图象与 B 超图象融合在一起形成心肌背向散射积分起伏 B 超融合图象。本发明更好地利用 IB 曲线在评价心肌供血状况上的优势，直接利用 CVIB 作为成像特征量，从而建立了二维 CVIB 图象。可直接反映的是心肌各质点的 IB 曲线的周期性起伏的大小，得到更直观的成像图案。



- 1、一种心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法，其特征在于，
 - 1) 以二维背向散射积分的周期性变化图象作为成象因子；
 - 2) 将感兴趣区域的背向散射积分的周期性变化伪彩图象与 B 超图象融合在一起形成心肌背向散射积分起伏 B 超融合图象。
2. 如权利要求 1 所述的一种心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法，其特征在于，所说的二维背向散射积分的周期性变化图象的成象的步骤包括：
 - 1) 采用数字化超声射频信号作为输入；
 - 2) 在 B 超图象上选择感兴趣的区域；
 - 3) 计算该区域内各点的 IB 曲线；
 - 4) 根据 IB 曲线计算感兴趣区域内各点的背向散射积分的周期性变化值；
 - 5) 进行心内膜与心外膜的定位；
 - 6) 经过心肌定位后的二维背向散射积分的周期性变化图象与 B 超图象相融合就得到了心肌的二维背向散射积分的周期性变化图象。
3. 如权利要求 1 所述的一种心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法，其特征在于，所说的心内膜的定位方法是利用 IB 曲线的最低值作为判据。
4. 如权利要求 1 所述的一种心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法，其特征在于，所说的心外膜的定位方法是利用 B 超图象的灰度值进行阈值检测的一种自动方法。

心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法

本发明属于医学超声领域，特别用于心肌的超声组织定征-心肌缺血的检测。

心肌缺血是冠心病和心肌梗塞的初期症状，在人群中的发病率非常高。随着我国逐步进入老龄化社会，心肌缺血的发病率会越来越高。而且发病的年龄也逐渐出现老龄化的趋势，中青年人群由于面对越来越重的社会与工作的压力，因心肌缺血而引发的猝死也越来越多，并已引起社会的高度重视。

如果在病人早期就能够及时的诊断出心肌的供血状况并采取相应的措施，许多冠心病和心肌梗塞病人的生命是可以得到挽救的。因此心肌缺血在临床上的早期发现就具有十分重要的意义。目前临床上心肌缺血的诊断主要有以下几种常用方法：

(1) 心电图法。心电图检测目前是最常用的一种心肌缺血的检测方法。然而，利用心电图不能够判定心肌缺血发生的部位。

(2) 超声心动图法。利用二维超声心动图可以检测到心肌壁的异常运动以及心肌壁厚度的变化，但是其准确度、灵敏度还不够，而且对大夫的临床经验要求较高。

(3) X 线冠脉血管造影。这一方法目前是诊断冠状动脉血管堵塞具体位置方面最为有效的检测方法。但是该方法也存在着一些局限性，一方面因为它使用了 X 射线，是有创的检测方法；另一方面其价格是非常昂贵的，目前不可能推广使用；另外，也存在一些病人对于心血管造影剂过敏的问题，使得该方法在具体临床应用中有一定的局限性。

因此，如果有一种简单而有效、价格比较便宜且是无创性的检测方法能进行心肌缺血的定位的话，其临床意义是很大的。

大量的实验结果表明，心肌的背向散射积分 (Integrated Backscatter, 简称 IB) 值随心动周期而出现周期性的起伏。对于正常心肌，心舒末期背向散射积分取得最大值，而在心缩末期取得最小值。心肌缺血发生时，受缺血影响的心肌的背向散射积分起伏的幅度较正常时减小。人们希望利用这一现象进行心肌缺血的判别。

然而，目前关于背向散射积分的研究主要集中在一维曲线上。例如 HP 公司的新型全数字化 B 超中已经包含了一维 IB 曲线功能。而二维 IB 的研究却开展得比较少，J. Miller 等人最先开发了二维 IB 图象系统，但是该图象是以 IB 值为成象因子，利用图象的灰度变化来反映 IB 的变化情况。如果图象上心肌的某个区域的灰度变化比较明显则说明该区域的心肌供血状况良好，而如果该区域的灰度变化不明显则说明该区域的心肌可能存在缺血状况。然而，利用这种方法人们观察到的是图象的最大灰度变化，也就是 IB 曲线上的最大值与最小值之间的差值。由于二维 IB 图象上难以定量地给出 IB 曲线起伏程度的大小，使得二维 IB 图象在实际中难以应用。

本发明的目的是为克服已有技术的不足之处，提出一种心肌背向散射积分起伏 B

超融合成象方法,更好地利用 IB 曲线在评价心肌供血状况上的优势,直接利用 CVIB (cyclic variation of integrated backscatter 背向散射积分的周期性变化)作为成象特征量,从而建立了二维 CVIB 图象。可直接反映的是心肌各质点的 IB 曲线的周期性起伏的大小,得到更直观的成象图案。

本发明提出一种心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法,其特征在于,

- 1) 以二维背向散射积分的周期性变化(CVIB)图象作为成象因子,
- 2) 将感兴趣区域的 CVIB 伪彩图象与 B 超图象融合在一起形成心肌背向散射积分起伏 B 超融合图象。

所说的二维 CVIB 图象的成象的步骤可包括:

- 1) 采用数字化超声射频信号作为输入;
- 2) 在 B 超图象上选择感兴趣的区域;
- 3) 计算该区域内各点的 IB 曲线;
- 4) 根据 IB 曲线计算感兴趣区域内各点的 CVIB 值;
- 5) 进行心内膜与心外膜的定位;
- 6) 经过心肌定位后的二维 CVIB 图象与 B 超图象相融合就得到了心肌的二维 CVIB 图象。

所说的心内膜的定位方法可利用 IB 曲线的最低值作为判据。

所说的心外膜的定位方法可利用 B 超图象的灰度值进行阈值检测的一种自动方法。

本发明直接利用心肌背向散射积分起伏 CVIB (cyclic variation of the integrated backscatter) 作为成象特征量,从而建立了二维 CVIB 图象。因为二维 CVIB 图象直接反映的是心肌各质点的 IB 曲线的周期性起伏的大小,那么心肌各部位的供血情况可通过伪彩图直观地显现出来,克服了二维 IB 图象的弱点。同时,为了表征心肌缺血的解剖部位,本发明采用将以 CVIB 为特征量的心肌功能图象融合在传统 B 超图象中,形成了心肌背向散射积分起伏 B 超融合图象。

附图简要说明:

图 1 为本发明心肌背向散射积分起伏成象法流程图。

图 2 为本发明重建的 B 超 图象。方框中为选择的感兴趣区域。

图 3 为本发明二维 CVIB 图象与 B 超 图象的直接叠加图。

图 4 为本发明经心肌定位后重建的二维 CVIB 图象与 B 超图象的融合图。

图 5 为本发明实施例的二维全数字化射频信号采集系统框图。

图 6 为本发明的正常心肌的二维 CVIB 图象。

图 7 为本发明的缺血心肌的二维 CVIB 图象。

本发明提出的心肌背向散射积分起伏 B 超融合成象方法及其装置的一种实施例结合各附图详细说明如下:

本发明可作为一个新的功能模块用于数字化超声成象仪,使其具有心肌缺血检测和定位的功能。其输入信号为数字化的射频回波以及成象同步信号。经过如图 1 所示的 CVIB 成象算法,包括在 B 超图象上选择感兴趣的区域,计算该区域内各点的 IB 曲

线, 计算感兴趣区域内各点的 CVIB 值, 定位心肌和与 B 超图象融合后, 将给出与 B 超图象融合一体的心肌背向散射积分起伏 (CVIB) 图象。心肌的供血状况用伪彩色度标志。

二维 CVIB 图象的特点在于以超声射频信号作为输入信号, 通过 IB 曲线的计算, CVIB 的计算, 心内膜与心外膜的定位, 二维 CVIB 图象与心舒末期 B 超图象的融合而产生心肌背向散射积分起伏的伪彩 B 超融合图象。

二维 CVIB 成象的步骤:

- 1、采用数字化超声射频信号作为输入。
- 2、在 B 超图象上选择感兴趣的区域, 如图 2 所示, 图中的扇形图象为 B 超图象, 其中的方框表示医生选择的感兴趣的区域。
- 3、计算该区域内各点的 IB 曲线, 其公式如下:

$$IB = 10 \log_{10} \left(\frac{\int_{t_0 - \Delta/2}^{t_0 + \Delta/2} x^2(t) dt}{\int_{t_0 - \Delta/2}^{t_0 + \Delta/2} x_0^2(t) dt} \right) \quad (1)$$

4. 根据 IB 曲线计算感兴趣区域内各点的 CVIB 值, 其算法可选择公开文献上的任一种方法。

5. 由于心肌是在不断运动的, 得到的二维 CVIB 图象会有许多的伪象而无法看清心肌的 CVIB 值, 如图 3 所示, 图中方框内即为未经心肌定位的 CVIB 图象, 其上部 and 下部为非心肌部位并形成了伪象, 所以必须进行心内膜与心外膜的定位, 在此基础上对二维 CVIB 图象进行处理。心肌定位可采用人工方法或自动边缘提取方法。因为得到的二维 CVIB 图象实际上应与 B 超图象相对应, 所以如要获得一幅融合图象则只需要进行一幅图象的心内膜与心外膜的定位。

6. 经过心肌定位后的二维 CVIB 图象与相应的 B 超图象相融合就得到了心肌的二维 CVIB 图象。图 4 显示了正常心肌的二维 CVIB 图象, 图中扇形图象为 B 超图象, 方框内的伪彩图象为与 B 超相融合的心肌 CVIB 图象。

7. 若要获得动态的融合图象, 则要对每一幅图象进行心内膜和心外膜的检测并生成相应的融合图象。

本发明专利设计的一种二维 CVIB 图象的系统实施例, 如图 5 所示。包括具有射频信号输出的 B 超, 数据采集器和个人电脑以及如图 1 所示的软件模块。

本实施例利用本发明人自行设计的二维超声射频信号采集器 (专利号: ZL 98 203234. X 授权日 1999 年 4 月 8 日) 对由 B 超引出的超声射频信号数字化并送入计算机进行 CVIB 成象。

B 超图象的获得是利用存储的射频信号重建的, 在本实施例中该重建是利用本发明人的超声射频信号分析软件包完成的, 该软件包是基于 Windows98 平台利用 Visual C++6.0 开发实现的, 具有重建 B 型、M 型图象以及 IB 曲线显示功能。利用该软件可以在重建的 B 超图象上随意选取感兴趣的区域。这部分内容也可以利用已有的数字化 B 超的显示功能实现, 不属于本发明的保护内容。

心内膜的定位是利用 IB 曲线来实现的, 对于射频信号以 8 位精度采样即 0-255

来表示时，可以通过下面判据来区分心内膜与心腔内的血液：

$$IB > 27\text{dB} \quad (2)$$

满足公式（2）时即认为该点在心动周期过程中始终位于心肌内部。

心外膜的定位是利用我们开发的自动识别算法完成的。

1. 利用心外膜在 B 超图象上表现为一条强反射条纹这一现象，采用下列阈值检测方法粗略定位心外膜边界点。

$$roi[i, j : highth] = 1, \begin{cases} roi(i, j) > thresh, roi(i, j+1) > thresh, roi(i, j+2) > thresh, roi(i, j+3) > thresh \\ roi(i, j+4) > thresh, roi(i, j+5) > thresh, roi(i+1, j+1) > thresh, roi(i+1, j+2) \\ > thresh, roi(i+1, j+3) > thresh, roi(i+1, j+4) > thresh, roi(i+1, j+5) > thresh \end{cases} \quad (3)$$

2. 对于上面方法得到的边界点进行非线性平滑。最后得到一条比较光滑的心外膜边界曲线。

经过心内膜于心外膜定位后，可以去除二维 CVIB 图象上的伪象，从而得到清楚的心肌的二维 CVIB 图象。图 6 为正常心肌的二维 CVIB 图象。图 7 为缺血心肌的二维 CVIB 图象。图 6 和图 7 中方框内为心肌的 CVIB 图象。

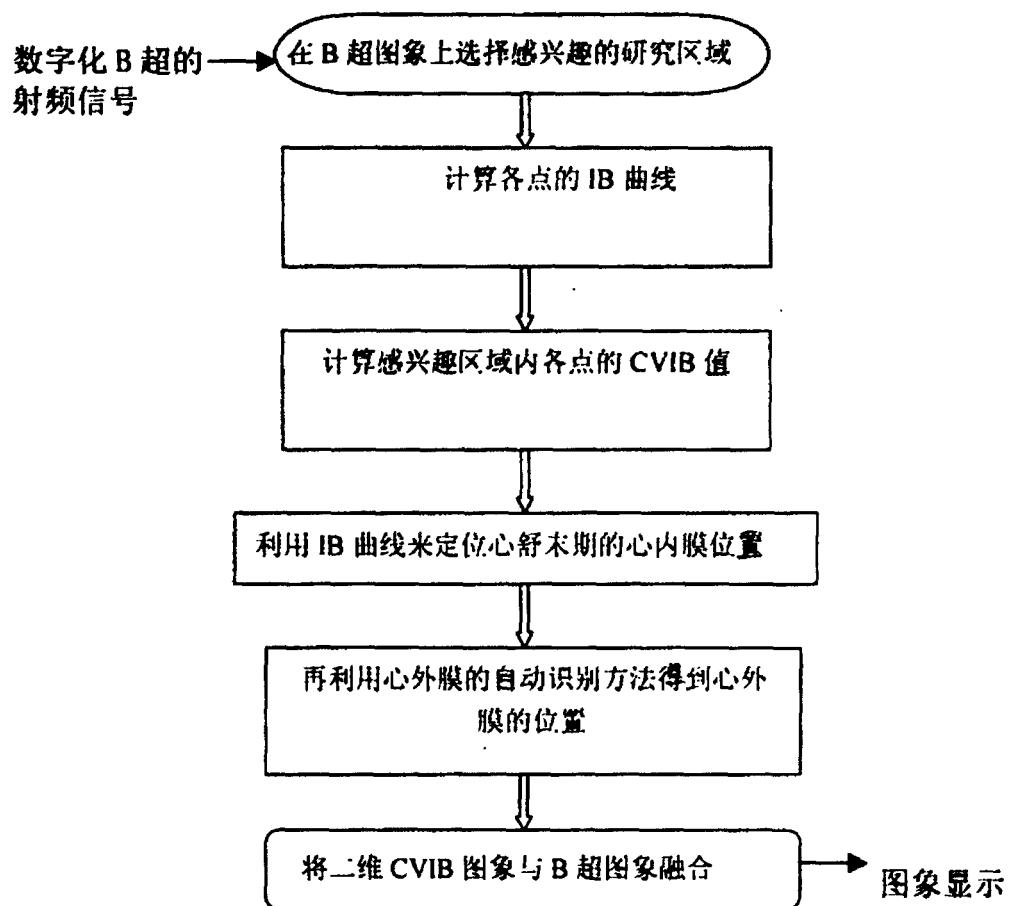


图 1

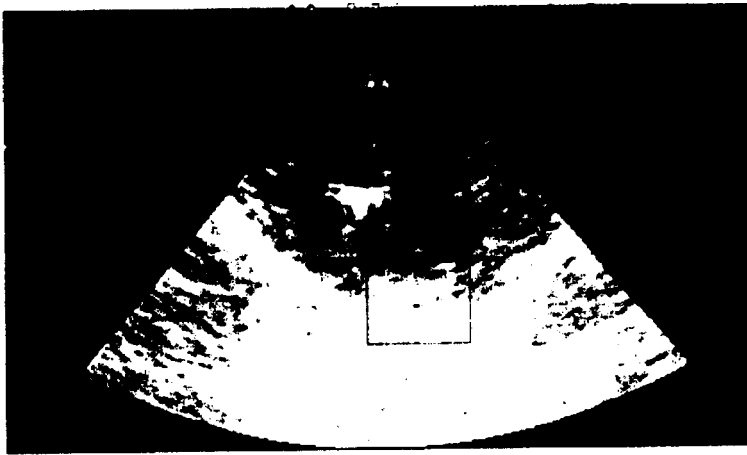


图 2

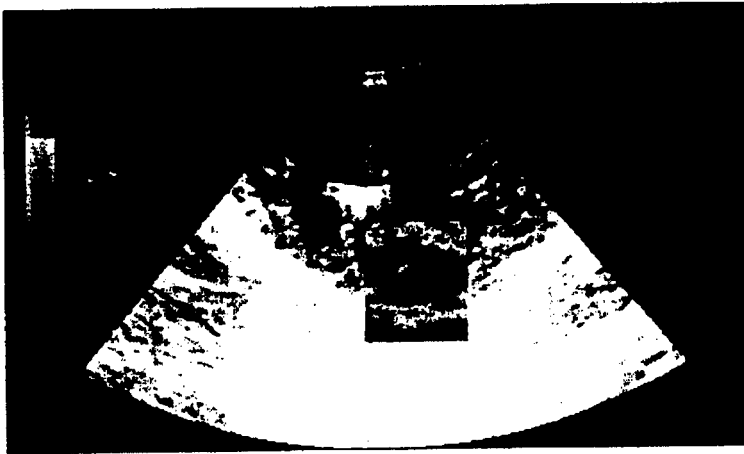


图 3

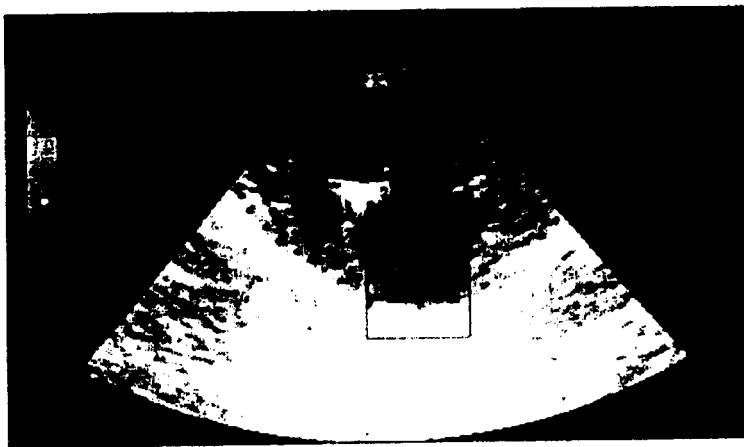


图 4

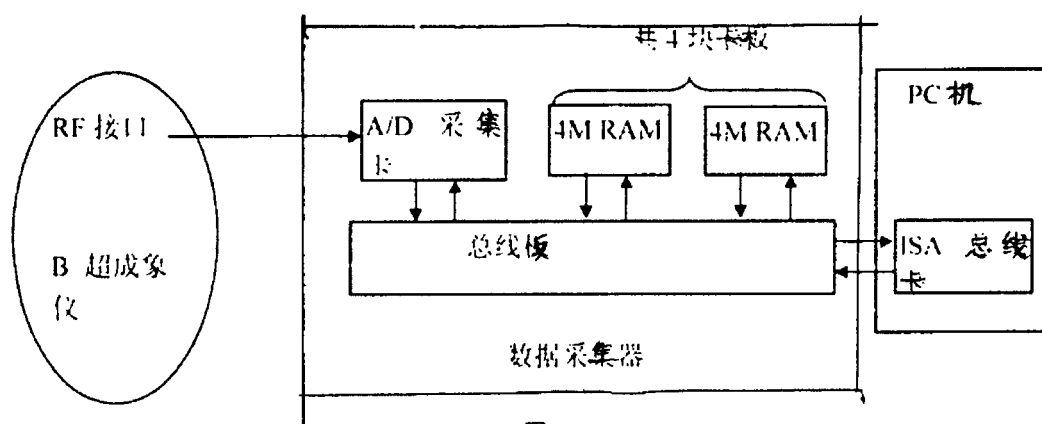


图 5



图 6



图 7

专利名称(译)	心肌背向散射积分起伏B超融合成像方法		
公开(公告)号	CN1135956C	公开(公告)日	2004-01-28
申请号	CN00109015.1	申请日	2000-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	白净 李响 胡广书		
发明人	白净 李响 胡广书		
IPC分类号	A61B8/00		
其他公开文献	CN1270794A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于医学超声领域，本发明提出一种心肌背向散射积分起伏B超融合成像方法，是以二维CVIB图象作为成像因子，将感兴趣区域的CVIB伪彩图象与B超图象融合在一起形成心肌背向散射积分起伏B超融合图象。本发明更好地利用IB曲线在评价心肌供血状况上的优势，直接利用CVIB作为成像特征量，从而建立了二维CVIB图象。可直接反映的是心肌各质点的IB曲线的周期性起伏的大小，得到更直观的成像图案。

