



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103142223 A

(43) 申请公布日 2013.06.12

(21) 申请号 201110404161.3

(22) 申请日 2011.12.07

(71) 申请人 同济大学

地址 200092 上海市杨浦区四平路 1239 号

(72) 发明人 蒋式勤 赵晨 石明伟 周大方

顾嘉期

(74) 专利代理机构 上海科盛知识产权代理有限

公司 31225

代理人 宣慧兰

(51) Int. Cl.

A61B 5/0452(2006.01)

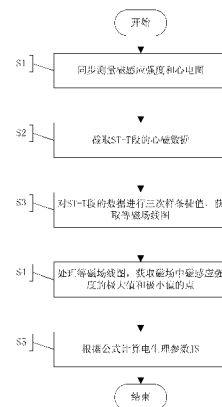
权利要求书1页 说明书3页 附图5页

(54) 发明名称

一种基于极值差的心脏磁信号处理方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于极值差的心脏磁信号处理方法,其特征在于,包括以下步骤:1)SQUID 传感器检测心脏磁场垂直于胸腔平面的 6×6 阵列检测点的磁感应强度,并同步测量心电图;2) 根据心电图截取心脏磁场的磁感应强度在 ST-T 段的数据;3) 对 ST-T 段内每一时刻 6×6 阵列检测点上的磁感应强度进行三次样条插值处理,获取高分辨率的等磁场线图;4) 根据等磁场线图获取极大值 B_{zmax}和极小值 B_{zmin};5) 根据公式计算电生理参数 JS,并生成 JS 曲线。与现有技术相比,本发明只需要利用 SQUID 传感器检测到的 ST-T 段内的心脏磁场数据的极大值和极小值,就可以快速计算出辅助心脏疾病临床诊断的电生理参数,并分析心脏电活动的功能。



1. 一种基于极值差的心脏磁信号处理方法,其特征在于,包括以下步骤:

1) SQUID 传感器检测心脏磁场垂直于胸腔平面的 6×6 阵列检测点的磁感应强度,并同步测量心电图;

2) 根据心电图截取心脏磁场的磁感应强度在 ST-T 段的数据;

3) 对 ST-T 段内每一时刻 6×6 阵列检测点上的磁感应强度进行三次样条插值处理,获取高分辨率的等磁场线图;

4) 根据等磁场线图获取极大值 $B_{z\max}$ 和极小值 $B_{z\min}$;

5) 根据公式 $JS = \frac{B_{z\max} - B_{z\min}}{\text{Max}(|B_{z\max}|, |B_{z\min}|)}$ 计算电生理参数 JS, 并生成 JS 曲线。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于极值差的心脏磁信号处理方法,其特征在于,所述的 6×6 阵列检测点中相邻检测点的间距为 4cm。

3. 根据权利要求 1 所述的一种基于极值差的心脏磁信号处理方法,其特征在于,所述的 ST-T 段的截止时刻为心电图的 T 波峰处, ST-T 段的起始时刻为所述 T 波峰向前 $1/3$ 幅值处。

4. 根据权利要求 1 所述的一种基于极值差的心脏磁信号处理方法,其特征在于,所述的步骤 3) 中三次样条插值后得到 81×81 点的等磁场线图。

一种基于极值差的心脏磁信号处理方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种磁信号处理方法,尤其是涉及一种基于极值差的心脏磁信号处理方法。

背景技术

[0002] 七十年代, D. Cohen 等人在实验室首次用超导量子干涉器 (SQUID) 测量到人体心脏磁场。1976 年,心磁仪的开发者相继提出了用心磁图和伪电流密度图(或箭头图,也称之为 Hosaka-Cohen 变换)诊断心肌缺血的理论与方法。九十年代,美国 CMI 公司推出了用单磁偶极子算法诊断心肌缺血等心脏疾病的 9 通道心磁仪。2005 年德国 J. W. Park 等人提出了用心磁仪的测量数据预测冠心病 (CAD) 的方法。2006 年,德国 W. Haberkorn 等在伪电流密度图的基础上,提出了具有电生理意义的伪电流密度成像方法。同年, K. Tolstrup 等也提出了一种快速磁成像检测心肌缺血的方法。2007 年,台湾与韩国合作研究机构提出了一种用心磁 T 波信号的二维传播成像及面积比方法,并用来诊断心肌缺血等疾病。同年,日本提出了一种用心磁图 JT 段积分值筛选冠心病的方法。A. Gapelyuk 等也提出了一种用心脏磁场图探测 CAD 的方法。这些诊断方法的灵敏度和特异性在 60% -80% 左右。近年来,随着心脏磁场检测技术的发展,心磁测量设备性能的不断提高,无创诊断心脏疾病的方法也有了一定的进步。2008 年, P. V. Leeuwen 等定量分析比较了三种无创诊断冠心病的方法。2010 年, Kwon 等和 A. Gapelyuk 等分别用心磁图分类识别,用 KL 熵和剩余参数两种方法的组合,将这些诊断方法的灵敏度和特异性提高到 80% 以上。人们希望通过相关理论的研究,不断探索新的适合临床应用的,具有高灵敏度和特异性的,计算速度快的信号处理方法。在一种基于极值差的心脏磁信号处理新方法中,需要通过计算电生理参数 JS 作为中间结果,辅助判断冠心病。

发明内容

[0003] 本发明的目的是提供一种新的基于极值差的可快速获取电生理参数的心脏磁信号处理方法。

[0004] 本发明的目的可以通过以下技术方案来实现:

[0005] 一种基于极值差的心脏磁信号处理方法,包括以下步骤:

[0006] 1) SQUID 传感器检测心脏磁场垂直于胸腔平面的 6×6 阵列检测点的磁感应强度,并同步测量心电图;

[0007] 2) 根据心电图截取心脏磁场的磁感应强度在 ST-T 段的数据;

[0008] 3) 对 ST-T 段内每一时刻 6×6 阵列检测点上的磁感应强度进行三次样条插值处理,获取高分辨率的等磁场线图;

[0009] 4) 根据等磁场线图获取极大值和极小值,该等磁场线图中磁感应强度的极大值点与极小值点的连线为 D;

[0010] 5) 根据公式 $JS = \frac{B_{z_{max}} - B_{z_{min}}}{\text{Max}(|B_{z_{max}}|, |B_{z_{min}}|)}$ 计算电生理参数 JS, 并生成 JS 曲线。

[0011] 所述的 6×6 阵列检测点中相邻检测点的间距为 4cm, 整个磁场检测平面大小为 $20 \times 20\text{cm}$ 。

[0012] 所述的 ST-T 段的截止时候为心电图的 T 波峰处, ST-T 段的起始时刻为所述 T 波峰向前 $1/3$ 幅值处。

[0013] 所述的步骤 3) 中三次样条插值后得到 81×81 点的等磁场线图。

[0014] 与现有技术相比, 本发明只需要利用 SQUID 传感器检测到的 ST-T 段内的心脏磁场数据, 根据等磁场线图上的极大值和极小值, 就可以快速计算出辅助心脏疾病诊断的电生理参数 JS, 并分析心脏电活动的功能。

附图说明

[0015] 图 1 为本发明的流程图;

[0016] 图 2 为本发明 6×6 阵列检测点的示意图;

[0017] 图 3 为心电图中心电信号的 ST-T 段的曲线图;

[0018] 图 4 为与心电图同步测量的心磁信号的 ST-T 段曲线图;

[0019] 图 5 为三次样条插值后的等磁场线图;

[0020] 图 6 为磁场轮廓连线示意图;

[0021] 图 7 为正常人的 ST-T 段的电生理参数 JS 的曲线图;

[0022] 图 8 为冠心病人的 ST-T 段的电生理参数 JS 的曲线图。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。

[0024] 实施例

[0025] 一种基于极值差的心脏磁信号处理方法, 该方法的流程如图 1 所示, 包括以下步骤:

[0026] 步骤 S1: 同步测量心磁图和心电图, 测量心磁信号时, 受检者仰卧, 多通道 SQUID 传感器阵列检测受检者胸腔表面如图 2 所示的 6×6 阵列检测点上的磁感应强度, 由于每个相邻检测点的间距为 4cm, 整个检测平面大小为 $20 \times 20\text{cm}$ 。通过多通道 SQUID 传感器阵列可以实时记录垂直于人体胸腔平面 Z 方向上的磁感应强度 B_z 。

[0027] 步骤 S2: 根据心电图截取心磁信号在 ST-T 段的数据。以心电图的 T 波峰值时刻作为对应心磁数据 ST-T 段的截止时刻 t_{max} , 以 T 波峰值向前的 $1/3$ 幅值处作为心磁数据 ST-T 段的起始时刻 t_{min} , 如图 3 和图 4 所示。

[0028] 步骤 S3: 对 ST-T 段内每一时刻 6×6 阵列检测点的磁感应强度进行三次样条插值处理, 以获取分辨率较高的等磁场线图, 如图 5 所示。在本实施例中, 插值点为 81×81 。

[0029] 步骤 S4: 根据等磁场线图获取极大值和极小值。通过磁感应强度的极大值点与极小值点的连线 D, 可以得到与磁场极大值和极小值有关的磁场轮廓线示意图。如图 6 所示。即通过图 5 中连线 D 的平面切割等磁场线图, 可以得到如图 6 所示的 B_{z, σ_E} 曲线。当假设心脏磁场是由单个等效偶极子源产生时, 根据 Biot-Savart 定律, 该磁场可以分为两部分。其

中一部分 $B_{\infty}(r)$ 是由等效偶极子源在无穷大均匀介质中产生的;另一部分 $B_{\sigma E}$ 是由体积电流 σE 产生的。在极值点处,由 Z 方向的测量值 $B_{z\max}, B_{z\min}$ 可以计算得到 $B_{z\sigma E}$ 。 $B_{z\sigma E}$ 的大小表征了对应时刻心脏中体积电流产生的磁感应强度。 $B_{z\sigma E}$ 曲线表示了该体积电流产生的磁感应强度的时变特性。

[0030] 步骤 S5:根据等磁场线图的极大值和极小值,和公式 $JS = \frac{B_{z\max} - B_{z\min}}{\text{Max}(|B_{z\max}|, |B_{z\min}|)}$ 计算出电生理参数 JS,并生成 JS 曲线。

[0031] 通过本发明可快速处理得到电生理参数 JS,用于辅助判断心脏机能。正常人的 ST-T 段的电生理参数 JS 的曲线图如图 7 所示。冠心病人的 ST-T 段的电生理参数 JS 的曲线图如图 8 所示。正常人与冠心病患者的 JS 参数有明显的差别。

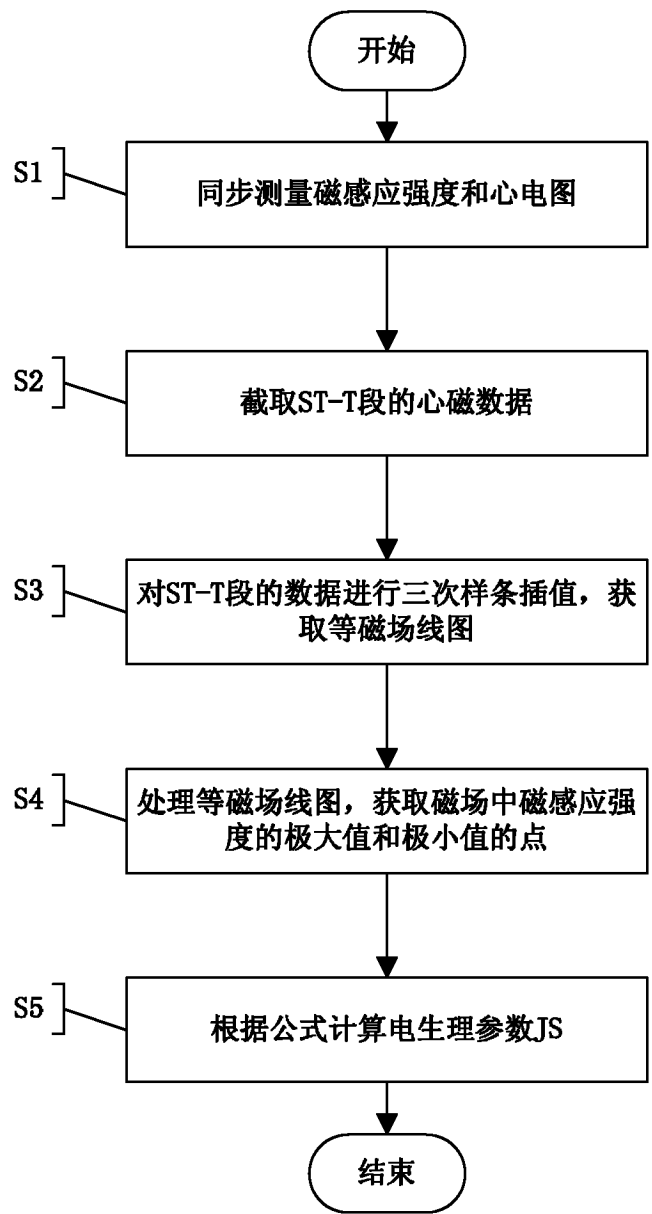


图 1

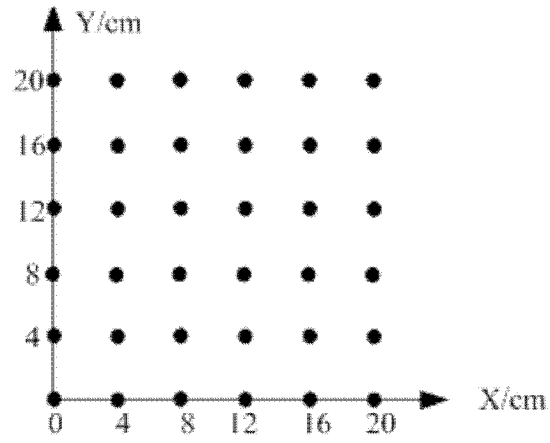


图 2

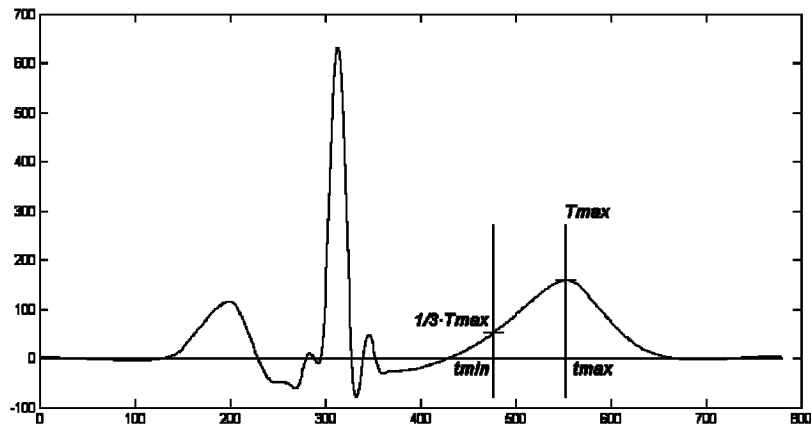


图 3

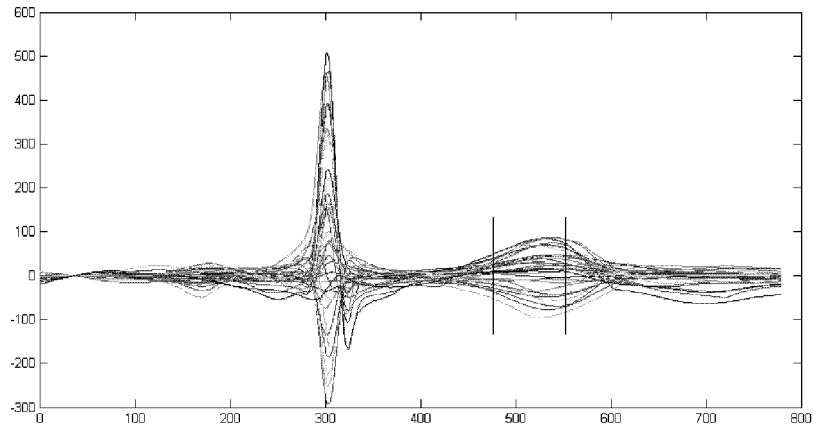


图 4

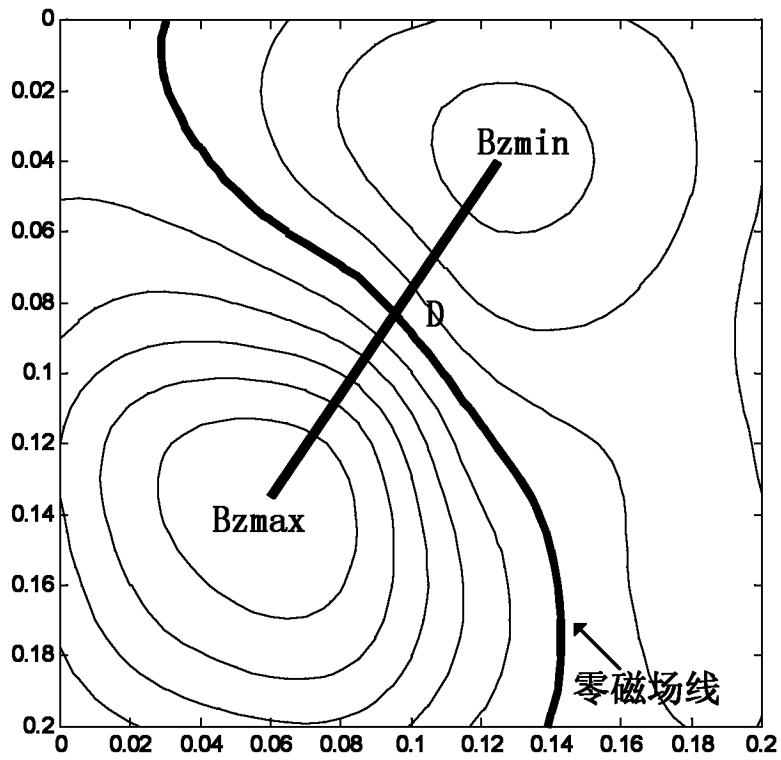


图 5

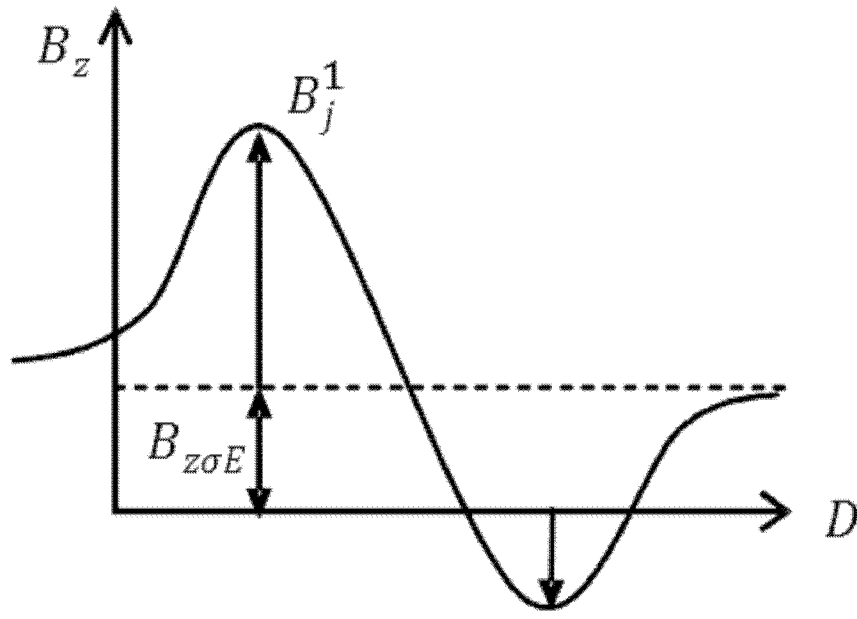


图 6

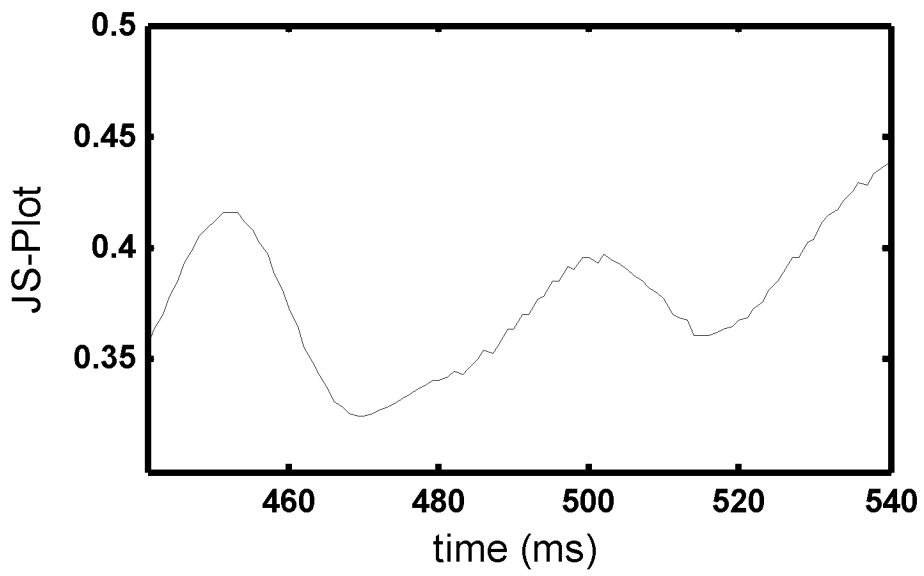


图 7

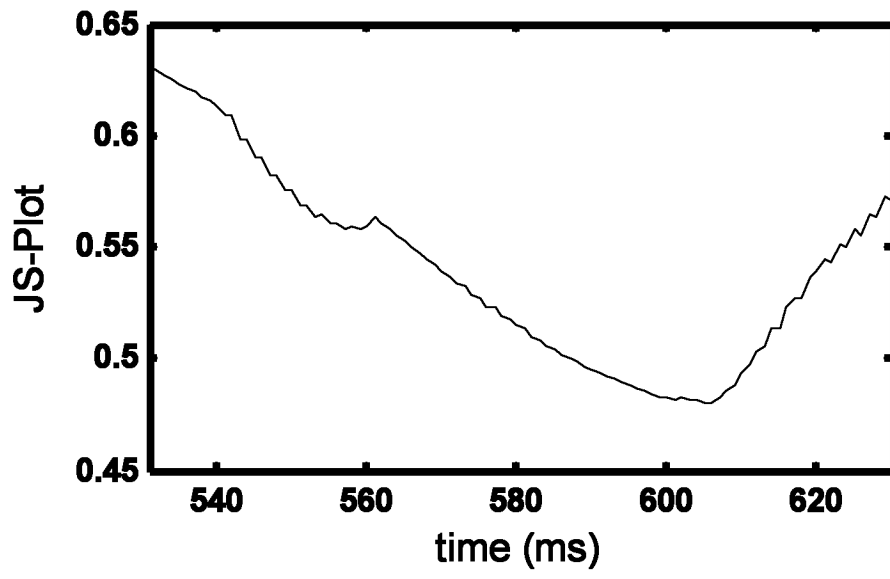


图 8