



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103142211 B

(45) 授权公告日 2015. 02. 18

(21) 申请号 201110404119. 1

(22) 申请日 2011. 12. 07

(73) 专利权人 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 顾嘉期 王伟远 朱俊杰
赵晨

(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 5/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2011/0044524 A1, 2011. 02. 24,

王春宇. 心磁图在缺血性心脏病的诊断价值探讨. 《中国优秀硕士学位论文全文数据库(博士) 医药卫生科技辑》. 2006, 第 2006 年卷(第 12

期), E062-10.

张磊 等. 基于单电流偶极子的心脏磁场反演计算. 《现代科学仪器》. 2005, 第 2005 年卷(第 4 期),

审查员 谢春苓

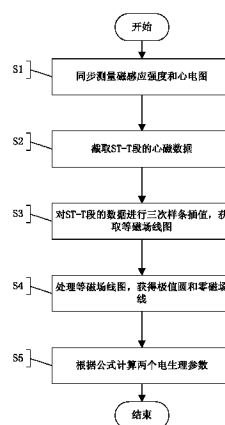
权利要求书1页 说明书3页 附图5页

(54) 发明名称

一种基于极值圆的心脏磁信号处理方法

(57) 摘要

本发明涉及一种基于极值圆的心脏磁信号处理方法, 包括以下步骤: 1) 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值圆和零磁场线; 5) 计算电生理参数 L 和 θ 。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, 在极值圆的范围内, 就可以快速计算出辅助心脏疾病临床诊断的两个电生理参数及其呈阳性的参数大小和范围。



1. 一种基于极值圆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值圆和零磁场线,该极值圆的直径为等磁场线图中磁感应强度的极大值点与极小值点的连线,依次连接等磁场线图内磁感应强度为零的点,得到零磁场线;

5) 根据公式 $L(L_+, L_-) = \frac{L_+}{L_-}$ 计算电生理参数 L , 其中 L_+ 为极值圆内磁感应强度大于零的面积, L_- 为极值圆内磁感应强度小于零的面积;

6) 根据公式 $\theta = \frac{1}{n} \sum_n \theta_n$ 计算电生理参数 θ , 其中 θ_n 为零磁场线上相邻线段延长线的夹角。

2. 根据权利要求 1 所述的一种基于极值圆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圆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圆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。

一种基于极值圆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圆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, 计算速度快的方法。在一种基于极值圆的心脏磁信号处理新方法中, 将计算两个电生理参数作为中间结果, 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圆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] 一种基于极值圆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) 处理等磁场线图确定极值圆和零磁场线。该极值圆的直径为等磁场线图中磁感应强度的极大值点与极小值点的连线, 依次连接等磁场线图内的磁感应强度为零的点, 得到零磁场线;

[0010] 5) 根据公式 $L(L_+, L_-) = \frac{L_+}{L_-}$ 计算电生理参数 L , 其中 L_+ 为极值圆内磁感应强度大于零的面积, L_- 为极值圆内磁感应强度小于零的面积;

[0011] 6) 根据公式 $\theta = \frac{1}{n} \sum \theta_n$ 计算电生理参数 θ , 其中 θ_n 为零磁场线上相邻线段延长线的夹角。

[0012] 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 20×20 cm。

[0013] 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。

[0014] 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。

[0015] 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, 确定磁信号在 ST-T 段内数据的极值圆, 并在极值圆的范围内快速计算出辅助心脏疾病诊断的两个电生理参数及其呈阳性的参数大小和范围。

附图说明

[0016] 图 1 为本发明的流程图;

[0017] 图 2 为本发明 6×6 阵列检测点的示意图;

[0018] 图 3 为心电图中心电信号的 ST-T 段的曲线图;

[0019] 图 4 为与心电图同步测量的心磁信号的 ST-T 段曲线图;

[0020] 图 5 为三次样条插值后的等磁场线图, 以及该等磁场线图上的极值圆;

[0021] 图 6 为极值圆中零磁场线的示意图;

[0022] 图 7 为正常人的 ST-T 段的电生理参数 L 的曲线图;

[0023] 图 8 为正常人的 ST-T 段的电生理参数 θ 的曲线图;

[0024] 图 9 为冠心病人的 ST-T 段的电生理参数 L 的曲线图;

[0025] 图 10 为冠心病人的 ST-T 段的电生理参数 θ 的曲线图。

具体实施方式

[0026] 下面结合附图和具体实施例对本发明进行详细说明。

[0027] 实施例

[0028] 一种基于极值圆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:

[0029] 步骤 S1: 同步测量心磁信号和心电图, 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 20×20 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 。

[0030] 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。

[0031] 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,方便后续处理。在本实施例中,插值点为 81×81 。

[0032] 步骤 S4 :对等磁场线图进行处理。取磁感应强度的极大值点与极小值点的连线为直径,生成极值圆如图 5 所示。然后依次连接磁感应强度为零的点,获得零磁场线。

[0033] 步骤 S5 :根据生成的极值圆和零磁场线,确定极值圆中磁感应强度大于零的面积

L_+ , 以及磁感应强度小于零的面积 L_- , 通过公式 $L(L_+, L_-) = \frac{L_+}{L_-}$ 计算出电生理参数 L ; 极值圆中设有如图 6 所示的 5 个磁感应强度为零的点 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 、 Z_4 和 Z_5 , 依次连接 Z_1 、 Z_2 、 Z_3 、 Z_4 和 Z_5 , 可以得到各线段延长线的夹角 θ_1 、 θ_2 、 θ_3 , 通过公式 $\theta = \frac{1}{3} \sum_3 \theta_n$ 计算出电生理参数 θ 。

[0034] 通过本发明处理通过计算机处理测得的心磁信号和心电图, 步骤 S2 至步骤 S4 的成图过程均可通过制图软件自动完成, 并自动获取图像的信息, 处理得到电生理参数 L 和 θ , 可用于辅助判断心脏机能。正常人的 ST-T 段的电生理参数 L 和 θ 的曲线图分别如图 7 和图 8 所示。冠心病人的 ST-T 段的电生理参数 L 和 θ 的曲线图分别如图 9 和图 10 所示。正常人的 L 参数和 θ 参数小于冠心病患者。

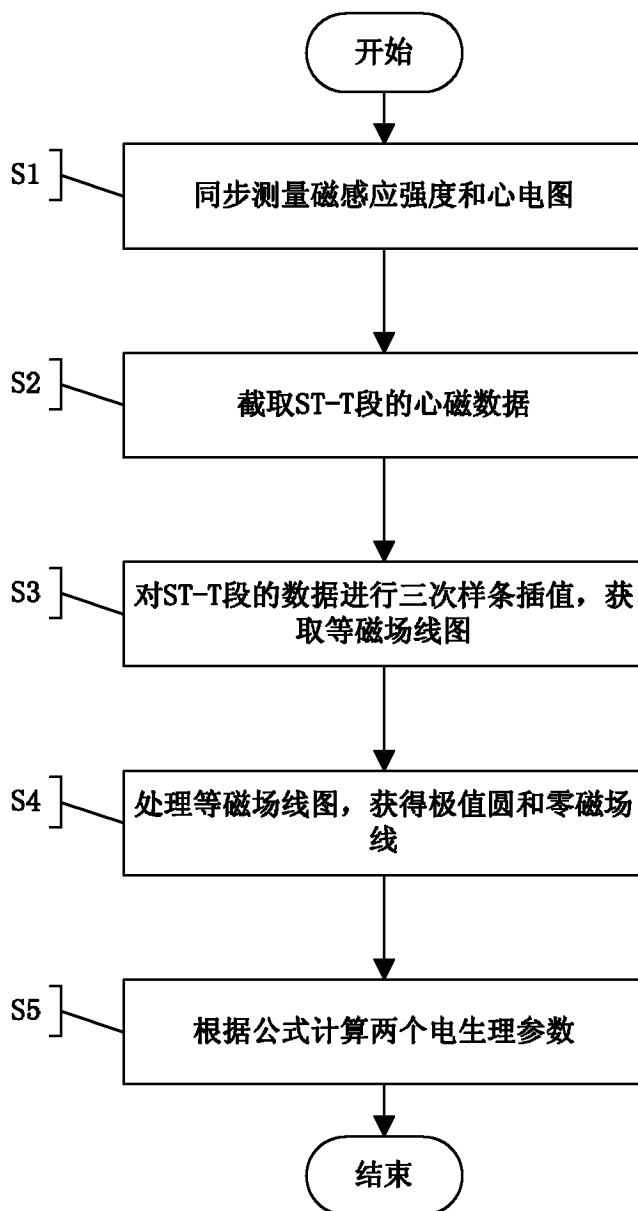


图 1

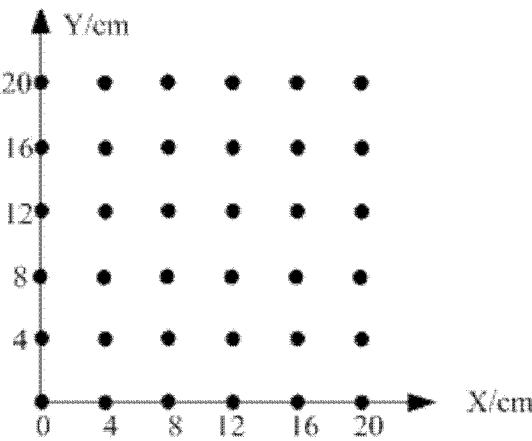


图 2

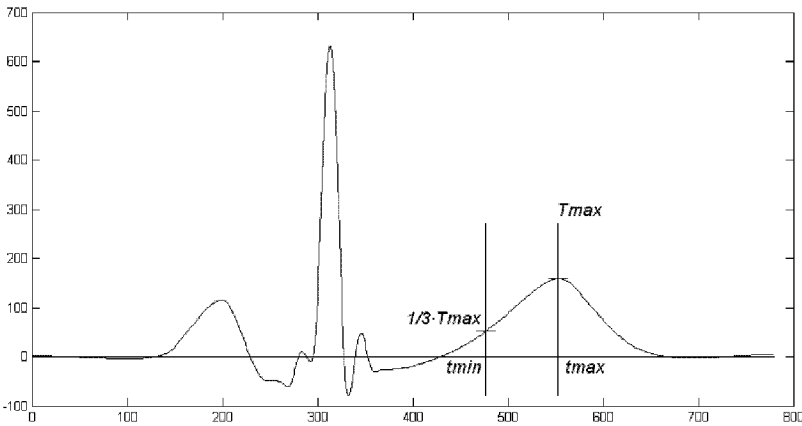


图 3

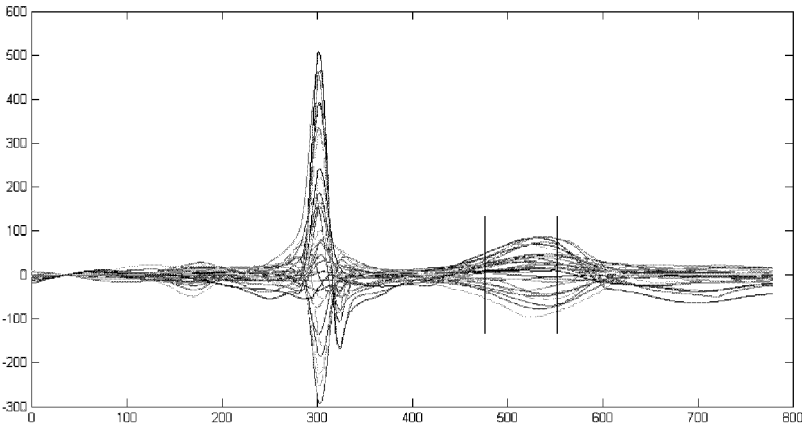


图 4

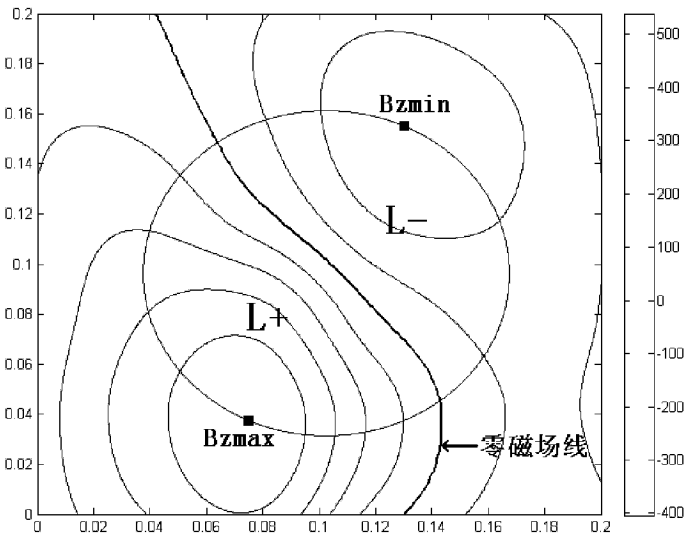


图 5

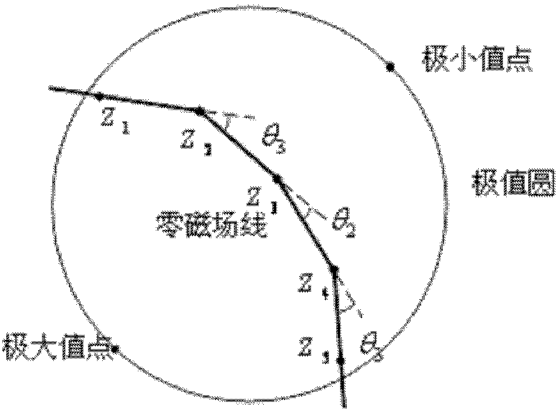


图 6

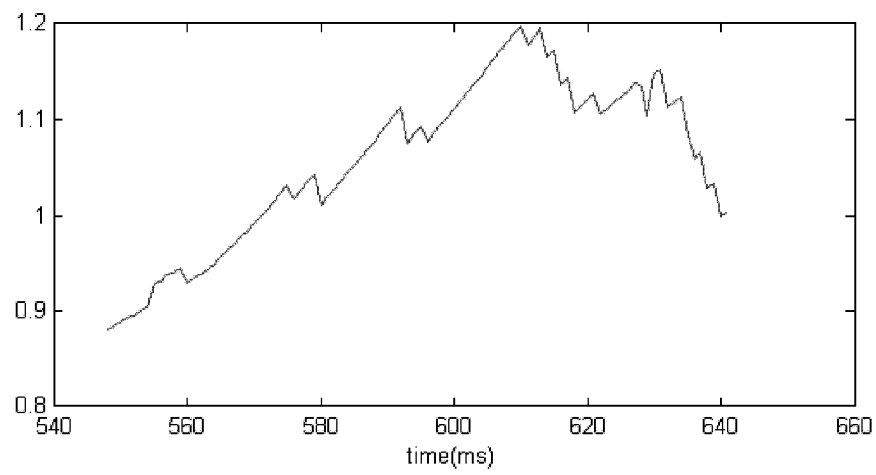


图 7

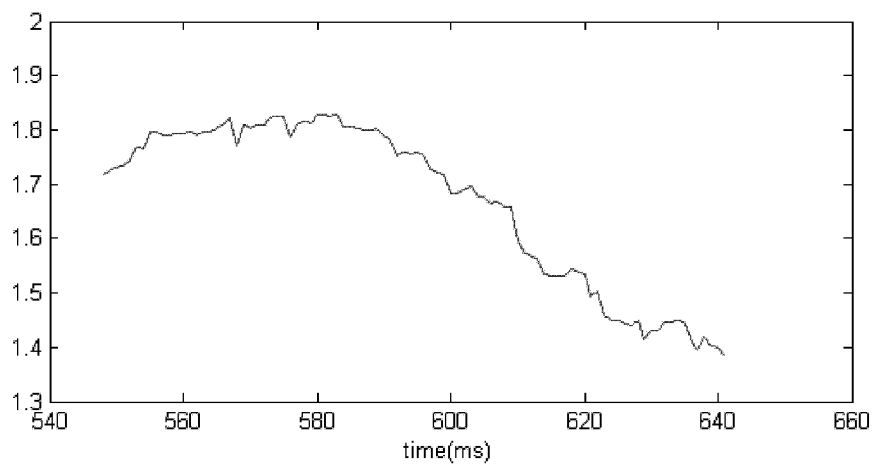


图 8

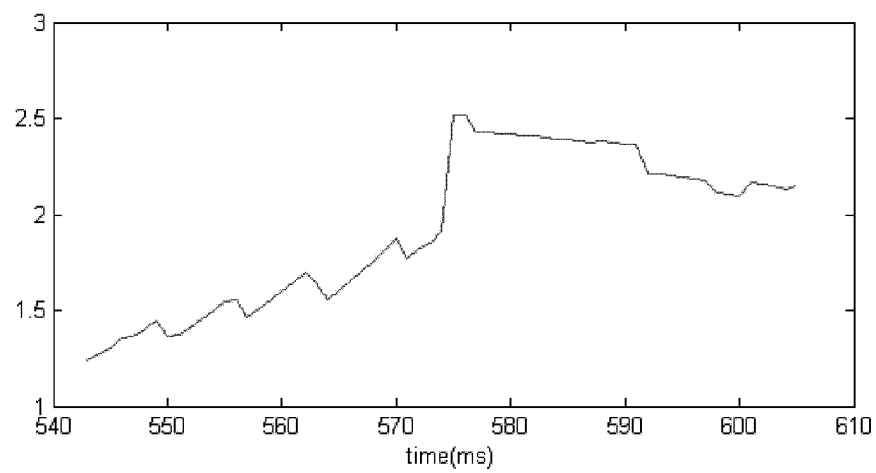


图 9

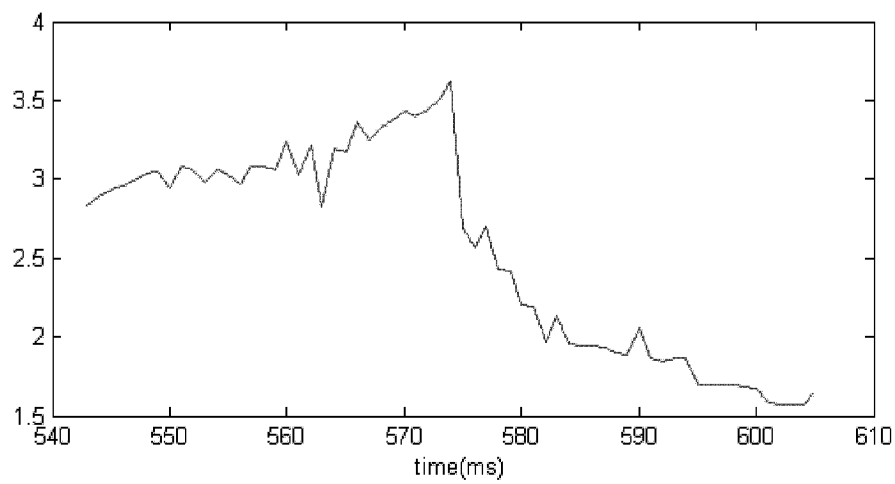


图 10

专利名称(译)	一种基于极值圆的心脏磁信号处理方法		
公开(公告)号	CN103142211B	公开(公告)日	2015-02-18
申请号	CN201110404119.1	申请日	2011-12-07
[标]申请(专利权)人(译)	同济大学		
申请(专利权)人(译)	同济大学		
当前申请(专利权)人(译)	同济大学		
[标]发明人	蒋式勤 顾嘉期 王伟远 朱俊杰 赵晨		
发明人	蒋式勤 顾嘉期 王伟远 朱俊杰 赵晨		
IPC分类号	A61B5/00		
其他公开文献	CN103142211A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种基于极值圆的心脏磁信号处理方法，包括以下步骤：1) 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值圆和零磁场线；5)计算电生理参数L和 θ 。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，在极值圆的范围内，就可以快速计算出辅助心脏疾病临床诊断的两个电生理参数及其呈阳性的参数大小和范围。

