



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110811596 A

(43)申请公布日 2020.02.21

(21)申请号 201911201983.4

(22)申请日 2019.11.29

(71)申请人 浙江大学

地址 310013 浙江省杭州市西湖区余杭塘路866号

(72)发明人 刘华锋 穆礼德

(74)专利代理机构 杭州天勤知识产权代理有限公司 33224

代理人 王琛

(51) Int. Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/0402(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06T 17/00(2006.01)

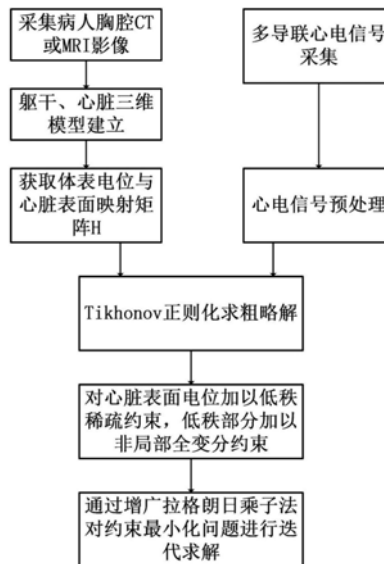
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法,基于低秩稀疏分解和非局部全变分约束,对心内膜和心外膜细胞外电位进行了重建;基于心脏表面电位的稀疏特性,对其加以稀疏约束和低秩约束,同时观察电位的低秩部分,可以看到许多时空相似性,因此又对低秩部分加以非局部全变分约束,用以约束心脏表面电位的非局部相似性,最后重建出心脏表面心内膜和心外膜的电位分布,对于心室早搏位置和时间的确定,心肌梗死位置和边界的确定等心率失常诊断有非常重要的意义。



1. 一种基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法,包括如下步骤:

(1) 采集人体对象的体表电位数据以及胸腔断层扫描影像数据;

(2) 基于所述胸腔断层扫描影像数据建立人体的三维心脏模型和三维躯干模型,然后将这两个模型放到同一坐标系下建立对应关系,以获得体表电位与心脏电位之间的映射关系;

(3) 对所述体表电位数据进行预处理;

(4) 利用预处理后的体表电位数据以及所述映射关系,求解出心脏电位作为初值;

(5) 通过引入低秩和稀疏约束建立体表电位到心脏电位的逆问题求解模型并对其中的低秩项加以非局部全变分约束,得到如下目标函数:

$$\min_{\mathbf{L}, \mathbf{S}} \{ \text{rank}(\mathbf{L}) + \lambda \|\mathbf{S}\|_0 + \mu \|\Phi - \mathbf{H}\mathbf{U}\|_F + \alpha \mathbf{J}(\mathbf{E}) \} \quad s.t. \quad \mathbf{U} = \mathbf{L} + \mathbf{S}$$

其中: \mathbf{L} 和 \mathbf{S} 分别为心脏电位矩阵 \mathbf{U} 通过分解得到的低秩矩阵和稀疏矩阵,分别代表心脏电位的平滑成分和突出细节, $\text{rank}()$ 代表矩阵求秩, $\|\cdot\|_0$ 表示0范数, $\|\cdot\|_F$ 表示F范数, λ 和 α 均为正则化系数, μ 为保真项系数, \mathbf{E} 为前次迭代过程中的 \mathbf{L} , $\mathbf{J}()$ 非局部全变分算子;

(6) 根据初值对上述目标函数进行优化求解,重建得到心脏电位即心脏表面心内膜和心外膜细胞外的电位分布数据。

2. 根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(1)的具体实现过程为:首先,使人体对象穿戴上分布有多个电极导联的体表电位记录设备,以采集人体对象的体表电位数据;然后,使穿戴设备的人体对象接受CT或MRI断层扫描,以获取记录电极位置的胸腔断层扫描影像数据。

3. 根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(2)中建立人体三维躯干模型的具体实现过程为:首先,通过成像在胸腔断层扫描图像中人工标记出各电极点的位置以获取各电极点的三维坐标,进而对三维空间中的电极点进行DeLaunay三角剖分,从而获得人体三维躯干模型。

4. 根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(2)中建立人体三维心脏模型的具体实现过程为:首先,通过成像在胸腔断层扫描图像中截取心脏短轴方向上的若干切片:向下至少应包含心尖位置,向上至少包含右心室流出道位置;然后,对上述心脏短轴方向上的切片图像进行分割,分别得到心外膜、左心内膜和右心内膜的边界轮廓;最后,将上述一系列平行的边界轮廓用三角网格连接,即得到人体三维心脏模型。

5. 根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(2)中将三维心脏模型和三维躯干模型放到同一坐标系下建立对应关系,以获得体表电位与心脏电位之间的映射关系,具体地:首先根据计算机断层扫描影像文件中的关键字段信息对三维心脏模型的尺寸和空间位置进行校正,将校正后的三维心脏模型与三维躯干模型融合即得到心脏与躯干的几何对应关系;然后根据心脏与躯干的几何对应关系建立心脏-躯干准静态电场模型,利用边界元方法求解该电场模型即计算心电正问题,得到体表电位与心脏电位之间的映射关系即 $\Phi = \mathbf{H}\mathbf{U}$, \mathbf{H} 为映射矩阵, \mathbf{U} 为心脏电位矩阵, Φ 为体表电位矩阵。

6. 根据权利要求5所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述建立心脏-躯干准静态电场模型的具体方法为:即假设心电场为准静电场,心肌细胞的离子流通为心电场提

供场源,胸腔内除心肌外不再有别的电场源,由此建立得到心脏-躯干准静态电场模型如下:

$$\sigma \nabla^2 \varphi(\mathbf{r}) = -\nabla \cdot (\mathbf{D}_i \nabla u(\mathbf{r}))$$

其中: σ 为电导率, ∇ 为梯度算子, \mathbf{r} 为心电场内任一点的三维坐标, $\varphi(\mathbf{r})$ 为心电场内三维坐标 \mathbf{r} 处的电位, \mathbf{D}_i 为心肌内的电导率张量, $u(\mathbf{r})$ 为心电场内三维坐标 \mathbf{r} 处的跨膜电位, $\nabla \cdot (\)$ 表示括号内结果的散度。

7.根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(3)的具体实现过程为:首先通过傅立叶变换或小波变换的方式对体表电位数据进行去噪处理,保留电位信号中的主要信息,去除冗余干扰;然后对所有心动周期去噪后的电位信号进行平滑处理,以将信号基线拉至水平,避免不同周期信号基线偏移而引入误差。

8.根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(4)中采用Tikhonov二阶正则化算法根据映射关系 $\Phi = HU$,求解出心脏电位矩阵 U 作为初值,其中 H 为映射矩阵, Φ 为体表电位矩阵。

9.根据权利要求1所述的无创心脏电位重建方法,其特征在于:所述步骤(6)中采用增广拉格朗日乘子法对目标函数进行优化求解。

基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法

技术领域

[0001] 本发明属于心脏电位重建技术领域,具体涉及一种基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法。

背景技术

[0002] 据《中国心血管病报告2018》指出,目前我国心血管病患者人数为2.9亿,死亡率高居疾病之首。而心率失常作为心血管疾病最常见的病症之一,也越来越受到医生和人们的重视,大部分短期的心率失常虽然不会对人产生生命威胁,但长期的心率失常可能会导致严重的心脏病,因此对于心率失常的诊断和定位也变得愈发重要。

[0003] 心率失常的发生与心肌的电传导息息相关,电激活源之间的相互作用决定了心肌电激活和心率失常的发展,心率失常的信息会在心脏表面(心内膜和心外膜)的电位的分布和传播表现出来。临床上,一些心率失常的病症可以通过射频消融的方法来治愈,但是判断心律失常具体类型和确定消融的具体位置的过程却是侵入性的,需要在心脏的表面放置探针以确定心脏表面的电位分布,这个过程往往比较耗时且是侵入性的,对病人的健康会产生一定的威胁。因此,通过无创的方法获得心脏表面的电位分布,对于心率失常的诊断和术中指导有一定的临床意义。

[0004] 人体躯干表面测得的心电信号与心脏表面的心电信号满足一个线性的关系,但由于体表电极的数目远小于诊断所需要的心脏表面节点数目,所以从体表电位得到心脏表面的电位是一个病态的逆问题。很多研究者尝试通过一些正则化的方法来解决这个问题,也取得了不错的效果,例如Tikhonov正则化、全变分法、广义最小残差法等。但是如果临床应用,这些方法的计算速度依然太长,且目前这些方法的定位精度最小为12mm,如果作为一个诊断的方法也远远不够。

[0005] 为了提高非侵入式方法诊断的精确性,产生了一系列基于特定电生理先验条件的无创电生理成像的计算方法,通过体表电位记录和三维心脏模型重构出跨膜电位在心脏的空间分布和时序变化,其中吉洪诺夫正则化方法是计算病态线性逆问题的经典的单参数方法,0序吉洪诺夫对应于最小能量解估计,1序吉洪诺夫对应于最光滑解估计,2序吉洪诺夫对应于最平滑解估计。此外,还有截断奇异值、L1范数和全变分等计算方法也应用于心电逆问题的求解,但是以上方法都是基于单个先验条件(如跨膜电位的平滑性)来对解进行约束,且只利用了单帧电位信号的空间分布特点,然而病变的心脏具有更复杂的时空分布特性,单一的空间平滑约束具有一定的局限性。

[0006] 因此,若能够提高心脏表面电位的重建精度,同时减少算法的复杂度和计算时间,对于临床心律失常的诊断和治疗具有非常重要的意义。

发明内容

[0007] 鉴于上述,本发明提供了一种基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电

位重建方法,将心脏上各个节点电位信息视为一张图像,通过先验信息约束这幅图像的特性,在重建精度以及减少算法复杂度上能够取得不错的效果。

[0008] 一种基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法,包括如下步骤:

[0009] (1) 采集人体对象的体表电位数据以及胸腔断层扫描影像数据;

[0010] (2) 基于所述胸腔断层扫描影像数据建立人体的三维心脏模型和三维躯干模型,然后将这两个模型放到同一坐标系下建立对应关系,以获得体表电位与心脏电位之间的映射关系;

[0011] (3) 对所述体表电位数据进行预处理;

[0012] (4) 利用预处理后的体表电位数据以及所述映射关系,求解出心脏电位作为初值;

[0013] (5) 通过引入低秩和稀疏约束建立体表电位到心脏电位的逆问题求解模型并对其中的低秩项加以非局部全变分约束,得到如下目标函数:

$$[0014] \quad \min_{\mathbf{L}, \mathbf{S}} \left\{ \text{rank}(\mathbf{L}) + \lambda \|\mathbf{S}\|_0 + \mu \|\Phi - \mathbf{H}\mathbf{U}\|_F + \alpha \mathbf{J}(\mathbf{E}) \right\} \quad s.t. \quad \mathbf{U} = \mathbf{L} + \mathbf{S}$$

[0015] 其中: \mathbf{L} 和 \mathbf{S} 分别为心脏电位矩阵 \mathbf{U} 通过分解得到的低秩矩阵和稀疏矩阵,分别代表心脏电位的平滑成分和突出细节, $\text{rank}()$ 代表矩阵求秩, $\|\cdot\|_0$ 表示0范数, $\|\cdot\|_F$ 表示F范数, λ 和 α 均为正则化系数, μ 为保真项系数, \mathbf{E} 为前次迭代过程中的 \mathbf{L} , $\mathbf{J}()$ 非局部全变分算子;

[0016] (6) 根据初值对上述目标函数进行优化求解,重建得到心脏电位即心脏表面心内膜和心外膜细胞外的电位分布数据。

[0017] 进一步地,所述步骤(1)的具体实现过程为:首先,使人体对象穿戴上分布有多个电极导联(64导联或128导联)的体表电位记录设备,以采集人体对象的体表电位数据;然后,使穿戴设备的人体对象接受CT或MRI断层扫描,以获取记录电极位置的胸腔断层扫描影像数据。

[0018] 进一步地,所述步骤(2)中建立人体三维躯干模型的具体实现过程为:首先,通过成像在胸腔断层扫描图像中人工标记出各电极点的位置以获取各电极点的三维坐标,进而对三维空间中的电极点进行Delaunay三角剖分(或其他有限元技术),从而获得人体三维躯干模型。

[0019] 进一步地,所述步骤(2)中建立人体三维心脏模型的具体实现过程为:首先,通过成像在胸腔断层扫描图像中截取心脏短轴方向上的若干切片:向下至少应包含心尖位置,向上至少包含右心室流出道位置;然后,对上述心脏短轴方向上的切片图像进行分割,分别得到心外膜、左心内膜和右心内膜的边界轮廓;最后,将上述一系列平行的边界轮廓用三角网格连接,即得到人体三维心脏模型。

[0020] 进一步地,所述步骤(2)中将三维心脏模型和三维躯干模型放到同一坐标系下建立对应关系,以获得体表电位与心脏电位之间的映射关系,具体地:首先根据计算机断层扫描影像文件中的关键字段信息对三维心脏模型的尺寸和空间位置进行校正,将校正后的三维心脏模型与三维躯干模型融合即得到心脏与躯干的几何对应关系;然后根据心脏与躯干的几何对应关系建立心脏-躯干准静态电场模型,利用边界元方法求解该电场模型即计算心电正问题,得到体表电位与心脏电位之间的映射关系即 $\Phi = \mathbf{H}\mathbf{U}$, \mathbf{H} 为映射矩阵, \mathbf{U} 为心脏电

位矩阵, Φ 为体表电位矩阵。

[0021] 进一步地, 所述建立心脏-躯干准静态电场模型的具体方法为: 即假设心电场为准静电场, 心肌细胞的离子流通为心电场提供场源, 胸腔内除心肌外不再有别的电场源, 由此建立得到心脏-躯干准静态电场模型如下:

$$[0022] \quad \sigma \nabla^2 \varphi(\mathbf{r}) = -\nabla \cdot (\mathbf{D}_i \nabla u(\mathbf{r}))$$

[0023] 其中: σ 为电导率, ∇ 为梯度算子, \mathbf{r} 为心电场内任一点的三维坐标, $\varphi(\mathbf{r})$ 为心电场内三维坐标 \mathbf{r} 处的电位, \mathbf{D}_i 为心肌内的电导率张量, $u(\mathbf{r})$ 为心电场内三维坐标 \mathbf{r} 处的跨膜电位, $\nabla \cdot ()$ 表示括号内结果的散度。

[0024] 进一步地, 所述步骤 (3) 的具体实现过程为: 首先通过傅立叶变换或小波变换的方式对体表电位数据进行去噪处理, 保留电位信号中的主要信息, 去除冗余干扰; 然后对所有心动周期去噪后的电位信号进行平滑处理, 以将信号基线拉至水平, 避免不同周期信号基线偏移而引入误差。

[0025] 进一步地, 所述步骤 (4) 中采用 Tikhonov 二阶正则化算法根据映射关系 $\Phi = HU$, 求解出心脏电位矩阵 U 作为初值, 其中 H 为映射矩阵, Φ 为体表电位矩阵。

[0026] 进一步地, 所述步骤 (6) 中采用增广拉格朗日乘子法对目标函数进行优化求解。

[0027] 本发明基于低秩稀疏分解和非局部全变分约束, 对心内膜和心外膜细胞外电位进行了重建; 基于心脏表面电位的稀疏特性, 对其加以稀疏约束和低秩约束, 同时观察电位的低秩部分, 可以看到许多时空相似性, 因此又对低秩部分加以非局部全变分约束, 用以约束心脏表面电位的非局部相似性, 最后重建出心脏表面心内膜和心外膜的电位分布, 对于心室早搏位置和时间的确定, 心肌梗死位置和边界的确定等心率失常诊断有非常重要的意义。

附图说明

[0028] 图1为本发明无创心脏电位重建方法的流程示意图。

[0029] 图2为躯干及心脏三维模型示意图。

[0030] 图3为小波滤波后的64导联心电图信号示意图。

[0031] 图4为模拟室性早搏心脏表面电位重建结果的对比示意图。

[0032] 图5为真实病人室性早搏心脏表面电位重建结果的对比示意图。

具体实施方式

[0033] 为了更为具体地描述本发明, 下面结合附图及具体实施方式对本发明的技术方案进行详细说明。

[0034] 如图1所示, 本发明基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法, 包括如下步骤:

[0035] (1) 对病人进行胸腔CT或者MRI平扫, 得到CT或者MRI影像; CT或者MRI扫描的范围需要包括整个胸腔, 且要记录下多导联 (64导联或128导联) 心电图的电极位置。

[0036] (2) 根据病人的胸腔CT或者MRI影像, 建立病人的三维心脏模型和躯干模型, 然后将这两个模型放到同一坐标系下建立对应关系, 求出体表电位 Φ 与心脏电位 U 之间的映射

关系： $\Phi = HU$ 。

[0037] 通过在20~30张CT切片上分割出左心室心内膜，右心室心内膜和心外膜建立心脏的三维模型，通过在CT切片的三维视角上标注电极位置建立躯干的三维模型，如图2所示。心脏模型和躯干模型上的节点数目为500左右和导联数，通过躯干模型与心脏模型之间的对应关系，使用边界元法获得体表电位与心脏表面电位之间的映射矩阵H。

[0038] (3) 采集病人的多导联（一般为64导联或128导联）体表心电图信号，并对心电信号进行预处理。

[0039] 通过在病人躯干表面放置电极来获取病人的体表心电信号 Φ ，且采集后的心电信号通过小波滤波对之进行频域预处理，去除噪声，使得心电图的波形更加稳定，如图3所示。

[0040] (4) 根据已获得 Φ 和H，使用Tikhonov二阶正则化对心脏电位进行初始化，得到心脏心内膜和心外膜细胞外电位的粗略解U，Tikhonov二阶正则化的公式为：

$$[0041] \quad U = \operatorname{argmin} \|HU - \Phi\|_2^2 + \lambda^2 \|LU\|_2^2$$

[0042] 其中，L为拉普拉斯算子。

[0043] (5) 在Tikhonov二阶正则化粗略解的基础上，对心脏电位加以低秩和稀疏约束，并对低秩项加以非局部全变分约束，得到如下的约束最小化问题。

$$[0044] \quad \operatorname{Min}_{L,S,U} \operatorname{rank}(L) + \lambda \|S\|_0 + \mu \|\Phi - HU\|_F + \alpha J(E) \quad s.t. \quad U = L + S, L = E$$

[0045] 其中，心脏表面电位U被分解为低秩部分L和稀疏部分S，第一项为低秩约束，第二项为稀疏约束，第三项为保真项，第四项为非局部全变分约束， $\operatorname{rank}()$ 表示求秩， λ 为正则化系数， μ 为保真项系数， α 为正则化系数， $J()$ 为非局部全变分算子，E为前次迭代过程中的L。

[0046] 通过低秩稀疏分解将心脏表面电位分解为低秩和稀疏两个部分，分别加以低秩约束和稀疏约束，同时对低秩部分加以非局部全变分约束，如下：

$$[0047] \quad J(L) = \|\nabla_{NLTV} L\|_1 = \sum_a \sqrt{\sum_{b \in \Omega} (L(b) - L(a))^2 w(a,b)}$$

[0048] 其中： ∇_{NLTV} 是非局部全变分算子， $w(a,b)$ 为a,b位置的相对权重，可以表示为

$$w(a,b) = \exp\left(-\frac{\sum_{k=-i}^i G(k) \cdot |L(a+i) - L(b+i)|^2}{2h^2}\right), G(k) \text{ 为高斯核。}$$

[0049] (6) 通过增广拉格朗日乘子法对上述的约束最小化问题进行求解，增广拉格朗日方程为：

$$[0050] \quad \mathcal{L}(L, S, U, E) = \|L\|_* + \lambda \|S\|_1 - \langle Z, U - (L + S) \rangle + \frac{\beta}{2} \|U - (L + S)\|_F^2 + \frac{\mu}{2} \|HU - \Phi\|_F^2 + \alpha J(E) + \langle Z_L, L - E \rangle + \frac{\beta_L}{2} \|L - E\|_F^2$$

[0051] 可以将上述方程分解为几个子问题分别求解，最后通过迭代得到各个矩阵L,S,U,E的解为：

$$[0052] \quad L = F_{\frac{1}{\beta + \beta_L}}(X) \quad s.t. \quad X = \frac{\beta \left(U - S - \frac{Z}{\beta} \right) + \frac{\beta_L}{2} \left(E + \frac{Z_L}{\beta_L} \right)}{\beta + \beta_L}$$

[0053] 其中, $F_{\frac{1}{\beta + \beta_L}}(X) = US_{\frac{1}{\beta + \beta_L}}(s) V^T$, USV^T 是矩阵X的奇异值分解。

$$[0054] \quad S = S_{\frac{\lambda}{\beta}}(V_S) \quad s.t. \quad V_S = U - L + \frac{\beta}{Z}$$

[0055] 其中, $S = S_{\frac{\lambda}{\beta}}(V_S)$ 为软阈值收缩;

$$[0056] \quad U = (\mu H^T H + \beta) \left[\beta \left(L + S + \frac{Z}{\beta} \right) + \mu H^T \Phi \right]$$

$$[0057] \quad E = E - dx \left(\alpha \xi_{NLTV}(E) + \beta_L \left(E - L + \frac{Z_L}{\beta_L} \right) \right)$$

[0058] 其中, ξ_{NLTV} 是E的欧拉拉格朗日方程, dx是梯度下降算法中的步长;

[0059] 每一步迭代的拉格朗日算子由下式更新:

$$[0060] \quad Z^{k+1} = Z^k - \beta(U - S - L)$$

$$[0061] \quad Z_L^{k+1} = Z_L^k - \beta(L - E)$$

[0062] 我们将本发明整个算法在Windows 10 (64位) 系统中测试, 其中CPU为Intel (R) Core (TM) i9-7900x CPU@3.30GHz 3.31GHz, 主机内存为32GB RAM, 显卡型号为NVIDIA GeForce GTX 2080Ti, 主要编程环境为Matlab 2018b。

[0063] 为了验证本发明方法在心脏心内膜心外膜细胞外电位重建的精度和心率失常部位的定位精度, 我们应用了上述提出方法于模拟和真实病人的室性早搏数据, 对心脏表面电位进行了重建。图4显示了本发明方法对于模拟室性早搏情况下心内膜心外膜细胞外电位重建结果与其他方法与真值的对比, 可以看到本发明方法LRNLTV与真值最为接近, 定位精度为8mm; 图5显示了本发明方法对于真实病人室性早搏情况下心内膜心外膜细胞外电位重建结果与侵入性的金标准Ensite3000系统的对比结果。

[0064] 上述对实施例的描述是为便于本技术领域的普通技术人员能理解和应用本发明。熟悉本领域技术的人员显然可以容易地对上述实施例做出各种修改, 并把在此说明的一般原理应用到其他实施例中而不必经过创造性的劳动。因此, 本发明不限于上述实施例, 本领域技术人员根据本发明的揭示, 对于本发明做出的改进和修改都应该在本发明的保护范围之内。

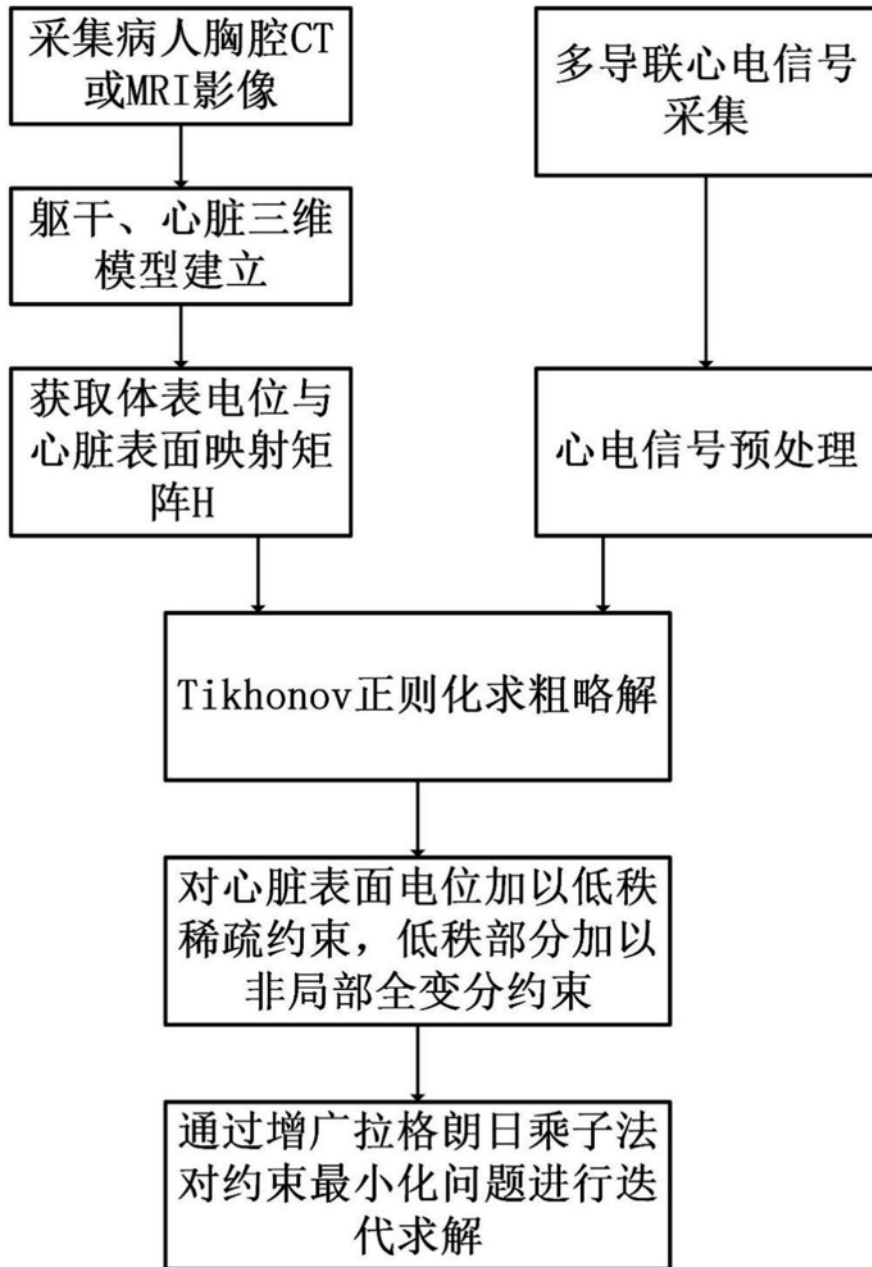


图1

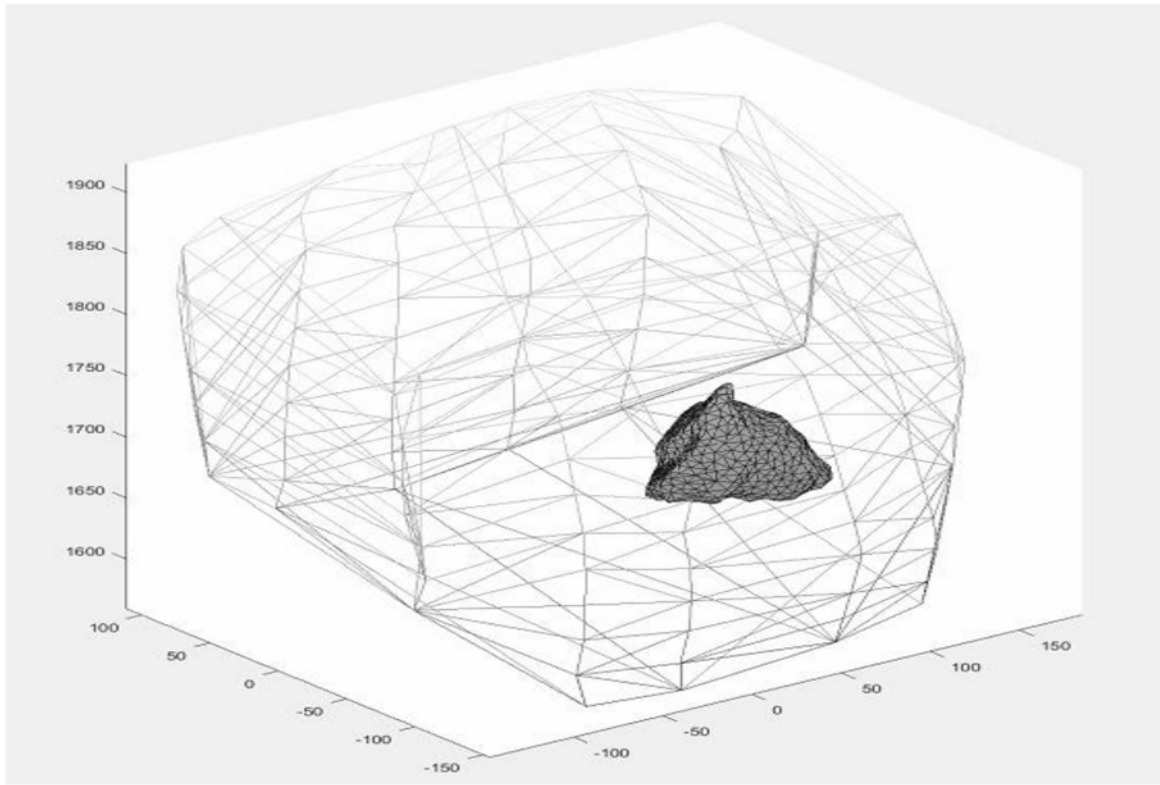


图2

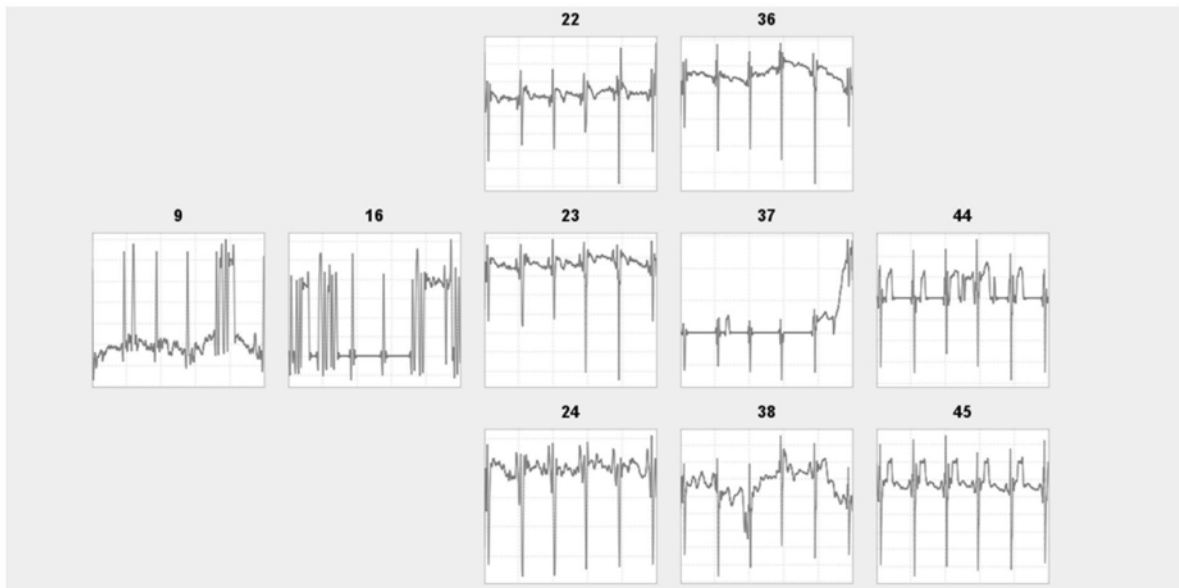


图3

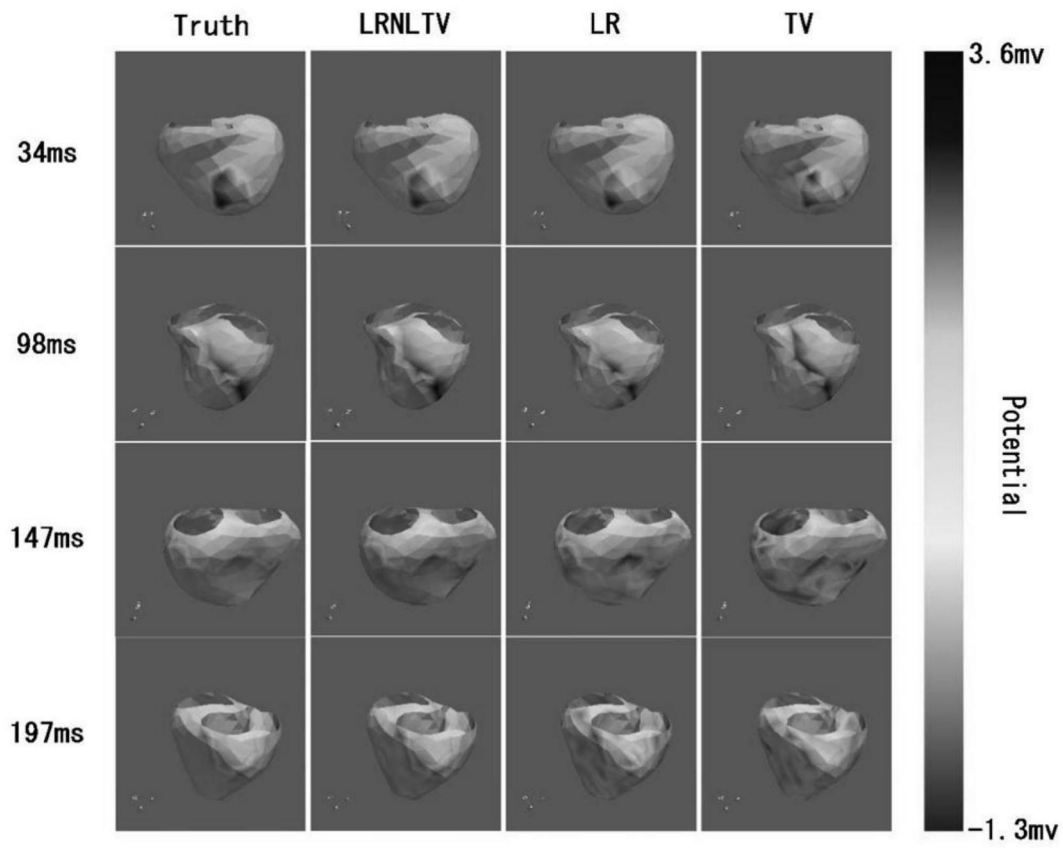


图4

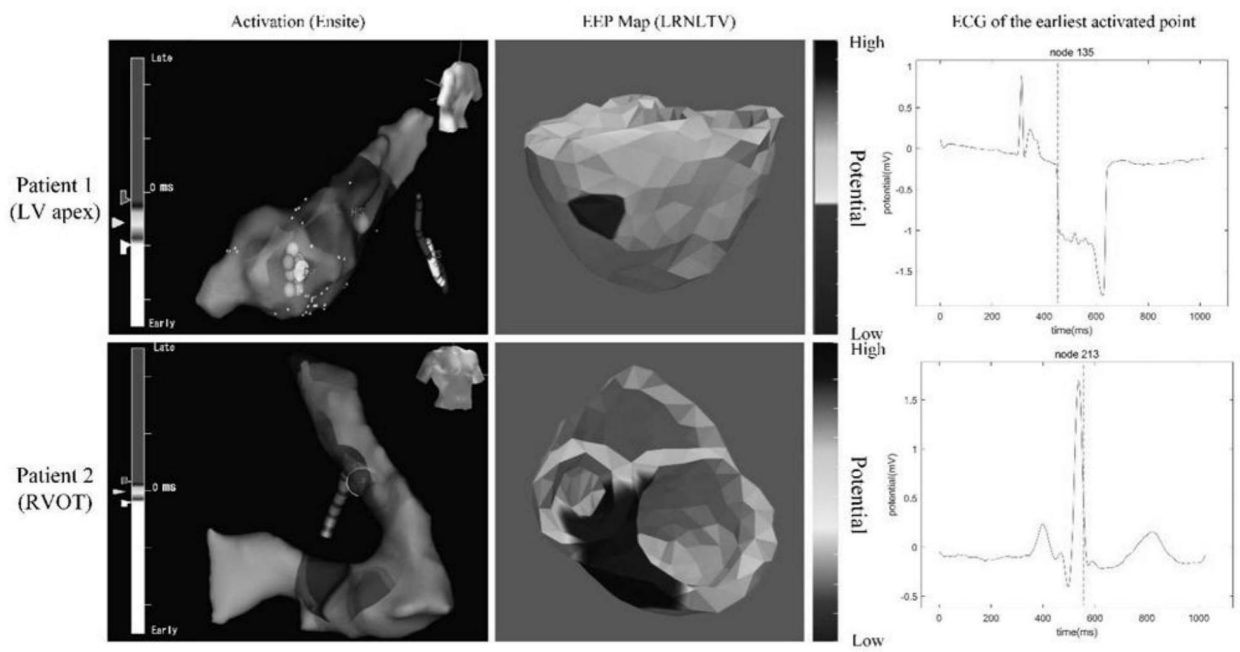


图5

专利名称(译)	基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法		
公开(公告)号	CN110811596A	公开(公告)日	2020-02-21
申请号	CN201911201983.4	申请日	2019-11-29
[标]申请(专利权)人(译)	浙江大学		
申请(专利权)人(译)	浙江大学		
当前申请(专利权)人(译)	浙江大学		
[标]发明人	刘华锋 穆礼德		
发明人	刘华锋 穆礼德		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/0402 A61B5/00 G06T17/00		
CPC分类号	A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/7235 A61B5/7282 G06T17/00 G06T2210/41		
代理人(译)	王琛		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于低秩与稀疏约束和非局部全变分的无创心脏电位重建方法，基于低秩稀疏分解和非局部全变分约束，对心内膜和心外膜细胞外电位进行了重建；基于心脏表面电位的稀疏特性，对其加以稀疏约束和低秩约束，同时观察电位的低秩部分，可以看到许多时空相似性，因此又对低秩部分加以非局部全变分约束，用以约束心脏表面电位的非局部相似性，最后重建出心脏表面心内膜和心外膜的电位分布，对于心室早搏位置和时间的确定，心肌梗死位置和边界的确定等心律失常诊断有非常重要的意义。

