



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107374610 B

(45)授权公告日 2020.05.08

(21)申请号 201710564362.7

A61B 5/0452(2006.01)

(22)申请日 2017.07.12

(56)对比文件

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107374610 A

CN 101836860 A,2010.09.22,
CN 104825133 A,2015.08.12,
US 5211178 A,1993.05.18,
DE 602005002326 T2,2008.05.29,
李明等.9通道心磁图仪性能测试与临床应用研究.《低温物理学报》.2017,第39卷(第3期),
第1-6页、图1-8.

(43)申请公布日 2017.11.24

(73)专利权人 漫迪医疗仪器(上海)有限公司
地址 201108 上海市闵行区金都路3688号1
幢221室

宋爱斌等.双立方插值和二元三次样条插值
在心磁图像处理中的应用.《数学的实践与认识》.2012,第42卷(第11期),参见第81-85页、图
1-7.

(72)发明人 孔祥燕 鲁丽 陈威 杨瑞虎
王佳磊

(74)专利代理机构 上海光华专利事务所(普通
合伙) 31219
代理人 徐秋平

审查员 刘统

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

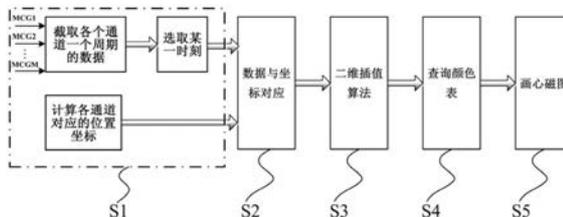
权利要求书3页 说明书6页 附图3页

(54)发明名称

心磁图生成方法及生成系统

(57)摘要

本发明提供一种应用于心磁图仪的心磁图生成方法及系统,包括:1)首先截取各个通道一个周期的数据,并从截取的数据中选取某一时刻,取出各个通道该时刻的数据,然后计算各通道在胸部上方对应的位置坐标;2)让各通道某个时刻的数据与坐标对应;3)对按位置排列好的二维心磁数据进行二维插值;4)对插值后的二维数据查询颜色表;5)画心磁图。本发明生成的心磁图,图像清晰,颜色分布均匀,在T波段可清晰的看到+-两个偶极子。此外,若从QRS波的S段到T段按设定步长画不同时刻的心磁图,则可以看到心脏活动电流的时空演化过程,医生可根据心磁图的偶极子数目和心脏活动电流的演化方向诊断该病人是否患心脏疾病。



1. 一种心磁图的生成方法,其特征在于,包括:

从心磁图仪的各通道中分别截取一个周期的心磁数据,从截取的心磁数据中选取某一时刻,取出各通道在该时刻的心磁数据;

计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标,包括:令所有通道在一个XY平面上,第一个通道的坐标为(0,0),各通道间的距离相等且为S;则从原点(0,0)开始,第一列通道的坐标为(0,0+iS),第二列通道的坐标为(S,0+iS),第三列通道的坐标为(2S,0+iS),...,第n列通道的坐标为((n-1)S,0+iS);其中,i为沿Y轴移动的步数;

令各通道在该时刻的心磁数据与计算得到的位置坐标对应,并将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵,包括:令对应完成后的心磁数据沿Y轴负向及X轴正向排列,将其坐标分布表示为 $C\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_K, y_K)\}$;在坐标分布C中搜索与坐标 (X_i, Y_i) 相等的坐标所对应的通道,其中, (X_i, Y_i) 为通道i在XY平面上的排列坐标;当找到相应的坐标时跳出搜索循环,并将通道i的心磁数据 MCG_i 放到一维数组的第k个位置,其中,k为搜索循环的执行次数;重复执行,直到将所有的心磁数据放到一维数组对应的位置上;从获取的一维数组中取出前n个数据放在第一行,再取出第n+1到第2n个数据放在第二行,以此类推,直到将一维数组按Y轴负向及X轴正向排列成二维矩阵;

对所述二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理;

在颜色表中查到与各插值后的心磁数据值相对应的颜色,并在心磁图的对应位置显示出来以绘制出彩色的心磁图。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述截取各通道一个周期的心磁数据,包括:

计算所有通道心磁数据的平均周期 \bar{T} , $\bar{T} = \frac{1}{K(N-1)} \sum_{m=1}^K \sum_{i=1}^{N-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}$, 其中, R_{t_i} 为第i个R

峰所在的时刻,N为心磁数据中R波的个数,K为通道个数;

以各通道心磁数据中的R峰所在时刻为参考点,分别向前取分数倍个平均周期的数据,向后取1-分数倍个平均周期的数据,从而组成一个周期的心磁数据。

3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述对二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理,包括:

令:在XY平面上一系列坐标点 (x_i, y_j) ($i=0, 1, 2, \dots, n; j=0, 1, 2, \dots, m$)上的心磁数据值为 $a_{ij}=f(x_i, y_j)$;

构造二元函数 $z=z(x, y)$,使 $z(x_i, y_j)$ 的值逼近 a_{ij} ,此时, $z(x_i, y_j)$ 即是所求的坐标点 (x_i, y_j) 处的插值。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,构造的二元函数z为:

$$z(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m u_{ij} \varphi_i(x) \psi_j(y),$$

其中, $\varphi_i(x)$ 为X轴坐标区间 $\{x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_n\}$ 上的非零三次基样条函数, $\psi_j(y)$ 为Y轴坐标区间 $\{y_0 < y_1 < y_2 < \dots < y_m\}$ 上的非零三次基样条函数, u_{ij} 为待定系数,通过对 $z(x, y)$ 求导得到。

5. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述绘制彩色的心磁图,还包括:找出图像

中的最大值和最小值,分别在最大值处画+号,最小值处画-,并把最大值和最小值用带箭头的直线连接起来,其中,箭头指向最小值。

6. 一种心磁图的生成系统,其特征在于,包括:

数据获取模块,用于从心磁图仪的各通道中分别截取一个周期的心磁数据,从截取的心磁数据中选取某一时刻,取出各通道在该时刻的心磁数据;

坐标计算模块,用于计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标,包括:令所有通道在一个XY平面上,第一个通道的坐标为(0,0),各通道间的距离相等且为S;则从原点(0,0)开始,第一列通道的坐标为(0,0+iS),第二列通道的坐标为(S,0+iS),第三列通道的坐标为(2S,0+iS),...,第n列通道的坐标为((n-1)S,0+iS);其中,i为沿Y轴移动的步数;

对应处理模块,用于令各通道在该时刻的心磁数据与计算得到的位置坐标对应,并将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵,包括:令对应完成后的心磁数据沿Y轴负向及X轴正向排列,将其坐标分布表示为 $C\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_K, y_K)\}$;在坐标分布C中搜索与坐标 (X_i, Y_i) 相等的坐标所对应的通道,其中, (X_i, Y_i) 为通道i在XY平面上的排列坐标;当找到相应的坐标时跳出搜索循环,并将通道i的心磁数据 MCG_i 放到一维数组的第k个位置,其中,k为搜索循环的执行次数;重复执行,直到将所有的心磁数据放到一维数组对应的位置上;从获取的一维数组中取出前n个数据放在第一行,再取出第n+1到第2n个数据放在第二行,以此类推,直到将一维数组按Y轴负向及X轴正向排列成二维矩阵;

插值处理模块,用于对所述二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理;

图像生成模块,用于在颜色表中查到与各插值后的心磁数据值相对应的颜色,并在心磁图的对应位置显示出来以绘制出彩色的心磁图。

7. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述截取各通道一个周期的心磁数据,包括:

计算所有通道心磁数据的平均周期 \bar{T} , $\bar{T} = \frac{1}{K(N-1)} \sum_{m=1}^K \sum_{i=1}^{N-1} Rt_{i+1} - Rt_i$, 其中, Rt_i 为第i个R

峰所在的时刻,N为心磁数据中R波的个数,K为通道个数;

以各通道心磁数据中的R峰所在时刻为参考点,分别向前取分数倍个平均周期的数据,向后取1-分数倍个平均周期的数据,从而组成一个周期的心磁数据。

8. 根据权利要求6所述的系统,其特征在于,所述对二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理,包括:

令:在XY平面上一系列坐标点 (x_i, y_j) ($i=0, 1, 2, \dots, n; j=0, 1, 2, \dots, m$)上的心磁数据值为 $a_{ij} = f(x_i, y_j)$;

构造二元函数 $z = z(x, y)$,使 $z(x_i, y_j)$ 的值逼近 a_{ij} ,此时, $z(x_i, y_j)$ 即是所求的坐标点 (x_i, y_j) 处的插值。

9. 根据权利要求8所述的系统,其特征在于,构造的二元函数 $z(x, y)$ 为:

$$z(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m u_{ij} \varphi_i(x) \psi_j(y),$$

其中, $\varphi_i(x)$ 为X轴坐标区间 $\{x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_n\}$ 上的非零三次基样条函数, $\psi_j(y)$ 为Y轴坐标区间 $\{y_0 < y_1 < y_2 < \dots < y_m\}$ 上的非零三次基样条函数, u_{ij} 为待定系数,通过对 $z(x,$

y) 求导得到。

10. 根据权利要求6所述的系统,其特征在於,所述图像生成模块还用于:找出图像中的最大值和最小值,分别在最大值处画+号,最小值处画-,并把最大值和最小值用带箭头的直线连接起来,其中,箭头指向最小值。

心磁图生成方法及生成系统

技术领域

[0001] 本发明属于生物医学信号分析领域,特别涉及一种应用于心磁图仪中的心磁图生成方法及系统。

背景技术

[0002] 心肌细胞周期性的极化与去极化过程形成了心电图 (Electrocardiograph, ECG), 但由于心电信号经人体组织传出后信号损失较大, 而磁信号的传导不受肌肉等组织的影响, 因此心磁图 (magnetocardiogram, MCG) 成为最近研究的一个热点。

[0003] 心磁图是利用多通道心磁图仪测得人体心脏上方不同区域的磁场强度, 并把这些测得的磁场值按位置排列以不同的颜色显示出来。研究表明, 心磁图在冠心病、心律失常等心脏疾病的诊断、风险分级等方面存在明显的优势。Brisinda等人发现心磁图可用于鉴别左束支传导阻滞患者(他们心磁图的R峰位置磁场演化方向与正常人相反)^[1]。Park等人的研究表明, 对于预测急性胸痛和无ST段抬高的冠心病患者, MCG优于ECG、超声心动图和肌钙蛋白测试; 此外, MCG可以准确检测伴有急性胸痛的束支传导阻滞患者, 而ECG则无法诊断^[2]。Fainzilberg等人利用4通道心磁图仪研究了123个冠心病患者和124个正常人, 并对受试者的心磁图进行分类(0正常—4完全异常), 发现若以分类值1.75为阈值, 则MCG分类的敏感性和一致性分别达到了76%和81%^[3]。

[0004] 上述研究表明, 心磁图在心脏疾病的诊断、预测、风险评估等方面有潜在优势, 因此, 如何通过心磁图算法产生高质量的心磁图成为临床研究的一个热点。中国专利文献号CN1552285A公开(公告)日2004.12.08, 公开了一种心磁波组图及其分析方法, 但该方法仅是将不同位置同一时刻测得的心磁信号画在同一个坐标轴上, 无法反映心脏上方不同位置的磁场分布情况。中国专利文献号CN102682425B授权(公告)日2014.10.15, 公开了一种心磁图系统和创建心磁图图像的方法, 该方法使用一种基于模型学习的算法, 即使用基于毕奥-萨伐尔定律而随机产生的大量高分辨率MCG图像来构造模型, 通过为模型配备稀疏测量, 创建高分辨MCG图像。但该方法要通过创建模型, 并且为模型配备稀疏测量才能产生心磁图图像, 算法过于复杂, 处理时间长, 无法满足临床上实时分析心磁图图谱的要求。因此, 如何以有限点位置的磁场强度值产生高分辨率、实时性好的心磁图是我们需要解决的一个难题。

[0005] 参考文献:

[0006] [1] D. Brisinda and R. Fenici, "Magnetocardiographic study of patients with right and left bundle branch blocks," in International Congress Series, 2007, pp. 451-454.

[0007] [2] J. W. Park, P. M. Hill, N. Chung, P. G. Hugenholtz, and F. Jung, "Magnetocardiography predicts coronary artery disease in patients with acute chest pain," Annals of noninvasive electrocardiology, vol. 10, pp. 312-323, 2005.

[0008] [3] L. Fainzilberg, I. Chaikovsky, S. Auth-Eisernitz, B. Awolin, D. Ivaschenko,

and B.Hailer, "Sensitivity and specificity of magnetocardiography, using computerized classification of current density vectors maps, in ischemic patients with normal ECG and echocardiogram," in International Congress Series, 2007, pp. 468-471.

发明内容

[0009] 鉴于以上所述现有技术的缺点,本发明的目的在于提供一种应用于心磁图仪的心磁图生成方法及系统,用于解决现有技术中的上述问题,从而为临床诊断心脏疾病提供参考价值。

[0010] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明提供一种心磁图的生成方法,包括:从心磁图仪的各通道中分别截取一个周期的心磁数据,从截取的心磁数据中选取某一时刻,取出各通道在该时刻的心磁数据;计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标;令各通道在该时刻的心磁数据与计算得到的位置坐标对应,并将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵;对所述二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理;在颜色表中查到与各插值后的心磁数据值相对应的颜色,并在心磁图的对应位置显示出来以绘制出彩色的心磁图。

[0011] 于本发明一实施例中,所述截取各通道一个周期的心磁数据,包括:计算所有通道

心磁数据的平均周期 \bar{T} , $\bar{T} = \frac{1}{K(N-1)} \sum_{m=1}^K \sum_{i=1}^{N-1} Rt_{i+1} - Rt_i$, 其中, Rt_i 为第 i 个 R 峰所在的时刻, N 为

心磁数据中 R 波的个数, K 为通道个数;以各通道心磁数据中的 R 峰所在时刻为参考点,分别向前取分数倍个平均周期的数据,向后取 1 -分数倍个平均周期的数据,从而组成一个周期的心磁数据。

[0012] 于本发明一实施例中,所述计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标,包括:令:所有通道在一个 XY 平面上,第一个通道的坐标为 $(0, 0)$, 各通道间的距离相等且为 S ; 则:从原点 $(0, 0)$ 开始,第一列通道的坐标为 $(0, 0+iS)$, 第二列通道的坐标为 $(S, 0+iS)$, 第三列通道的坐标为 $(2S, 0+iS)$, ..., 第 n 列通道的坐标为 $((n-1)S, 0+iS)$; 其中, i 为沿 Y 轴移动的步数。

[0013] 于本发明一实施例中,所述将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵,包括:令对应完成后的心磁数据沿 Y 轴负向及 X 轴正向排列,将其坐标分布表示为 $C\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3), \dots, (x_K, y_K)\}$; 在坐标分布 C 中搜索与坐标 (X_i, Y_i) 相等的坐标所对应的通道,其中, (X_i, Y_i) 为通道 i 在 XY 平面上的排列坐标;当找到相应的坐标时跳出搜索循环,并将通道 i 的心磁数据 MCG_i 放到一维数组的第 k 个位置,其中, k 为搜索循环的执行次数;重复执行,直到将所有的心磁数据放到一维数组对应的位置上;从获取的一维数组中取出前 n 个数据放在第一行,再取出第 $n+1$ 到第 $2n$ 个数据放在第二行,以此类推,直到将一维数组按 Y 轴负向及 X 轴正向排列成二维矩阵。

[0014] 于本发明一实施例中,所述对二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理,包括:令:在 XY 平面上一系列坐标点 (x_i, y_j) ($i=0, 1, 2, \dots, n; j=0, 1, 2, \dots, m$) 上的心磁数据值为 $a_{ij} = f(x_i, y_j)$; 构造二元函数 $z = z(x, y)$, 使 $z(x_i, y_j)$ 的值逼近 a_{ij} , 此时, $z(x_i, y_j)$ 即是所求的坐标点 (x_i, y_j) 处的插值。

[0015] 于本发明一实施例中,构造的二元函数 z 为: $z(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m u_{ij} \varphi_i(x) \psi_j(y)$, 其中,

$\varphi_i(x)$ 为X轴坐标区间 $\{x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_n\}$ 上的非零三次基样条函数, $\psi_j(y)$ 为Y轴坐标区间 $\{y_0 < y_1 < y_2 < \dots < y_m\}$ 上的非零三次基样条函数, u_{ij} 为待定系数,通过对 $z(x, y)$ 求导得到。

[0016] 于本发明一实施例中,所述绘制彩色的心磁图,还包括:找出图像中的最大值和最小值,分别在最大值处画+号,最小值处画-,并把最大值和最小值用带箭头的直线连接起来,其中,箭头指向最小值。

[0017] 为实现上述目的及其他相关目的,本发明提供一种心磁图的生成系统,包括:数据获取模块,用于从心磁图仪的各通道中分别截取一个周期的心磁数据,从截取的心磁数据中选取某一时刻,取出各通道在该时刻的心磁数据;坐标计算模块,用于计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标;对应处理模块,用于令各通道在该时刻的心磁数据与计算得到的位置坐标对应,并将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵;插值处理模块,用于对所述二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理;图像生成模块,用于在颜色表中查到与各插值后的心磁数据值相对应的颜色,并在心磁图的对应位置显示出来以绘制出彩色的心磁图。

[0018] 于本发明一实施例中,所述截取各通道一个周期的心磁数据,包括:计算所有通道

心磁数据的平均周期 \bar{T} , $\bar{T} = \frac{1}{K(N-1)} \sum_{m=1}^K \sum_{i=1}^{N-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}$, 其中, R_{t_i} 为第 i 个R峰所在的时刻, N 为

心磁数据中R波的个数, K 为通道个数;以各通道心磁数据中的R峰所在时刻为参考点,分别向前取分数倍个平均周期的数据,向后取 1 -分数倍个平均周期的数据,从而组成一个周期的心磁数据。

[0019] 于本发明一实施例中,所述计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标,包括:令:所有通道在一个XY平面上,第一个通道的坐标为 $(0, 0)$, 各通道间的距离相等且为 S ; 则:从原点 $(0, 0)$ 开始,第一列通道的坐标为 $(0, 0+iS)$, 第二列通道的坐标为 $(S, 0+iS)$, 第三列通道的坐标为 $(2S, 0+iS)$, ..., 第 n 列通道的坐标为 $((n-1)S, 0+iS)$; 其中, i 为沿Y轴移动的步数。

[0020] 于本发明一实施例中,所述将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵,包括:令对应完成后的心磁数据沿Y轴负向及X轴正向排列,将其坐标分布表示为 $C\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3), \dots, (x_K, y_K)\}$; 在坐标分布 C 中搜索与坐标 (X_i, Y_i) 相等的坐标所对应的通道,其中, (X_i, Y_i) 为通道 i 在XY平面上的排列坐标;当找到相应的坐标时跳出搜索循环,并将通道 i 的心磁数据 MCG_i 放到一维数组的第 k 个位置,其中, k 为搜索循环的执行次数;重复执行,直到将所有的心磁数据放到一维数组对应的位置上;从获取的一维数组中取出前 n 个数据放在第一行,再取出第 $n+1$ 到第 $2n$ 个数据放在第二行,以此类推,直到将一维数组按Y轴负向及X轴正向排列成二维矩阵。

[0021] 于本发明一实施例中,所述对二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理,包括:令:在XY平面上一系列坐标点 (x_i, y_j) ($i=0, 1, 2, \dots, n; j=0, 1, 2, \dots, m$) 上的心磁数据值为 $a_{ij} = f(x_i, y_j)$; 构造二元函数 $z = z(x, y)$, 使 $z(x_i, y_j)$ 的值逼近 a_{ij} , 此时, $z(x_i, y_j)$ 即是所求的坐标点 (x_i, y_j) 处的插值。

[0022] 于本发明一实施例中,构造的二元函数 $z(x, y)$ 为: $z(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m u_{ij} \varphi_i(x) \psi_j(y)$, 其

中, $\varphi_i(x)$ 为X轴坐标区间 $\{x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_n\}$ 上的非零三次基样条函数, $\psi_j(y)$ 为Y轴坐标

区间 $\{y_0 < y_1 < y_2 < \dots < y_m\}$ 上的非零三次基样条函数, u_{ij} 为待定系数, 通过对 $z(x, y)$ 求导得到。

[0023] 于本发明一实施例中, 所述图像生成模块还用于: 找出图像中的最大值和最小值, 分别在最大值处画+号, 最小值处画-, 并把最大值和最小值用带箭头的直线连接起来, 其中, 箭头指向最小值。

[0024] 如上所述, 本发明的心磁图的生成方法及生成系统, 生成的心磁图图像清晰, 颜色分布均匀, 在T波段可清晰的看到+-两个偶极子。若从QRS波的S段到T段按设定步长画不同时刻的心磁图, 则可以看到心脏活动电流的时空演化, 医生可根据心磁图的偶极子数目和心脏活动电流的演化方向诊断该病人是否患心脏疾病。

附图说明

[0025] 图1显示为本发明一实施例中的心磁图的生成方法的流程图。

[0026] 图2显示为本发明一实施例中步长 $i=5$ 时 K 个通道在 XY 平面的坐标分布情况。

[0027] 图3显示为本发明一实施例中的心磁数据的插值算法的示意图。

[0028] 图4显示为用本发明的心磁图算法生成的正常人的心磁图。

[0029] 图5显示为用本发明的心磁图算法生成的心脏病患者的心磁图。

[0030] 图6显示为本发明一实施例中的心磁图的生成系统的模块图。

具体实施方式

[0031] 以下通过特定的具体实例说明本发明的实施方式, 本领域技术人员可由本说明书所揭露的内容轻易地了解本发明的其他优点与功效。本发明还可以通过另外不同的具体实施方式加以实施或应用, 本说明书中的各项细节也可以基于不同观点与应用, 在没有背离本发明的精神下进行各种修饰或改变。需说明的是, 在不冲突的情况下, 以下实施例及实施例中的特征可以相互组合。

[0032] 需要说明的是, 以下实施例中所提供的图示仅以示意方式说明本发明的基本构想, 遂图式中仅显示与本发明中有关的组件而非按照实际实施时的组件数目、形状及尺寸绘制, 其实际实施时各组件的型态、数量及比例可为一种随意的改变, 且其组件布局型态也可能更为复杂。

[0033] 如图1所示, 本发明的心磁图生成方法, 具体包括5个步骤:

[0034] 步骤S1: 截取各个通道某个时刻的心磁数据。具体实现方法为: 首先, 截取各个通道一个周期的心磁数据 $MCG_1 \sim MCG_M$ (即从每个通道中取出的一个周期的心磁数据的个数为 M 个, 对于36通道心磁采集系统, 通道总数为36, 每个通道一个周期的数据大概有800多个), 并从截取的数据中选取某一时刻, 取出各个通道该时刻的数据; 然后, 计算各通道在胸部表面对应的测量点的位置坐标。

[0035] 所述的截取各个通道一个周期的数据, 包括: 首先, 计算所有通道心磁数据的平均周期 \bar{T} ; 然后, 以各通道心磁数据中的R峰所在时刻为参考点, 分别向前取 $2/5$ 个平均周期的数据, 向后取 $3/5$ 个平均周期的数据, 组成一个周期。

[0036] 所述的平均周期计算公式为, $\bar{T} = \frac{1}{K(N-1)} \sum_{m=1}^K \sum_{i=1}^{N-1} R_{t_{i+1}} - R_{t_i}$, 其中, R_{t_i} 为第 i 个 R 峰所在时刻, N 为心磁数据中 R 波的个数, K 为总的通道个数。

[0037] 所述的计算各通道在胸部上方对应的位置坐标: 假设所有通道 (K 个) 在一个 XY 平面上, 第一个通道的坐标为 $(0, 0)$, 各通道间的距离相等且为 S , 则从原点开始沿 X 轴方向的第一列通道的坐标为 $(0, 0+iS)$, i 为沿 Y 轴方向向上移动的步数, i 的取值为 $1 \sim K$ 范围内的整数; 第二列通道的坐标为 $(S, 0+iS)$, 以此类推, 可计算其它所有通道对应的 XY 平面坐标。图 2 显示了步长 $i=5$ 时, K 个通道的坐标分布情况。

[0038] 步骤 S2: 让各通道某个时刻的心磁数据与坐标对应, 即把各通道某个时刻的心磁数据放到对应的位置坐标上, 形成二维矩阵。具体实现方法为: 假设坐标对应完成后的数据沿 Y 轴正向、X 轴正向排列, 其坐标分布为 $C\{(x_1, y_1), (x_2, y_2), (x_3, y_3) \dots (x_K, y_K)\}$; 假设通道 i 在 XY 二维平面上的排列坐标为 (X_i, Y_i) 。首先, 在坐标分布 C 中寻找与坐标 (X_i, Y_i) 相等的通道, 当找到相应的坐标时, 跳出搜索循环, 假设此时循环次数为 k , 则把通道 i 的心磁数据 MCG_i 放到一维数组的第 k 个位置; 然后, 按上述方法把所有的心磁数据放到一维数组对应的位置上; 例如: 36 通道心磁系统, 同一时刻每个通道就各取出此时刻的数据, 即每个通道取出一个数据, 共取出 36 个数据, 在 C 上寻找与各个数据坐标 (X_i, Y_i) 完全一样的坐标, 寻找到即退出循环, 循环次数即是 36 个位置中对应的位置号 $1 \dots 36$; 最后, 把上述一维数组按 Y 轴负向、X 轴正向排列成二维矩阵, 即假设二维矩阵列数为 n , 则首先取出一维数组的前 n 个数据放在第一行, 然后取出一维数组的第 $n+1$ 到第 $2n$ 个数据放在第二行, 以此类推, 把所有数据放在二维矩阵的相应位置。

[0039] 步骤 S3: 对按位置排列好的二维心磁数据进行二维插值。由于心磁图仪的信号通道数有限, 例如: 36 通道心磁图仪某一时刻仅有 36 个心磁数据, 用这 36 个心磁数据进行心磁图成像, 图像分辨率太低, 因此, 需要对按位置排列好的二维心磁数据进行二维插值。

[0040] 请参阅图 3, 本发明采用双三次样条插值算法对二维心磁数据进行插值, 具体实施方法为: 假设在 XY 平面上一系列坐标点 (x_i, y_j) ($i=0, 1, 2, \dots, n; j=0, 1, 2, \dots, m; n$ 和 m 的取值为 $1 \sim K$ 范围内的整数) 上的心磁数据值为 $a_{ij} = f(x_i, y_j)$, 构造二元函数 $z = z(x, y)$, 使 $z(x_i, y_j)$ 的值逼近 a_{ij} , 即 $z(x_i, y_j)$ 即是所求的坐标点 (x_i, y_j) 处的插值。图 3 显示了插值前的采集数据 $z_{i,j}(x_i, y_j)$ 与插值数据 $z_{i,m,n}(x_{i,m,n}, y_{i,m,n})$ 的分布情况。

[0041] 本发明中构造 $z(x, y) = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^m u_{ij} \varphi_i(x) \psi_j(y)$, 其中, $\varphi_i(x)$ 为 X 轴坐标区间 $\{x_0 < x_1 < x_2 < \dots < x_n\}$ 上的非零三次基样条函数, $\psi_j(y)$ 为 Y 轴坐标区间 $\{y_0 < y_1 < y_2 < \dots < y_m\}$ 上的非零三次基样条函数, u_{ij} 为待定系数, 可通过对 $z(x, y)$ 求导计算得到。

[0042] 步骤 S4: 对插值后的二维数据查询颜色表。根据插值后的心磁数据值在颜色表中查到相应的颜色在心磁图对应位置显示出来。为提高心磁图的图像分辨率, 颜色表采用 for 循环生成 256 色线性均匀颜色表, 每种颜色的差值可自行设定, 以达到较好的均匀性和连续性。

[0043] 步骤 S5: 画心磁图。具体实现方法为: 首先, 设定图像的尺寸; 然后, 在图像的对应位置上按心磁数据的值查找颜色表, 将相应的颜色值画在图像上; 最后, 找出图像中的最大值和最小值, 分别在最大值处画 + 号, 最小值处画 - 号, 并把最大值和最小值用带箭头的直线连

接起来,箭头指向最小值。

[0044] 为验证心磁图生成算法的有效性,我们利用9通道心磁图仪在徐汇区中心医院分别采集了正常人和心脏病患者的心磁数据进行算法验证。首先,利用9通道心磁图仪在胸腔上方设定的四个固定点位置采集了四次心磁数据(每次采集9个通道的数据),共组成36通道心磁数据;然后,按照本发明的心磁图生成算法,对这36通道的心磁数据依次进行了①截取各个通道一个周期的数据,并从截取的数据中选取某一时刻,取出各个通道该时刻的数据;然后计算各通道在胸部上方对应的位置坐标。②让各通道某个时刻的数据与坐标对应。③对按位置排列好的二维心磁数据进行二维插值。④对插值后的二维数据查询颜色表。⑤画心磁图等5个步骤,生成的正常人心磁图如附图4所示,心脏病患者的心磁图如附图5所示。

[0045] 如图6所示,与上述方法实施例原理相似的是,本发明还提供一种心磁图的生成系统,包括:数据获取模块601、坐标计算模块602、对应处理模块603、插值处理模块604、图像生成模块605。由于前述方法实施例中的技术特征可以应用于本系统实施例,因而不再重复赘述。

[0046] 数据获取模块604从心磁图仪的各通道中分别截取一个周期的心磁数据,从截取的心磁数据中选取某一时刻,取出各通道在该时刻的心磁数据。坐标计算模块602计算各通道在胸腔表面对应的位置坐标。对应处理模块603令各通道在该时刻的心磁数据与计算得到的位置坐标对应,并将对应后的各坐标按位置排列以形成二维矩阵。插值处理模块604对所述二维矩阵的心磁数据进行二维插值处理。图像生成模块605在颜色表中查到与各插值后的心磁数据值相对应的颜色,并在心磁图的对应位置显示出来以绘制出彩色的心磁图。

[0047] 综上所述,本发明的心磁图生成方法及生成系统,有效克服了现有技术中的种种缺点而具高度产业利用价值。

[0048] 上述实施例仅例示性说明本发明的原理及其功效,而非用于限制本发明。任何熟悉此技术的人士皆可在不违背本发明的精神及范畴下,对上述实施例进行修饰或改变。因此,举凡所属技术领域中具有通常知识者在未脱离本发明所揭示的精神与技术思想下所完成的一切等效修饰或改变,仍应由本发明的权利要求所涵盖。

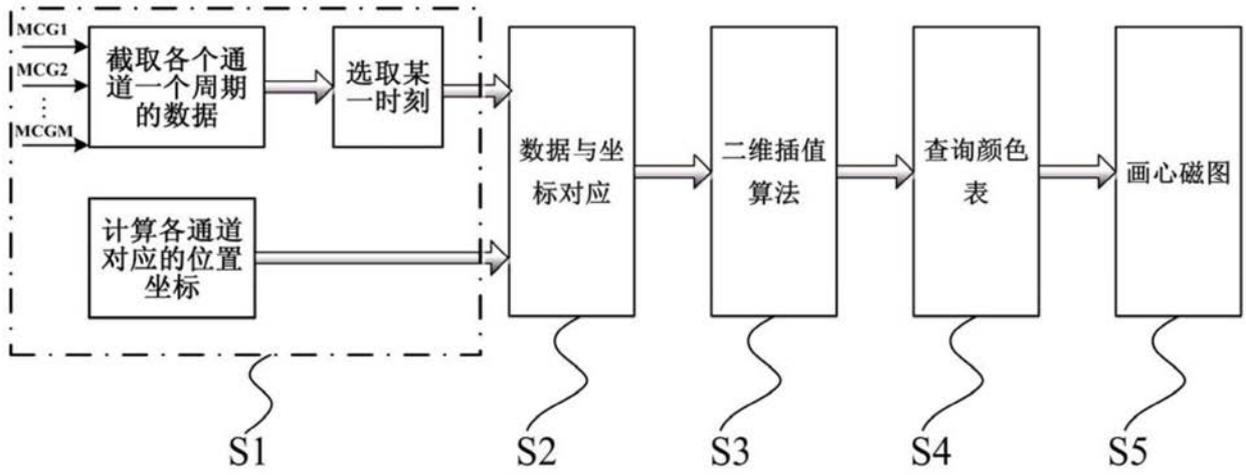


图1

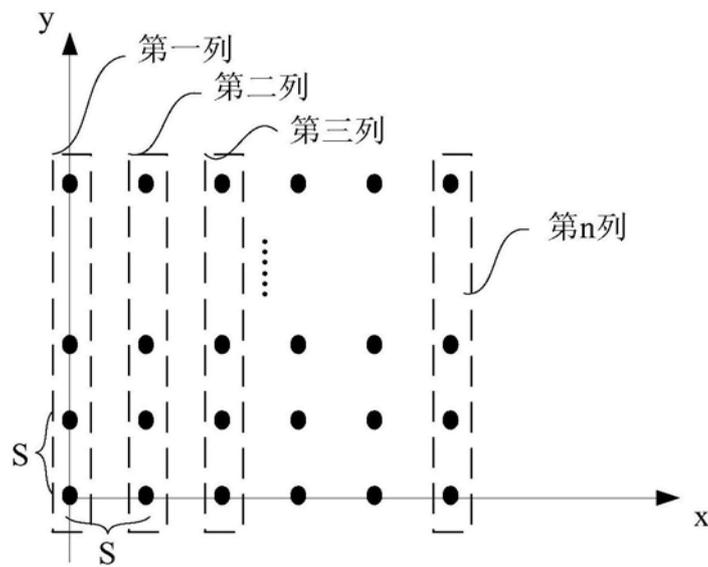


图2

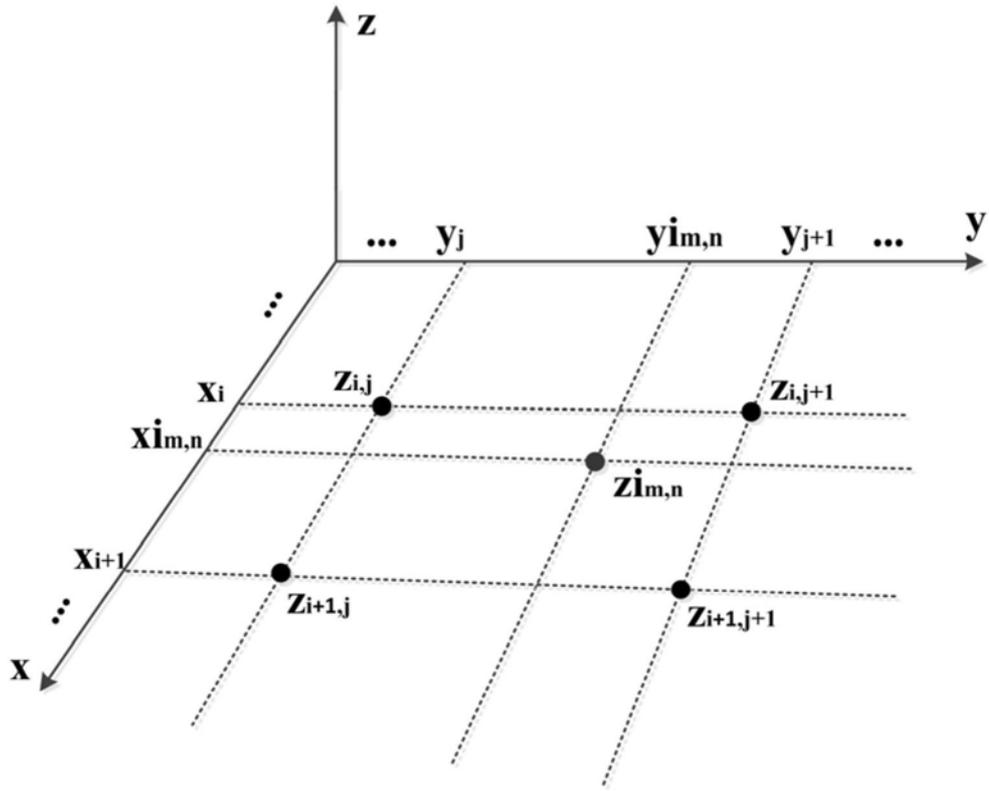


图3

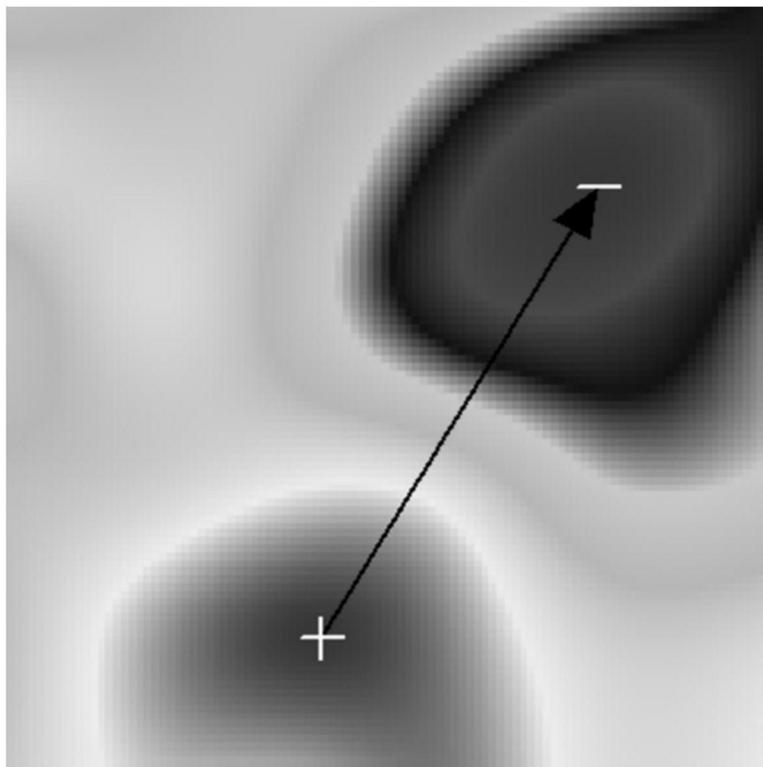


图4

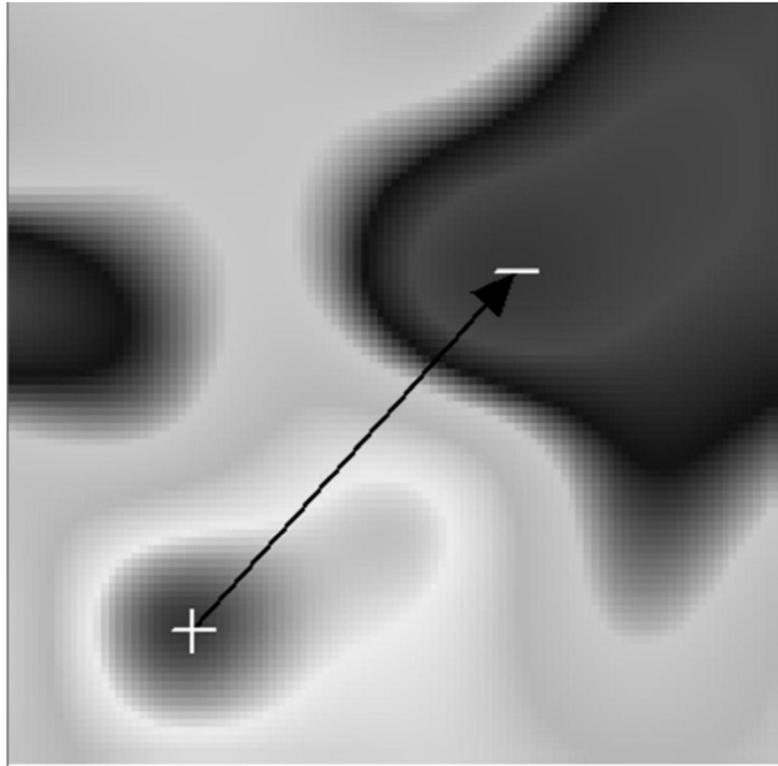


图5



图6