



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101897576 A

(43) 申请公布日 2010.12.01

(21) 申请号 201010229258.0

(22) 申请日 2010.07.18

(71) 申请人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路 5 号

(72) 发明人 王倩 谷红芳 蔡文艳 魏玉科
刘政豪 张辰 高智 杨涛 马平
王越 王守证 戴远东

(74) 专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理
事务所(普通合伙) 11360

代理人 苏爱华

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006.01)

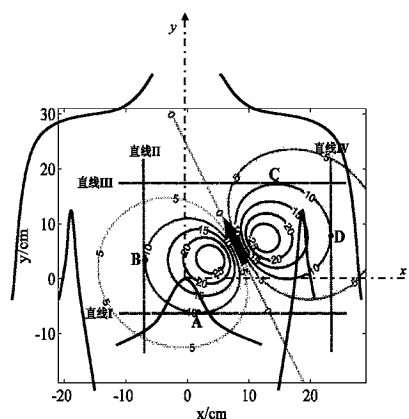
权利要求书 2 页 说明书 5 页 附图 5 页

(54) 发明名称

基于心脏单电流偶极子模型确定心磁测量范围的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种基于心脏单电流偶极子模型确定心脏磁场测量范围的方法,该方法首先在人体胸前或背后建立一个三维直角坐标系,在坐标系中计算得到心脏磁场的最大值 $T_{\max}$ 、最小值 $T_{\min}$,以及对应的坐标点;根据心磁最大值和心磁最小值及其坐标,确定心脏单电流偶极子的位置和幅值;以心脏单电流偶极子为心脏电流源在心磁测量平面上模拟激发磁场,形成心磁地图,利用心磁幅值的衰减程度,在上述心磁地图上确定一合理的心磁测量范围。本发明可快速确定心磁测量范围,同时根据具体测量需要,灵活地确定多点心磁测量覆盖范围的大小,有利于尽可能多地获取有用的心磁信息。



1. 一种基于心脏单电流偶极子模型确定心脏磁场测量范围的方法,其包括如下步骤:

第一步,在人体胸前或背后建立一个三维直角坐标系,该坐标系的坐标原点为人体剑突对应的位置,y轴方向为人体躯干纵向平行方向,x轴方向与y轴方向垂直,z轴方向与x、y轴满足右手螺旋定则;

第二步,在上述坐标系中计算得到心脏磁场的最大值 $T_{\max}$ 、最小值 $T_{\min}$,以及对应的坐标点;

第三步,根据心磁最大值点和心磁最小值点坐标,确定心脏电流偶极子的位置和幅值;

第四步,以心脏电流偶极子为心脏电流源模拟激发磁场,形成心磁地图;

第五步,利用心磁幅值的衰减程度,在上述心磁地图上确定一合理的心磁测量范围。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,确定xOy面近似与人体胸前或背后的心磁测量平面相重合,利用插值计算在该xOy面上得到心脏磁场的最大值点 $M_{\max}$ 和最小值点 $M_{\min}$,具体包括:

1) 在上述坐标系中,分别以剑突和锁骨肩峰端为圆心,半径为小于5cm画圆,在上述两圆内任意选择两个测量点,分别为测量点 M_1 和测量点 M_5 ;

2) 将测量点 M_1 和测量点 M_5 连成一直线,在该直线上位于 M_1 点与 M_5 点之间确定三个心磁信号测量点,分别是测量点 M_2 、测量点 M_3 和测量点 M_4 ,上述五个测量点间距相等;

3) 对测量点 M_1 、测量点 M_2 、测量点 M_3 、测量点 M_4 和测量点 M_5 进行心磁信号测量,分别得到心磁信号值 T_1 、心磁信号值 T_2 、心磁信号值 T_3 、心磁信号值 T_4 和心磁信号值 T_5 ,对上述5个心磁信号值做插值,同时得到两个极值点:极大值点 T_{10} ,对应的坐标点 M_{10} ,极小值点 T_{11} ,对应的坐标点 M_{11} ;

4) 在经过坐标点 M_{10} ,垂直于上述直线的一条直线上,另选择两个测量点,分别是测量点 M_6 和测量点 M_7 ,对测量点 M_6 和测量点 M_7 进行心磁信号测量,分别得到心磁信号值 T_6 和心磁信号值 T_7 ,对上述心磁信号值 T_{10} 、心磁信号值 T_6 和心磁信号值 T_7 做插值得到一极值 $T_{\max}$,对应坐标点 $M_{\max}$, $M_{\max}$ 就是心磁信号的最大值的点位;

5) 在经过坐标点 M_{11} ,垂直于上述直线的一条直线上,另选择两个测量点,分别是测量点 M_8 和测量点 M_9 ,对测量点 M_8 和测量点 M_9 进行心磁信号测量,分别得到心磁信号值 T_8 和心磁信号值 T_9 ,对上述心磁信号值 T_{11} 、心磁信号值 T_8 和心磁信号值 T_9 做插值得到一极值 $T_{\min}$,对应坐标点 $M_{\min}$, $M_{\min}$ 就是心磁信号的最小值的点位。

3. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述测量点 M_6 和测量点 M_7 可分别位于坐标点 M_{10} 的两侧,测量点 M_6 和坐标点 M_{10} 之间距离与测量点 M_7 和坐标点 M_{10} 之间的距离相等,分别相距2~6厘米。

4. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述测量点 M_8 和测量点 M_9 可分别位于坐标点 M_{11} 的两侧,测量点 M_8 和坐标点 M_{11} 之间距离与测量点 M_9 和坐标点 M_{11} 之间的距离相等,分别相距2~6厘米。

5. 如权利要求2所述的方法,其特征在于,所述插值选用三次样条插值函数。

6. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,步骤三中,所述电流偶极子的x、y方向坐标分别取心磁最大值点和心磁最小值点x、y方向坐标的算术平均值,电流偶极子在z方向坐标的负值是心磁最大值和最小值点间距D的 $1/\sqrt{2}$ 。

7. 如权利要求 1 所述的方法,其特征在于,步骤五中,若人体心磁信号较弱,上述心磁地图上以绝对值小于等于 10pT 的等磁线划定测量范围,若人体心磁信号较强,则选择心磁极值小于等于 $1/3$ 心磁极值的等磁线划定测量范围。

基于心脏单电流偶极子模型确定心磁测量范围的方法

技术领域

[0001] 本发明是关于心脏磁场信号测量技术,具体涉及一种基于心脏单电流偶极子模型确定心脏磁场测量范围的方法。

背景技术

[0002] 人体心磁信号是由心脏电生理活动激发的生物电流所产生的,是心磁图仪在体表测量的结果。相较于常规的心电信号,它包含更丰富的信息,且对某些心脏病的诊断更灵敏,是一种非接触性、无侵袭性的检测方法,可以用于心脏功能疾病的早期诊断和辅助治疗,因此,有望在不久的将来用作临床诊断心脏疾病的重要技术手段。

[0003] 目前,心磁信号的多点测量点位及测量覆盖范围的确定通常是采用基于人体结构确定心磁测量覆盖范围的方法,其覆盖范围的选择,是根据人体骨骼、胸围等解剖结构来进行,但是这种依据人体生理结构确定心磁测量范围的方法通常存在不合理之处,容易导致所选测量范围过大或过小,没有将心磁偶极子信号区域合理覆盖。测量范围过大时,极易导致边界点附近信号太小,信号采集结果没有实际意义等一系列问题,使得获取的部分心磁数据没有参考和研究价值;测量范围过小时,难以覆盖心磁信号的有效区域,致使许多对诊断有潜在价值的心磁信息被遗漏。为克服这些问题,往往只有在多次多点测量结果之上,修正一个合理的测量覆盖范围后,才能获得准确、合理、有使用价值的测量结果。而这对于实际工作、特别是对于临床应用非常不利。在实际操作过程中,仪器的实用性和高效性至关重要,但是多次测量心磁和修改测量范围,过于麻烦,不能满足医生和患者的实际需要。

发明内容

[0004] 本发明提出一种基于心脏单电流偶极子模型快速确定心脏磁场测量范围的方法。

[0005] 本发明的技术方案是:

[0006] 一种基于心脏单电流偶极子模型快速确定心脏磁场测量范围的方法,其步骤包括:

[0007] 第一步,在人体胸前或背后建立一个三维直角坐标系,该坐标系的坐标原点为人体剑突对应的位置,y轴方向为人体躯干纵向平行方向,x轴方向与y轴方向垂直,xOy面近似与人体胸前或背后的心磁测量平面相重合,z轴方向与x、y轴满足右手螺旋定则,从人体背后指向胸前;测得的心磁信号为垂直于测量平面的z分量,设定沿z轴正向的心磁信号为心磁正值,反之,为心磁负值。

[0008] 第二步,通过计算得到心脏磁场的最大值 $T_{\max}$ 、最小值 $T_{\min}$,以及对应的坐标点 $M_{\max}(x_{\max}, y_{\max}, 0)$ 、 $M_{\min}(x_{\min}, y_{\min}, 0)$ 。其中,定义:心磁信号正值区域(正向区域)的绝对极大值为心磁最大值,心磁信号负值区域(负向区域)的绝对极大值为心磁最小值。

[0009] 第三步,确定心脏单电流偶极子的位置。其中,单电流偶极子的x、y方向坐标分别取:心磁最大值点和心磁最小值点x、y方向坐标的算术平均值,这种单电流偶极子位置的选取能够协调电流偶极子产生的磁场与实际测量心脏磁场的范围,有利于覆盖绝大部

分的心磁极大值和极小值区域；单电流偶极子的深度 d (z 方向坐标的负值) 是心磁最大值和最小值点间距 D ($D = |M_{\max} - M_{\min}|$) 的 $1/\sqrt{2}$, 即 $d = D/\sqrt{2}$ 。所以, 单电流偶极子的坐标 $((x_{\max} + x_{\min})/2, (y_{\max} + y_{\min})/2, -D/\sqrt{2})$ 。

[0010] 下面解释如何得到心脏单电流偶极子深度 d 与心磁最大值和最小值点间距 D 的关系: $d = D/\sqrt{2}$ 。

[0011] 若只测量心磁的 z 分量, 单电流偶极子在测量平面上激发的磁场 z 分量表达式:

$$[0012] \quad B_z = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{q_x(y - y_0) - q_y(x - x_0)}{[(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + (z - z_0)^2]^{3/2}} \quad (1)$$

[0013] 其中, q_x 、 q_y 分别是单电流偶极子在 x 、 y 方向的幅值, (x, y, z) 是测量点的坐标, 按照所建坐标系, $z = 0$, 而 (x_0, y_0, z_0) 是单电流偶极子的坐标, $z_0 = -d$, μ_0 是真空中磁导率。这样, B_z 可以表示成二元函数的形式:

$$[0014] \quad f(x, y) = B_z(x, y) = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{q_x(y - y_0) - q_y(x - x_0)}{[(x - x_0)^2 + (y - y_0)^2 + d^2]^{3/2}} \quad (2)$$

[0015] 此二元函数满足的边界和极值条件是:

$$\lim_{x \rightarrow \infty, y \rightarrow \infty} f(x, y) = 0, \quad \lim_{x \rightarrow 0, y \rightarrow 0} f(x, y) = 0,$$

[0016] 由此可知: 在距离单电流偶极子为 d 的平面上 $f(x, y)$ 存在最值, 通过多元函数的极值解法: $f_x(x, y) = 0$, $f_y(x, y) = 0$, 可以解出最大值和最小值的坐标分别为:

[0017]

$$\left(x_0 - \frac{q_y d}{\sqrt{2(q_x^2 + q_y^2)}}, y_0 + \frac{q_x d}{\sqrt{2(q_x^2 + q_y^2)}}, 0\right), \left(x_0 + \frac{q_y d}{\sqrt{2(q_x^2 + q_y^2)}}, y_0 - \frac{q_x d}{\sqrt{2(q_x^2 + q_y^2)}}, 0\right), \text{ 所以, } d = D/\sqrt{2}。$$

[0018] 第四步, 确定心脏单电流偶极子的幅值。利用第二步获得的心脏磁场最大值 $T_{\max}$ 和最小值 $T_{\min}$, 以及对应的坐标点 $M_{\max}(x_{\max}, y_{\max}, 0)$ 、 $M_{\min}(x_{\min}, y_{\min}, 0)$, 和第三步确定的单电流偶极子坐标, 求解方程组 (3)、(4):

$$[0019] \quad \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{q_x(y_{\max} - y_0) - q_y(x_{\max} - x_0)}{[(x_{\max} - x_0)^2 + (y_{\max} - y_0)^2 + d^2]^{3/2}} = T_{\max} \quad (3)$$

$$[0020] \quad \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{q_x(y_{\min} - y_0) - q_y(x_{\min} - x_0)}{[(x_{\min} - x_0)^2 + (y_{\min} - y_0)^2 + d^2]^{3/2}} = T_{\min} \quad (4)$$

[0021] 由上两式可以解出单电流偶极子的幅值: q_x 和 q_y 。

[0022] 第五步, 以心脏单电流偶极子为心脏电流源在心磁测量平面上模拟激发磁场, 如图 5 所示。计算的依据是电流偶极子在测量平面上激发的磁场 z 分量表达式 (1)。其中, 单电流偶极子的坐标选为 $((x_{\max} + x_{\min})/2, (y_{\max} + y_{\min})/2, -D/\sqrt{2})$, 单电流偶

极子的幅值由第四步得到。

[0023] 第六步,由单电流偶极子激发的心磁地图,如图 5 所示,计算心磁幅值降为某一较大幅度时的,或降为心磁极值某一百分比时的等磁线与 x 、 y 方向直线的切点。其中,极大值区域的等磁线与 x 方向直线 I 相切于点 $A(x_a, y_a, 0)$,与 y 方向直线 II 相切于点 $B(x_b, y_b, 0)$;极小值区域的等磁线与 x 方向直线 III 相切于点 $C(x_c, y_c, 0)$,与 y 方向直线 IV 相切于点 $D(x_d, y_d, 0)$ 。

[0024] 考虑到实际心磁测量范围的需要和心磁测量仪器目前的探测能力,若人体心磁信号较弱,直线 I, II, III, IV 应选择与小幅度的心磁等磁线(例如,绝对值小于等于 10pT 的等磁线)相切;若人体心磁信号较强,直线 I, II, III, IV 应选择与心磁极值某一百分比的等磁线(例如,小于等于 1/3 心磁极值的等磁线)相切。

[0025] 第七步,取上述四条切线(直线 I, II, III, IV)构成的矩形为心磁测量范围,如图 5 所示。该矩形边长:沿 x 轴为 $|x_b - x_d|$,沿 y 轴为 $|y_a - y_c|$ 。

[0026] 第二步中,利用插值计算得到心脏磁场的最大值点 $M_{\max}$ 和最小值点 $M_{\min}$,具体包括:

[0027] 1) 在上述坐标系中,分别以剑突和锁骨肩峰端为圆心,半径为小于 5cm 画圆,在上述两圆内任意选择两个测量点,分别为测量点 M_1 和测量点 M_5 ;

[0028] 2) 将测量点 M_1 和测量点 M_5 连成一直线,在该直线上位于 M_1 点与 M_5 点之间确定三个心磁信号测量点,分别是测量点 M_2 、测量点 M_3 和测量点 M_4 ,上述五个测量点间距相等;

[0029] 3) 对测量点 M_1 、测量点 M_2 、测量点 M_3 、测量点 M_4 和测量点 M_5 进行心磁信号测量,分别得到心磁信号值 T_1 、心磁信号值 T_2 、心磁信号值 T_3 、心磁信号值 T_4 和心磁信号值 T_5 ,对上述 5 个心磁信号值做插值,同时得到两个极值点:极大值点 T_{10} ,对应的坐标点 M_{10} ,极小值点 T_{11} ,对应的坐标点 M_{11} ;

[0030] 4) 在经过坐标点 M_{10} ,垂直于上述直线的一条直线上,另选择两个测量点,分别是测量点 M_6 和测量点 M_7 ,对测量点 M_6 和测量点 M_7 进行心磁信号测量,分别得到心磁信号值 T_6 和心磁信号值 T_7 ,对上述心磁信号值 T_{10} 、心磁信号值 T_6 和心磁信号值 T_7 做插值得到一极值 $T_{\max}$,对应坐标点 $M_{\max}$, $M_{\max}$ 就是心磁信号的最大值的点位;

[0031] 5) 在经过坐标点 M_{11} ,垂直于上述直线的一条直线上,另选择两个测量点,分别是测量点 M_8 和测量点 M_9 ,对测量点 M_8 和测量点 M_9 进行心磁信号测量,分别得到心磁信号值 T_8 和心磁信号值 T_9 ,对上述心磁信号值 T_{11} 、心磁信号值 T_8 和心磁信号值 T_9 做插值得到一极值 $T_{\min}$,对应坐标点 $M_{\min}$, $M_{\min}$ 就是心磁信号的最小值的点位。

[0032] 所述测量点 M_6 和测量点 M_7 可分别位于坐标点 M_{10} 的两侧,测量点 M_6 和坐标点 M_{10} 之间距离与测量点 M_7 和坐标点 M_{10} 之间的距离相等,分别相距 2 ~ 6 厘米。

[0033] 所述测量点 M_8 和测量点 M_9 可分别位于坐标点 M_{11} 的两侧,测量点 M_8 和坐标点 M_{11} 之间距离与测量点 M_9 和坐标点 M_{11} 之间的距离相等,分别相距 2 ~ 6 厘米。

[0034] 所述插值选用三次样条插值函数。

[0035] 本专利凭借由心磁最大值和最小值及其点位确定的心脏单电流偶极子来模拟实测心脏磁场,然后依据单电流偶极子场的衰减来确定心磁测量范围,这种方法能够方便地确定合理的心磁测量所需覆盖的范围。单电流偶极子模型把心脏内的生物电流综合看成位于心脏内某点的一小段电流,是一种简易的心脏功能模型,但能够较好地表征心动周期中,

特别是 QRS 和 ST-T 波段的心脏电生理活动,并且它所激发的模拟心磁与实测心磁有很大的相似性,所以,可以通过确定单电流偶极子的磁场范围来选择实际的心磁测量范围。

[0036] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0037] 参考图 2,人体的心磁信号分为正向区域和反向区域,这两个区域通常位于剑突水平线和胸骨上缘水平线之间。本发明利用插值计算可得到心脏磁场的最大值 $T_{\max}$ 和最小值 $T_{\min}$,以及对应的坐标点 $M_{\max}$ 和 $M_{\min}$,利用最大值点和最小值点来确定心脏单电流偶极子的位置,通过模拟电流偶极子在心磁测量平面上激发的磁场来计算心磁幅值的衰减程度,进而得到覆盖了心磁正向和反向区域的矩形区域,此即为进行多点心磁测量的合理覆盖范围,在此矩形范围之内,可以很方便地进行测量格点的划分并作多点心磁测量。

[0038] 本发明在充分考虑到心脏(即信号源)的个体差异情况下,利用信号源的本征特性,确定心磁测量范围,不但能通过简单的几步得到,避免按照人体结构确定测量范围时不易有效覆盖心磁正向和反向区域的缺点,而且可以根据具体测量需要,灵活地确定多点心磁测量覆盖范围的大小,有利于尽可能多地获取有用的心磁信息,并且在此范围上进行测量后,绘制心磁地图的等磁线与测量区域边框近似相切,为后续相关研究及诊断信息的提取提供有利条件。

附图说明

[0039] 图 1 为现有的基于人体结构确定心磁测量覆盖范围方法示意图,其中(a)为胸前心磁测量区域,(b)为背后心磁测量区域;

[0040] 图 2 为胸前心磁各测量格点的心磁信号构成的心磁地图,“+”表示心磁信号的正向区域,“-”表示心磁信号的反向区域;

[0041] 图 3 为实际测量心磁地图与人体胸前位置对应图;

[0042] 图 4 为本发明插值计算得到心磁最大值点 $M_{\max}$ 和心磁最小值点 $M_{\min}$ 的示意图;

[0043] 图 5 本发明利用心脏单电流偶极子确定心脏磁场测量范围的示意图。

[0044] 图 6 本发明实施例中的利用心脏单电流偶极子确定心脏磁场测量范围的示意图。

具体实施方式

[0045] 下面结合附图和具体实施方式对本发明作进一步详细描述:

[0046] 参考图 2,以胸前心磁测量区域的极值点的位置与信号幅度为例:

[0047] 1) 在人体胸前的心磁测量区域上建立一个三维坐标系,本发明采用三维平面直角坐标系,该坐标系的坐标原点为人体剑突对应的位置,y 轴方向为人体躯干纵向平行方向,从人体下部指向上部,x 轴方向与 y 轴方向垂直,从人体右部指向左部,xOy 面近似与人体胸前的心磁测量平面相重合,z 轴方向与 x、y 轴满足右手螺旋定则,从人体背后指向胸前。

[0048] 2) 上述坐标系中,分别以人体剑突和锁骨左肩峰端为圆心,半径为 3cm 画圆,在上述两圆内任意选择两个测量点,分别为测量点 $M_1(0,0,0)$ cm 和测量点 $M_5(20,20,0)$ cm。本实施例选择 M_1 点为人体剑突对应的位置, M_5 点为锁骨左肩峰端对应的位置,参考图 4。

[0049] 3) 将测量点 M_1 和测量点 M_5 连成直线,在此直线上位于 M_1 点与 M_5 点之间再确定三个心磁信号测量点,分别是测量点 $M_2(5,5,0)$ cm、测量点 $M_3(10,10,0)$ cm 和测量点 $M_4(15,15,0)$ cm,上述五个测量点间距相等。

[0050] 4) 对测量点 M_1 、测量点 M_2 、测量点 M_3 、测量点 M_4 和测量点 M_5 进行心磁信号测量, 分别得到心磁信号值 $T_1 = 10.9\text{pT}$ 、心磁信号值 $T_2 = 30.7\text{pT}$ 、心磁信号值 $T_3 = -14.8\text{pT}$ 、心磁信号值 $T_4 = -2.4\text{pT}$ 和心磁信号值 $T_5 = -0.3\text{pT}$, 对上述 5 个心磁信号值做插值, 得到一个极大值 $T_{10} = 38.0\text{pT}$, 对应的坐标点 $M_{10}(3.9, 3.9, 0)\text{cm}$, 和一个极小值 $T_{11} = -17.2\text{pT}$, 对应的坐标点 $M_{11}(11.3, 11.3, 0)\text{cm}$, 如图 3 所示。

[0051] 5) 在过极大值点 M_{10} , 且垂直于上述直线的方向上选取两个测量点 $M_6(6.9, 0.9, 0)\text{cm}$ 、 $M_7(0.9, 6.9, 0)\text{cm}$, 使其分别位于 M_{10} 点两侧, 且与 M_{10} 点等间距, 间距为 2 ~ 6 厘米, 分别得到心磁信号值 $T_6 = 18.3\text{pT}$ 、心磁信号值 $T_7 = 10.5\text{pT}$ 。对点 M_6 、 M_7 、 M_{10} 对应的心磁信号测量值 T_6 、 T_7 、 T_{10} 做插值, 得到一个极大值 $T_{\max} = 39.9\text{pT}$, 对应坐标点 $M_{\max}(x_{\max}, y_{\max}, z_{\max}) = (4.1, 3.7, 0)\text{cm}$ 。 $T_{\max}$ 就是整个心磁测量区域心磁信号的最大值, $T_{\max}$ 对应的坐标点 $M_{\max}$ 为心磁测量区域的最大值的点位, 如图 4 所示。

[0052] 6) 同理, 在过极小值点 M_{11} , 垂直于上述直线方向上选取两个测量点 $M_8(14.3, 8.3, 0)\text{cm}$ 、 $M_9(8.3, 14.3, 0)\text{cm}$, 使其分别位于 M_{11} 点两侧, 且与 M_{11} 点等间距, 间距为 2 ~ 6 厘米, 分别得到心磁信号值 $T_8 = -12.7\text{pT}$ 、心磁信号值 $T_9 = -2.5\text{pT}$ 。对点 M_8 、 M_9 、 M_{11} 对应的心磁信号测量值 T_8 、 T_9 、 T_{11} 做插值, 得到一个极小值 $T_{\min} = -18.6\text{pT}$, 对应坐标点 $M_{\min}(x_{\min}, y_{\min}, z_{\min}) = (12.3, 10.3, 0)\text{cm}$ 。 $T_{\min}$ 就是整个心磁测量区域心磁信号的最小值, $T_{\min}$ 对应的坐标点 $M_{\min}$ 为心磁测量区域的最小值的点位, 如图 4 所示。

[0053] 7) 利用心磁最大值、最小值、及其点位确定单电流偶极子的位置和幅值。单电流偶极子的位置: $((x_{\max} + x_{\min})/2, (y_{\max} + y_{\min})/2, -D/\sqrt{2}) = (8.2, 7.0, -6.33)\text{cm}$, 单电流偶极子的幅值 $(p_x, p_y) = (-1.225, 2.791)\mu\text{Am}$ 。

[0054] 8) 已知心脏单电流偶极子后, 在测量平面上模拟激发磁场, 此磁场最大值和最小值的绝对值均为 29.3pT 。磁场的等磁线幅值从极值向四周逐渐衰减, 根据实际需要, 选择心磁幅值衰减为 10pT 作为确定心磁测量范围的标准。x 方向直线 I、y 方向直线 II 与心磁极大值区域的 10pT 心磁等磁线相切 (10pT 大致为心磁最大值的 $1/3$), x 方向直线 III、y 方向直线 IV 与心磁极小值区域的 -10pT 心磁等磁线相切 (-10pT 大致为心磁最小值的 $1/3$), 如图 6 所示, 这四条直线围成 $30 \times 25\text{cm}^2$ 的矩形心磁测量范围。

[0055] 通过以上步骤就确定了心脏磁场的测量区域。

[0056] 本发明中, 心磁测量区域可以是胸前, 也可以是背后, 在背后坐标系中, M_1 和 M_5 点的选取分别以与人体剑突和锁骨左肩峰端对应的点为圆心画圆。

[0057] 若人体是右位心, 应根据左右心位的对称关系, M_1 和 M_5 点的选取分别以人体剑突和锁骨右肩峰端对应的点为圆心画圆, 采用相同的方法, 进行心磁测量范围的确定。

[0058] 以上通过详细实施例描述了本发明所提供的心磁测量范围的确定方法, 本领域的技术人员应当理解, 在不脱离本发明实质的范围内, 可以对本发明做一定的变形或修改; 其实施方法也不限于实施例中所公开的内容。

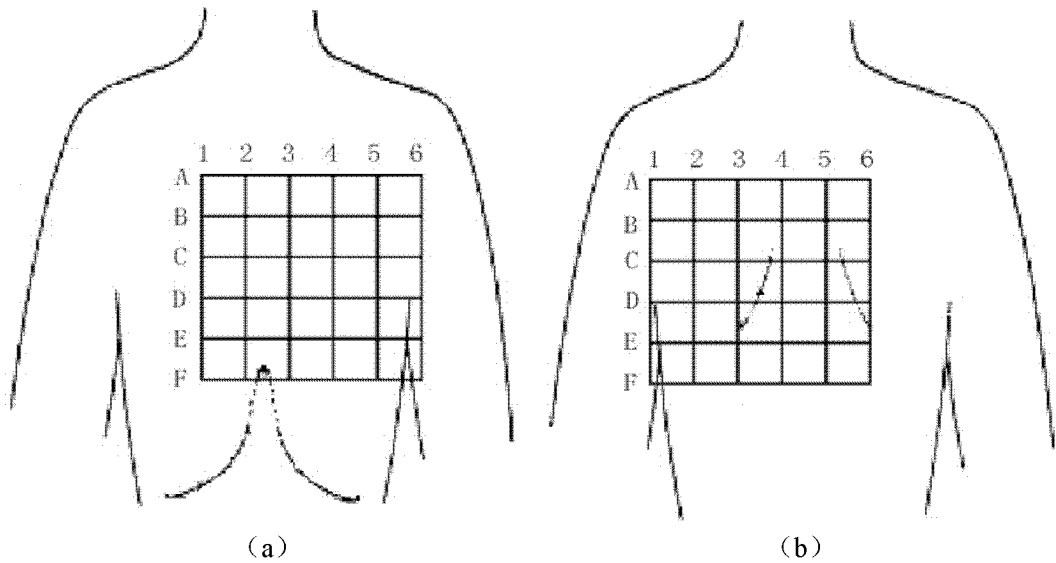


图 1

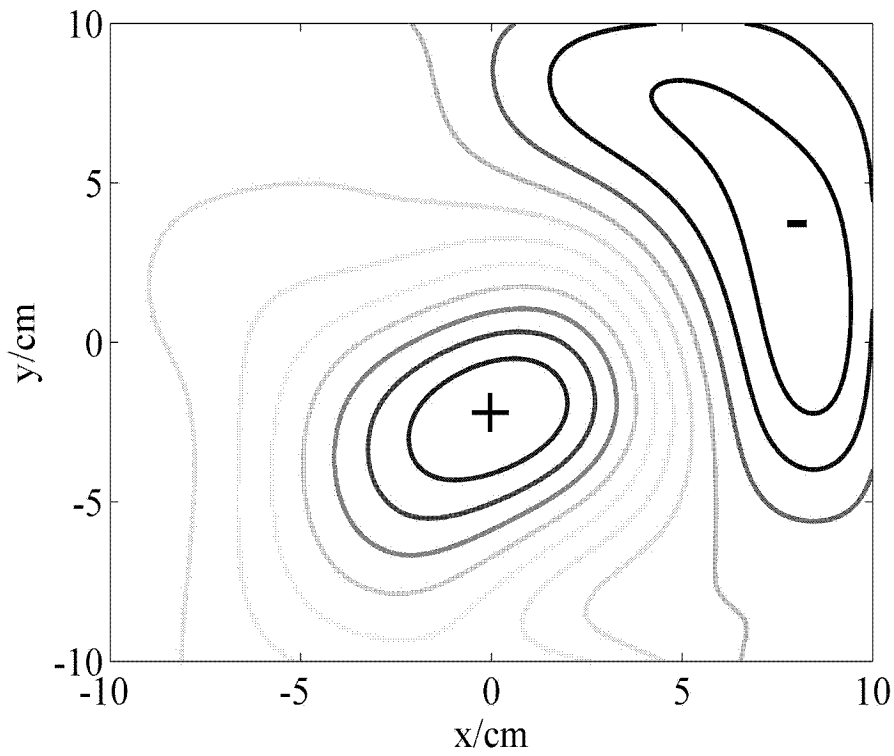


图 2

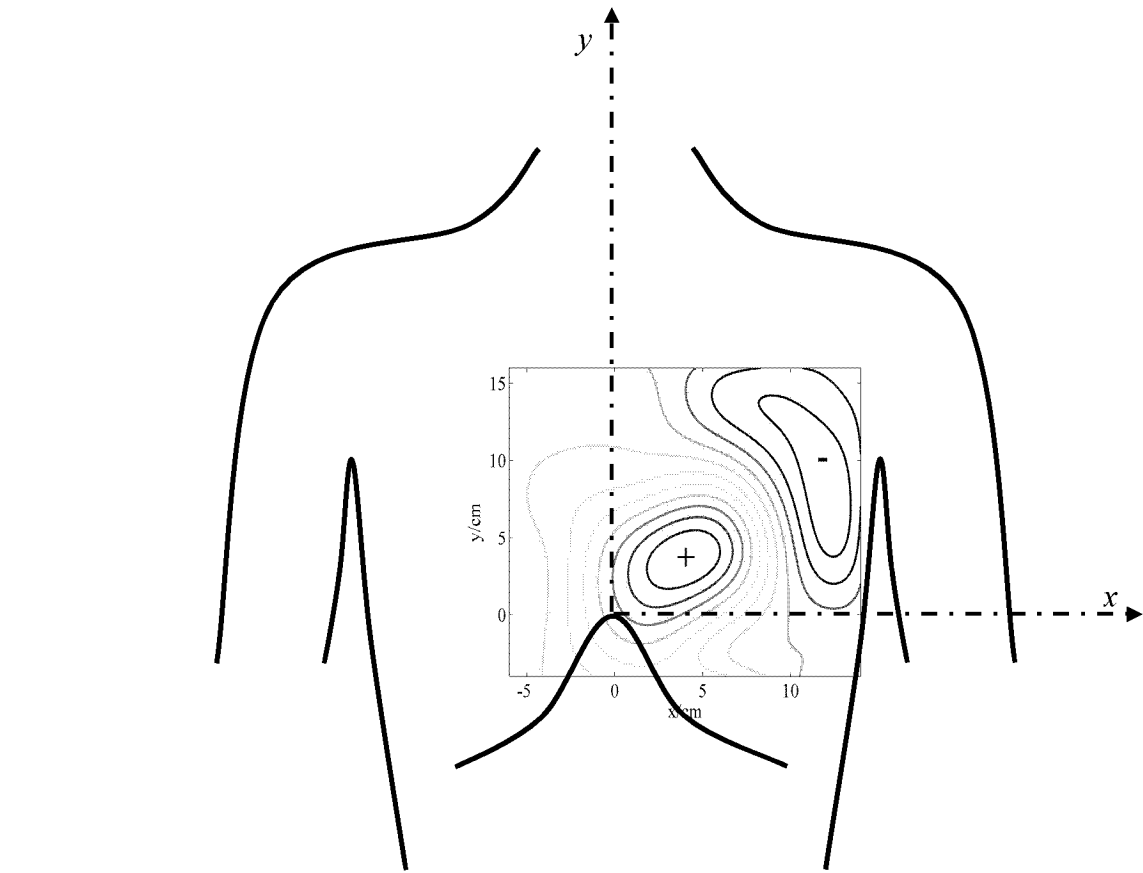


图 3

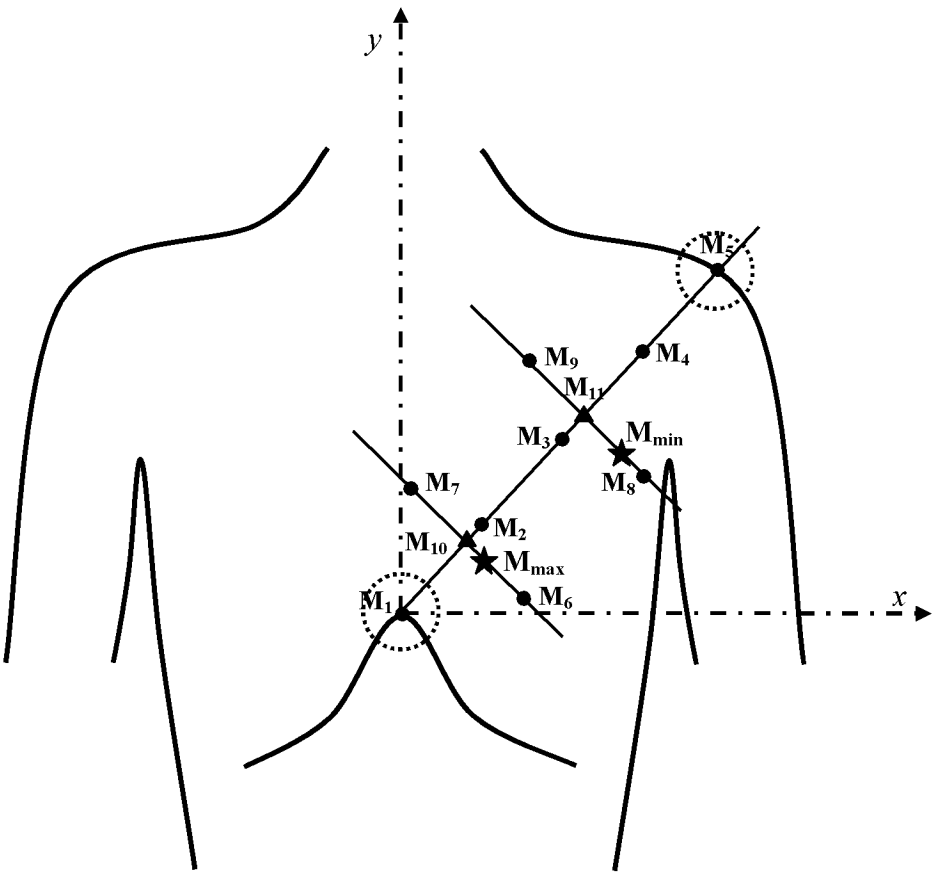


图 4

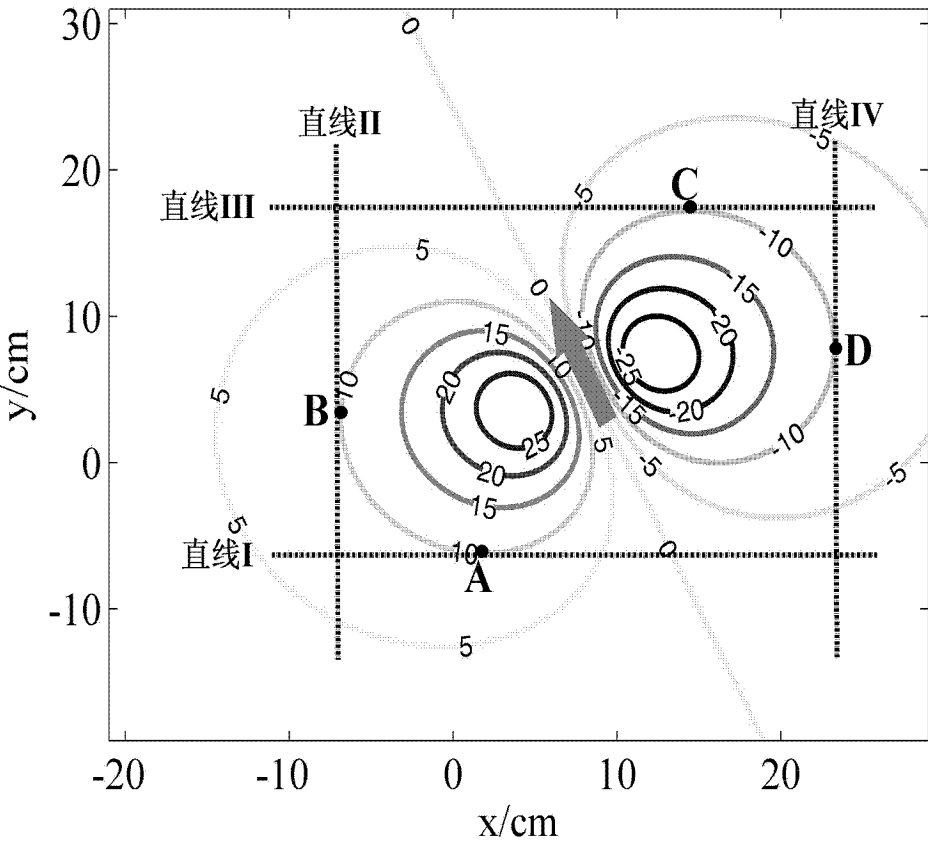


图 5

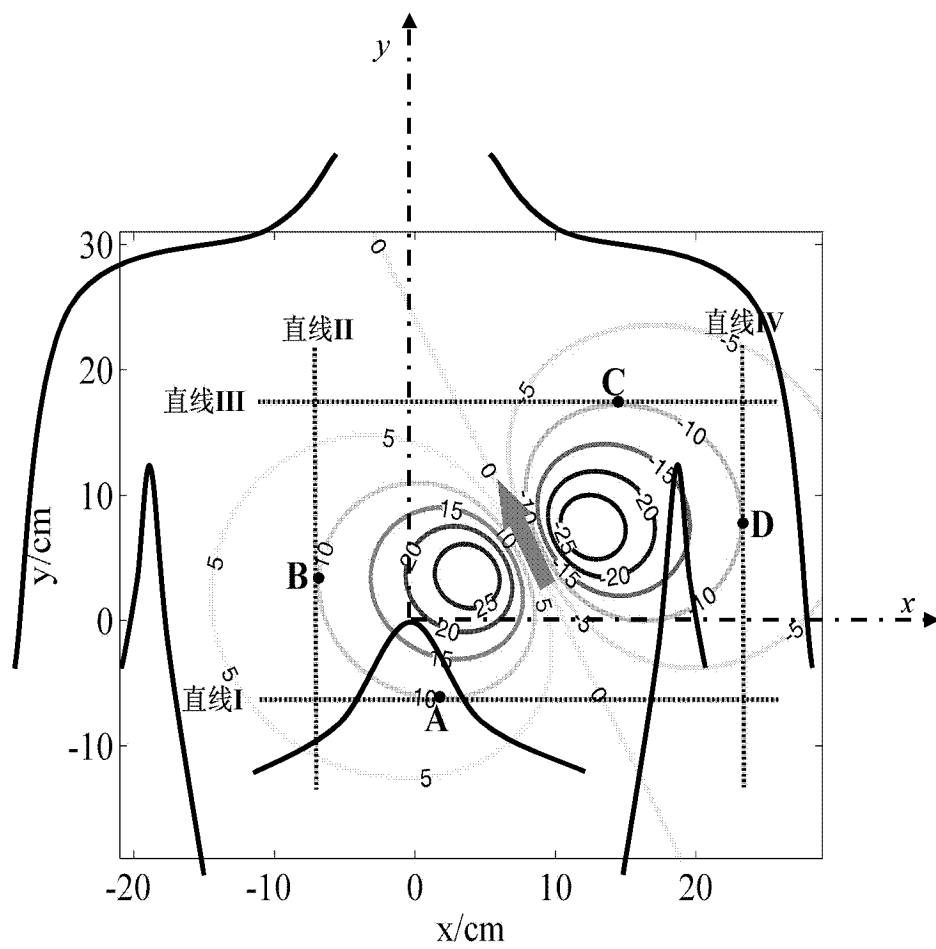


图 6

专利名称(译)	基于心脏单电流偶极子模型确定心磁测量范围的方法		
公开(公告)号	CN101897576A	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN201010229258.0	申请日	2010-07-18
[标]申请(专利权)人(译)	北京大学		
申请(专利权)人(译)	北京大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京大学		
[标]发明人	王倩 谷红芳 蔡文艳 魏玉科 刘政豪 张辰 高智 杨涛 马平 王越 王守证 戴远东		
发明人	王倩 谷红芳 蔡文艳 魏玉科 刘政豪 张辰 高智 杨涛 马平 王越 王守证 戴远东		
IPC分类号	A61B5/00		
代理人(译)	苏爱华		
其他公开文献	CN101897576B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于心脏单电流偶极子模型确定心脏磁场测量范围的方法，该方法首先在人体胸前或背后建立一个三维直角坐标系，在坐标系中计算得到心脏磁场的最大值Tmax、最小值Tmin，以及对应的坐标点；根据心磁最大值和心磁最小值及其坐标，确定心脏单电流偶极子的位置和幅值；以心脏单电流偶极子为心脏电流源在心磁测量平面上模拟激发磁场，形成心磁地图，利用心磁幅值的衰减程度，在上述心磁地图上确定一合理的心磁测量范围。本发明可快速确定心磁测量范围，同时根据具体测量需要，灵活地确定多点心磁测量覆盖范围的大小，有利于尽可能多地获取有用的心磁信息。

