



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108697356 A

(43)申请公布日 2018.10.23

(21)申请号 201780015311.7

(22)申请日 2017.02.16

(30)优先权数据

16156398.6 2016.02.18 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.09.05

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/053564 2017.02.16

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2017/140819 EN 2017.08.24

(71)申请人 生物磁场有限公司

地址 德国汉堡市森林高度26号

(72)发明人 金丙秀 马尔特·埃伦

(74)专利代理机构 北京高沃律师事务所 11569

代理人 程华

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

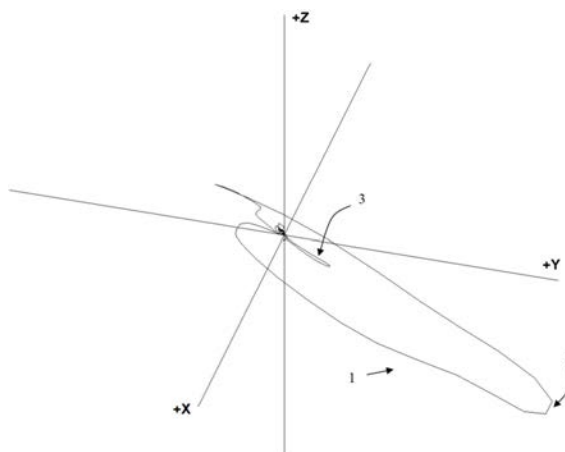
权利要求书1页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

矢量心磁图方法及矢量心磁图系统

(57)摘要

本发明涉及矢量心磁图方法及执行该方法的矢量心磁图系统。本发明的目的在于提供一种改进的心磁图方法,特别是为了诊断缺血性心脏病。本发明的方法涉及相对于与患者或心脏位置无关的参考方向,等效单电流源ESCS或等效单磁源ESMS的方向的计算,以计算矢量心磁图。



1. 一种矢量心磁图方法,该方法包括以下步骤:
 - a. 使用一个或多个磁场传感器测量心脏活动时段期间由对象的心脏产生的磁场的三个正交分量的方向和幅度,
 - b. 利用步骤a测得的数据对心脏磁和/或电活动的参考源位置进行定位,所述参考源位置为点源,适于表示所述心脏活动时段期间所述磁和/或电活动的来源,
 - c. 自步骤a测得的数据评估参考方向,所述参考方向为具有相对于心脏解剖结构方向已知的磁矩和/或电流的磁和/或电心脏活动时段期间心肌体积中磁矩和/或电流的平均方向,
 - d. 自步骤a测得的数据计算于步骤b定位的所述参考源位置处的等效单电流源ESCS或等效单磁源ESMS,所述ESCS或ESMS表示相对于步骤c所评估的参考方向的心电矢量EHV或心磁矢量MHV,及
 - e. 在矢量心磁图中记录心脏活动的至少部分期间内步骤d中计算所得的EHV和/或MHV。
2. 根据权利要求1所述的矢量心磁图方法,其中:
 - a. 在步骤b中,在强磁和/或电心脏活动期间测得的数据,优选在强磁和/或电心脏活动时段的最强磁和/或电活动期间,优选R峰或T峰期间,用于定位所述参考源位置,和/或
 - b. 在步骤c中,在R峰期间内计算心脏内磁场和/或电流的参考方向。
3. 根据权利要求1或2所述的矢量心磁图方法,其中,在步骤b中,利用步骤a测得的数据通过计算伪电流映射和/或磁场映射来对所述参考源位置定位。
4. 根据前述任一权利要求所述的矢量心磁图方法,其中,计算矢量心磁图不同点处的EHV和/或MHV之间在方向和/或幅度上的差异,所述不同点表示心脏窦性心律期间的不同时间点。
5. 根据权利要求4所述的矢量心磁图方法,其中,计算 T_{\max} 和 T_{end} 处的EHV和/或MHV之间在方向和/或振幅上的差异。
6. 一种矢量心磁图系统,适于执行根据权利要求1-5中任一项所述的方法。
7. 根据权利要求6所述的矢量心磁图系统,包括:
 - a. 一个或多个用于测量心脏活动时段期间由对象的心脏产生的磁场的三个正交分量的方向和幅度的磁场传感器,
 - b. 使用由所述一个或多个磁场传感器测得的数据来定位心脏磁和/或电活动的参考源位置的装置,所述参考源位置为点源,适于表示所述心脏活动时段期间所述磁和/或电活动的来源,
 - c. 自由所述一个或多个磁场传感器测得的数据评估参考方向的装置,所述参考方向为具有相对于心脏解剖结构方向已知的磁矩和/或电流的磁和/或电心脏活动时段期间心肌体积中磁矩和/或电流的平均方向,
 - d. 自由所述一个或多个磁场传感器测得的数据计算所述参考源位置处等效单电流源ESCS或等效单磁源ESMS的装置,所述ESCS或ESMS表示相对于所述参考方向的心电矢量EHV或心磁矢量MHV;以及
 - e. 用于在矢量心磁图上记录至少部分心脏活动期间的EHV和/或MHV的装置。

矢量心磁图方法及矢量心磁图系统

技术领域

[0001] 本发明涉及矢量心磁图方法及用于执行该方法的矢量心磁图系统。

背景技术

[0002] 心磁图 (MCG) 是一种无创性记录由心脏电活动所产生的磁场的方法,可例如用于心脏病的临床诊断,如缺血性心脏病 (IHD, 参见例如 [2]、[8]、[10]、[13]、[14])。

[0003] 尽管目前经常使用,但心磁图仍具有相当大的缺陷,特别是在诊断 IHD 时。传统上,用于诊断的参数如场梯度 [6]、磁映射角度 (magnetic map angle) [12] 及蝶形图不同部分的分析 [7] 等已在传感器空间内表示。分析传感器空间中的所有参数的一个主要缺点是系统依赖性,也就是不可能进行不同心磁图仪之间的直接比较。此外,每对系统进行一次修改,就必须通过进行额外的临床研究来更新诊断参数。

[0004] 已知方法的另一个缺点在于,虽然其用于检测局部缺血时在统计学上效果显著,但是该方差 (variance) 对于临床应用而言还是太高了。现有的诊断方法的另一个问题在于,在存在类电极 (monopole-like) 磁场的情况下,不能很好地限定场梯度。这些场与心肌缺血相关联,由此,靶向局部缺血的诊断方法在这些情况下就必须是鲁棒的。已经尝试使用伪电流映射 (pseudocurrent mapping) 来诊断源空间中的局部出血 [9]。通过最小范数估计可以计算源空间中的伪电流映射 [11]。然而,源空间映射具有与传感器空间映射类似的缺点,并且还引入了源自伪反解 (pseudoinverse solution) 的额外误差。

[0005] 矢量心磁图 (Vector Magnetocardiography, VMCG) 是一种心磁图方法,在相同位置测量心磁矢量 (magnetic heart vector) 的全部三个正交分量 (参见例如 [10])。VMCG 可用于重建心磁矢量的方向和强度随时间 (例如在心博周期内) 的变化。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于提供一种改进的心磁图方法,特别是为了诊断缺血性心脏病。具体地,本发明的目的在于提供一种无系统依赖性和方差、或具有最小系统依赖性和方差的心磁图方法。

[0007] 根据本发明的一个方面,问题的解决是通过矢量心磁图方法,该方法包括以下步骤:

[0008] a. 使用一个或多个磁场传感器测量心脏活动时期间由对象的心脏产生的磁场的三个正交分量的振幅 (amplitude) 和方向,

[0009] b. 利用步骤 a 测得的数据对用于心脏磁和/或电活动的参考源位置进行定位,所述参考源位置为点源,不一定在心脏体积内,适于表示所述心脏活动时期间的所述磁和/或电活动的来源,

[0010] c. 由步骤 a 测得的数据评估参考方向,所述参考方向为具有相对于心脏解剖结构方向已知的磁矩和/或电流的磁和/或电心脏活动时期间心肌体积中磁矩和/或电流的平均方向,

[0011] d. 由步骤a测得的数据计算于步骤b定位的所述参考源位置处的等效单电流源ESCS或等效单磁源ESMS, 所述ESCS或ESMS表示相对于步骤c所评估的参考方向的心电矢量EHV或心磁矢量MHV, 及

[0012] e. 在矢量心磁图中记录(registering)心脏活动的至少部分期间内步骤d中计算所得的EHV和/或MHV。

[0013] 通过考虑到心脏的位置、使用合适的反解方法, 例如源空间中的多极展开, 本发明解决了系统依赖性、参数方差及场梯度不稳定的问题。本发明的方法特别适于提供用于诊断心肌缺血的信息。

[0014] 本申请的发明人发现了源空间中伪电流映射失败的主要原因是: 试图利用对所述源不足的限制来解决反问题。通常伪电流映射由例如 16×16 (或更大) 的极小电流源的网格组成。每个电流源具有两个自由度(x和y方向的振幅)。这就意味着总共必须为512或更多个参数找到解。当前使用的例如64通道的MCG系统, 假使这些通道完全独立, 则用于引导场矩阵(leadfield matrix)伪反(pseudoinverse)的特征值的最大数量最优为64, 而情况并非如此, 这是因为对某些特征值必须进行削减以应对系统和背景噪音。然而, 该数量并不足以拟合512个参数并找到反问题的唯一解。

[0015] 代替映射, 本发明使用单个点源, 例如单个磁多极源, 优选单个偶极子源(dipole source), 使得自由度的数量变得可管理(在偶极子源的情况下, 3个位置的和3个方向的自由度), 并且需要较少的为找到反问题的唯一解所需的独立特征值。尽管优选使用例如单个磁偶极子源, 但是也可以使用另一单个源, 例如单个极小电流源。该方法的固有问题, 即自此单个源的位置所得解的强依赖性, 通过本发明提供确定最佳位置的鲁棒方法得以解决。

[0016] 在本文中, 应当指出的是, 该单个点源并不代表心脏任何真实的物理活动, 而是等效单磁或电源(ESMS, ESCS), 用点磁或电活动对体积电活动的逼近。所述点源被认为表示心脏的磁和/或电活动的来源, 因此不必一定要位于心脏体积内。虽然所述点源最可能位于心脏体积内, 但是其也可以位于心脏附近, 即心脏外部, 例如真实心脏的下方(后部, 即z轴下方)。

[0017] 本发明涉及通过磁场方程的反解找到最佳拟合ESMS或ESCS, 优选在合适的心电和/或心磁活动期间进行数据测量。为了寻找所述点源(即ESMS或ESCS)的最佳位置, 可以例如使用点空间中的经典伪电流映射。还可以例如使用磁场映射。本领域技术人员知晓用于计算这种伪电流或磁场映射的已知方法。通常, 可以采取具有心电和/或心磁活动的任何时间间隔来定位所述点源。然而, 优选采用具有强电和/或磁活动的时间间隔。更优选地, 为了找到所述点源的最佳位置, 采用在心脏的强电/磁活动时段期间中显示最强电/磁活动的时间间隔, 比如R峰期间或T峰期间, 例如 T_{max} 处。采用例如最强电流在此映射中的位置来确定点源的最佳位置。这里需要指出的是, 由于任何磁活动都反映了潜在的电活动, 所以任一ESMS的位置都与等效单电流源(ESCS)的位置对应。因此, 对于本发明的方法, 可以替代性地使用ESCS或者除使用ESMS外还额外使用ESCS。此外, 应理解的是, 尽管使用测得的源自心脏的电/磁活动区域的信号来找到所述点源的最佳位置, 但是所述点源本身不必一定表示此区域内或甚至心脏内的点。

[0018] 当找到所述最佳位置时, 可使用ESMS (或ESCS) 对心脏活动时段的每个时间点计算反解(inverse solution)。由于ESMS表示心磁矢量(MHV), 所以记录此矢量在强度(振

幅)和方向上随时间的变化是一种表示MCG测量的方式,并且术语“矢量心磁图(矢量MCG)”或VMCG用于此方法。

[0019] 本发明因此提供一种记录心磁活动的方向和振幅的鲁棒且稳定的方法,而场梯度法对此并不奏效。

[0020] 由于当前的MCG系统是对整个心搏(窦性心律(sinus rhythm))进行测量,所以一种表示VMCG的可能方式是作为测量间隔或段的轨迹,其中所述轨迹的每个段自前一个磁矩矢量指向下一个磁矩矢量。所述矢量的振幅可例如由该矢量的长度表示。然后就可以在一个图中观察角度和振幅随整个心搏的变化。

[0021] 本发明还考虑了甚至是健康对象中电流角度的大方差(variance)。两个因素导致了角度上的大方差。首先,患者在杜瓦瓶(Dewar)下方床上的位置随每次测量发生变化。其次,躯干内心脏的位置随对象不同发生变化。虽然严格的程序能够补偿第一个因素,CT扫描或MRI等成像方法能够补偿第二个因素,但是这将会是一个非常费力的过程,并且会抢走MCG的一个优势,即快速且不依赖于其他诊断手段。本发明提供一种用于解决上述因素所带来的问题的解决方案。

[0022] 方向可自某一参考方向由一角度给出。在现有技术的方法中,正x轴通常被用作参考,在xy平面的角度为 0° ,即额状面(frontal plane)。然而,根据本发明,仅相对于心脏解剖结构定义所述参考方向,例如,定义为总是指向心脏的顶点,因此与患者或心脏位置无关。因此,所测得的角度对于患者和心脏位置是不变的。

[0023] 从文献(参见例如[10])已知,R峰期间心脏电流的方向指向心室的顶点。此外,R峰期间,去极化电流很强,使得任何缺血性损伤电流对VMCG的主电流矢量只有很小的影响。因此,在本发明方法的优选实施例中,R峰期间的VMCG方向被选为参考方向,并设为 0° 。继而,根据本发明的方法记录的VMCG不受伪电流映射的缺陷的影响,并且与诸如相对于MCG装置的患者和心脏位置等外部因素无关。

[0024] 本文所使用的术语“磁场传感器”是指能够测量磁场的传感器。根据本发明,使用一个或多个磁场传感器来测量磁场的方向和幅度(振幅)。这可以例如通过单个3-轴磁场传感器、多个(阵列)3-轴磁场传感器、或多个(阵列)1-轴,2-轴和/或3-轴磁场传感器来完成。“3-轴磁场传感器”是测量全部三个方向上的磁场分量的磁场传感器。该术语包括由测量磁场的正交x、y及z分量的至少三个磁力计或梯度计组成的传感器。术语“1-轴磁场传感器”或“2-轴磁场传感器”是指仅测量三个磁场分量中的一个或两个的磁场传感器。以使得其测量磁场的正交分量的方式定向的例如1-轴磁场传感器阵列还可以例如用于测量磁场的幅度和方向。作为传感器,优选SQUIDS(“超导量子干涉仪”)。

[0025] 如本文中所使用的,除非不另加说明或情况不另外指明,有关人心脏或身体的对x轴的参考对应于对右至左轴的参考,对y轴的参考对应于对头至脚轴的参考,对z轴的参考对应于对前后轴的参考。

[0026] 术语“心脏活动时段”涉及具有心脏活动的任何时段,所述心脏活动涉及电流和/或由心脏组织产生磁场。具体地,该术语涉及所谓的窦性心律,即涉及心房和心室的去极化和再极化(repolarisation)的心脏的正常节律。在窦性心律中,心肌的去极化始于位于右心房壁上部的窦房结(也称为窦结或SA结),通过心房和心室之间的房室结(AV结)传导至希氏束(bundle of His)、束支(bundle branches)和蒲肯野纤维(Purkinje fibres)。心室的

再极化结束此循环。心房和心室的去极化和再极化通过典型心电图 (ECG) 上的三个典型波或波群 (wave complexes) 来反映, P波、QRS波群和T波。在ECG中, 通常认为P波表示心房去极化, QRS波群表示右、左心室的去极化, T波表示心室的再极化。

[0027] 术语“合适的磁和/或电活动”是指可可靠测量的心脏的任何磁和/或电活动。具体地, 该术语是指心脏的足够强的磁和/或电活动。在本文中, 术语“强”是指产生磁和/或电信号的心脏的磁和/或电活动, 所述磁和/或电信号可通过合适的传感器可靠地测量, 即可靠地与基线信号和/或噪声区分开。合适的磁和/或电活动的非穷尽示例为心电图 (ECG) 上由R峰或T峰表示的心脏活动时段期间的心脏活动。

[0028] 术语“评估参考方向”是指利用在合适的心脏活动时段期间测得的磁或电信号确定或识别磁矩和/或电流方向, 并以该方向为参考。该术语可例如是指利用在R峰期间测得的传感器数据确定心脏窦性心律的R峰期间平均磁矩和/或电流的方向。该方向可以取作“参考方向”, 并且例如设为零, 以作为用于计算其他心脏活动时段期间 (平均) 磁矩和/或电流方向的偏向角度的参考。

[0029] 术语“磁矩和/或电流的平均方向”是指磁矩和/或电流的平均方向, 考虑心脏为体积导体的事实。

[0030] 术语“参考源位置”是指用作全部心脏电和/或磁活动的来源的点。因此, 该参考源位置为具有参数的虚拟点电和/或磁源, 使得由该参考源产生的场与自所述心脏体积测得的场等效。应该指出的是作为计算点的参考源位置可以位于真实体积源内, 即心脏内, 但也可以位于心脏体积之外的心脏附近。

[0031] 术语“相对于心脏解剖结构方向已知的磁矩和/或电流”是指相对于心脏物理部分磁场和/或电流的方向, 例如, 心脏的尖端, 即左心室的顶点 (心尖 (Apex cordis))。

[0032] 术语“记录至少部分心脏活动期间的EHV和/或MHV”是指记录心脏活动时段期间 (如窦性心律期间) 或其部分期间随时间的EHV和/或MHV (即EHV/MHV的幅度 (振幅) 和方向)。继而, 所记录的数据可用于构建磁图 (magnetogram)。

[0033] 术语“反解”是指对反问题的解。本领域技术人员熟悉此问题, 并且熟悉找出反解的方法, 即解反问题的方法。在本发明的上下文中, 术语“反解”是指利用在“传感器空间” (即各个传感器的心脏外部) 测得的数据重建心脏活动 (即“源空间”中真实的电和/或磁活动, 该源为心脏) 的方法。

[0034] 本文所使用的术语“对象”优选是指脊椎动物, 更优选为哺乳动物, 最优选为人类。

[0035] 本发明方法的步骤b-e优选通过运行在例如计算机上的软件算法来实现。

[0036] 在本发明的矢量心磁图方法的优选实施例中, 在上述步骤b中, 用于定位参考源位置, 在强磁和/或电心脏活动期间测得的数据, 优选地, 在强心脏活动时段的最强磁和/或电活动期间, 用于例如计算伪电流映射和/或磁场映射。用于计算伪电流映射或磁场映射的程序是本领域技术人员已知的。伪电流映射可以例如通过使用16x16网格来计算, 如由现有技术公知的那样。为了找到所述参考源位置, 特别优选使用在R峰或T峰 (例如, 在 T_{max} 处) 期间具有最强磁和/或电活动的时间间隔, 优选在R峰期间。术语“在R峰或T峰期间”涉及在ECG上通常表示为R峰或T峰的心脏活动时段。

[0037] 更优选地, 在步骤c中, 在R峰期间对心脏中磁场和/或电流的参考方向进行评估。由于已知R峰期间心脏的电流的方向指向心室的顶点, 并且R峰也是产生强的可测量信号的

强心脏活动时段,因此,优选使用R峰来定义参考方向。然而,任何其他有关心脏解剖结构磁场和/或电流方向为已知或可测量的磁和/或电心脏活动时段也适用于建立参考方向。

[0038] 在本发明的矢量心磁图方法中,特别优选的是,对于参考源位置的确定和参考方向的评估,使用与R峰相对应的心脏活动时段。然而,本发明不限于使用R峰用于这两个目的。

[0039] 在本发明的矢量心磁图方法的另一优选实施例中,计算矢量心磁图的不同点上的EHV和/或MHV之间在方向和/或幅度上的差异,所述不同点表示在所述心脏窦性心律期间的不同时间点。这对于诊断目的尤其有用。例如,已经发现,在 T_{\max} 和 T_{end} 处的EHV和/或MHV之间在方向和/或幅值上的差异指示心脏局部缺血。

[0040] 另一方面,本发明涉及一种矢量心磁图系统(VMCG系统),适于执行根据本发明的第一方面的方法。本发明的矢量心磁图系统优选包括:

[0041] a. 一个或多个用于测量心脏活动时段期间由对象心脏产生的磁场的三个正交分量的方向和幅度的磁场传感器,

[0042] b. 使用由所述一个或多个磁场传感器测得的数据来(自动)定位心脏磁和/或电活动的参考源位置的装置,所述参考源位置是适于表示所述磁和/或电心脏活动期间所述磁和/或电活动来源的点源,优选使用在强磁和/或电心脏活动时段期间最强磁和/或电心脏活动期间的数据,

[0043] c. 自由所述一个或多个磁场传感器测得的数据(自动)评估参考方向的装置,所述参考方向为具有相对于心脏解剖结构方向已知的磁矩和/或电流的磁和/或电心脏活动时段期间心肌体积中磁矩和/或电流的平均方向,

[0044] d. 自由所述一个或多个磁场传感器测得的数据(自动)计算所述参考源位置处等效单电流源ESCS或等效单磁源ESMS的装置,所述ESCS或ESMS表示相对于所述参考方向的心电矢量EHV或心磁矢量MHV;以及

[0045] e. 用于在矢量心磁图上记录至少部分心脏活动期间的EHV和/或MHV的装置。

[0046] 所述VMCG系统可以是其电子数据处理部件已特别适于执行本发明第一方面的方法的VMCG系统,例如通过硬接线(hard-wiring)执行本发明方法的步骤b-e的算法。然而,所述VMCG系统也可以为标准VMCG系统,其包括计算机,例如个人计算机,运行实现执行本发明方法的步骤b-e的算法的计算机程序。

[0047] 下面通过示例和附图对本发明进行更详细地描述,所述示例和附图仅用于说明的目的。

附图说明

[0048] 图1示出了使用伪电流映射定位参考源位置的示意性图示;

[0049] 图2示出了使用本发明的方法建立的健康对象的示例性VMCG;

[0050] 图3示出了图2的VMCG的2-D图,对应于等效单电流源(ESCS),给出的电流单位为 $[A] 4\pi\mu_0 10^{-6}$,其中, μ_0 为真空磁导率;

[0051] 图4示出了LAD中患有单血管疾病的患者的VMCG的2-D图,轴的电流单位与图3相同。

具体实施方式

[0052] 图1示出了 20×20 源网格的标准伪电流映射,使用13个特征值,用于找出ESMS的最佳位置。由在窦性心律的R峰期间测得的数据建立所述伪电流映射。圈出区域表示R峰期间的最强电活动区域。

[0053] 图2中描绘了健康对象的VMCG。用附图标记1表示的大环代表QRS波群,并且包括R峰2,小环3代表T峰。

[0054] 图3示出了图2中VMCG的2-D图,对应于等效单电流源(ESCS)。这样的表示特别利于促进角度测量,即,MHV/EHV的方向的变化。Q、R、S、T、甚至P波是可见的。在125ms处的P波用数字5表示,在200ms处的R峰用数字2表示,在339ms处的 T_{\max} 用数字6表示。整个窦性心律期间的电流方向与文献一致。VMCG的每个段4对应于窦性心律期间的相同时间间隔的MHV,每一段的长度表示磁场的振幅,每一段的方向表示相对于参考方向的磁场的方向。

[0055] 图4是左前降支(LAD)中患有单血管疾病的对象的VMCG的2-D图,并经由血管造影术证实。T波(381ms处的 T_{\max} 6)期间的电流方向较R峰(200ms处)偏约 180° 。

[0056] 参考文献

[0057] [1]George E Burch.The history of vectorcardiography.Medical History, 29 (S5) :103-131,1985.

[0058] [2]David Cohen,JC Norman,F Molokhia,and W Hood.Magnetocardiography of direct currents:St segment and baseline shifts during experimental myocardial infarction.Science,172 (3990) :1329-1333,1971.

[0059] [3]Harold W Draper,Catherine J Peffer,Friedman W Stallman,David Litmann,and Hubert V Pipberger.The corrected orthogonal electrocardiogram and vectorcardiogram in 510 normal men(frank lead system).Circulation,30 (6) :853-864,1964.

[0060] [4]Ernest Frank.An accurate,clinically practical system for spatial vectorcardiography.Circulation,13 (5) :737-749,1956.

[0061] [5]Wolfgang Haberkorn,Uwe Steinhoff,Martin Burghoff,Olaf Kosch,Andreas Morguet,and Hans Koch.Pseudocurrent density maps of electrophysiological heart,nerve or brain function and their physical basis.Biomagnetic Research and Technology,4,2006.

[0062] [6]Helena Hänninen et al.,Multichannel magnetocardiography and body surface potential mapping in exercise-induced myocardial ischemia.University of Helsinki,2002.

[0063] [7]Helena Hänninen,Panu Takala,Petri Korhonen,Lasse Oikarinen,Markku Mäkijärvi,Jukka Nenonen,Toivo Katila,and Lauri Toivonen.Features of st segment and t-wave in exercise-induced myocardial ischemia evaluated with multichannel magnetocardiography.Annals of medicine,34 (2) :120-129,2002.

[0064] [8]Helena Hänninen,Panu Takala,Markku Mäkijärvi,Juha Montonen,Petri Korhonen,Lasse Oikarinen,Jukka Nenonen,Toivo Katila,and Lauri

Toivonen. Detection of exercise-induced myocardial ischemia by multichannel magnetocardiography in single vessel coronary artery disease. *Annals of noninvasive electrocardiology*, 5(2):147-157, 2000.

[0065] [9] Hyun Kyoon Lim, Namsik Chung, Kiwoong Kim, Young-Guk Ko, Hyukchan Kwon, Yong-Ho Lee, Jin-Bae Kim, Jung Rae Cho, Jin-Mok Kim, In-Seon Kim, et al. Reproducibility of quantitative estimate of magnetocardiographic ventricular depolarization and repolarization parameters in healthy subjects and patients with coronary artery disease. *Annals of biomedical engineering*, 35(1):59-68, 2007.

[0066] [10] Jaakko Malmivuo and Robert Plonsey. *Bioelectromagnetism: principles and applications of bioelectric and biomagnetic fields*. Oxford university press, 1995.

[0067] [11] JT Nenonen, MSHämäläinen, and RJ Iimoniemi. Minimum-norm estimation in a boundary-element torso model. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 32(1):43-48, 1994.

[0068] [12] JW Park and F Jung. Qualitative and quantitative description of myocardial ischemia by means of magnetocardiography. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering*, 49(10):267-273, 2004.

[0069] [13] Kirsten Tolstrup, Bo E Madsen, Jose A Ruiz, Stephen D Greenwood, Judeen Camacho, Robert J Siegel, H Caroline Gertzen, J-W Park, and Peter A Smars. Non-invasive resting magnetocardiographic imaging for the rapid detection of ischemia in subjects presenting with chest pain. *Cardiology*, 106(4):270-276, 2006.

[0070] [14] Satsuki YAMADA and Iwao YAMAGUCHI. Magnetocardiograms in clinical medicine: unique information on cardiac ischemia, arrhythmias, and fetal diagnosis. *internal Medicine*, 44(1):1-19, 2005.

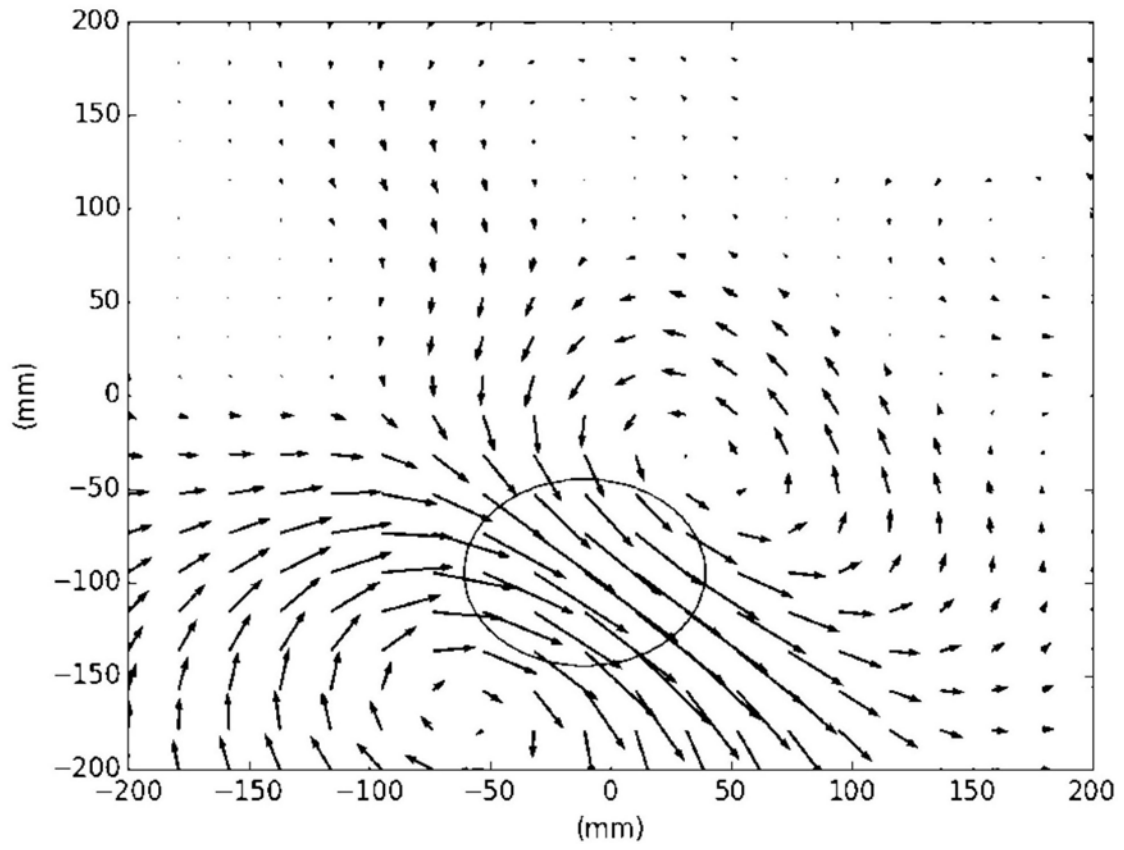


图1

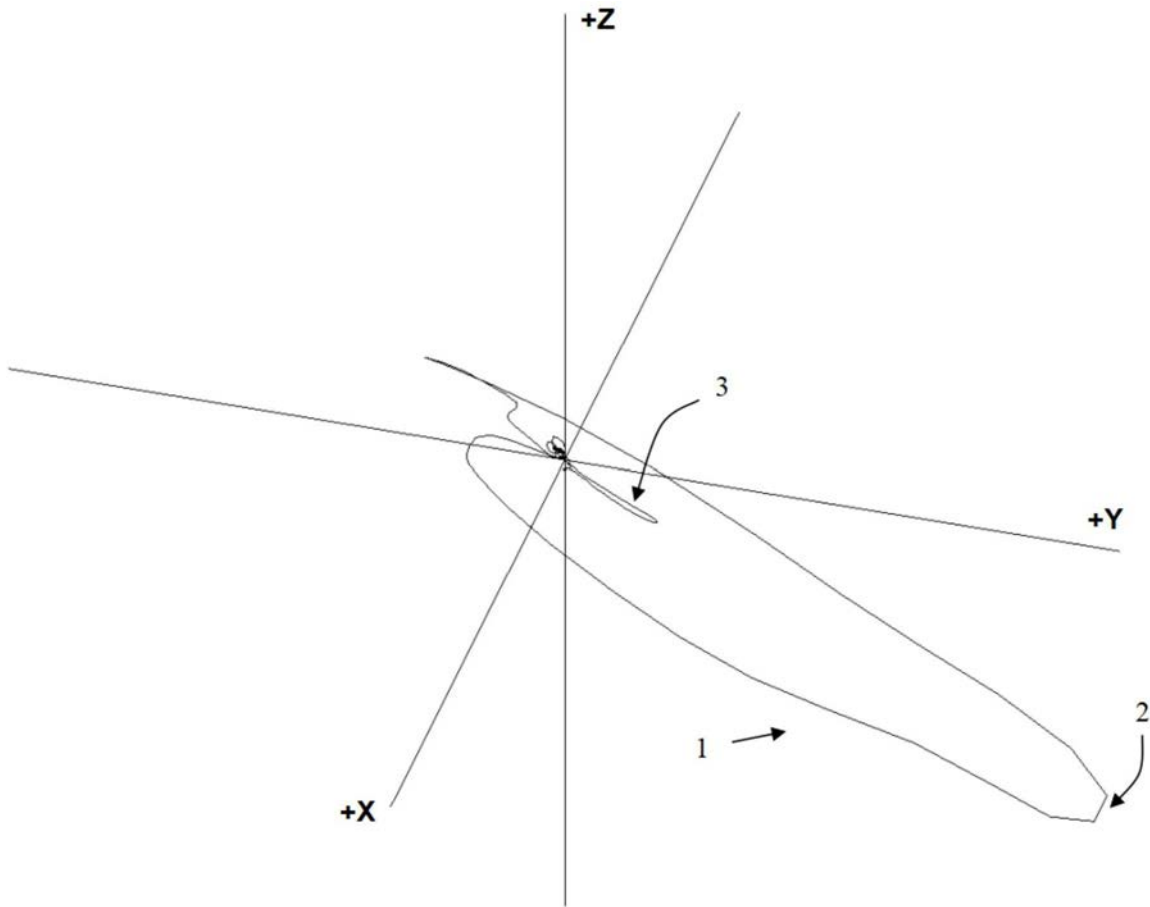


图2

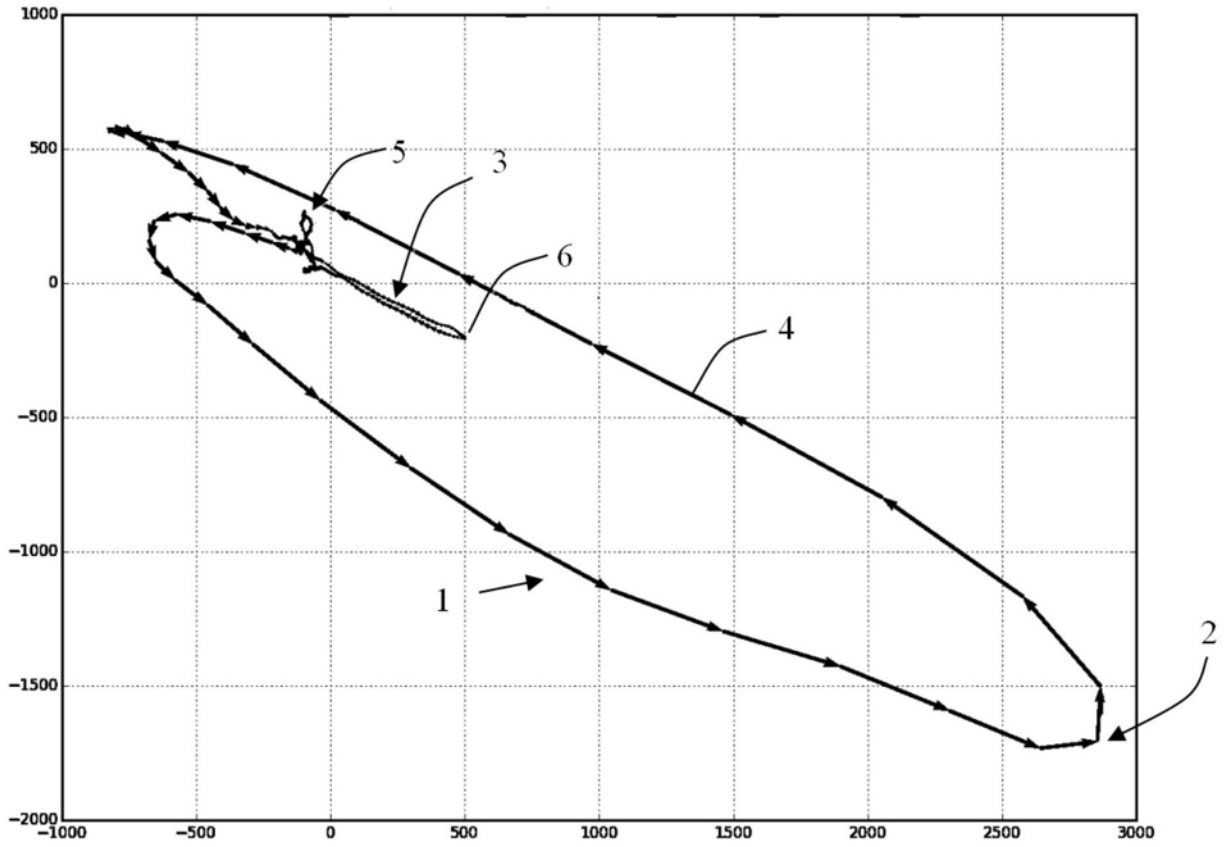


图3

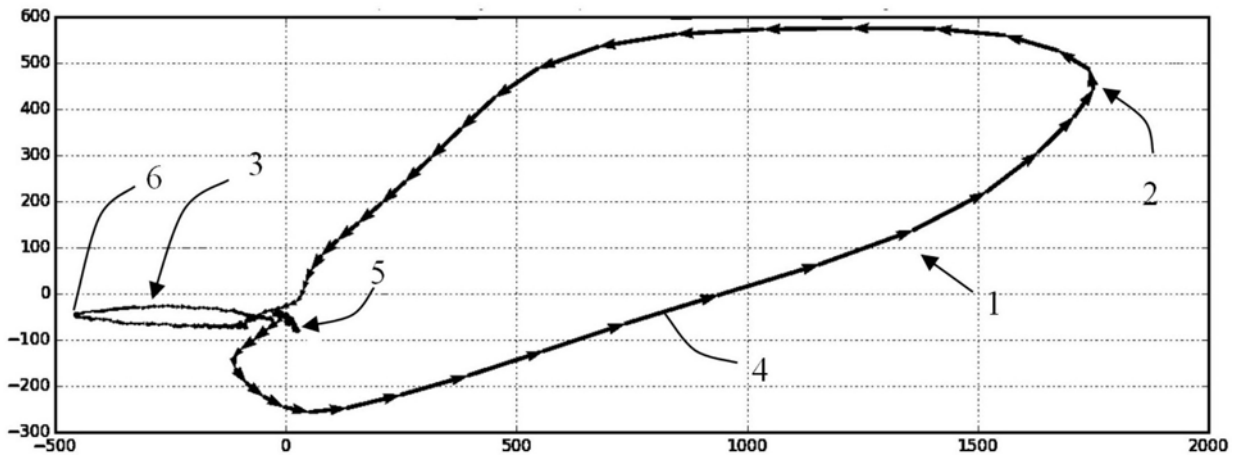


图4

专利名称(译)	矢量心磁图方法及矢量心磁图系统		
公开(公告)号	CN108697356A	公开(公告)日	2018-10-23
申请号	CN201780015311.7	申请日	2017-02-16
[标]发明人	金丙秀 马尔特埃伦		
发明人	金丙秀 马尔特·埃伦		
IPC分类号	A61B5/04 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/04007 A61B5/04011 A61B5/7253 A61B5/7278 A61B5/0456		
代理人(译)	程华		
优先权	2016156398 2016-02-18 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及矢量心磁图方法及执行该方法的矢量心磁图系统。本发明的目的在于提供一种改进的心磁图方法，特别是为了诊断缺血性心脏病。本发明的方法涉及相对于与患者或心脏位置无关的参考方向，等效单电流源ESCS或等效单磁源ESMS的方向的计算，以计算矢量心磁图。

