



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106132288 B

(45)授权公告日 2019.04.26

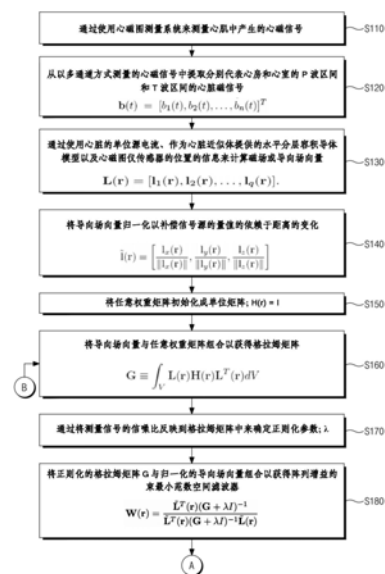
(21)申请号 201580015416.3
 (22)申请日 2015.03.17
 (65)同一申请的已公布的文献号
 申请公布号 CN 106132288 A
 (43)申请公布日 2016.11.16
 (30)优先权数据
 10-2014-0033636 2014.03.21 KR
 (85)PCT国际申请进入国家阶段日
 2016.09.21
 (86)PCT国际申请的申请数据
 PCT/KR2015/002569 2015.03.17
 (87)PCT国际申请的公布数据
 W02015/142029 KO 2015.09.24
 (73)专利权人 韩国标准科学研究院
 地址 韩国大田广域市
 (72)发明人 金基雄 河泰勋 权赫灿 李龙镐
 金鎮穆
 (74)专利代理机构 北京信慧永光知识产权代理
 有限责任公司 11290
 代理人 曹正建 陈桂香

(51)Int.Cl.
 A61B 5/00(2006.01)
 G06T 7/00(2017.01)
 (56)对比文件
 WO 2013/062259 A1,2013.05.02,
 Nakai, K等.Construction of a three-
 dimensional outline of the heart and
 conduction pathway by means of a 64-
 channel magnetocardiogram in patients
 with atrial flutter and fibrillation.
 《INTERNATIONAL JOURNAL OF CARDIOVASCULAR
 IMAGING》.2005,第21卷(第5期),
 Isamu Kumihashi等.Array-Gain
 Constraint Minimum-Norm Spatial Filter
 With Recursively Updated Gram Matrix For
 Biomagnetic Source Imaging.《IEEE
 TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING》
 .2010,第57卷(第6期),
 审查员 王珊珊

权利要求书3页 说明书12页 附图9页

(54)发明名称
 三维心脏轮廓重构方法
 (57)摘要

本发明涉及心脏轮廓重构方法和心磁图测量系统。所述心脏轮廓重构方法包括以下步骤：从源电流功率获得心脏的第一轮廓，所述源电流功率是通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数(AGMN-RUG)空间滤波器获得的；应用相干映射方法以获得心脏的第二轮廓；以及将所述第一轮廓与所述第二轮廓相互组合以构建心脏的第三轮廓。



CN 106132288 B

1. 一种心脏轮廓重构方法,其包括:

从源电流功率获得心脏的第一轮廓,所述源电流功率是通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数AGMN-RUG空间滤波器获得的;

应用相干映射方法以获得心脏的第二轮廓;以及

将所述第一轮廓与所述第二轮廓相互组合以构建心脏的第三轮廓。

2. 如权利要求1所述的方法,其中,获得所述心脏的所述第一轮廓的步骤包括:

通过使用心磁图测量系统来测量在心肌中产生的磁信号;

从通过多通道测量获得的心磁图信号中提取P波区间和T波区间的心脏磁信号,所述P波区间和所述T波区间用于代表心房和心室;

通过使用心脏的单位源电流、作为所述心脏的近似体提供的水平分层容积导体模型以及心磁图传感器的位置信息来计算磁场或导向场向量;以及

将所述导向场向量归一化以补偿信号源的量值的依赖于距离的变化。

3. 如权利要求2所述的方法,其中,获得所述心脏的所述第一轮廓的步骤进一步包括以下步骤中的至少一者:

将任意权重矩阵初始化成单位矩阵;

将所述导向场向量与所述任意权重矩阵组合以获得格拉姆矩阵;

将测量信号的信噪比反映到获得的所述格拉姆矩阵中以确定正则化参数;

将正则化的所述格拉姆矩阵与归一化的所述导向场向量组合以获得阵列增益约束最小范数空间滤波器;

通过使用获得的所述阵列增益约束最小范数空间滤波器以及所述心房和所述心室信号的测量信号来获得估计源电流功率;

检查获得的所述源电流功率是否收敛;

当获得的所述源电流功率不收敛时,通过使用估计源向量来更新所述权重矩阵;

将获得的所述源电流功率归一化;以及

将由信噪比给出的第一阈值应用至归一化的所述源电流功率以重构所述心房和所述心室的第一轮廓。

4. 如权利要求1所述的方法,其中,应用所述相干映射方法以获得所述心脏的所述第二轮廓的步骤进一步包括以下步骤中的至少一者:

分别获得心房和心室中的具有最高源电流功率的点;

将测量的心磁图信号与AGMN-RUG空间滤波器线性地组合以重构所有源区域中的估计源电流向量;

对重构的所述估计源电流向量执行快速傅里叶变换;

通过使用被执行所述快速傅里叶变换的所述信号来获得所述心房和所述心室中的所有源区域的互谱和自谱;

将所述互谱与所述自谱组合以获得所述心房和所述心室的相干性;

将所述心房和所述心室的获得的所述相干性归一化;以及

将由信噪比给出的第二阈值应用至归一化的所述相干性以重构所述心房和所述心室的第二轮廓。

5. 一种心脏轮廓重构方法,其包括:从源电流功率获得心脏的轮廓,所述源电流功率是

通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数AGMN-RUG空间滤波器获得的，其中，获得所述心脏的所述轮廓的步骤包括：

从通过多通道测量获得的心磁图信号中提取P波区间和T波区间的心脏磁信号，所述P波区间和所述T波区间用于代表心房和心室；

通过使用心脏的单位源电流、作为所述心脏的近似体提供的水平分层容积导体模型以及心磁图传感器的位置信息来计算磁场或导向场向量；以及

将所述导向场向量归一化以补偿信号源的量值的依赖于距离的变化，

所述方法进一步包括：

将任意权重矩阵初始化成单位矩阵；

将所述导向场向量与所述任意权重矩阵组合以获得格拉姆矩阵；

将测量信号的信噪比反映到获得的所述格拉姆矩阵中以添加正则化参数；

将正则化的所述格拉姆矩阵与归一化的所述导向场向量组合以获得阵列增益约束最小范数空间滤波器；

通过使用获得的所述阵列增益约束最小范数空间滤波器以及所述心房和所述心室信号的测量信号来获得估计源电流功率；

检查获得的所述源电流功率是否收敛；

当获得的所述源电流功率不收敛时，通过使用估计源向量来更新所述权重矩阵；

将获得的所述源电流功率归一化；以及

将由信噪比给出的阈值应用至归一化的所述源电流功率以重构所述心房和所述心室的轮廓。

6. 一种心脏轮廓重构方法，其包括：

分别获得心房和心室中的具有最高源电流功率的点；

将测量的心磁图信号与利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数AGMN-RUG空间滤波器线性组合以重构所有源区域中的估计源电流向量；

对重构的所述估计源电流向量执行快速傅里叶变换；

通过使用被执行所述快速傅里叶变换的所述信号来获得所述心房和所述心室中的所有源区域的互谱和自谱；

将所述互谱与所述自谱组合以获得所述心房和所述心室的相干性；

将所述心房和所述心室的获得的所述相干性归一化；以及

将由信噪比给出的阈值应用至归一化的所述相干性以重构所述心房和所述心室的轮廓。

7. 一种计算机可读记录介质，在所述计算机可读记录介质中记录有用于在计算机中执行如权利要求1至6中任一项所述的方法的程序。

8. 一种心磁图测量系统，其包括：

心磁图测量装置，其被配置成测量心磁图信号，所述心磁图测量装置包括心磁图传感器和磁屏蔽室；以及

处理单元，其被配置成处理所述心磁图信号并且重构心脏的轮廓，

其中，所述处理单元被配置成执行以下步骤：

从源电流功率获得所述心脏的第一轮廓，所述源电流功率是通过使用利用递归更新格

拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数AGMN-RUG空间滤波器获得的；
应用相干映射方法以获得所述心脏的第二轮廓；以及
将所述第一轮廓与所述第二轮廓相互组合以构建所述心脏的第三轮廓。

三维心脏轮廓重构方法

技术领域

[0001] 本发明涉及心脏轮廓(cardiac contour)重构方法,并尤其涉及在不使用诸如MRI系统之类的解剖成像系统的情况下从由心磁图测量系统测量的多通道数据获得三维心脏轮廓的方法。

背景技术

[0002] 心磁图(magnetocardiography,MCG)系统被配置成通过使用作为超高灵敏的磁传感器的超导量子干涉仪(superconducting quantuminterference device,SQUID)传感器来测量由心肌电活动产生的磁信号,并且以非侵入性的方式诊断心脏疾病。可以通过使用由心磁图测量系统测量的多通道数据来定位心脏疾病的位置。特别地,对心脏疾病在三维心脏体模(phantom)中的位置的定位可允许使医生直观地观察疾病位点(disease locus)的位置的有关信息。

[0003] 然而,为了获得三维心脏体模,需要通过使用X射线计算机断层摄影(X-ray computed tomography,CT)系统或磁共振成像(magnetic resonance imaging,MRI)系统来测量患者的解剖图像数据。即,为了获得解剖图像数据,患者可能会不必要地暴露在放射线或强磁场下。而且,为了获得心脏体模,需要对解剖图像数据执行心脏分割处理。心脏分割处理可以由专家手动地执行,或可以通过自动的心脏分割算法执行,但在任一种情况下,都需要大量的时间。

[0004] 公开号为2008-0033312的美国专利申请(Kenji Nakai等)披露了如下方法,该方法将作为一种非自适应空间滤波(non-adaptive spatial filtering)方法的吉洪诺夫正则化(Tikhonov regularization)方法应用到最小范数估计(minimum norm estimation),以估算电流密度并生成三维心脏轮廓。

[0005] 然而,非自适应空间滤波方法可能会对深层的信号源产生不精确的估计,且因此,它可能在精确地生成三维心脏体模的方面存在限制。

发明内容

[0006] 本发明的一些实施例提供了三维心脏可视化或映射方法。

[0007] 根据本发明的一些实施例,心脏轮廓重构方法可包括:从源电流功率获得心脏的第一轮廓,所述源电流功率是通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数(AGMN-RUG)空间滤波器获得的;应用相干映射方法以获得心脏的第二轮廓;以及将所述第一轮廓与所述第二轮廓相互组合以构建心脏的第三轮廓。

[0008] 在一些实施例中,获得所述心脏的所述第一轮廓的步骤可包括:通过使用心磁图测量系统来测量在心肌中产生的磁信号;从通过多通道测量获得的心磁图信号中提取P波区间和T波区间的心脏磁信号,所述P波区间和所述T波区间用于代表心房和心室;通过使用心脏的单位源电流、作为所述心脏的近似体提供的水平分层容积导体模型以及心磁图传感器的位置信息来计算磁场或导向场向量;以及将所述导向场向量归一化以补偿信号源的量

值的依赖于距离的变化。

[0009] 在一些实施例中,获得所述心脏的所述第一轮廓的步骤可进一步包括以下步骤中的至少一者:将任意权重矩阵初始化成单位矩阵;将所述导向场向量与所述任意权重矩阵组合以获得格拉姆矩阵;将测量信号的信噪比反映到获得的所述格拉姆矩阵中以确定正则化参数;将正则化的所述格拉姆矩阵与归一化的所述导向场向量组合以获得阵列增益约束最小范数空间滤波器;通过使用获得的所述阵列增益约束最小范数空间滤波器以及所述心房和所述心室信号的测量信号来获得估计源电流功率;检查获得的所述源电流功率是否收敛;当获得的所述源电流功率不收敛时,通过使用估计源向量来更新所述权重矩阵;将获得的所述源电流功率归一化;以及将由信噪比给出的第一阈值应用至归一化的所述源电流功率以重构所述心房和所述心室的第一轮廓。

[0010] 在一些实施例中,应用所述相干映射方法以获得所述心脏的所述第二轮廓的步骤可进一步包括以下步骤中的至少一者:分别获得所述心房和所述心室中的具有最高源电流功率的点;将测量的心磁图信号与AGMN-RUG空间滤波器线性地组合以重构所有源区域中的估计源电流向量;对重构的所述估计源电流向量执行快速傅里叶变换;通过使用被执行所述快速傅里叶变换的所述信号来获得所述心房和所述心室中的所有源区域的互谱和自谱;将所述互谱与所述自谱组合以获得所述心房和所述心室的相干性;将所述心房和所述心室的获得的所述相干性归一化;以及将由信噪比给出的第二阈值应用至归一化的所述相干性以重构所述心房和所述心室的第二轮廓。

[0011] 根据本发明的一些实施例,心脏轮廓重构方法可包括:从源电流功率获得心脏的轮廓,所述源电流功率是通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数(AGMN-RUG)空间滤波器获得的。

[0012] 在一些实施例中,获得所述心脏的所述轮廓的步骤可包括:从通过多通道测量获得的心磁图信号中提取P波区间和T波区间的心脏磁信号,所述P波区间和所述T波区间用于代表心房和心室;通过使用心脏的单位源电流、作为所述心脏的近似体提供的水平分层容积导体模型以及心磁图传感器的位置信息来计算磁场或导向场向量;以及将所述导向场向量归一化以补偿信号源的量值的依赖于距离的变化。

[0013] 在一些实施例中,所述方法还可包括:将任意权重矩阵初始化成单位矩阵;将所述导向场向量与所述任意权重矩阵组合以获得格拉姆矩阵;将测量信号的信噪比反映到获得的所述格拉姆矩阵中以添加正则化参数;将正则化的所述格拉姆矩阵与归一化的所述导向场向量组合以获得阵列增益约束最小范数空间滤波器;通过使用获得的所述阵列增益约束最小范数空间滤波器以及所述心房和所述心室信号的测量信号来获得估计源电流功率;检查获得的所述源电流功率是否收敛;当获得的所述源电流功率不收敛时,通过使用估计源向量来更新所述权重矩阵;将获得的所述源电流功率归一化;以及将由信噪比给出的阈值应用至归一化的所述源电流功率以重构所述心房和所述心室的轮廓。

[0014] 根据本发明的一些实施例,心脏轮廓重构方法可包括:分别获得心房和心室中的具有最高源电流功率的点;将测量的心磁图信号与利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数(AGMN-RUG)空间滤波器线性组合以重构所有源区域中的估计源电流向量;对重构的所述估计源电流向量执行快速傅里叶变换;通过使用被执行所述快速傅里叶变换的所述信号来获得所述心房和所述心室中的所有源区域的互谱和自谱;将所述互谱与所述自谱

组合以获得所述心房和所述心室的相干性;将所述心房和所述心室的获得的所述相干性归一化;以及将由信噪比给出的阈值应用至归一化的所述相干性以重构所述心房和所述心室的轮廓。

[0015] 根据本发明的一些实施例,计算机可读记录介质可以被配置成记录有用于在计算机中执行所述方法的程序。

[0016] 根据本发明的一些实施例,心磁图测量系统可包括:心磁图测量装置,其被配置成测量心磁图信号,所述心磁图测量装置包括心磁图传感器和磁屏蔽室;以及处理单元,其被配置成处理所述心磁图信号并且重构心脏的轮廓。所述处理单元被配置成执行以下步骤:从源电流功率获得所述心脏的第一轮廓,所述源电流功率是通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数 (AGMN-RUG) 空间滤波器获得的;应用相干映射方法以获得所述心脏的第二轮廓;以及将所述第一轮廓与所述第二轮廓相互组合以构建所述心脏的第三轮廓。

附图说明

[0017] 根据下面组合附图给出的简要说明,将能更加清楚地理解示例性实施例。附图代表如在本文中描述的非限制性的示例性实施例。

[0018] 图1是图示了根据本发明的一些实施例的三维心脏轮廓重构方法的流程图。

[0019] 图2、3和4是图示了根据本发明的一些实施例的三维心脏轮廓重构方法的流程图。

[0020] 图5是示意性地图示了根据本发明的一些实施例的心磁图测量系统的示图。

[0021] 图6是示例地图示了根据本发明的一些实施例的从通过多通道测量获得的心磁图信号中提取心脏波形的方法的曲线图。

[0022] 图7是图示了根据本发明的一些实施例的源空间与传感器空间之间的用于计算心磁图的导向场向量的关系的示图。

[0023] 图8是示例地图示了根据本发明的一些实施例的心房的相干映射的示图。

[0024] 图9是示例地图示了根据本发明的一些实施例的心室的相干映射的示图。

[0025] 图10是图示了根据本发明的一些实施例的用于数值模拟的虚拟源空间和虚拟心脏的示图。

[0026] 图11是图示了根据本发明的一些实施例的数值模拟的结果的示图。

[0027] 图12是图示了根据本发明的一些实施例的用于体模实验的心脏体模的示图。

[0028] 图13是图示了通过使用图12的心脏体模执行的数值模拟的结果的示图。

[0029] 图14是示出了根据信噪比的正则化参数的比值的曲线图。

具体实施方式

[0030] 三维心脏可视化或映射方法对心磁图 (MCG) 临床应用是有用的。然而,心脏重构需要额外的图像模态。本发明提出了在不使用额外的图像技术的情况下仅通过使用MCG测量数据来重构三维心脏轮廓的方法。可以通过将空间滤波 (spatial filtering) 方法与相干映射 (coherence mapping) 方法组合来重构心脏轮廓。

[0031] 心脏活动的强度可由利用递归更新的格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数 (array-gain constraint minimum-norm with recursively-updated Gram matrix,

AGMN-RUG) 空间滤波器表示。

[0032] 而且,可以通过相干映射方法将心房的最大源点与所有源点之间的相干性和心室的最大源点与所有源点之间的相干性进行比较。

[0033] 在数值模拟和体模实验中,可以将原始形状与重构结果进行比较,以证明三维心脏轮廓重构的有效性或正当性。

[0034] 在根据本发明的一些实施例的心脏轮廓三维重构方法中,可在不使用由CT或MRI系统获得的解剖图像的情况下根据从患者测量的心磁图(MCG)数据生成三维心脏轮廓。详细地,可以从通过AGMN-RUG空间滤波器获得的源电流功率获得心脏的第一轮廓。此外,可以使用相干映射方法来获得心脏的第二轮廓。其后,可以组合第一轮廓和第二轮廓来构造心脏的第三轮廓。

[0035] 心磁图(MCG)系统可被配置成非侵入地测量在心肌中产生的磁场。心磁图可被配置成允许优良的时间和空间分辨率,且在此情况下,它可在估算引起心律失常的心肌缺血(myocardial ischemic)区域或折返激动(reentrant excitation)区域时非常有用。近来,已经提出了通过使用心磁图将心肌的折返激动区域可视化在三维心脏表面上的方法。在三维心脏体模上可视化的心脏电活动可用于实现很多临床应用。

[0036] 然而,用于获得三维心脏体模的传统方法可能面临一些缺点。首先,应当对从诸如X射线计算机断层摄影(CT)系统或磁共振成像(MRI)系统等解剖图像系统获得的数据执行复杂的分割处理。近来,为了克服手动分割处理中的缺点,多个研究团体提出了自动分割方法。然而,仍应当执行用于获得解剖图像的处理。第二,当获得解剖图像数据时,患者暴露于作为潜在的危险因素的X射线或强磁场下。第三,患者需要为解剖图像数据支付高额费用。

[0037] 为了克服获得三维心脏体模的过程中的这些缺点,已经提出了仅通过使用心磁图测量数量来生成三维心脏体模的方法。根据由日本的Nakai团体提出的方法,将吉洪诺夫正则化方法应用至作为一种非自适应空间滤波方法的最小范数估计方法,以估算电流密度,且然后根据估算的电流密度生成三维心脏轮廓。然而,非自适应空间滤波方法可能面临深层的信号源的不精确估计。即,非自适应空间滤波方法可能在生成精确的三维心脏体模时存在限制。

[0038] 与非自适应空间滤波相比,自适应空间滤波表现出高的空间分辨率。由于通过使用目标物体的测量几何结构以及协方差矩阵来执行自适应空间滤波,所以它对噪声干扰不那么敏感。虽然空间滤波对弱相关信号不敏感,但是它对强相关信号具有大的定位误差。心脏的电信号为强相关信号。因此,在使用自适应空间滤波来定位心肌电流源的情况下,可能会存在大的误差。因此,非自适应空间滤波和自适应空间滤波这两者在重构三维心脏体模时可能都存在限制。

[0039] 近来,已经提出了具有更高空间分辨率的AGMN-RUG空间滤波器。这种空间滤波器的使用能够基于非自适应空间滤波器获得与自适应空间滤波器相对应的结果。因此,如果使用这种空间滤波器,则可以避免由强相关心肌信号引起的技术问题,并因而更精确地生成心脏体模。

[0040] 此外,为了更精确地生成心脏体模,本发明进一步应用了相干映射方法。心房和心室中产生的电信号可能会在每个区域中呈现出彼此相关的波形。因此,通过比较再生的心脏波形的相似性,可以更精确地重构心房和心室的模型。

[0041] 在下文中,现将参考示出了示例性实施例的附图来更充分地说明本发明的示例性实施例。然而,本发明的示例性实施例能够以很多不同的形式进行实施并且不应被理解为局限于本文阐述的实施例;确切地说,这些实施例被设置成使得对本领域技术人员来说,本发明将是彻底和完整的,并将充分地传达示例性实施例的构思。在附图中,为了清楚起见,各个层和区域的厚度被夸大。附图中的相同的附图标记表示相同的元件,且因此将省略对它们的说明。

[0042] 图1是图示了根据本发明的一些实施例的三维心脏轮廓重构方法的流程图。

[0043] 图2、3和4是图示了根据本发明的一些实施例的三维心脏轮廓重构方法的流程图。

[0044] 参考图1、2、3和4,三维心脏轮廓重构方法可包括:从通过使用AGMN-RUG空间滤波器获得的源电流功率来获得心脏的第一轮廓(S100);应用相干映射方法来获得心脏的第二轮廓(S200);以及将第一轮廓与第二轮廓相互组合来构建心脏的第三轮廓(S300)。

[0045] 可通过下列步骤来执行获得心脏的第一轮廓的步骤(S100)。可以通过使用心磁图测量系统来测量心肌中产生的心磁图信号(S110)。可以从以多通道方式测量的心磁图信号中提取分别代表心房和心室的P波区间和T波区间的心脏磁信号 $b_a(t)$ 和 $b_v(t)$ (S120)。可以基于心脏的单位源电流、作为所述心脏的近似体提供的水平分层容积导体模型(horizontally layered volume conductor model)以及心磁图传感器的位置信息来计算磁场或导向场向量(lead-field vector)(S130)。可以将导向场向量归一化,以补偿信号源的量值的依赖于距离的变化(S140)。

[0046] 在下文中,将对获得AGMN-RUG空间滤波器的方法进行说明。可以将任意权重矩阵 $H(r)$ 初始化成单位矩阵 I (S150)。可以将导向场向量 $L(r)$ 与任意权重矩阵 $H(r)$ 组合,以获得格拉姆矩阵 G (S160)。可以通过将测量信号的信噪比反映到获得的格拉姆矩阵 G 中来确定正则化参数 λ (S170)。

[0047] 可以将正则化的格拉姆矩阵 G 与归一化的导向场向量组合,以获得阵列增益约束最小范数空间滤波器(S180)。可以通过使用获得的阵列增益约束最小范数空间滤波器以及测量的心房信号和心室信号来获得估计源电流向量和估计源电流功率(S191)。可以执行步骤S192来检查所获得的估计源电流功率是否收敛。如果所获得的估计源电流功率不收敛,则可以通过使用估计源向量来更新权重矩阵(S193)。如果获得的估计源电流功率收敛,则可以将获得的估计源电流功率归一化(S194)。可以通过将由信噪比给出的第(1,1)阈值和第(1,2)阈值应用至归一化的估计源电流功率来重构心房和心室的第一轮廓(S195)。

[0048] 可以以如下方式执行通过使用相干映射方法获得心脏的第二轮廓的方法。

[0049] 可以通过上述或其它方法来计算心脏的估计源电流向量或估算源电流功率。可以执行步骤S210,以分别获得心房和心室中的具有最高源电流功率的点(r_a, r_v)。可以将测量的心脏磁信号和AGMN-RUG空间滤波器线性地相互组合来重构所有源区域中的源电流信号波形 $\hat{s}(r, t)$ (S220)。在某些实施例中,可以通过使用步骤S191中获得的值来重构源电流信号波形。

[0050] 可以对重构的源电流信号波形执行快速傅里叶变换(S230)。可以通过使用被执行快速傅里叶变换的信号来获得心房和心室中的所有源区域的互谱 $\Gamma_{aq}(f)$ 和 $\Gamma_{vq}(f)$ 以及自谱 $\Gamma_{aa}(f)$ 和 $\Gamma_{vv}(f)$ (S240)。心房互谱可以是心房中的两个不同点(其中一个点具有最高源电流功率)之间的互相关。心室互谱可以是心室中的两个不同点(其中一个点具有最高源电

流功率)之间的互相关。

[0051] 心房自谱可以是心房中的具有最高源电流功率的点的自相关。心室自谱可以是心室中的具有最高源电流功率的点的自相关。

[0052] 可以将互谱和自谱相互组合来获得心房和心室的相干性 $\text{Coh}_{\text{aq}}(f)$ 和 $\text{Coh}_{\text{vq}}(f)$ (S250)。可以将相干性归一化。可以通过将由信噪比给出的第(2,1)阈值和第(2,2)阈值应用至归一化的相干性来重构心房和心室的第二轮廓(S260)。

[0053] 接下来,可将第一轮廓与第二轮廓相互组合来构造心脏的第三轮廓(S300)。

[0054] 图5是示意性地图示了根据本发明的一些实施例的心磁图测量系统的示图。

[0055] 参考图5,心磁图测量系统100可设置在磁屏蔽室101中。心磁图测量系统100可包括64通道超导量子干涉仪(SQUID)。拾波线圈可以是具有70mm基线的一阶轴向梯度计(first order axial gradiometer)。每个SQUID传感器112的噪声电平的范围可为 100Hz 至 $5fT_{\text{rms}}/\text{Hz}^{1/2}$,且采样率可为 500Hz 。SQUID传感器112可被配置成测量从人体产生的微弱磁信号。SQUID传感器112可在 -250 摄氏度以下的超低温下有效地操作。因此,SQUID传感器112可设置在被配置成提供超低温环境的冷却装置114中。冷却装置114可设置在杜瓦瓶116中。

[0056] 驱动电路124可被配置成驱动心磁图测量系统。放大器和滤波器118可设置在磁屏蔽室中。供电单元可被配置成向放大器和滤波器118等提供电力。可将测量的心磁图信号传输至处理单元122,且可通过处理单元122对测量的心磁图信号进行分析和处理(S110)。

[0057] 图6是示例地图示了根据本发明的一些实施例的从通过多通道测量获得的心磁图信号中提取心脏波形的方法的曲线图。

[0058] 参考图6,心脏波形可具有在测量的心磁图信号中顺序地出现的P、Q、R、S和T峰。包括P峰的区间可被称为P波,包括Q、R和S峰的区间可被称为QRS波,且包括T峰的区间可被称为T波。在心脏波形中,P波 $b_{\text{a}}(t)$ 可以是从小房产生的信号,QRS波可以是在心室收缩时产生的信号,且T波 $b_{\text{v}}(t)$ 可以是在心室松弛时产生的信号。

[0059] 在一些实施例中,可以通过提取P波的开始位置和结束位置来生成心房体模,且可以通过提取T波的开始位置和结束位置来生成心室体模(S120)。提取的P波 $b_{\text{a}}(t)$ 和T波 $b_{\text{v}}(t)$ 可由如下方程式给出:

[0060] [方程式1]

$$[0061] \quad b_{\text{a}}(t) = [b_1(t), b_2(t), \dots, b_n(t)]^T$$

$$[0062] \quad b_{\text{v}}(t) = [b_1(t), b_2(t), \dots, b_n(t)]^T$$

[0063] 这里, n 是心磁图传感器的数量,且 t 是用于提取心脏波形的范围。上标T表示矩阵的转置。

[0064] 图7是图示了根据本发明的一些实施例的源空间与用于计算心磁图的导向场向量的传感器空间之间的关系关系的示图。

[0065] 参考图7,导向场向量可以是在单位源电流和导体模型是已知的时在传感器空间中计算的磁场。具有量值和方向的等效电流偶极子(equivalent current dipole,ECD)可被用作源电流。人体可被视为具有恒定电导率的导体空间(例如, $z < 0$)。水平分层导体模型可被用作所述导体模型。在水平分层导体模型中,平面下方的空间(例如, $z < 0$)被视为导体,而平面上方的空间(例如, $z > 0$)被视为绝缘体。源电流可存在于导体空间中。而且,可以从导体空间中选择源空间V。心脏可被视为位于源空间V中。

[0066] 源空间可以是被界定在xyz直角坐标系中的矩形。在一些实施例中,源空间可由体素(voxel)组成,每个体素以10mm为单元进行划分。例如,源空间可以在x轴方向上为150mm,在y轴方向上为170mm并在z轴方向上为150mm。因此,体素的总数Q可以为3314。

[0067] 测量区域(例如, $z>0$)可布置在导体区域外部。设置有多个心磁图传感器12的传感器空间可布置在测量区域中。心磁图传感器12可以是SQUID传感器。心磁图传感器的位置信息可以是已知的。SQUID传感器12可包括具有70mm基线的一阶轴向梯度计。

[0068] 由于能够从空间滤波器的输出功率中估算出心肌电活动的量值,所以空间滤波方法能够重构心脏体模。在位置 $r = (x, y, z)$ 和时间 t 处,源向量可被定义为离散体积空间 V 中的 $s(r, t)$ 。源的总数可以为 Q 。源向量可以表示源电流的量值和方向。

[0069] 从单个电流源计算的导向场向量 $l(r)$ 可由下列方程式2给出,且用于总电流源 Q 的总导向场向量 $L(r)$ 可由下列方程式3给出(S130)。

[0070] [方程式2]

$$[0071] \quad l(r) = [l_x(r), l_y(r), l_z(r)]$$

[0072] [方程式3]

$$[0073] \quad L(r) = [l_1(r), l_2(r), \dots, l_q(r)]$$

[0074] 如果在位置 $r = (x, y, z)$ 和时间 t 处,源向量被定义为 $s(r, t)$,则心房和心室的源向量可分别由 $s_a(r, t)$ 和 $s_v(r, t)$ 表示。如果将导向场向量 $L(r)$ 与源向量 $s_a(r, t)$ 和 $s_v(r, t)$ 进行线性组合,则在传感器空间中计算的心房和心室的磁场 $b_a(t)$ 和 $b_v(t)$ 可由下列方程式4给出。

[0075] [方程式4]

$$[0076] \quad b_a(t) = \int_V L(r) s_a(r, t) dV$$

$$[0077] \quad b_v(t) = \int_V L(r) s_v(r, t) dV$$

[0078] 这里, V 表示源空间。

[0079] 空间滤波器可以是用于传感器阵列(其用于传输和接收信号)的技术。空间滤波器 W_a^T 和 W_v^T 可以是权重向量(weight vector)。因此,可以通过使测量的磁场(例如,心磁图信号)与空间滤波器 W_a^T 和 W_v^T 线性地相乘来估算源电流的信号。换言之,心房和心室的估计源电流向量可由下列方程式5给出。

[0080] [方程式5]

$$[0081] \quad \hat{s}_a(r, t) = W_a^T(r) b_a(t)$$

$$[0082] \quad \hat{s}_v(r, t) = W_v^T(r) b_v(t)$$

[0083] 由于心房和心室的估计源电流向量 $s_a(r, t)$ 和 $s_v(r, t)$ 被包含在总估计源电流向量 $s(r, t)$ 中,所以用于心房和心室的下标 a 和 v 不用于通常被推导以获得估算源电流功率的方程式。通过组合方程式4和5,估计源电流向量可由下列方程式6表示。

[0084] [方程式6]

$$[0085] \quad \hat{s}(r, t) = \int_V W^T(r) L(r') s(r', t) dV$$

[0086] 这里, r 是目标源的位置,且 r' 是除目标源之外的点的位置。

[0087] $W^T(\mathbf{r})L(\mathbf{r}')$ 可以是波束响应 (beam response), 并可表示从空间滤波器的与目标源的位置不同的位置处的其它源生成的误导泄漏电流 (misleading leakage current) 的增益。

[0088] 为了设计理想的空间滤波器, 应当使波束响应的增益最小化。因此, 可以通过在下列约束方程式下求解最优化问题来推导出基于最小范数的空间滤波器。

[0089] [方程式7]

[0090] $\mathbf{W}(\mathbf{r}) = \arg \min_{\mathbf{W}(\mathbf{r})} C(\mathbf{W})$ 服从于

$$[0091] \quad \mathbf{W}^T(\mathbf{r})\mathbf{L}(\mathbf{r}) = \Phi = \begin{bmatrix} \|\mathbf{l}_x\| & 0 & 0 \\ 0 & \|\mathbf{l}_y\| & 0 \\ 0 & 0 & \|\mathbf{l}_z\| \end{bmatrix},$$

[0092] 这里, $\|\mathbf{l}(\mathbf{r})\|$ 表示传感器阵列的增益。在方程式7中, $C(\mathbf{W})$ 是表示所有泄漏电流的总和的成本函数 (cost function)。成本函数 $C(\mathbf{W})$ 可由下列方程式8表示。

[0093] [方程式8]

$$[0094] \quad C(\mathbf{W}) = \int_V \text{tr} \{ [\mathbf{W}^T(\mathbf{r})L(\mathbf{r}') - \delta(\mathbf{r}-\mathbf{r}')\Phi] H(\mathbf{r}') [\mathbf{W}^T(\mathbf{r})L(\mathbf{r}') - \delta(\mathbf{r}-\mathbf{r}')\Phi]^T \} dV'$$

[0095] $\text{tr}\{\}$ 是矩阵的对角线元素的总和 (即, 迹), $\delta(\mathbf{r})$ 是增量函数, 且 $H(\mathbf{r}')$ 是任意权重矩阵。

[0096] 心房和心室的格拉姆矩阵 G_a 和 G_v 可由下列的通过组合心房和心室的导向场向量与任意权重矩阵而给出的方程式9界定。

[0097] [方程式9]

$$[0098] \quad G_a \equiv \int_V L(\mathbf{r}) H_a(\mathbf{r}) L^T(\mathbf{r}) dV$$

$$[0099] \quad G_v \equiv \int_V L(\mathbf{r}) H_v(\mathbf{r}) L^T(\mathbf{r}) dV$$

[0100] 对于具有相同量值的源电流, 从SQUID传感器到等效电流偶极子的距离越小, 导向场向量的量值越大。反之, 在从传感器的距离大的情况下, 导向场向量的量值可能会小。因此, 如果使每个位置的导向场向量归一化, 则可以相对增大远处源的量值。这种归一化的导向场向量 $\tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r})$ 可由下列方程式10表示 (S140)。

[0101] [方程式10]

$$[0102] \quad \tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r}) = \left[\frac{I_x(\mathbf{r})}{\|I_x(\mathbf{r})\|}, \frac{I_y(\mathbf{r})}{\|I_y(\mathbf{r})\|}, \frac{I_z(\mathbf{r})}{\|I_z(\mathbf{r})\|} \right]$$

[0103] 如果将归一化的导向场向量 $\tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r})$ 与格拉姆矩阵 $G(\mathbf{r})$ 线性地组合, 则空间滤波器或权重向量可由如下方程式给出:

[0104] [方程式11]

$$[0105] \quad W(\mathbf{r}) = \frac{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})G^{-1}}{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})G^{-1}\tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r})}$$

[0106] 最小方差 (minimum variance, MV) 空间滤波器可以是生物电磁学领域中最常使用的自适应空间滤波器。协方差矩阵可以是测量数据 $b(t)$ 的总体均值, 并可定义如下: $D \equiv \langle b(t)b^T(t) \rangle$ 。

[0107] MV空间滤波器可以通过在下列约束方程式下求解最优化问题来推导。

[0108] [方程式12]

[0109] $\mathbf{W}(\mathbf{r}) = \arg \min_{\mathbf{W}(\mathbf{r})} \mathbf{W}^T(\mathbf{r})\mathbf{D}\mathbf{W}(\mathbf{r})$ 服从于

[0110] $\mathbf{W}^T(\mathbf{r})\mathbf{L}(\mathbf{r}) = \Phi$,

[0111] MV空间滤波器可以通过线性地组合归一化的导向场向量 $\mathbf{L}(\mathbf{r})$ 与协方差矩阵 \mathbf{D} 来获得,如下:

[0112] [方程式13]

$$[0113] \quad \mathbf{W}(\mathbf{r}) = \frac{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})\mathbf{D}^{-1}}{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})\mathbf{D}^{-1}\tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r})}$$

[0114] 方程式11与方程式13之间的唯一不同之处在于,在方程式11和方程式13中分别使用格拉姆矩阵和协方差矩阵。通过使用方程式4,协方差矩阵 \mathbf{D} 可被表示如下:

[0115] [方程式14]

$$[0116] \quad \mathbf{D} = \int_V \mathbf{L}(\mathbf{r}) \langle s(\mathbf{r}, t) s^T(\mathbf{r}, t) \rangle \mathbf{L}^T(\mathbf{r}) dV$$

[0117] 通过将方程式9和方程式14互相比较,任意权重矩阵 $\mathbf{H}(\mathbf{r})$ 可类似于源功率矩阵 $s(\mathbf{r}, t) s^T(\mathbf{r}, t)$ 。因此,在用源功率矩阵替换权重矩阵 $\mathbf{H}(\mathbf{r})$ 的情况下,可以预期的是,最小范数空间滤波器具有与MV空间滤波器的性能类似的性能。

[0118] 为了获得更精确的结果,应当考虑噪声对格拉姆矩阵的影响。函数的条件数(condition number)可以是表示输出值的由输入变量的小变化引起的变化的值。在实际应用中,格拉姆矩阵的条件数可以非常大。详细地,虽然格拉姆矩阵中的噪声分量非常小,但是它可对格拉姆逆矩阵有很大贡献。因此,格拉姆矩阵的逆矩阵可能导致不精确的结果。如果应用正则化方法以从格拉姆矩阵中去除噪声分量,则能够减小格拉姆矩阵的逆矩阵的误差。因此,心房和心室的改进的阵列增益约束最小范数空间滤波器可由下列方程式15表示。

[0119] [方程式15]

$$[0120] \quad \mathbf{W}_a(\mathbf{r}) = \frac{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})(\mathbf{G}_a + \lambda_a \mathbf{I})^{-1}}{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})(\mathbf{G}_a + \lambda_a \mathbf{I})^{-1}\tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r})}$$

$$[0121] \quad \mathbf{W}_v(\mathbf{r}) = \frac{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})(\mathbf{G}_v + \lambda_v \mathbf{I})^{-1}}{\tilde{\mathbf{L}}^T(\mathbf{r})(\mathbf{G}_v + \lambda_v \mathbf{I})^{-1}\tilde{\mathbf{L}}(\mathbf{r})}$$

[0122] 这里, λ_a 和 λ_v 是心房和心室的正则化参数,且正则化参数由测量值的信噪比给出。

[0123] 在方程式14中,由于心房和心室的源电流向量 $s_a(\mathbf{r}, t)$ 和 $s_v(\mathbf{r}, t)$ 是未知的,所以可以使用估计源电流向量 $\hat{s}_a(\mathbf{r}, t)$ 和 $\hat{s}_v(\mathbf{r}, t)$ 来替换源电流向量,以获得权重矩阵 $\mathbf{H}_a(\mathbf{r})$ 和 $\mathbf{H}_v(\mathbf{r})$ (S193)。

[0124] 为了获得优化的权重矩阵 $\mathbf{H}(\mathbf{r})$,可能需要执行下列处理。首先,可将权重矩阵初始化成单位矩阵(S150)。第二,可以从方程式15获得阵列增益约束最小范数空间滤波器的输出值(S180)。第三,可以从方程式5获得估计源电流向量 $\hat{s}_a(\mathbf{r}, t)$ 和 $\hat{s}_v(\mathbf{r}, t)$ (S191)。第四,可以将方程式9的权重矩阵 $\mathbf{H}(\mathbf{r})$ 更新成估计源电流向量。可以通过上述四个步骤递归地更新权重矩阵 $\mathbf{H}(\mathbf{r})$,直到更新后的权重收敛至特定值(S193)。最后,如果完成更新,则可以从方程式5获得估计源电流向量。

[0125] 可以从估计源电流向量 $\hat{s}_a(r,t)$ 和 $\hat{s}_v(r,t)$ 获得每个源功率, 即, $\hat{s}_a^2(r,t)$ 和 $\hat{s}_v^2(r,t)$ 。获得的估算源电流功率可以通过使其除以它的最大量值来进行归一化 (S194)。

[0126] 可以将根据信噪比设定的第一阈值应用至归一化的估算源电流功率, 且因此可以重构心房和心室各自的第一轮廓。例如, 在第一阈值被设定为0.5的情况下, 仅具有高于或等于第一阈值的值的体素可以被显示在源空间上。可以使具有高于或等于第一阈值的值的体素中的大多数外部体素彼此连接, 从而提供第一轮廓。可以针对心房设立第(1,1)阈值, 且可以针对心室设立第(1,2)阈值。

[0127] 可以形成心房和心室中的每者的第一轮廓。心房和心室的第一阈值可以彼此不同。

[0128] [相干映射]

[0129] 生理噪声(例如,呼吸或消化等)可能导致心肌电流源的功率的计算出现误差。因此,可进一步应用相干映射方法来生成更精确的心脏体模。相干性是指两个以上的波根据它们的相位相互干扰的现象。在心脏的情况下,心肌细胞膜的离子透过率根据它的位置或区域发生改变。例如,对于附近区域,心肌电流可展现出相似的作用电位(action potential)。然而,对于远处区域,它可展现出不同的作用电位。因此,如果估算出与心房和心室的最高信号源相干的信号源的位置,则可以重构心房和心室的每个区域的轮廓。

[0130] 图8是示例地图示了根据本发明的一些实施例的心房的相干映射的示图。

[0131] 图9是示例地图示了根据本发明的一些实施例的心室的相干映射的示图。

[0132] 参考图8和图9,在作为一种众所周知的能够表示信号之间的根据它们的信号频率的相关性的分析方法的相干分析中,可以根据互谱密度函数和自谱密度函数计算出两个平稳信号的相干函数。

[0133] 可以通过使空间滤波器与来自方程式5的测量磁场相乘来重构在源区域中估算的信号的波形(即,估计源电流向量)。在第Q位置处重构的估计源电流向量的时间序列可由 $\hat{s}(r_q,t)$ 表示。心房和心室的具有最高源电流功率的位置处的估计源向量可分别由 $\hat{s}(r_a,t)$ 和 $\hat{s}(r_v,t)$ 表示 (S210)。重构的估计源向量 $\hat{s}(r_a,t)$ 、 $\hat{s}(r_v,t)$ 和 $\hat{s}(r_q,t)$ 的时间序列可经由快速傅里叶变换被转换成 $S_a(f)$ 、 $S_v(f)$ 和 $S_q(f)$ (S230)。

[0134] 心房和心室的互谱以及第Q源的自谱可由下列方程式16界定 (S240)。

[0135] [方程式16]

$$[0136] \quad \Gamma_{aq}(f) \equiv \langle S_a(f) S_q^*(f) \rangle$$

$$[0137] \quad \Gamma_{vq}(f) \equiv \langle S_v(f) S_q^*(f) \rangle$$

$$[0138] \quad \Gamma_{qq}(f) \equiv \langle S_q(f) S_q^*(f) \rangle$$

[0139] 这里, $\langle \rangle$ 表示平均值, 且上标*表示复共轭。

[0140] 心房和心室的相干性可由下列的通过组合互谱与自谱而给出的方程式17表示 (S250)。

[0141] [方程式17]

$$[0142] \quad Coh_{aq}(f) \equiv \left| \frac{\Gamma_{aq}(f)}{\sqrt{\Gamma_{aa}(f) \Gamma_{qq}(f)}} \right|,$$

$$[0143] \quad Coh_{vq}(f) \equiv \left| \frac{\Gamma_{vq}(f)}{\sqrt{\Gamma_{vv}(f)\Gamma_{qq}(f)}} \right|.$$

[0144] 详细地,可以通过将在心房与所有源空间之间获得的互谱 $\Gamma_{aq}(f)$ 除以心房的自谱的乘积 $\Gamma_{aa}(f) \Gamma_{qq}(f)$ 来使心房的相干性 $Coh_{aq}(f)$ 归一化。类似地,还能够以与心房的相干性类似的方式使心室的相干性 $Coh_{vq}(f)$ 归一化。即,可以通过将在心室与所有源空间之间获得的互谱 $\Gamma_{vq}(f)$ 除以心室的自谱的乘积 $\Gamma_{vv}(f) \Gamma_{qq}(f)$ 来使心室的相干性 $Coh_{vq}(f)$ 归一化。

[0145] 心房和心室的归一化的相干性可用于基于根据信噪比设定的相应第二阈值重构第二轮廓(S260)。例如,在第二阈值为0.5的情况下,仅具有高于或等于第二阈值的值的体素可以被显示在源空间上。可以使具有高于或等于第二阈值的值的体素中的大多数外部体素彼此连接,从而提供第二轮廓。可以针对心房设立第(2,1)阈值,且可以针对心室设立第(2,2)阈值。

[0146] 可以针对心房和心室中的每者形成第二轮廓。用于心房和心室的第二阈值可以彼此不同。

[0147] 可以将心房和心室的第一和第二轮廓相互组合来重构第三轮廓(S300)。第三轮廓的重构可包括:使心房和心室的归一化的源电流功率与归一化的相干性相乘,并然后基于相应第三阈值重构第三轮廓。可以针对心房和心室中的每者形成第三轮廓。用于心房和心室的第三阈值可以彼此不同。

[0148] 在下文中,将对数值模拟、体模实验和它们的结果进行说明,以显示本发明的一些实施例正当性和有效性。

[0149] 图10是示出了根据本发明的一些实施例的用于数值模拟的虚拟源空间和虚拟心脏的示图。

[0150] 参考图10,虚拟心脏204和206可位于虚拟源空间202中。虚拟心脏可包括虚拟心房204和虚拟心室206。

[0151] 虚拟源空间202可以是被界定在xyz直角坐标系统中的矩形。在直角坐标系统中,剑突(xiphoid)的位置可被确定为原点或基准点。虚拟源空间202可由体素构成,每个体素以10mm为单元进行划分。例如,虚拟源空间202可以在x轴方向上为150mm,在y轴方向上为170mm并在z轴方向上为150mm。因此,体素的总数Q可以为3314。

[0152] 在模拟中,199个体素被指定给虚拟心房204,且248个体素被指定给虚拟心室206。在虚拟心脏204和206中,等效电流偶极子(ECD)被建立为源模型,且信号的形状为正弦波。心房的等效电流偶极子的量值为 $0.25\mu\text{Am}$,且心室的等效电流偶极子的量值为 $1\mu\text{Am}$ 。此外,添加有具有20dB的信噪比的高斯白噪声。

[0153] 心房正弦波的中心频率为10Hz,且心室正弦波的中心频率为8Hz。而且,水平分层导体模型被建立为心脏的导体模型。为了模拟心脏的作用电位的传播,根据位置指定正弦波的相位。为了表示心脏的收缩和舒张,相位在从心底(cardiac base)朝心尖(cardiac apex)的方向上(即,在y轴方向上)按升序增大30度。而且,相位在心脏的横断面(即,平行于z轴方向)上按升序增大26度。

[0154] 图11是图示了根据本发明的一些实施例的数值模拟的结果的示图。

[0155] 参考图11,在传感器空间中测量从建立的源模型中生成的磁场(S110)。应用AGMN-RUG空间滤波器来获得心房和心室的源电流功率(S191)。基于由信噪比给出的第(1,1)和

(1,2) 阈值对源电流功率进行滤波,以重构心房和心室的第一轮廓(S195)。在所有源区域中,从重构的信号波形中获得心房和心室的相干性(S250)。基于由信噪比给出的第(2,1)和(2,2)阈值对这些相干性进行滤波,以重构心房和心室的第二轮廓(S260)。最后,第一轮廓和第二轮廓相互组合以重构心脏的第三轮廓(S300)。结果表明重构的心脏轮廓与虚拟的心脏轮廓非常接近。

[0156] 图12是图示了根据本发明的一些实施例的用于体模实验的心脏体模的示意图。

[0157] 参考图12,心脏体模(a)被制造成具有鹅蛋的形状。12个具有10mm的长度的电流偶极子被定位成与心脏体模的顶部表面间隔开5mm。心脏体模被定位在由纤维玻璃制成的躯干体模中。心脏体模相对于冠状面(coronal plane)以45度的角度倾斜并相对于矢状面(sagittal plane)以30度的角度倾斜。具有约0.16S/m的导电率的0.9%的盐溶液被提供以填充躯干体模。

[0158] 心脏体模被定位在虚拟源空间中。该虚拟源空间与用于数值模拟的虚拟源空间相同。剑突在躯干体模(b)的表面上的位置被确定为原点或基准点。在心脏体模中,等效电流偶极子(ECD)被建立为源模型。心脏体模的等效电流偶极子的量值为100 μ Am,信号的形状是5Hz的正弦波与10Hz的正弦波的组合。而且,水平分层导体模型被建立为心脏的导体模型。

[0159] 图13是图示了通过使用图12的心脏体模执行的数值模拟的结果的示意图。

[0160] 参考图13,与数值模拟类似,使用源电流功率和相干映射方法来获得心脏的第一轮廓和第二轮廓。将第一轮廓和第二轮廓相互组合以构造心脏的第三轮廓。结果表明重构的心脏轮廓与心脏体模轮廓非常接近。

[0161] 图14是示出了根据信噪比的正则化参数的比值的曲线图。

[0162] 参考图14,正则化参数的比值可以是相对于格拉姆矩阵的最高奇异值(singular value)的比值。信噪比越高,正则化参数的比值越小。由于心房的信号小于心室的信号,所以正则化参数的比值具有小的值。

[0163] 根据本发明的一些实施例的心脏轮廓三维重构方法能够在不使用需要获得解剖图像的CT或MRI系统的情况下仅使用患者的心磁图(MCG)数据来重构心脏体模。因此,可以防止患者不必要地暴露在放射线或强磁场下。而且,由于没有使用成像系统,所以可以减小患者的经济负担。此外,由于不需要执行用于构造心脏体模的心脏分割过程,所以可以使用MCG系统来对患者进行实时诊断。

[0164] 虽然已经特别地示出和说明了本发明的示例性实施例,但是本领域技术人员应当理解,可以在不偏离本发明所附权利要求的精神和范围的情况下进行形式和细节的变化。

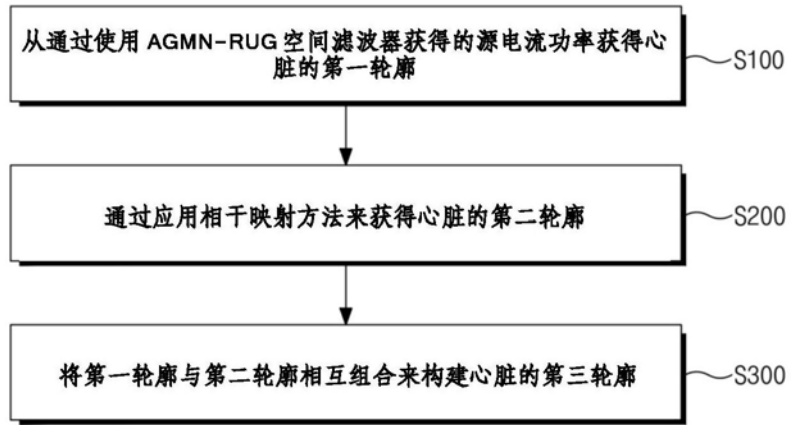


图1

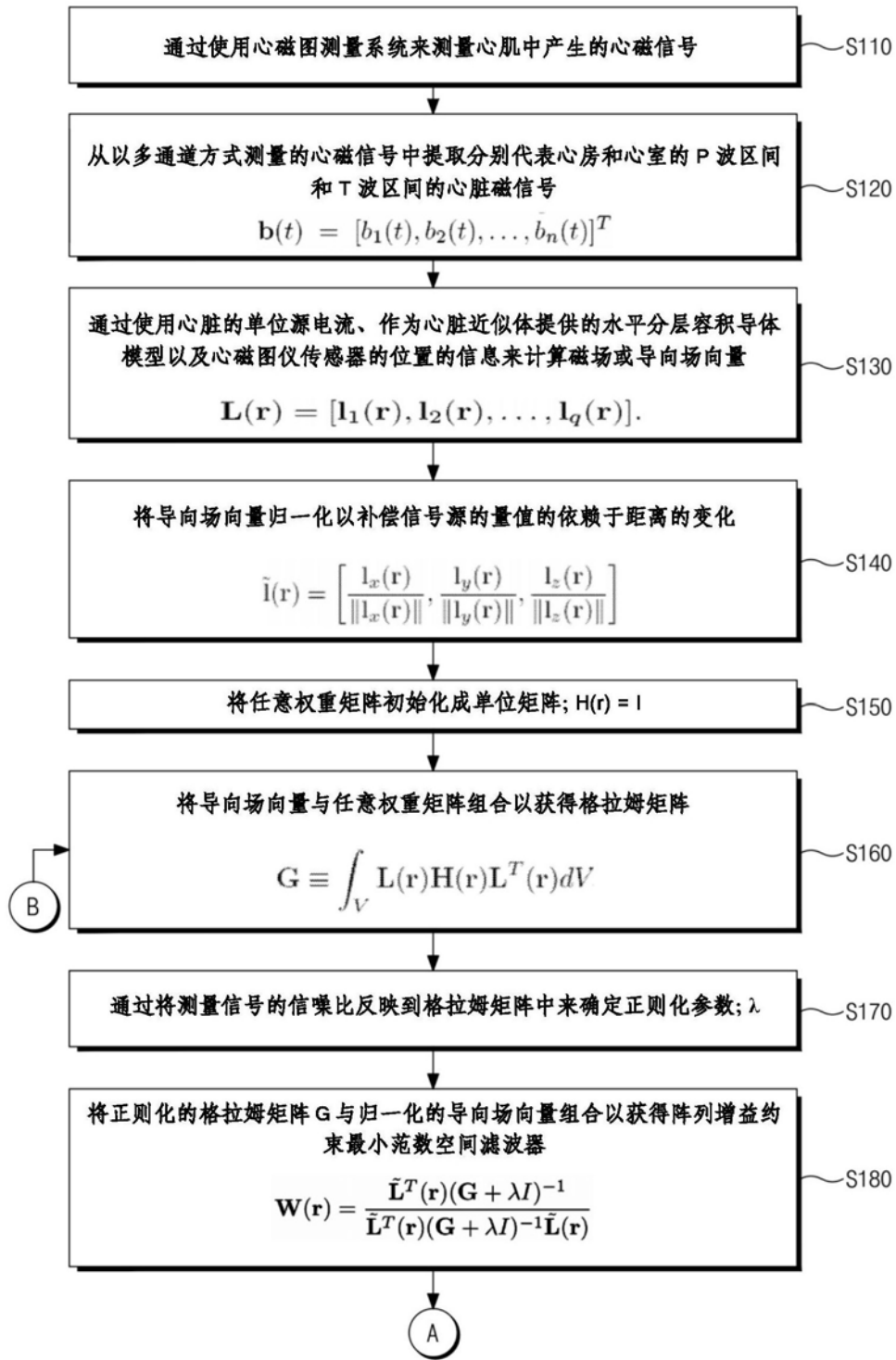


图2

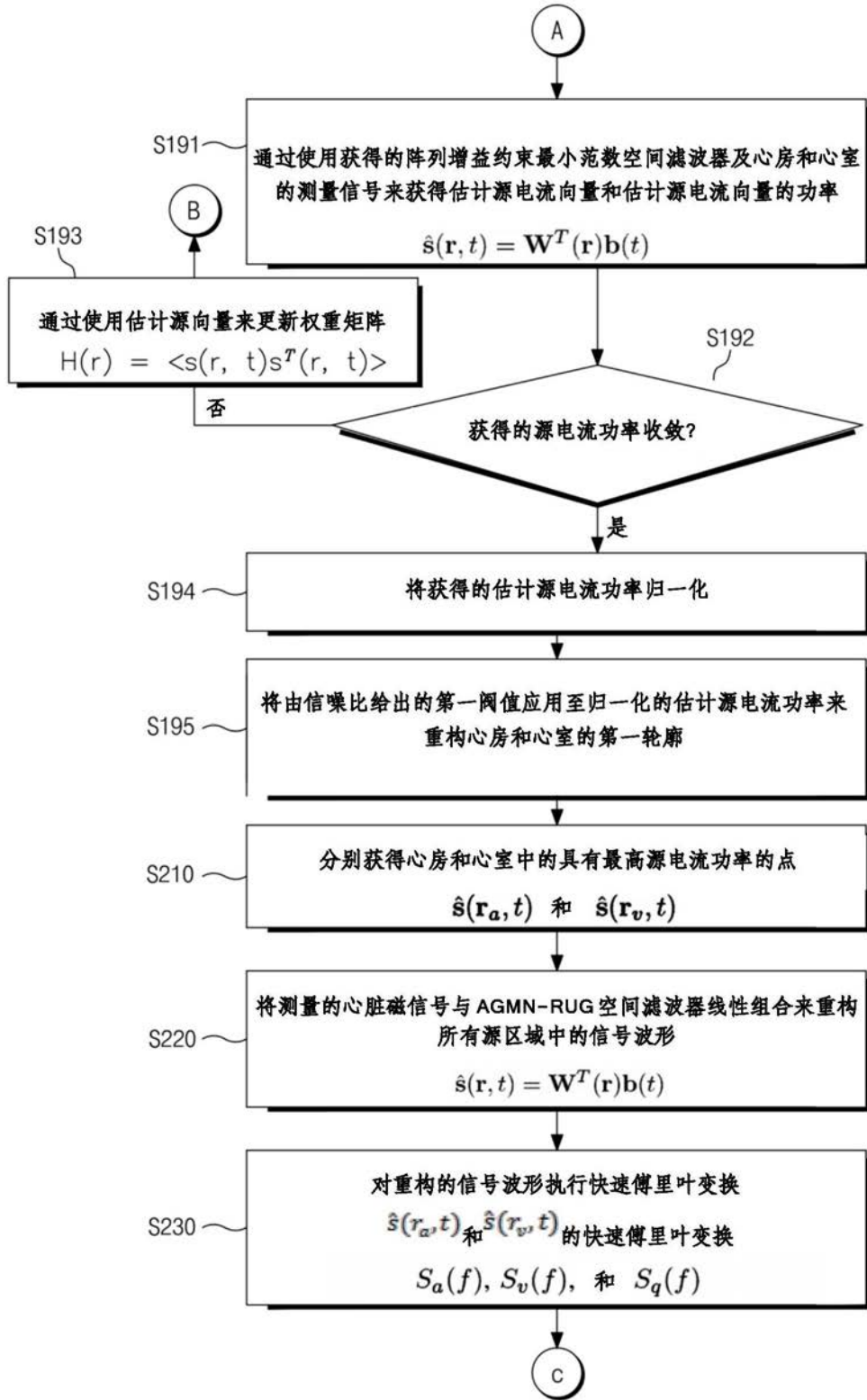


图3

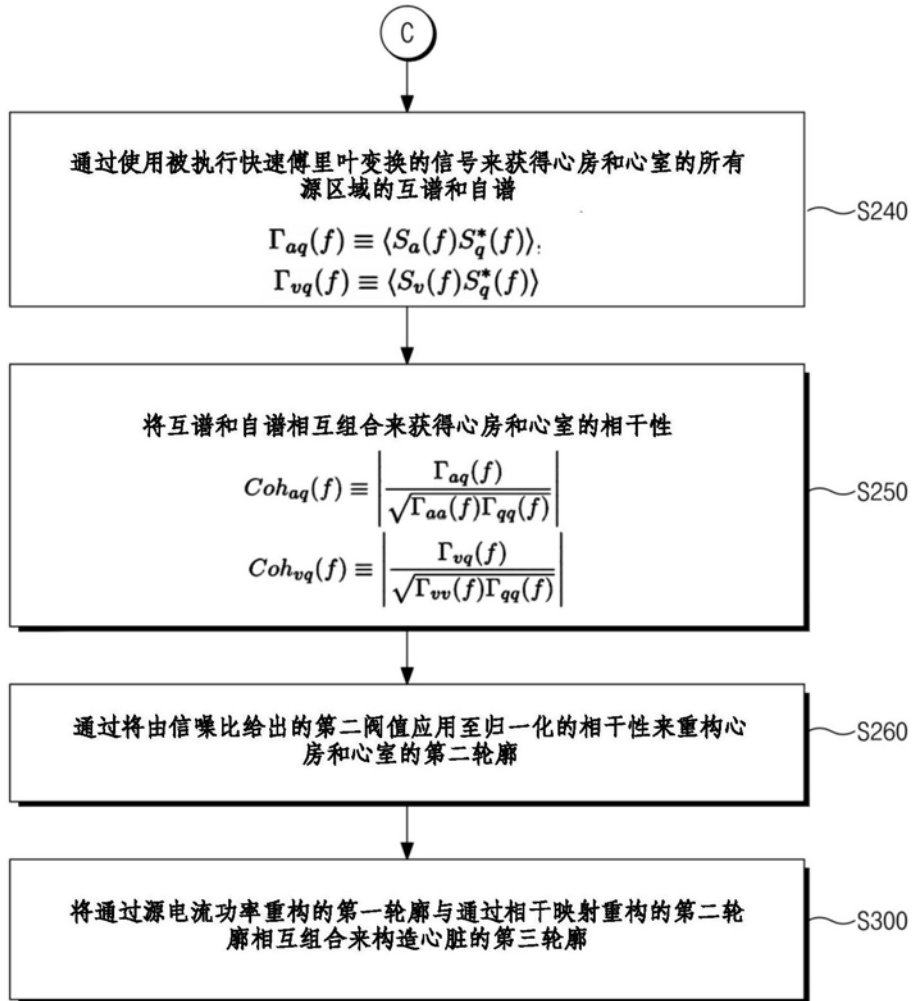


图4

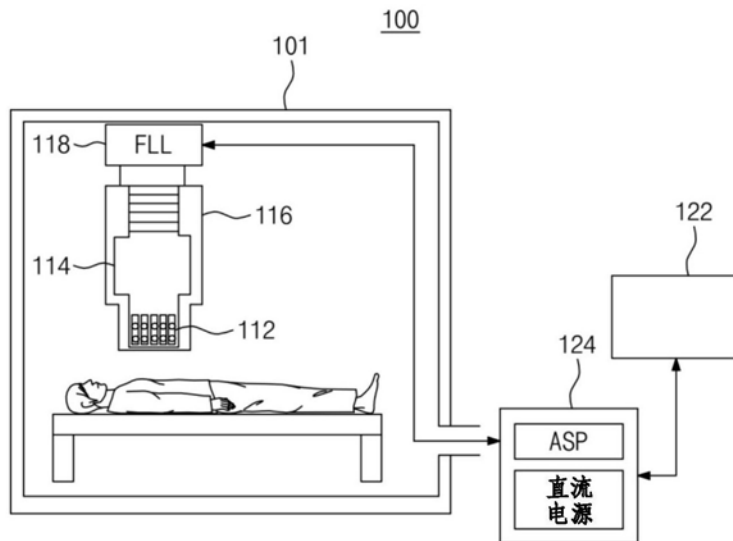


图5

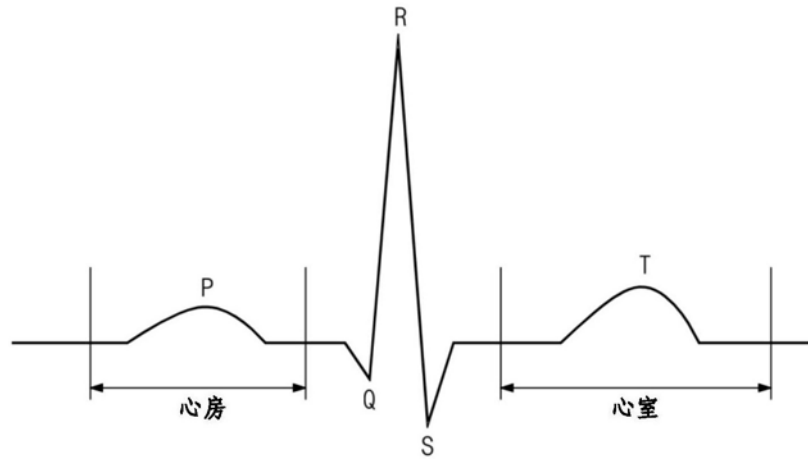


图6

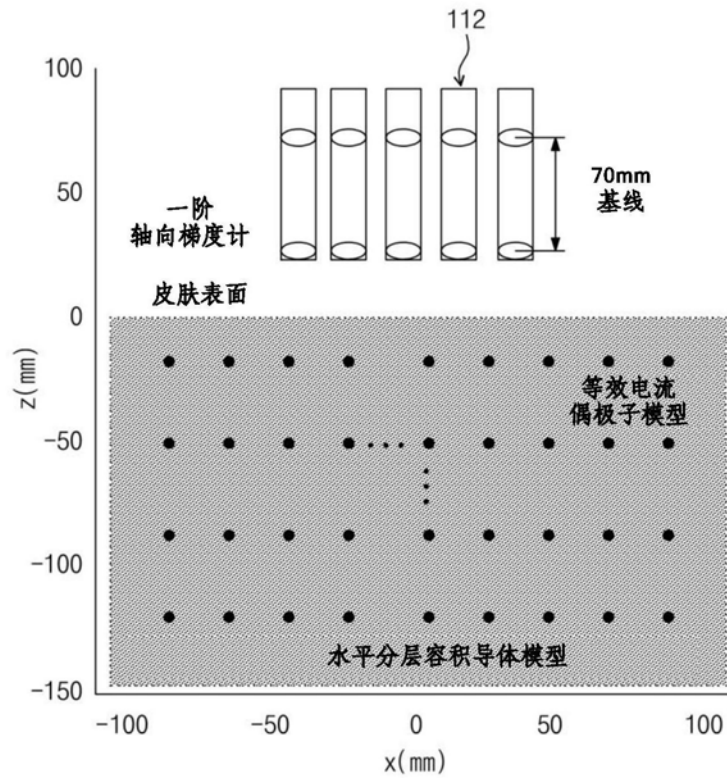


图7

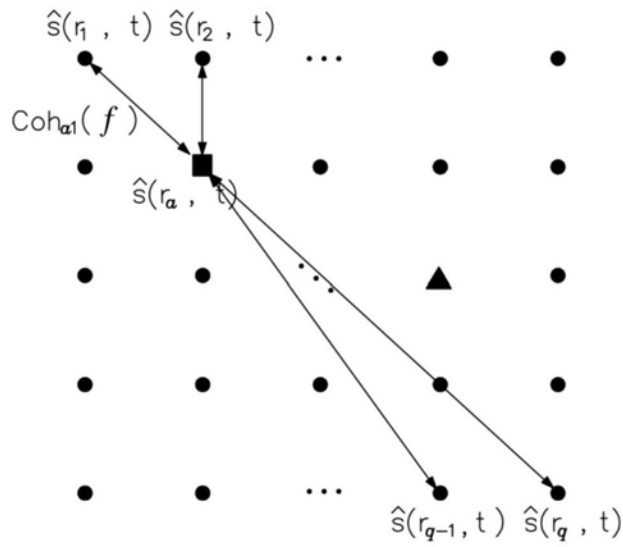


图8

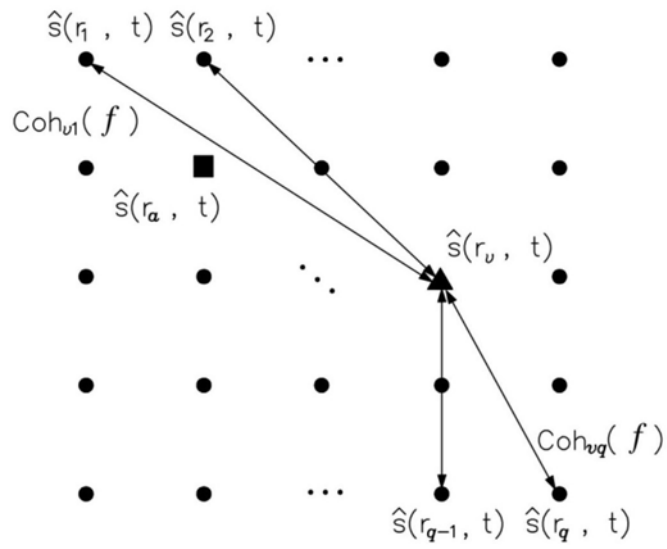


图9

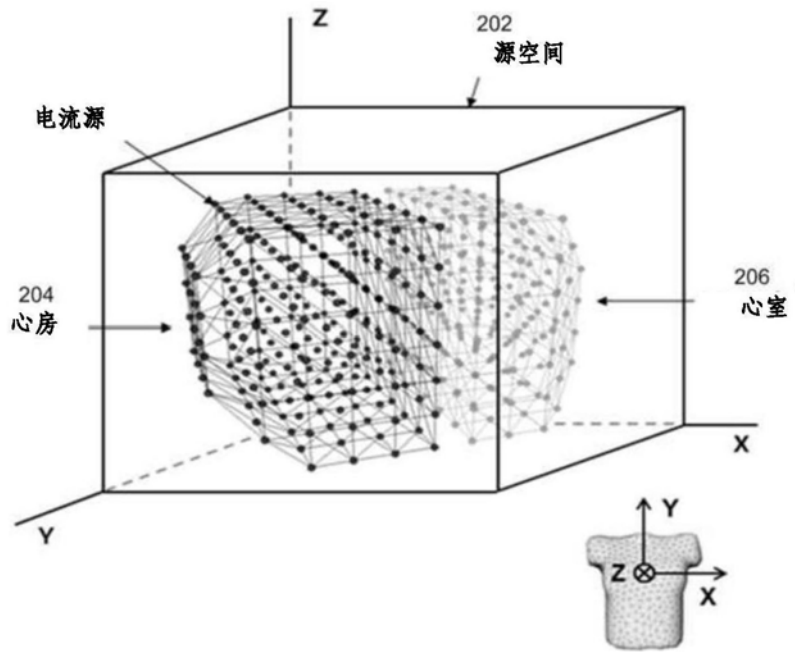


图10

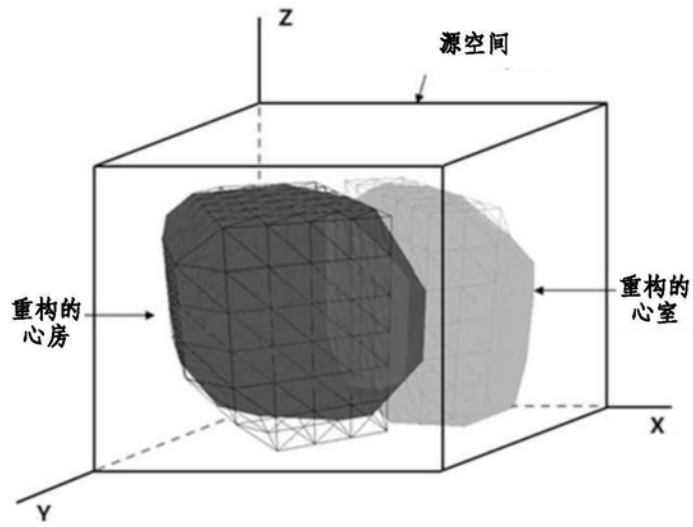
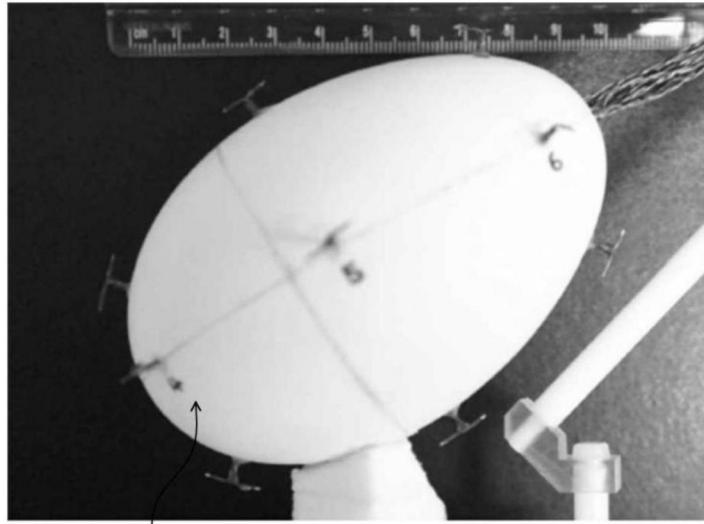


图11



心脏体模 (a)



躯干体模 (b)

图12

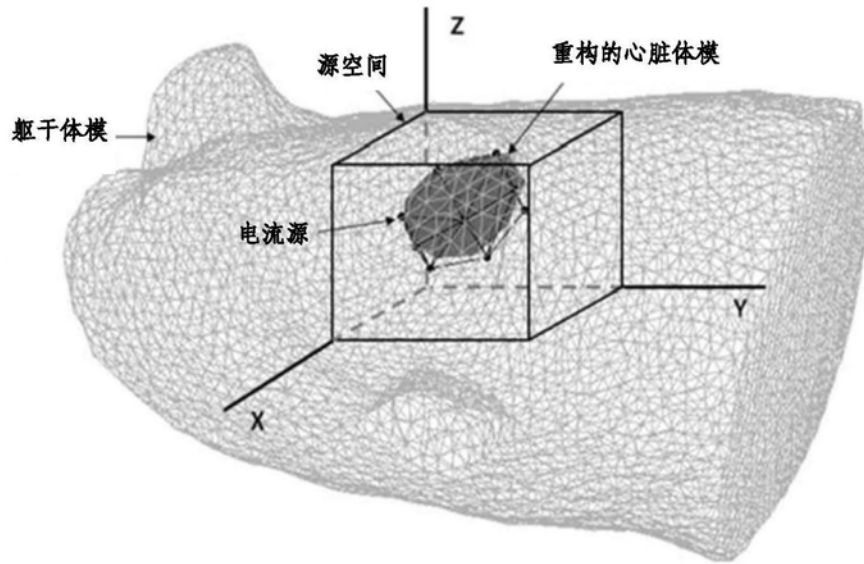


图13

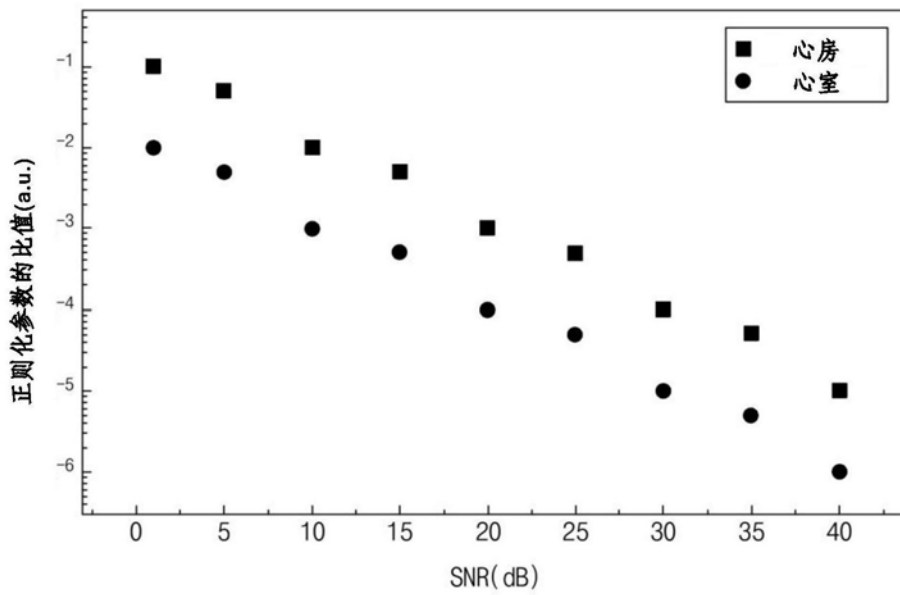


图14

专利名称(译)	三维心脏轮廓重构方法		
公开(公告)号	CN106132288B	公开(公告)日	2019-04-26
申请号	CN201580015416.3	申请日	2015-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	韩国标准科学研究院		
申请(专利权)人(译)	韩国标准科学研究院		
当前申请(专利权)人(译)	韩国标准科学研究院		
[标]发明人	金基雄 河泰勋 权赫灿 李龙镐 金镇穆		
发明人	金基雄 河泰勋 权赫灿 李龙镐 金镇穆		
IPC分类号	A61B5/00 G06T7/00		
CPC分类号	A61B5/04007		
代理人(译)	曹正建 陈桂香		
审查员(译)	王珊珊		
优先权	1020140033636 2014-03-21 KR		
其他公开文献	CN106132288A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及心脏轮廓重构方法和心磁图测量系统。所述心脏轮廓重构方法包括以下步骤：从源电流功率获得心脏的第一轮廓，所述源电流功率是通过使用利用递归更新格拉姆矩阵的阵列增益约束最小范数 (AGMN-RUG) 空间滤波器获得的；应用相干映射方法以获得心脏的第二轮廓；以及将所述第一轮廓与所述第二轮廓相互组合以构建心脏的第三轮廓。

