



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104825133 A

(43) 申请公布日 2015. 08. 12

(21) 申请号 201510216860. 3

(22) 申请日 2015. 05. 04

(71) 申请人 河南理工大学

地址 454000 河南省焦作市高新区世纪路
2001 号

(72) 发明人 朱俊杰 王新良 靳翔 姚晓松
刘少伟

(51) Int. Cl.

A61B 5/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

A61B 5/055(2006. 01)

G06T 17/00(2006. 01)

权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54) 发明名称

基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏
磁场模型

(57) 摘要

本发明利用彩色多普勒 3D 成像技术,对心脏 3D 图像进行处理,提取左心室的边界,使用边界元方法构建一个基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型。利用该模型可以分析电流偶极子位于心脏不同位置,以及心脏电导率不同情况时产生的磁场,比较仿真结果和实测 MCG 数据的磁场图和电流偶极子位移的差别。并且可以模拟心脏的兴奋传导过程。本发明首次把彩色多普勒 3D 成像应用与人体心脏磁场建模中,能够更好地对心室和心房进行建模,使所构建的人体心脏模型更加符合人体电生理活动的特征。该模型可用于心脏磁场正问题及逆问题的研究。

1. 基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型, 其特征在于, 其构建的心室 - 心脏磁场模型包括如下步骤:

步骤 11, 利用彩色多普勒 3D 图像, 提取舒张期的左心室边界, 构建基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型;

步骤 12, 根据所构建的准静态心室 - 心脏磁场边界元模型, 计算分布电流源产生的磁场;

步骤 13, 由于人体心磁检测传感器数量较少, 模型下所得磁场数据是用来模拟实测的心脏磁场数据, 所以仿真测点也较少, 为了提高计算精度, 对心磁信号进行插值;

步骤 14, 对基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型中单电流偶极子在检测平面上的磁场图分析。

2. 根据权利要求 1 所述基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型, 其特征在于: 在步骤 11 中, 主要进行如下步骤

步骤 21: 多彩色多普勒 3D 图像进行分层, 共分为九层;

步骤 22: 建立基于彩色多普勒 3D 图像的坐标系, 提取每层截面图中左心室的边界信息;

步骤 23: 对所提取的边界信息进行优化处理, 提取每层边界节点, 并得到节点对应的空间坐标;

步骤 24: 相邻层的三个节点组成的三角形单元, 把所有的三角形单元组合后即可得到相应的 BEM 模型图。

3. 根据权利要求 1 所述的基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型, 其特征在于: 在步骤 12 中, 主要进行如下步骤:

步骤 31: 由空间点的磁场强度方程及人体心脏磁场模型中所有的边界面上的电位与分布电流密度对应方程, 计算得到模型中每边界面上 S_j 上的电位, 并得到其对应的磁场数据;

步骤 32: 对所有边界面上的电势在检测平面上侧点处产生的磁场进行累加, 得到模型下电流偶极子在检测平面上的磁场值。

4. 根据权利要求 1 所述的基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型, 其特征在于: 在步骤 13 中, 为了提高计算精度, 对 6×6 测点上的心磁信号作三次样条插值, 从而得到 401×401 的高分辨率等磁场线图, 即心磁图。

5. 根据权利要求 1 所述的基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室 - 心脏磁场模型, 其特征在于: 在步骤 14 中, 模型中的电导率参数固定, 单电流偶极子的位置分别位于左心室的内外, 两个偶极子的大小相同, 分别对两个单电流偶极子在模型条件下在检测平面所产生的磁场数据的大小及空间分布形态进行分析。

基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室-心脏磁场模型

技术领域

[0001] 本专利涉及信息科学，生命科学，临床医学，物理和计算机科学等交叉研究领域。

背景技术

[0002] 心脏模型最早用于心电研究。1983 年 Gulrajani 和 Mailloux 建立了一个包含心室内血块、肺，以及骨骼肌肉层的躯干模型。1999 年 Plonsey 指出，心脏电活动过程中，传导介质和器官边界对体表测量到的电位有很大影响，因此，确定传导介质和器官的边界对心电研究十分重要。心脏磁场传导介质根据复杂程度的不同，可分为无穷大均匀介质、有界均匀介质和有界非均匀介质。

[0003] MCG 早期研究中，Geselowitz 推导了心脏内部电流源与产生磁场的关系。1987 年，Sarvas 在此基础上给出了准静态条件下非均匀介质中对称导体内、外磁场的基本方程，并指出，对称体积中的电导率对外部磁场没有贡献。1991 年，Nenonen 等用移动单电流偶极子对 10 例 WPW 综合症(Wolff -Parkinson-White syndrome, WPW)病人心室过早兴奋的位置定位时，使用了人体躯干的 BEM 模型，考虑了人体躯干的边界。结果显示，该模型对定位精度起到了改进的作用。1998 年，Czapski 和 Ramon 用 MRI 的解剖信息建立了一个高分辨率的心脏-躯干 BEM 模型，并用该模型产生的数据与实测心磁图数据进行了比较。结果说明，实测心脏磁场的大部分特征可以用仿真数据合理地表示。同年，Fischer 等用同心球 BEM 模型的计算结果与解析解的结果进行了比较，验证了该方法的有效性。同年，Purcell 等研究了人体器官边界对电流偶极子产生的电势及磁场的影响，他们所用模型中包含了躯干、肺及腔内血液。研究表明，边界对于人体表面磁场强度的大小具有较大影响，但对其分布形态(topology)影响不大。2002 年，Jens Haueisen 等研究了 BEM 模型对心脏内部不同深度及区域中电流偶极子源定位的影响。他们所用模型包含躯干、肺及左右心室。研究表明，BEM 模型有较好的定位效果。但是，从电生理学及解剖学的角度来看，还需进一步研究 BEM 模型对源重构的影响。2007 年，Stenroos 等人开放了一个基于准静态容积导体 BEM 模型的 Matlab 软件包，并用该软件研究了心脏组织中的传导问题，给出了基于边界的心脏磁场传导计算公式。

[0004] 心脏磁场建模中所用心脏、躯干等器官的影像数据多为 MRI 和 CT 数据，但它们在图像清晰度、心脏搏动功能重建等方面存在一定的局限性，无论是 MRI 还是 CT 都或多或少的对人体产生一定的损害，且使用 MRI 图像进行更为准确的心脏内部重构存在很大困难，不能满足更为深入的关于心脏磁场问题研究的需要。所以，我们在基于 MRI 的心脏-躯干模型基础上，提出一种使用彩色多普勒 3D 成像技术对人体心室进行更为精准的重建，从而构建更加符合人体电生理活动的心脏磁场模型。

[0005] 彩色多普勒超声诊断技术，又称彩超，适用于全身各部位脏器超声检查尤其适用于心脏等检查诊断。它是唯一能动态显示心腔内结构、心脏的搏动和血液流动的仪器，对人体没有任何损伤。心脏探头就像摄像机的镜头，随着探头的转动，心脏的各个结构清晰地显

示在屏幕上,能看到心脏结构左、右及前、后位置上的变化,以及由此造成的血流路径的改变;能看到异常位置的心脏伴发的各种畸形。目前,超声心动图对冠心病所涉及的冠状动脉的重要血管、心肌、心脏结构及血管心腔血液动力学的状态可提供定性、半定量或定量的评价。

[0006] 我们利用彩色多普勒 3D 成像数据提取心脏内左心室的边界信息,使用边界元方法重构基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室模型,同时,结合根据 MRI 图像提取的躯干及心脏边界信息,建立了一个模拟左心室的躯干-心脏模型。

发明内容

[0007] 本发明专利使用心脏彩超仪器采集人体心脏 3D 超声心动图,构建一个准静态的左心室模型,结合人体躯干和心脏模型,建立一个准静态心室-心脏磁场模型。利用该模型可以分析电流偶极子位于心脏不同位置,以及心脏电导率不同情况时产生的磁场,比较仿真结果和实测 MCG 数据的磁场图和电流偶极子位移的差别。

[0008]) 心室-心脏磁场模型的建立

1987 年 Sarvas 给出了可用于生物磁场研究的非均匀介质下的电磁场方程。空间磁场 $B(r)$ 可用关于电流密度 J^i 的积分方程表示:

$$\begin{aligned} B(r) &= \frac{\mu_0}{4\pi} \int_G J^i(r') \times \frac{r-r'}{|r-r'|^3} dV' \\ &\quad - \frac{\mu_0}{4\pi} \sum_{j=1}^K (\sigma_j' - \sigma_j'') \int_{S_j} V(r') n(r') \times \frac{r-r'}{|r-r'|^3} dS_j \\ &= B_0(r) + B_{vol}(r) \end{aligned} \quad (1)$$

其中, r' 表示电流密度 J^i 的位置。 G 为非均匀介质的有界导体。边界面 $S_j, j=1, \dots, n$, 把 G 分为内部电导率 $\sigma = \sigma_j$ 的 n 个子区域 $G_j, j=1, \dots, n$ 。 V 为边界面上的电位。 σ_j' 和 σ_j'' 分别表示 S_j 内部和外部的电导率。 n 是边界面 ∂G_j 上的单位外法线向量。 $B_0(r)$ 是 J^i 在均匀空间中 r 点产生的磁场, B_{vol} 为容积电流产生的磁场。 μ_0 为真空磁导率。

[0009] 1971 年, Vladimirov 给出了计算有界导体上电位 V 的积分方程:

$$V(r) = \frac{2\sigma}{\sigma_k' + \sigma_k''} V_0(r) - \sum_{j=1}^n \frac{(\sigma_j' - \sigma_j'')}{2\pi(\sigma_k' + \sigma_k'')} \int_{S_j} V(r') n(r') \cdot \frac{r-r'}{|r-r'|^3} dS_j \quad (2)$$

其中, V_0 为无穷大均匀介质中源电流密度在边界上 r 点产生的电位。

用 BEM 建立基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室-心脏磁场模型,需要分别计算 (2) 式中每个容积体边界面 S_j 上的电位,以及 (1) 式中的磁场。人体心脏磁场模型中所有的边界面上的电位与分布电流密度的关系可用矩阵形式表示为:

$$V = T_v V_0 = T_v T_{j \rightarrow v} Q \quad (3)$$

其中, V_0 是无穷大均匀介质边界面上的电位, T_v 是计算边界面上电位的传递矩阵。 $T_{j \rightarrow v}$ 是计算无穷大均匀介质边界面上电位(即 V_0)的传递矩阵。为分布电流源的偶极矩。

[0010] 由公式 (1) 和 (3) 可得空间 r 点的磁场强度：

$$\begin{aligned} B(r) &= B_0(r) + B_{Vol}(r) = T_{j \rightarrow b} Q + T_{v \rightarrow b} V \\ &= (T_{j \rightarrow b} + T_v T_{j \rightarrow v}) Q = LQ \end{aligned} \quad (4)$$

其中, L 为导联场矩阵。 $T_{v \rightarrow b}$ 、 $T_{j \rightarrow b}$ 、 T_v 和 $T_{j \rightarrow v}$ 矩阵由人体-心脏 BEM 模型计算得到。空间磁场强度与 L 参数中所包含的人体躯干和心脏边界内外电导率的大小有关。

[0011] 我们从彩色多普勒 3D 图像中提取了人体左心室的边界信息,如附图 1 所示;即将左心室的 3D 图像分成若干层,可以得到每一层的边界曲线,边界曲线由若干节点组成,过程如附图 2 所示。

[0012] 基于彩色多普勒 3D 成像的准静态心室-心脏磁场模型如附图 3 所示。

[0013]) 模型仿真实验

模型中单电流偶极子在检测平面上的磁场图分析：

假设人体心脏 BEM 模型中的电导率设为：躯干 0.216 S/m, 心脏 0.0537 S/m, 左心室 0.4 S/m。心脏内部存在一个单电流偶极子,偶极子的坐标(模型坐标系下)及偶极矩如表 1 所示。每个电流偶极子的偶极矩根据一组实测心电(Electrocardiography, ECG)信号的大小赋值。这样可以模拟每个偶极子在测量平面上产生一组心动周期的磁场数据。设 R 峰处的 ECG 大小为 R_{ECG} 。附图 4 中显示了该电流偶极子的平面位置坐标和偶极矩的方向。图中数字代表偶极子的序号,箭头代表偶极矩的方向。

表 1 给定电流偶极子的坐标与偶极矩

电流偶极子序号	坐标 (x, y, z) /mm	偶极矩大小/ μV
1	(158.8, 169, 60)	$(R_{ECG}, 0, 0)$
2	(242.7, 184.4, 68.3)	$(R_{ECG}/\sqrt{4/5}, R_{ECG}/\sqrt{3/5}, 0)$

[0014] 用实测的心电(Electrocardiography, ECG)信号(附图 5 中上图所示)给 2 个单电流偶极子的偶极矩赋值,并在每个坐标点处产生一组单周期的磁场数据如附图 5 左下图和右下图所示。

[0015] 由 data 2 ~ data 3 得到的 R 峰处(312ms)等磁场图与一组 SQUID 测量到的正常人的 data 1 均有一定的误差,如附图 6 所示。该误差同偶极子的位置及方向、模型及电导率设置有关。

附图说明

[0016] 图 1 是舒张期心脏彩色多普勒 3D 图像。其中左上图为左心室正面图,右上图为左心室侧面图,左下为第 5 层截面图,右下为 16 个心脏不同深度的截面图。图 2 是彩色多普勒 3D 图像的左心室边界提取示意图。其中图(a)为彩色多普勒 3D 图像的第 5 层截面图,图中显示的心腔为左心室;图 2 (b)为从(a)图中提取的左心室边界节点,节点数为 18 个;图 2 (c)是第 5 层节点与相邻层组成的三角形单元。图 3 是基于彩色多普勒 3D 成像的准

静态心室 - 心脏磁场模型。图为人体胸腔的正面显示。图 4 是心脏内部 2 个给定单电流偶极子的坐标和偶极矩方向图。其中电流偶极子 1 的位置为 (158.8, 169, 60) mm, 表示心脏中窦房结; 电流偶极子 2 的位置为 (242.7, 184.4, 68.3) mm, 位于左心室内部。图 5 是模型中 2 个单电流偶极子在测量平面产生的磁场曲线。其中标出了 QRS 波群和 STT 时间段。上图是 ECG 信号。左下图是模型中电流偶极子 1 在全周期内所产生的磁场信号的时序图。右下图是模型中电流偶极子 2 在全周期内所产生的磁场信号的时序图。图 6 是单电流偶极子产生的 R 峰 (312ms) 处模型磁场图与实测 MCG 图的比较。其中深色代表磁场的“峰”, 浅色代表磁场的“谷”。左图是 SQUID 测量到的正常人的心磁信号在 R 峰处的等磁场图; 中图是模型中电流偶极子 1 在全周期内所产生的磁场信号在 R 峰处的等磁场图; 右图是模型中电流偶极子 2 在全周期内所产生的磁场信号在 R 峰处的等磁场图。

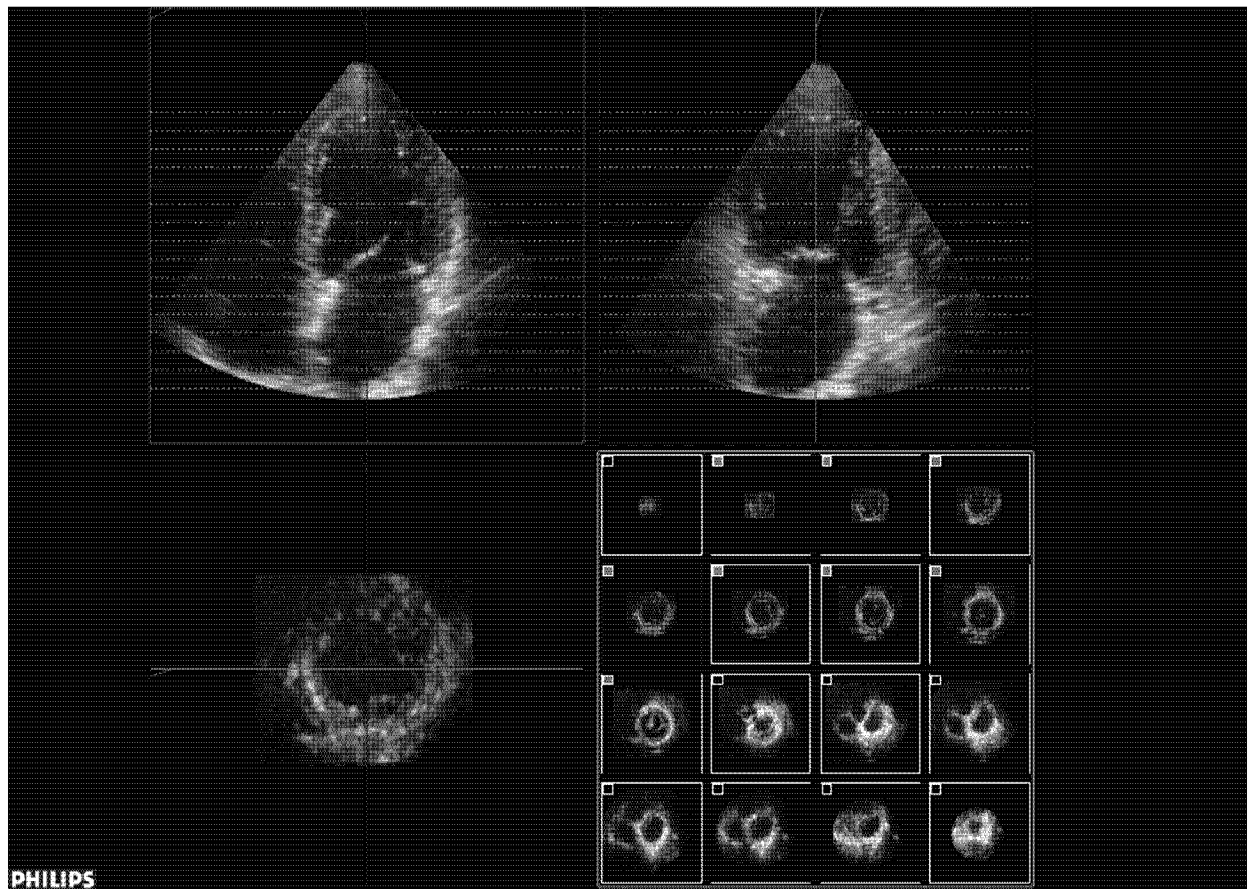
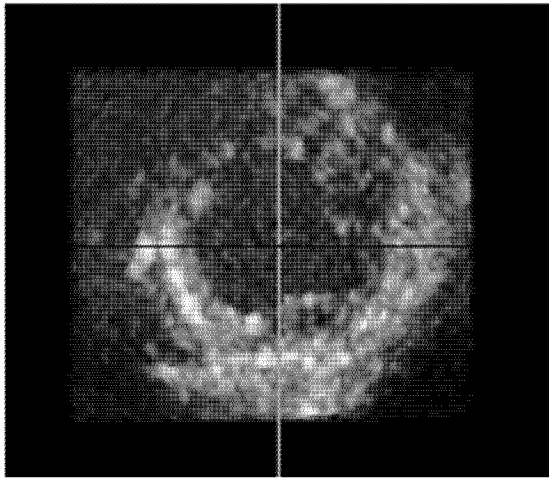
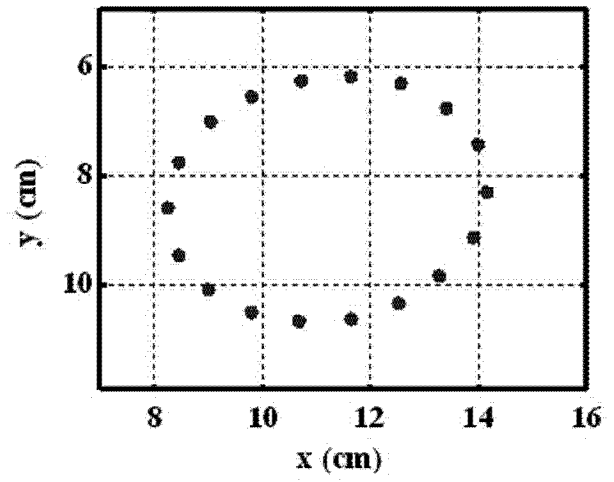


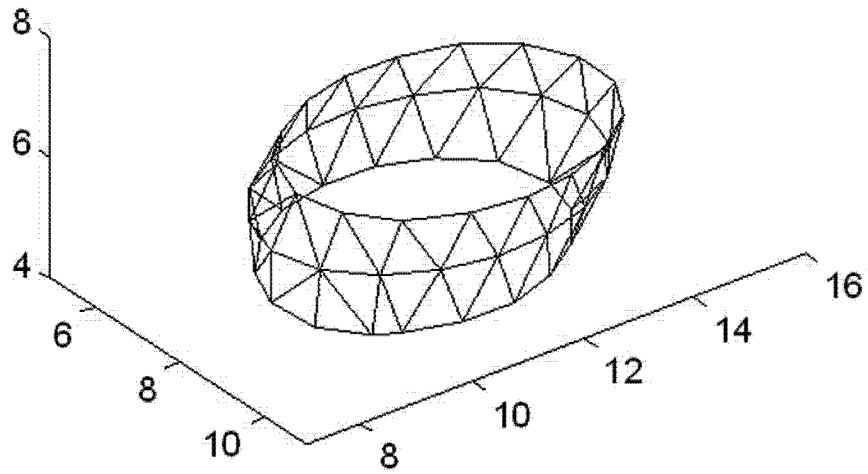
图 1



(a) 第 5 层截面图



(b) 提取的节点



(c) 第 5 层节点与相邻层组成的三角形单元

图 2

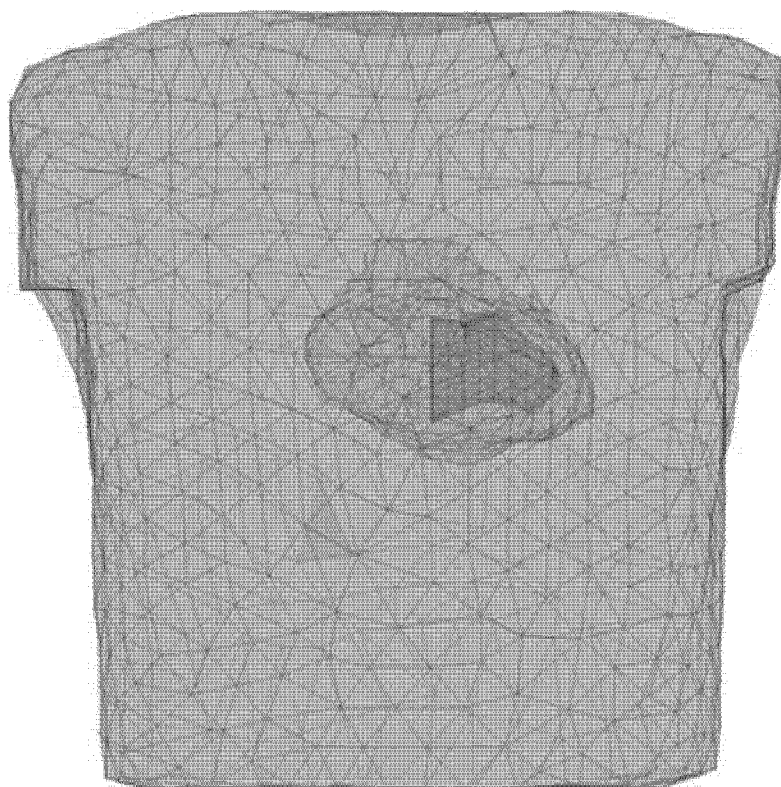


图 3

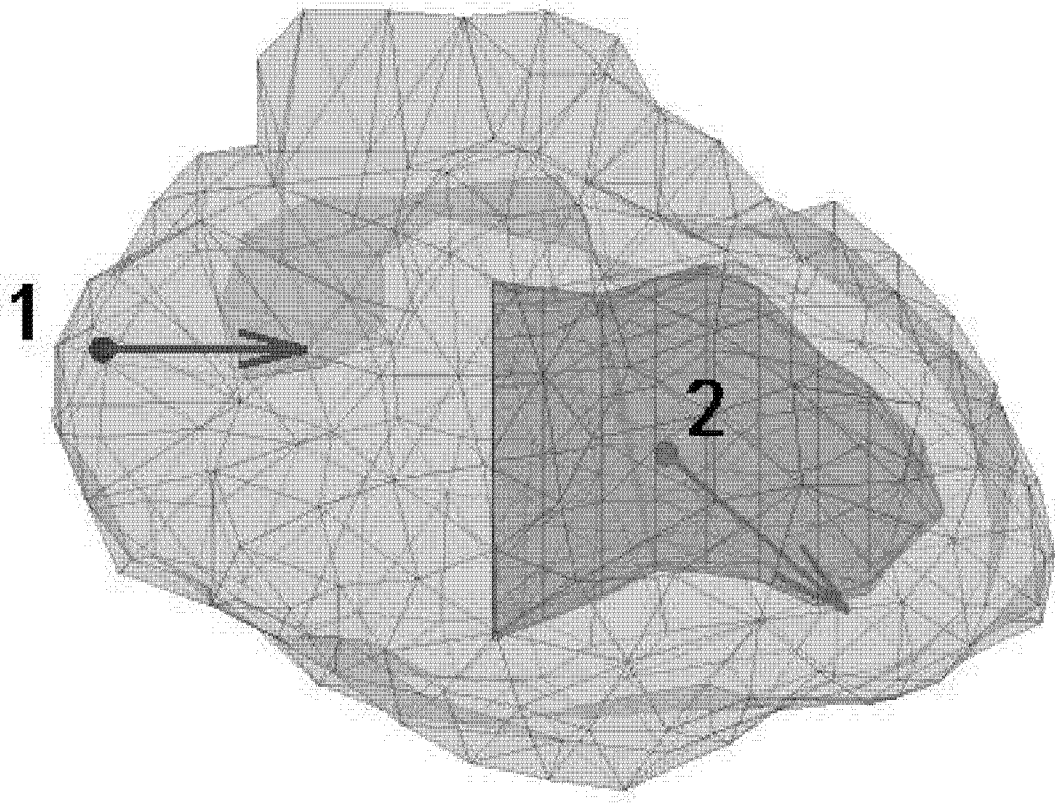


图 4

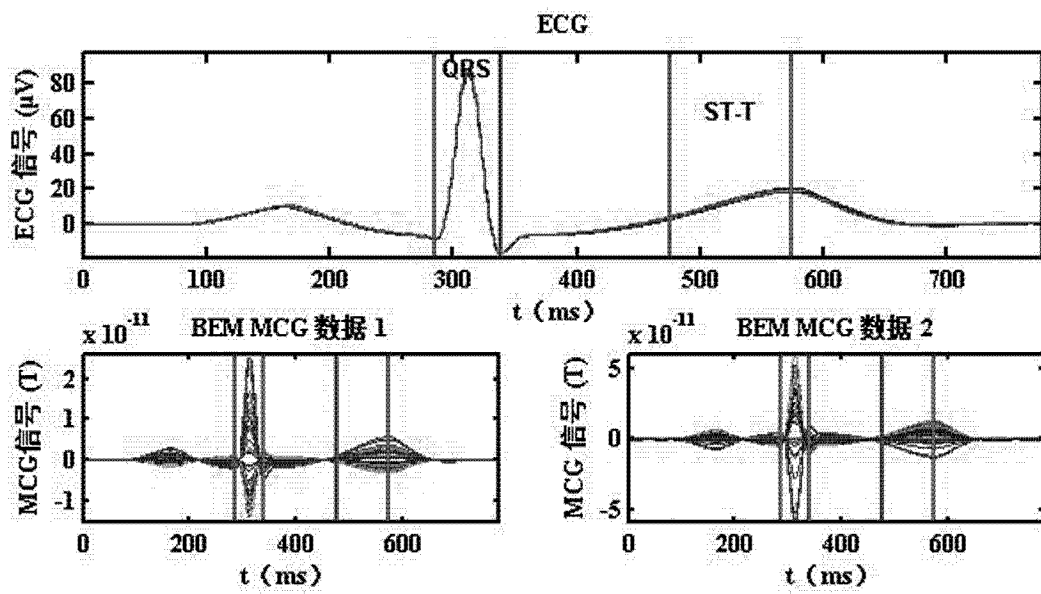


图 5

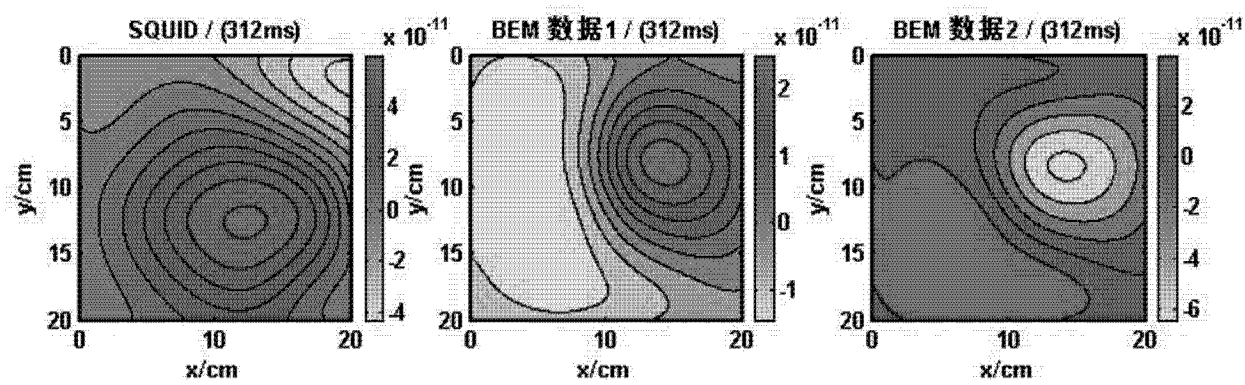


图 6

专利名称(译)	基于彩色多普勒3D成像的准静态心室-心脏磁场模型		
公开(公告)号	CN104825133A	公开(公告)日	2015-08-12
申请号	CN201510216860.3	申请日	2015-05-04
[标]申请(专利权)人(译)	河南理工大学		
申请(专利权)人(译)	河南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	河南理工大学		
[标]发明人	朱俊杰 王新良 靳翔 姚晓松 刘少伟		
发明人	朱俊杰 王新良 靳翔 姚晓松 刘少伟		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 A61B5/055 G06T17/00		
其他公开文献	CN104825133B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明利用彩色多普勒3D成像技术，对心脏3D图像进行处理，提取左心室的边界，使用边界元方法构建一个基于彩色多普勒3D成像的准静态心室-心脏磁场模型。利用该模型可以分析电流偶极子位于心脏不同位置，以及心脏电导率不同情况时产生的磁场，比较仿真结果和实测MCG数据的磁场图和电流偶极子位移的差别。并且可以模拟心脏的兴奋传导过程。本发明首次把彩色多普勒3D成像应用与人体心脏磁场建模中，能够更好地对心室和心房进行建模，使所构建的人体心脏模型更加符合人体电生理活动的特征。该模型可用于心脏磁场正问题及逆问题的研究。

