



# (12)发明专利

(10)授权公告号 CN 109998519 B

(45)授权公告日 2020.07.28

(21)申请号 201910317647.X

(56)对比文件

(22)申请日 2019.04.19

CN 107361760 A, 2017.11.21, 全文.

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 王传利

申请公布号 CN 109998519 A

(43)申请公布日 2019.07.12

(73)专利权人 北京航空航天大学

地址 100191 北京市海淀区学院路37号

(72)发明人 房建成 宁晓琳 韩邦成 周斌权

安楠 尹彦

(74)专利代理机构 北京科迪生专利代理有限责

任公司 11251

代理人 安丽 邓治平

(51)Int.Cl.

A61B 5/04(2006.01)

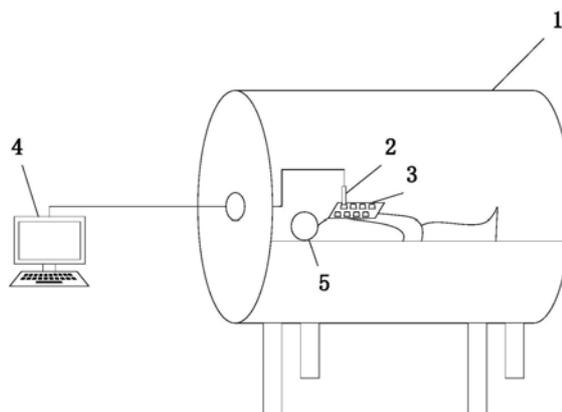
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

## (54)发明名称

一种基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统

## (57)摘要

本发明涉及一种基于SERF(Spin-Exchange Relaxation-Free,无自旋交换弛豫)原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统,该系统主要包括:磁屏蔽桶(房),SERF原子磁强计、数据采集模块以及心磁图生成模块。磁屏蔽桶(房)用于屏蔽地球磁场,为SERF原子磁强计提供零磁环境,所述SERF原子磁强计可测量胸腔表面法向的心磁信号,数据采集模块采集的信号经过信号处理之后绘制出等磁场图和电流密度图。本发明提出的系统相比于使用超导量子干涉仪的心磁系统,运行维护成本低,能够实现高灵敏度便捷化紧贴式的心磁测量及心磁图生成。



1. 一种基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统,其特征在于:所述系统包括:磁屏蔽桶, SERF原子磁强计、数据采集模块及心磁图生成模块;

所述磁屏蔽桶,呈圆柱形结构,采用三层高磁导率的坡莫合金制成,用于屏蔽地球环境磁场,使SERF原子磁强计能够工作在零磁环境中;

SERF原子磁强计,置于磁屏蔽桶内,工作在零磁环境下,敏感轴Z轴为其轴向,用于测量胸腔表面法向方向上的心磁信号;

数据采集模块,将阵列式布置的SERF原子磁强计的电压信号传输到磁屏蔽桶外,采用NI采集板卡输出到心磁图生成模块;

心磁图生成模块,放置于磁屏蔽桶外,将数据采集模块采集到的信号进行存储,并通过信号处理生成心磁等磁场图和电流密度图;

所述SERF原子磁强计包括:激光器、准直透镜、组合镜片系统、反射镜、碱金属气室和光电探测器PD、无磁电加热系统和磁补偿线圈系统;

激光器输出光经光纤导入光路中,经准直透镜出射一束平行光,再经组合镜片系统即起偏器和1/4波片变为圆偏振光,经反射镜入射到碱金属气室,出射后的光再经反射镜入射到光电探测器PD;所述的碱金属气室中含有碱金属和惰性气体,所述碱金属气室是感应外界磁场大小的敏感元件,入射到碱金属气室的圆偏振光极化处于零磁场中的碱金属最外层电子,当外界磁场有扰动时,通过光电探测器PD的输出变化量来确定外界磁场的大小;磁补偿线圈系统用于补偿前述磁屏蔽桶内的剩磁,无磁加热系统用于加热碱金属气室,使碱金属原子处于无自旋交换弛豫态;

所述数据采集模块包含:6\*6阵列式心磁测量板、传输线以及NI采集板卡,具体实现如下:

在测量心磁时,采用硬质无磁的6\*6阵列式心磁测量板,所述6\*6阵列式心磁测量板上有6\*6个SERF原子磁强计探头插孔,插孔之间间隔1cm;所述的SERF原子磁强计插入插孔的高度根据被试人员的胸部高度进行调整,使得SERF原子磁强计紧贴于胸部表面皮肤;所述测量板束缚在被试胸前,中心偏左一拳距离,使测量板的中心位于心脏的正上方;在心磁测量过程中,即使被试在磁屏蔽桶内小范围活动,测量板始终保持和胸部紧贴,并随被试呼吸节奏上下浮动,避免测量过程中由于心脏与SERF原子传感器的相对位移带来信号噪声;根据已有的所述SERF原子磁强计的个数X,每次测量6\*6阵列心磁测量板上的X个位置点,测量时间2分钟;使用NI采集板卡同时采集X个SERF原子磁强计Z轴的数据,即每次输出共计X路数据,改变X个探头位置,通过多次测量依次遍历心磁测量板上的36个测量点,获得所有位置点即36个通道的心磁信号;

所述心磁图生成模块包括:数据坏段删除、数据预处理、单通道平均心磁周期提取以及心磁图绘制;

数据坏段删除,观察从数据采集模块获得的36个通道的数据,删除噪声过大无法看清心磁波形的异常段落,得到无异常值的各通道数据;

数据预处理,分别对经过坏段删除的各通道信号使用50Hz陷波滤波器去除工频干扰,利用IIR零相移数字滤波器去除基线漂移,最后去除信号中的直流分量,得到预处理后的各通道数据;

单通道平均心磁周期提取,在前述数据预处理基础上,对单通道信号提取R波,以R波的

峰值点为对齐点,分别在该点之前截取1/3心跳周期时间,在该点后截取2/3心跳周期时间,得到单通道各心跳周期数据,再对各心跳周期数据进行叠加平均,得到单通道上的一个心跳周期波形;所有通道数据依次处理,得到36个通道叠加平均后的心跳周期数据;

心磁图绘制,在单通道平均心磁周期提取基础上,对得到的各通道叠加平均后的心跳周期数据,以心磁测量板的实际尺寸建立成像平面,测量板的X轴和Y轴对应绘图平面的X轴和Y轴,各个测量点分别对应该点处该通道的一个心跳周期数据,对各通道叠加平均后的心跳周期数据采用三维三次样条插值方法进行插值,获得插值后新插值点的位置坐标及其对应的心磁幅值;各个点的数据根据其幅值大小建立颜色表,幅值由低到高对应由蓝到红的渐变颜色,幅值越低颜色越偏深蓝,幅值越高颜色越偏红;最后在绘图平面上根据点的幅值大小对应的颜色绘制心磁等磁场图,根据公式(1)由各点的测量得到的磁感应强度计算各点的电流密度大小,绘制电流密度图;

$$\mathbf{J} = \mu \left( \frac{\partial B_z}{\partial y} \mathbf{i} - \frac{\partial B_z}{\partial x} \mathbf{j} \right) \quad (1)$$

J表示电流密度, $\mu$ 为磁导率, $B_z$ 为SERF原子磁强计测量的磁感应强度。

2. 根据权利要求1所述的基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统,其特征在于:所述磁屏蔽桶直径1米,长度2米。

3. 根据权利要求1所述的基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统,其特征在于:所述SERF原子磁强计体积为1.8cm×3.15cm×10cm。

## 一种基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及生物医疗仪器领域,特别是一种采用SERF(Spin-Exchange Relaxation-Free,无自旋交换弛豫)原子磁强计进行心磁测量及生成心磁图的系统。

### 背景技术

[0002] 心磁图仪在临床应用中具有重要价值,例如在诊断心率失常、心肌缺血、冠心病患者治疗前后的监测等方面都有广泛应用,其在心脏病发病风险分级、普查、介入诊疗效果评估等方面有着较为突出的优势。

[0003] 目前医疗领域使用的心磁图仪系统均是SQUID(超导量子干涉仪)系统,低温SQUID系统的灵敏度可达10fT。但是,SQUID系统在低温环境下工作时,需要在杜瓦瓶灌装液氦进行冷却,液氦在使用过程中会不断蒸发,因此需要源源不断地补充液氦,而液氦的价格不菲,因此SQUID系统的运行维护成本较高。同时,SQUID系统笨重,操作不便,且由于结构固定,对不同个体进行测量时,不能很好的紧贴于胸腔表面实现更短距离的测量。

[0004] 目前,SERF原子磁强计的灵敏度已超过SQUID,并且不需要液氦冷却,体积也正在朝着小型化的方向迈进,应用前景广泛。在此条件下,高灵敏度、低运行成本,实现紧贴式测量的心磁图仪成为可能。

### 发明内容

[0005] 本发明技术解决问题:克服现有技术的不足,提供一种基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统,维护运行成本低,能够实现更高灵敏度以及更方便的心磁测量及心磁图生成,是新一代高灵敏度、低运行成本的心磁图仪。

[0006] 本发明技术解决方案:一种基于SERF原子磁强计进行心磁测量及心磁图生成系统,包括:磁屏蔽桶(房),SERF原子磁强计、数据采集以及心磁图生成模块。

[0007] 1) 磁屏蔽桶或磁屏蔽房

[0008] 磁屏蔽桶(房)用于屏蔽地球环境磁场,使SERF原子磁强计能够工作在零磁环境中。磁屏蔽桶采用三层坡莫合金制成,坡莫合金具有极高的弱磁场磁导率,并且具有很好的塑性。

[0009] 2) SERF原子磁强计

[0010] SERF原子磁强计包括激光器、准直透镜、组合镜片系统、反射镜、碱金属气室、光电探测器(PD)等部件以及无磁电加热系统和磁补偿线圈系统。激光器输出的波长为795nm的光经光纤导入光路中,经准直透镜出射一束平行光,再经组合镜片系统即起偏器和1/4波片变为圆偏振光,经反射镜入射到碱金属气室,出射后的光再经反射镜入射到光电探测器PD。所述的碱金属气室中含有碱金属和惰性气体,该碱金属气室是感应外界磁场大小的敏感元件,入射到碱金属气室的圆偏振光极化处于零磁场中的碱金属最外层电子,当外界磁场有扰动时,通过光电探测器PD的输出变化量来确定外界磁场的大小。碱金属需要处于高温和无磁环境来获得无自旋交换弛豫态,因此SERF原子磁强计中包含无磁加热系统以及磁屏蔽

线圈系统,无磁加热系统加热气室使其温度上升到150摄氏度,磁屏蔽线圈系统用于补偿磁屏蔽桶(房)内的剩磁。SERF原子磁强计体积为 $1.8\text{cm}\times 3.15\text{cm}\times 10\text{cm}$ ,其轴向为其敏感轴Z轴,用于同时测量胸腔表面法向方向上的心磁,并且可紧贴皮肤,实现更短距离的测量。

[0011] 3) 数据采集

[0012] 所述数据采集模块包含 $6*6$ 阵列式心磁测量板、传输线以及NI采集板卡,具体实现如下:

[0013] 在测量心磁时,采用硬质无磁的心磁测量板,所述心磁测量板上有 $6*6$ 个SERF原子磁强计探头插孔,插孔之间间隔 $1\text{cm}$ ;所述的SERF原子磁强计插入插孔的高度根据被试人员的胸部高度进行调整,使得SERF原子磁强计紧贴于胸部表面皮肤;所述测量板束缚在被试胸前,中心偏左大约一拳距离,使测量板的中心位于心脏的正上方;根据已有的所述SERF原子磁强计的个数 $X$ ,每次测量 $6*6$ 阵列心磁测量板上的 $X$ 个位置点,测量时间约2分钟;使用NI采集板卡同时采集 $X$ 个SERF原子磁强计Z轴的数据,即每次输出共计 $X$ 路数据,改变 $X$ 个探头位置,通过多次测量依次遍历心磁测量板上的36个测量点,获得所有位置点即36个通道的心磁信号。

[0014] 4) 心磁图生成模块

[0015] 所述的心磁图生成模块放置于磁屏蔽桶(房)外,包括数据坏段删除、数据预处理、单通道平均心磁周期提取以及心磁图绘制。

[0016] 数据坏段删除,观察从数据采集模块获得的36个通道的数据,删除噪声过大无法看清心磁波形的异常段落,得到无异常值的各通道数据;

[0017] 数据预处理,分别对经过坏段删除的各通道信号使用 $50\text{Hz}$ 陷波滤波器去除工频干扰,利用IIR零相移数字滤波器去除基线漂移,最后去除信号中的直流分量,得到预处理后的各通道数据;

[0018] 单通道平均心磁周期提取,在前述数据预处理基础上,对单通道信号提取R波,以R波的峰值点为对齐点,分别在该点之前截取 $1/3$ 心跳周期时间,在该点后截取 $2/3$ 心跳周期时间,得到单通道各心跳周期数据,再对各心跳周期数据进行叠加平均,得到单通道上的一个心跳周期波形;所有通道数据依次处理,得到36个通道叠加平均后的心跳周期数据;

[0019] 心磁图绘制,在前述单通道平均心磁周期提取基础上,对得到的各通道叠加平均后的心跳周期数据,以心磁测量板的实际尺寸建立成像平面,测量板的X轴和Y轴对应绘图平面的X轴和Y轴,各个测量点分别对应该点处该通道的一个心跳周期数据。首先对各通道叠加平均后的心跳周期数据采用三维三次样条插值方法进行插值,获得插值后新插值点的位置坐标及其对应的心磁幅值;其次,各个点的数据根据其幅值大小建立颜色表,幅值由低到高对应由蓝到红的渐变颜色,幅值越低颜色越偏深蓝,幅值越高颜色越偏红;最后在绘图平面上根据点的幅值大小对应的颜色绘制心磁等磁场图,根据公式(1)由各点的测量得到的磁感应强度计算各点的电流密度大小,绘制电流密度图。

$$[0020] \quad \mathbf{J} = \mu \left( \frac{\partial B_z}{\partial y} \mathbf{i} - \frac{\partial B_z}{\partial x} \mathbf{j} \right) \quad (1)$$

[0021]  $\mathbf{J}$ 表示电流密度, $\mu$ 为磁导率, $B_z$ 为SERF原子磁强计测量的磁感应强度。

[0022] 本发明提出的基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统相比其他心磁图仪系统所具有的优点是:

[0023] (1)传统的基于SQUID系统的心磁图仪在低温环境下工作,需要液氦进行冷却,液氦在使用过程中会不断蒸发,并且液氦价格不菲,因此其运行维护成本较高;而基于SERF原子磁强计的心磁测量及心磁图生成系统工作时不需要液氦冷却,运行维护成本低。

[0024] (2)传统的SQUID系统由于冷却系统的原因,探头不能紧贴身体,而磁场的大小与距离平方成反比,故其测量的心磁信号较弱;而基于SERF原子磁强计的心磁图仪系统能够实现紧贴式测量,所测得的信号信噪比更高。

[0025] (3)传统的SQUID系统结构固定,不能很好的适应于不同个体,同时体积庞大而笨重,使用不便;而单个SERF原子磁强计体积较小,并且仍然有小型化的发展空间,可自由的针对不同个体进行个性化的阵列式布置,在未来应用方面更具有优势。

## 附图说明

[0026] 图1为本发明中提出的一种使用SERF原子磁强计进行心磁测量及心磁图生成的系统结构图;

[0027] 图中:磁屏蔽桶或磁屏蔽房1、SERF原子磁强计2、心磁测量板3、心磁图生成模块4、被试人员5;

[0028] 图2为本发明中的SERF原子磁强计敏感轴指明图;

[0029] 图3为本发明中的心磁测量板;

[0030] 图4为本发明中的心磁图生成流程图。

## 具体实施方式

[0031] 下面结合附图及实施例对本发明进行详细说明。

[0032] 如图1所示,给出了使用SERF原子磁强计进行心磁测量及心磁图生成的系统结构图,运行维护成本低,能够实现高灵敏度更便捷且适用于不同个体的心磁测量及心磁图生成。

[0033] 该系统主要包括:磁屏蔽桶或磁屏蔽房1、SERF原子磁强计2、心磁测量板3、心磁图生成模块4。

[0034] 心磁测量时,SERF原子磁强计2插入6\*6心磁测量板上的探头插孔,被试人员5束绑心磁测量板,躺入磁屏蔽桶或磁屏蔽房1中,测量胸腔法向上的心磁信号,SERF原子磁强计依次遍历36个测量点,信号经数据采集模块输出到磁屏蔽桶(房)外的心磁图生成模块,实现心磁测量及心磁图生成。

[0035] 磁屏蔽桶或磁屏蔽房1用于屏蔽地球环境磁场,使SERF磁强计2能够工作在零磁环境中。磁屏蔽桶或磁屏蔽房1采用三层坡莫合金制成,坡莫合金具有极高的弱磁场磁导率,并且具有很好的塑性。磁屏蔽桶呈圆柱形结构,直径1米,长度2米,使被试人员5躺入其中。

[0036] SERF原子磁强计2包括:激光器、准直透镜、组合镜片系统、反射镜、碱金属气室、光电探测器(PD)、无磁电加热系统和磁补偿线圈系统,激光器输出的波长为795nm的光经光纤导入光路中,经准直透镜出射一束平行光,再经组合镜片系统即起偏器和1/4波片变为圆偏振光,经反射镜入射到碱金属气室,出射后的光再经反射镜入射到光电探测器PD。所述的碱金属气室中含有碱金属和惰性气体,该碱金属气室是感应外界磁场大小的敏感元件,入射到碱金属气室的圆偏振光极化处于零磁场中的碱金属最外层电子,当外界磁场有扰动时,

通过光电探测器PD的输出变化量来确定外界磁场的大小。碱金属气室中含有碱金属和惰性气体,碱金属需要处于高温和无磁环境来获得无自旋交换弛豫态,因此SERF原子磁强计中包含无磁加热系统以及磁屏蔽线圈系统,无磁加热系统加热气室使其温度上升到150摄氏度,磁屏蔽线圈系统用于补偿磁屏蔽桶或磁屏蔽房1内的剩磁。SERF原子磁强计2有的敏感轴Z轴为其轴向,如图2所示,用于测量胸腔表面法向方向上的心磁。

[0037] 数据采集模块包含6\*6阵列式的心磁测量板3、传输线以及NI采集板卡,具体实现如下:

[0038] 在测量心磁时,采用硬质无磁的6\*6阵列式心磁测量板,如图3所示,心磁测量板3的Z轴对应SERF原子磁强计的敏感轴Z轴。所述6\*6阵列式心磁测量板上有6\*6个SERF原子磁强计探头插孔,插孔之间间隔1cm。所述的SERF原子磁强计插入插孔的高度根据被试人员5的胸部高度进行调整,使得SERF原子磁强计紧贴于胸部表面皮肤;所述测量板束缚在被试胸前,中心偏左大约一拳距离,使测量板的中心位于心脏的正上方;根据已有的所述SERF原子磁强计的个数X,每次测量6\*6阵列心磁测量板上的X个位置点,测量时间约2分钟;使用NI采集板卡同时采集X个SERF原子磁强计Z轴的数据,即每次输出共计X路数据,改变X个探头位置,通过多次测量依次遍历心磁测量板上的36个测量点,获得所有位置点即36个通道的心磁信号。

[0039] 如图4所示,心磁图生成模块4包括数据坏段删除、数据预处理、单通道平均心磁周期提取以及心磁图绘制。

[0040] 第一步:数据坏段删除,观察从数据采集模块获得的36个通道的数据,删除噪声过大无法看清心磁波形的异常段落,得到无异常值的各通道数据;

[0041] 第二步:数据预处理,分别对经过坏段删除的各通道信号使用50Hz陷波滤波器去除工频干扰,利用IIR零相移数字滤波器去除基线漂移,最后去除信号中的直流分量,得到预处理后的各通道数据;

[0042] 第三步:单通道平均心磁周期提取,在前述数据预处理基础上,对单通道信号提取R波,以R波的峰值点为对齐点,分别在该点之前截取1/3心跳周期时间,在该点后截取2/3心跳周期时间,得到单通道各心跳周期数据,再对各心跳周期数据进行叠加平均,得到单通道上的一个心跳周期波形;所有通道数据依次处理,得到36个通道叠加平均后的心跳周期数据;

[0043] 第四步:心磁图绘制,在前述单通道平均心磁周期提取基础上,对得到的各通道叠加平均后的心跳周期数据,以心磁测量板的实际尺寸建立成像平面,测量板的X轴和Y轴对应绘图平面的X轴和Y轴,各个测量点分别对应该点处该通道的一个心跳周期数据。首先对各通道叠加平均后的心跳周期数据采用三维三次样条插值方法进行插值,获得插值后新插值点的位置坐标及其对应的心磁幅值;其次,各个点的数据根据其幅值大小建立颜色表,幅值由低到高对应由蓝到红的渐变颜色,幅值越低颜色越偏深蓝,幅值越高颜色越偏红;最后在绘图平面上根据点的幅值大小对应的颜色绘制心磁等磁场图,根据公式(1)由各点的测量得到的磁感应强度计算各点的电流密度大小,绘制电流密度图。

$$[0044] \quad \mathbf{J} = \mu \left( \frac{\partial B_z}{\partial y} \mathbf{i} - \frac{\partial B_z}{\partial x} \mathbf{j} \right) \quad (1)$$

[0045] J表示电流密度, $\mu$ 为磁导率, $B_z$ 为SERF原子磁强计测量的磁感应强度。

[0046] 本发明说明书中未作详细描述的内容属于本领域专业技术人员公知的现有技术。

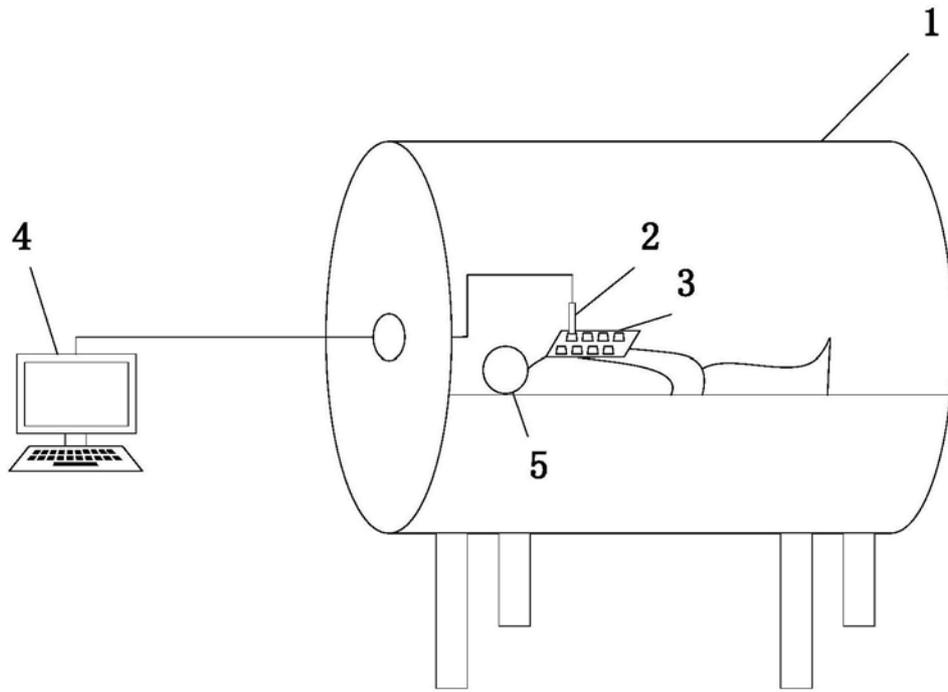


图1

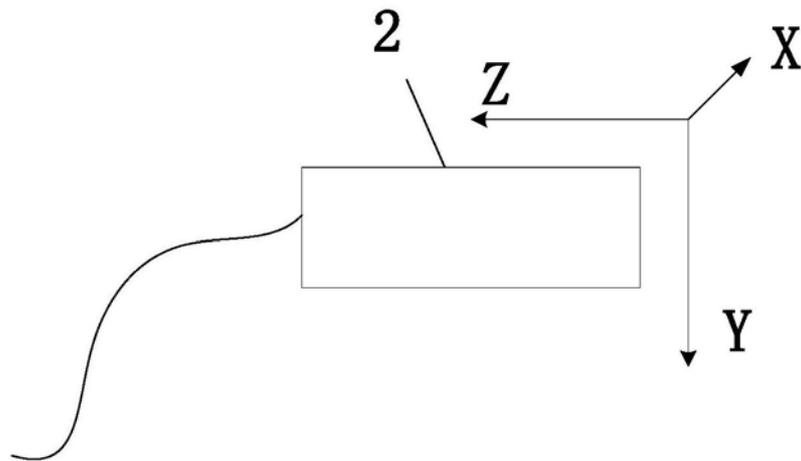


图2

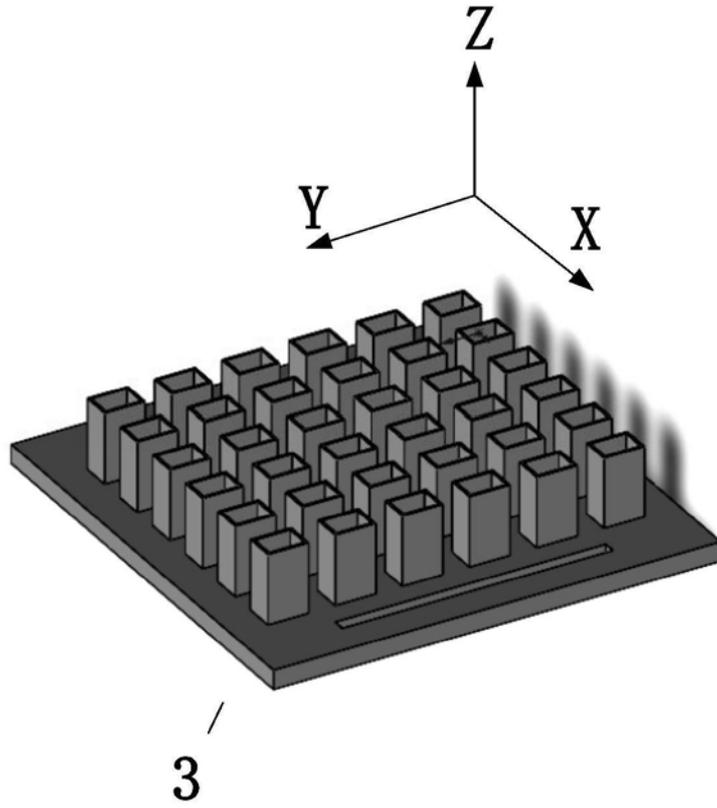


图3

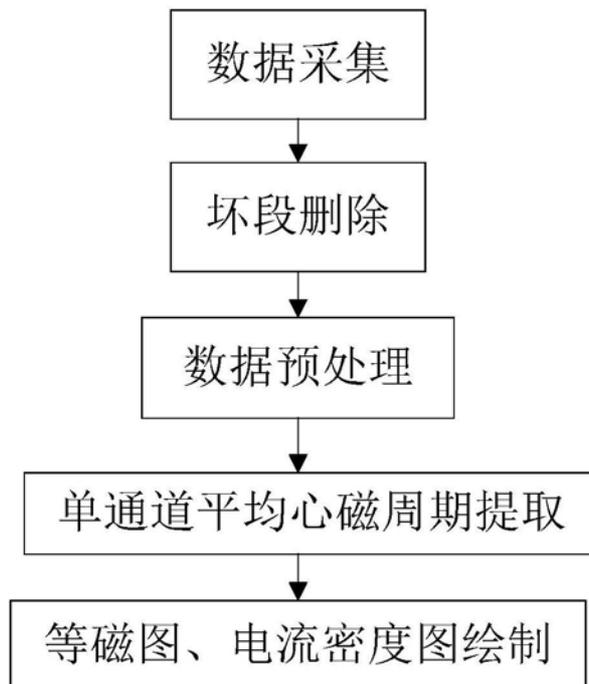


图4