



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102813517 B

(45) 授权公告日 2014. 07. 02

(21) 申请号 201210327446. 6

(22) 申请日 2012. 09. 06

(73) 专利权人 吉林大学

地址 130012 吉林省长春市前进大街 2699 号

(72) 发明人 孙晓颖 王庆龙 陈明智 白洋 陈建

(74) 专利代理机构 吉林长春新纪元专利代理有限公司 22100

代理人 魏征骥

(51) Int. Cl.

A61B 5/11 (2006. 01)

(56) 对比文件

CN 202723852 U, 2013. 02. 13,

US 4737794 , 1988. 04. 12,

US 4314251 , 1982. 02. 02,

汪莹 等. DSP 在六自由度电磁跟踪系统中的

应用.《军事通信技术》. 2007, 第 28 卷 (第 4 期), 殷勤 等. 六自由度电磁跟踪系统位置参数求解算法的改进.《解放军理工大学学报 (自然科学版)》. 2010, 第 11 卷 (第 6 期),

审查员 刘珊珊

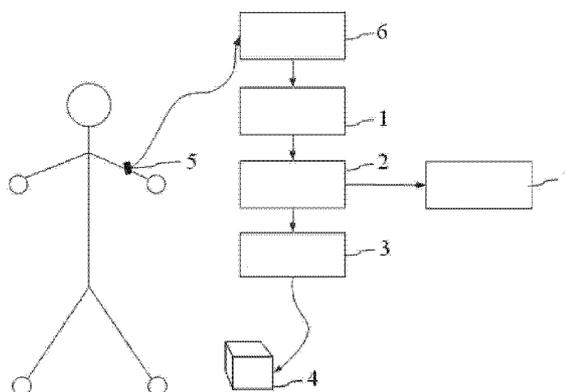
权利要求书3页 说明书11页 附图5页

(54) 发明名称

用于体域网医疗诊断或康复训练的电磁定位装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于体域网医疗诊断和康复训练的电磁定位装置和方法,属于一种医疗定位装置和方法。包括电磁信号驱动放大单元、电磁信号发射源、电磁信号接收传感器、滤波放大单元、A/D 转换单元、数据处理与控制单元以及上位机。本发明的优点在于:采用电磁定位方法,可准确检测病人的肢体运动,该装置工作频率可达 100Hz,实时性好;理论精度可达 1mm,定位准确无奇点;可广泛应用在帕金森、癫痫等病人的医疗诊断和康复训练过程中。



1. 一种用于体域网医疗诊断和康复训练的电磁定位方法,其特征在于包括下列步骤:

首先由数据处理与控制单元控制电磁信号驱动放大单元,驱动电磁信号发射源的正交三轴线圈分时工作,向空间辐射电磁波;

电磁信号发射源的 X、Y、Z 轴线圈按时序发送一定频率一定幅值的信号  $T_x$ 、 $T_y$ 、 $T_z$ ; 系统的电磁信号发射矩阵为:

$$X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

电磁信号接收传感器为三维正交线圈,负责接收空间中的电磁信号,电磁信号发射源的每个轴发射的低频磁场都会在电磁信号接收传感器的 X、Y、Z 轴线圈中感应出不同幅值的感应信号  $R_x$ 、 $R_y$ 、 $R_z$ ;

该感应信号然后经滤波放大单元和 A/D 转换单元后传入数据处理与控制单元;在数据处理与控制单元中提取每一路、每个时间段上的感应信号的幅度值,并将该段信号与所对应的发射信号进行相位比较,若同相则幅度值取正,反之取负,这样就得到系统的接收矩阵:

$$Y = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix}$$

接下来在数据处理与控制单元中进行位置姿态坐标的求解;

由磁偶极子相关理论可以推知,三阶接收矩阵 Y 与三阶发射矩阵 X 有如下关系:

$$Y = -\frac{K}{r^3} HMX$$

式中 Y 为已知的接收矩阵,由九个测量值组成;X 为已知的发射矩阵;K 为一系统常数;r 为电磁信号接收传感器与电磁信号发射源的距离;M 为包含了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标  $(r, \alpha, \beta)$  的位置变换矩阵,

$$M = I - 3\bar{u}\bar{u}^T$$

其中  $\bar{u}$  为指向 r 的单位位置坐标向量;

H 为包含了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态角度  $(\varphi, \psi, \theta)$  的姿态变换矩阵,

$$H = \begin{bmatrix} \cos \varphi \cos \psi & \sin \varphi \cos \psi & -\sin \psi \\ \sin \theta \sin \psi \cos \varphi - \cos \theta \sin \varphi & \sin \theta \sin \psi \sin \varphi + \cos \theta \cos \varphi & \sin \theta \cos \psi \\ \cos \theta \sin \psi \cos \varphi + \sin \theta \sin \varphi & \cos \theta \sin \psi \sin \varphi - \sin \theta \cos \varphi & \cos \theta \cos \psi \end{bmatrix}$$

由接收矩阵 Y 通过下式可计算出电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态:

$$H = -\frac{r^3}{K} YX^{-1}M^{-1}$$

为计算 H 矩阵,需要先计算出 r 和 M;经过矩阵变换最后可以得到:

$$\frac{K^2}{r^6} M^2 = (YX^{-1})^T YX^{-1}$$

引入单位位置坐标向量  $\bar{u}$  得：

$$\frac{4K^2}{r^6} \bar{u} = (YX^{-1})^T YX^{-1} \bar{u}$$

其中，单位位置坐标向量  $\bar{u}$  是变换矩阵  $A = (YX^{-1})^T YX^{-1}$  关于特征值  $E = \frac{4K^2}{r^6}$  的特征向量；

由线性代数知识可知，矩阵的迹等于其主对角线上各元素和，可求矩阵 A 的迹：

$$\text{tra}(A) = A_{11} + A_{22} + A_{33} = \frac{6K^2}{r^6}$$

从而得到：

$$r = \left( \frac{6K^2}{A_{11} + A_{22} + A_{33}} \right)^{1/6}$$

这样便得到了电磁信号接收传感器与电磁信号发射源的距离；

在计算单位位置坐标向量  $\bar{u}$  时，采用计算变换矩阵 A 的模最大的特征值和其对应的特征向量的迭代方法，方法的主要步骤如下：

(1) 设定一个向量  $\bar{c}$ ，作为初始向量；

(2) 设定  $\bar{a} = A\bar{c}$ ， $\bar{u} = \frac{\bar{a}}{\|\bar{a}\|}$ ；

(3)  $\lambda = \bar{u}^T \bar{a}$ ，若  $|\lambda - \tau| < \varepsilon$ ，此时结束计算；若不满足条件，则转向步骤(4)； $\tau$  即为矩阵 A 对应的特征值， $\bar{u}$  为矩阵 A 对应特征向量， $\varepsilon$  是控制系统运算精度的一个给定值；

(4)  $\tau = \lambda$ ， $\bar{c} = \bar{u}$ ，转向步骤(2)；

在此迭代运算中，特征值初值  $\tau$  取  $\frac{2}{3} \text{tr}(A)$ ，特征向量初值  $\bar{c}$  取所求得的位置坐标向量  $\bar{u}^T$ ，控制精度的  $\varepsilon$  值取 0.001；

在线性区间内，迭代两次即可满足要求，在非线性区间内：45° 附近，最多只需迭代 5 次，迭代次数少，收敛速度快；

经过此迭代算法，计算出了矩阵 A 对应的特征值  $\lambda$  和特征向量  $\bar{u}$ ，由此特征向量可计算位置变换矩阵 M；

根据特征向量  $\bar{u}$ ，可以求得电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标  $(r, \alpha, \beta)$

$$\alpha = \arctan \frac{u_2}{u_1}$$

$$\beta = \arctan \frac{u_3}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2}}$$

然后计算电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态角度  $(\varphi, \psi, \theta)$  的姿态变换矩阵 H：

$$H = -\frac{r^3}{K} YX^{-1}M^{-1}$$

并通过 H 解得姿态角 ( $\varphi, \psi, \theta$ ):

$$\varphi = \arctan(H_{12} / H_{11})$$

$$\psi = \arcsin(-H_{13})$$

$$\theta = \arctan(H_{23} / H_{33})$$

由此,定位算法结束,完成了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标 ( $r, \alpha, \beta$ ) 和电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态角度 ( $\varphi, \psi, \theta$ ) 的解算;最后这些数据由数据处理与控制单元传给上位机,实现肢体运动的检测。

## 用于体域网医疗诊断或康复训练的电磁定位装置和方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于一种医疗定位装置和方法,具体涉及一种电磁定位系统以及可以用于体域网医疗诊断和康复训练的电磁定位方法。

### 背景技术

[0002] 当今世界老龄化问题日趋严重,如何实时有效地监测老龄群体的身体状况,成为全球普遍关注的问题。帕金森病是老年人中第四位最常见的神经变性疾病,其主要表现为患者动作缓慢,手脚或身体其它部分的震颤,身体失去柔软性,变得僵硬。50%~80%的病例起病隐袭,首发症状通常是一侧手部的 4Hz~8Hz 的静止性“捻丸样”震颤。这种震颤在肢体静止时最为显著,因此对于患者肢体的监测是诊断帕金森病的重要手段。

[0003] 体域网作为一种无线个域网,主要应用在医疗保健领域,尤其是用来连续监视和记录慢性病(如糖尿病、哮喘病和心脏病等)患者的健康参数,提供某种方式的自动医疗控制。将电磁定位与体域网相结合,可以实现对于患者肢体运动情况的监测,有效地对帕金森等老年病进行监测,并做出及时的诊断与医疗。

[0004] 电磁定位是一种利用电磁波确定被测物体的六个自由度(三个位置自由度和三个姿态自由度)的技术。与超声式、光电式等定位技术相比,电磁定位的成本低、活动范围自由灵活、便携性较好,其突出优点是不受视线阻挡的限制,这是其它定位方式无法比拟的。在对肢体的跟踪定位中,因为肢体可以摇晃、伸缩运动、甚至可以被身体的其它部分遮挡住,只有电磁定位可以实现全方位定位,才可以实现对于肢体运动的全方位监测。

[0005] 电磁定位作为一种良好的定位技术,一直受到关注。Jack Kuipers 在题为“Method and apparatus for determining remote object orientation and position”的美国专利 4/742.56 中提出了一种电磁定位系统和一种电磁定位算法,但其算法采用四元数迭代的形式,四元数初值的合理选取十分重要,并且计算的复杂度较高,不利于系统的实时性。汪莹、陈彬、殷勤等人在题为“DSP 在六自由度电磁跟踪系统中的应用”的论文中利用 DSP 处理器设计了一种电磁定位数据采集系统的硬件设计方案和软件设计流程,但其系统不完善,未考虑实际情况,没有电磁发射信号驱动放大单元和电磁接收信号滤波放大单元,系统不完整,并不具有实际的可实现性。徐彤、王涌天、阎达远等在题为“用于虚拟现实的六自由度电磁跟踪系统”的论文中介绍了六自由度电磁跟踪系统位置和姿态的确定算法,但其算法利用的是矩阵的运算,其会在  $+45^\circ$  和  $-45^\circ$  附近产生畸变,对定位精度产生影响。

### 发明内容

[0006] 本发明提供一种用于体域网医疗诊断和康复训练的电磁定位装置和方法,以解决目前电磁定位装置和方法存在的不精确的问题。

[0007] 本发明采取的技术方案是:电磁信号接收传感器与滤波放大单元、A/D 转换单元、数据处理与控制单元、电磁信号驱动放大单元、电磁信号发射源顺序连接,该数据处理与控制单元与上位机连接;

[0008] 所述数据处理与控制单元结构是：处理器分别连接 SDRAM 存储器、FLASH 存储器、电源电路和 USB 接口，这里的处理器为 DSP、或单片机、或 FPGA、或 ARM 数据处理芯片；一方面用于向电磁信号驱动放大单元发出控制信号，一方面与 A/D 转换器相连，接收电磁信号数据并进行位置姿态坐标的解算，另一方面通过数据接口，将处理后的位置姿态信息传输给上位机；

[0009] 所述电磁信号驱动放大单元，用于将数据处理与控制单元产生的控制信号进行驱动放大，以驱动电磁信号发射源工作；

[0010] 所述电磁信号发射源为正交的三轴线圈，由电磁信号驱动放大单元驱动，三轴线圈分时工作，用以向空间辐射电磁波，可以分时发送一定幅度的低频的正弦交流信号，也可以分时发送一定幅度的直流脉冲信号。

[0011] 所述电磁信号接收传感器为小型的正交三轴线圈或磁阻传感器芯片，传感器与滤波放大单元间的通信可以采用有线或是无线的方式，无线方式主要有蓝牙、Zigbee，用于接收空间中的电磁波信号，作为确定人体肢体运动情况的传感器；

[0012] 所述滤波放大单元，用于对电磁接收信号的滤波放大，以方便进行 A/D 转换；

[0013] 所述 A/D 转换单元，主要由 A/D 转换器组成，用于将滤波放大后的信号进行模数转换，最后传入数据处理与控制单元中进行位置姿态坐标的解算；

[0014] 所述上位机为 PC 机或移动终端设备，用于接收数据处理与控制单元的数据，将肢体的运动情况显示在终端上，用于将肢体的运动以坐标的形式或是三维立体图形的形式显示出来，医生或监护人员通过对病人的肢体运动情况进行全方位监测，实现医疗诊断和康复训练的目的。

[0015] 本发明所述的电磁信号接收传感器，其可采用多个电磁信号接收传感器，同时依附在人体的手臂或腿部，实现该装置的多点同时定位，可以实现整个身体的运动情况的监测。

[0016] 本发明可采用多个电磁信号发射源协同工作，以扩大该装置的工作范围，实现大范围、多目标的运动监测。

[0017] 本发明用于体域网医疗诊断或康复训练的电磁定位方法，包括下列步骤：

[0018] 首先由数据处理与控制单元控制电磁信号驱动放大单元，驱动电磁信号发射源的正交三轴线圈分时工作，向空间辐射电磁波；

[0019] 电磁信号发射源的 X、Y、Z 轴线圈按时序发送一定频率一定幅值的信号  $T_x$ 、 $T_y$ 、 $T_z$ ；系统的电磁信号发射矩阵为：

$$[0020] \quad X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0021] 电磁信号接收传感器为三维正交线圈，负责接收空间中的电磁信号，电磁信号发射源的每个轴发射的低频磁场都会在电磁信号接收传感器的 X、Y、Z 轴线圈中感应出不同幅值的感应信号  $R_x$ 、 $R_y$ 、 $R_z$ ；

[0022] 该感应信号然后经滤波放大单元和 A/D 转换单元后传入数据处理与控制单元；在数据处理与控制单元中提取每一路、每个时间段上的感应信号的幅度值，并将该段信号与所对应的发射信号进行相位比较，若同相则幅度值取正，反之取负，这样就得到系统的接收

矩阵：

$$[0023] \quad Y = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix}$$

[0024] 接下来在数据处理与控制单元中进行位置姿态坐标的求解；

[0025] 由磁偶极子相关理论可以推知，三阶接收矩阵 Y 与三阶发射矩阵 X 有如下关系：

$$[0026] \quad Y = -\frac{K}{r^3} HMX$$

[0027] 式中 Y 为已知的接收矩阵，由九个测量值组成；X 为已知的发射矩阵；K 为一系统常数；r 为电磁信号接收传感器与电磁信号发射源的距离；M 为包含了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标 (r,  $\alpha$ ,  $\beta$ ) 的位置变换矩阵，

$$[0028] \quad M = I - 3\bar{u}\bar{u}^T$$

[0029] 其中  $\bar{u}$  为指向 r 的单位位置坐标向量；

[0030] H 为包含了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态角度 ( $\varphi$ ,  $\psi$ ,  $\theta$ ) 的姿态变换矩阵，

[0031]

$$H = \begin{bmatrix} \cos\varphi\cos\psi & \sin\varphi\cos\psi & -\sin\psi \\ \sin\theta\sin\psi\cos\varphi - \cos\theta\sin\varphi & \sin\theta\sin\psi\sin\varphi + \cos\theta\cos\varphi & \sin\theta\cos\psi \\ \cos\theta\sin\psi\cos\varphi + \sin\theta\sin\varphi & \cos\theta\sin\psi\sin\varphi - \sin\theta\cos\varphi & \cos\theta\cos\psi \end{bmatrix}$$

[0032] 由接收矩阵 Y 通过下式可计算出电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态：

$$[0033] \quad H = -\frac{r^3}{K} YX^{-1}M^{-1}$$

[0034] 为计算 H 矩阵，需要先计算出 r 和 M；经过矩阵变换最后可以得到：

$$[0035] \quad \frac{K^2}{r^6} M^2 = (YX^{-1})^T YX^{-1}$$

[0036] 引入单位位置坐标向量  $\bar{u}$  得：

$$[0037] \quad \frac{4K^2}{r^6} \bar{u} = (YX^{-1})^T YX^{-1} \bar{u}$$

[0038] 其中，单位位置坐标向量  $\bar{u}$  是变换矩阵  $A = (YX^{-1})^T YX^{-1}$  关于特征值  $E = \frac{4K^2}{r^6}$  的特征

向量；

[0039] 由线性代数知识可知，矩阵的迹等于其主对角线上各元素和，可求矩阵 A 的迹：

$$[0040] \quad \text{tra}(A) = A_{11} + A_{22} + A_{33} = \frac{6K^2}{r^6}$$

[0041] 从而得到：

$$[0042] \quad r = \left( \frac{6K^2}{A_{11} + A_{22} + A_{33}} \right)^{1/6}$$

[0043] 这样便得到了电磁信号接收传感器与电磁信号发射源的距离。

[0044] 在计算单位位置坐标向量  $\bar{u}$  时,采用计算变换矩阵 A 的模最大的特征值和其对应的特征向量的迭代方法,方法的主要步骤如下:

[0045] (1) 设定一个向量  $c$ ,作为初始向量;

$$[0046] \quad (2) \text{ 设定 } \bar{a} = A\bar{c}, \bar{u} = \frac{\bar{a}}{\|\bar{a}\|};$$

[0047] (3)  $\lambda = \bar{u}^T \bar{a}$ ,若  $|\lambda - \tau| < \varepsilon$ ,此时结束计算;若不满足条件,则转向步骤(4);

[0048]  $\tau$  即为矩阵 A 对应的特征值,  $\bar{u}$  为矩阵 A 对应特征向量,  $\varepsilon$  是控制系统运算精度的一个给定值;

[0049] (4)  $\tau = \lambda, \bar{c} = \bar{u}$ ,转向步骤(2);

[0050] 在此迭代运算中,特征值初值  $\tau$  取  $\frac{2}{3}tr(A)$ ,特征向量初值  $c$  取所求得的位置坐标向量  $u^T$ ,控制精度的  $\varepsilon$  值取 0.001;

[0051] 在线性区间内,迭代两次即可满足要求,在非线性区间内:45° 附近,最多只需迭代 5 次,迭代次数少,收敛速度快;

[0052] 经过此迭代算法,计算出了矩阵 A 对应的特征值  $\lambda$  和特征向量  $\bar{u}$ ,由此特征向量可计算位置变换矩阵 M;

[0053] 根据特征向量  $\bar{u}$ ,可以求得电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标  $(r, \alpha, \beta)$

$$[0054] \quad \alpha = \arctan \frac{u_2}{u_1}$$

$$[0055] \quad \beta = \arctan \frac{u_3}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2}}$$

[0056] 然后计算电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态角度  $(\varphi, \psi, \theta)$  的姿态变换矩阵 H:

$$[0057] \quad H = -\frac{r^3}{K} YX^{-1}M^{-1}$$

[0058] 并通过 0 解得姿态角  $(\varphi, \psi, \theta)$ ;

[0059]

$$\varphi = \arctan(H_{12} / H_{11})$$

$$[0060] \quad \psi = \arcsin(-H_{13})$$

$$[0061] \quad \theta = \arctan(H_{23} / H_{33})$$

[0062] 由此,定位算法结束,完成了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标  $(r, \alpha, \beta)$  和电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的姿态角度  $(\varphi, \psi, \theta)$

的解算；最后这些数据由数据处理与控制单元传给上位机，实现肢体运动的检测。

[0063] 此种求个别特征值和特征向量的迭代方法用于电磁敏感定位跟踪系统中，对于提高算法的精确度是非常有效的，理论精度可由控制精度的  $\epsilon$  的值来确定，理论精度可达 1mm；并可有效的避免计算中的奇点问题。

[0064] 此种求个别特征值和特征向量的迭代方法用于电磁敏感系统中，对于提高算法的精确度是非常有效的，理论精度可由控制精度的  $\epsilon$  的值来确定，理论精度可达 1mm；并可有效的避免计算中的奇点问题。

[0065] 本发明具有如下优点：

[0066] (1) 本发明可以采用无线的方式依附于患者的肢体，应用更加灵活。

[0067] (2) 本发明可采用多个电磁信号发射源协同工作，扩大工作范围，适用性更强。

[0068] (3) 本发明采用高速处理器进行精确运算与控制，保证系统的实时性与精确性，运算采用高精度浮点，系统每 3ms 对 X、Y、Z 轴信号进行采样，系统频率可达 100Hz 以上。

[0069] (4) 一般算法对矩阵解算时是利用伴随矩阵的知识可以求得特征向量  $\vec{u}$ ，进而求得位置变换矩阵 M 和姿态变换矩阵 H。但是对于实际的工程应用，在实际测量中姿态和方位的测量 ( $45^\circ$  附近) 会存在畸变现象，因此对算法加以改进。

[0070] 本发明采用求个别特征值和特征向量的迭代方法来对系统接收的数据进行位置姿态的解算，可有效的解决奇点问题，并可提高算法的精确度，理论精度可达 1mm。

[0071] (5) 本发明的电磁定位装置和方法，无奇点、全方位、精度高，可有效监测手部的 4Hz~8Hz 的静止性“捻丸样”震颤，特别适合对人体姿势和步态异常监测的应用，可用于帕金森、癫痫、特发性震颤、痉挛性斜颈和多系统萎缩等神经性疾病的诊断中，在肢体运动损伤的康复训练中也可以广泛应用。

## 附图说明

[0072] 图 1 是本发明的原理框图；

[0073] 图 2 是本发明数据处理与控制单元的 DSP 结构图；

[0074] 图 3 是本发明电磁信号驱动放大单元电路原理图；

[0075] 图 4 是本发明电磁信号发射源的结构示意图；

[0076] 图 5A 是本发明电磁信号驱动放大单元输出的交流信号形式图；

[0077] 图 5B 是本发明电磁信号驱动放大单元输出的直流信号形式图；

[0078] 图 6 是本发明电磁信号接收传感器的结构示意图；

[0079] 图 7 是本发明滤波放大单元的电路原理图；

[0080] 图 8 是本发明 A/D 转换单元的电路原理图；

[0081] 图 9 是本发明一种无线传感定位原理框图；

[0082] 图 10 是本发明无线传感定位单元的原理框图。

## 具体实施方式

[0083] 电磁信号接收传感器 5 与滤波放大单元 6、A/D 转换单元 1、数据处理与控制单元 2、电磁信号驱动放大单元 3、电磁信号发射源 4 顺序连接，该数据处理与控制单元 2 与上位机 7 连接；

[0084] 所述数据处理与控制单元 2, 结构是: 处理器 201 分别连接 SDRAM 存储器 202、FLASH 存储器 203、电源电路 204 和 USB 接口 205, 这里的处理器为 DSP、或单片机、或 FPGA、或 ARM 数据处理芯片; 一方面用于向电磁信号驱动放大单元发出控制信号, 一方面与 A/D 转换器相连, 接收电磁信号数据并进行位置姿态坐标的解算, 另一方面通过数据接口, 将处理后的位置姿态信息传输给上位机;

[0085] 所述电磁信号驱动放大单元 3, 用于将数据处理与控制单元产生的控制信号进行驱动放大, 以驱动电磁信号发射源工作;

[0086] 所述电磁信号发射源 4 为正交的三轴线圈, 由电磁信号驱动放大单元驱动, 三轴线圈分时工作, 用以向空间辐射电磁波, 可以分时发送一定幅度的低频的正弦交流信号, 也可以分时发送一定幅度的直流脉冲信号;

[0087] 所述电磁信号接收传感器 5 为小型的正交三轴线圈或磁阻传感器芯片, 传感器与滤波放大单元间的通信可以采用有线或是无线的方式, 无线方式主要有蓝牙、Zigbee, 用于接收空间中的电磁波信号, 作为确定人体肢体运动情况的传感器;

[0088] 所述滤波放大单元 6, 用于对电磁接收信号的滤波放大, 以方便进行 A/D 转换;

[0089] 所述 A/D 转换单元 1, 主要由 A/D 转换器组成, 用于将滤波放大后的信号进行模数转换, 最后传入数据处理与控制单元中进行位置姿态坐标的解算;

[0090] 所述上位机 7 为 PC 机或移动终端设备, 用于接收数据处理与控制单元的数据, 将肢体的运动情况显示在终端上, 用于将肢体的运动以坐标的形式或是三维立体图形的形式显示出来, 医生或监护人员通过对病人的肢体运动情况进行全方位监测, 实现医疗诊断和康复训练的目的。

[0091] 本发明所述的电磁信号接收传感器 5, 其可采用多个电磁信号接收传感器, 同时依附在人体的手臂或腿部, 实现该装置的多点同时定位, 可以实现整个身体的运动情况的监测。

[0092] 本发明可采用多个电磁信号发射源 4 协同工作, 以扩大装置的工作范围。

[0093] 本发明用于体域网医疗诊断或康复训练的电磁定位方法, 包括下列步骤:

[0094] 首先由数据处理与控制单元 2 控制电磁信号驱动放大单元 3, 驱动电磁信号发射源 4 的正交三轴线圈分时工作, 向空间辐射电磁波;

[0095] 电磁信号发射源 4 的 X、Y、Z 轴线圈按时序发送一定频率一定幅值的信号  $T_x$ 、 $T_y$ 、 $T_z$ ; 系统的电磁信号发射矩阵为:

$$[0096] \quad X = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0097] 电磁信号接收传感器 5 为三维正交线圈, 负责接收空间中的电磁信号, 电磁信号发射源 4 的每个轴发射的低频磁场都会在电磁信号接收传感器 5 的 X、Y、Z 轴线圈中感应出不同幅值的感应信号  $R_x$ 、 $R_y$ 、 $R_z$ ;

[0098] 该感应信号然后经滤波放大单元 6 和 A/D 转换单元 1 后传入数据处理与控制单元 2; 在数据处理与控制单元 2 中提取每一路、每个时间段上的感应信号的幅度值, 并将该段信号与所对应的发射信号进行相位比较, 若同相则幅度值取正, 反之取负, 这样就得到系统的接收矩阵:

$$[0099] \quad Y = \begin{bmatrix} A_{11} & A_{12} & A_{13} \\ A_{21} & A_{22} & A_{23} \\ A_{31} & A_{32} & A_{33} \end{bmatrix}$$

[0100] 接下来在数据处理与控制单元 2 中进行位置姿态坐标的求解；

[0101] 由磁偶极子相关理论可以推知，三阶接收矩阵 Y 与三阶发射矩阵 X 有如下关系：

$$[0102] \quad Y = -\frac{K}{r^3} HMX$$

[0103] 式中 Y 为已知的接收矩阵，由九个测量值组成；X 为已知的发射矩阵；K 为一系统常数；r 为电磁信号接收传感器 5 与电磁信号发射源 4 的距离；M 为包含了电磁信号接收传感器相对于电磁信号发射源的位置球坐标 (r,  $\alpha$ ,  $\beta$ ) 的位置变换矩阵，

$$[0104] \quad M = I - 3\bar{u}\bar{u}^T$$

[0105] 其中  $\bar{u}$  为指向 r 的单位位置坐标向量；

[0106] H 为包含了电磁信号接收传感器 5 相对于电磁信号发射源 4 的姿态角度 ( $\varphi$ ,  $\psi$ ,  $\theta$ ) 的姿态变换矩阵，

[0107]

$$H = \begin{bmatrix} \cos \varphi \cos \psi & \sin \varphi \cos \psi & -\sin \psi \\ \sin \theta \sin \psi \cos \varphi - \cos \theta \sin \varphi & \sin \theta \sin \psi \sin \varphi + \cos \theta \cos \varphi & \sin \theta \cos \psi \\ \cos \theta \sin \psi \cos \varphi + \sin \theta \sin \varphi & \cos \theta \sin \psi \sin \varphi - \sin \theta \cos \varphi & \cos \theta \cos \psi \end{bmatrix}$$

[0108] 由接收矩阵 Y 通过下式可计算出电磁信号接收传感器 5 相对于电磁信号发射源 4 的姿态

$$[0109] \quad H = -\frac{r^3}{K} YX^{-1}M^{-1}$$

[0110] 为计算 H 矩阵，需要先计算出 r 和 M；经过矩阵变换最后可以得到：

$$[0111] \quad \frac{K^2}{r^6} M^2 = (YX^{-1})^T YX^{-1}$$

[0112] 引入单位位置坐标向量  $\bar{u}$  得：

$$[0113] \quad \frac{4K^2}{r^6} \bar{u} = (YX^{-1})^T YX^{-1} \bar{u}$$

[0114] 其中，单位位置坐标向量  $\bar{u}$  是变换矩阵  $A = (YX^{-1})^T YX^{-1}$  关于特征值  $E = \frac{4K^2}{r^6}$  的特征

向量；

[0115] 由线性代数知识可知，矩阵的迹等于其主对角线上各元素和，可求矩阵 A 的迹：

$$[0116] \quad \text{tra}(A) = A_{11} + A_{22} + A_{33} = \frac{6K^2}{r^6}$$

[0117] 从而得到：

$$[0118] \quad r = \left( \frac{6K^2}{A_{11} + A_{22} + A_{33}} \right)^{1/6}$$

[0119] 这样便得到了电磁信号接收传感器 5 与电磁信号发射源 4 的距离。

[0120] 在计算单位位置坐标向量  $\vec{u}$  时,采用计算变换矩阵 A 的模最大的特征值和其对应的特征向量的迭代方法,方法的主要步骤如下:

[0121] (5) 设定一个向量  $\vec{c}$ ,作为初始向量;

[0122] (6) 设定  $\vec{a} = A\vec{c}$ ,  $\vec{u} = \frac{\vec{a}}{\|\vec{a}\|}$ ;

[0123] (7)  $\lambda = \vec{u}^T \vec{a}$ ,若  $|\lambda - \tau| \geq \varepsilon$ ,此时结束计算;若不满足条件,则转向步骤(4);

[0124]  $\tau$  即为矩阵 A 对应的特征值, $\vec{u}$  为矩阵 A 对应特征向量, $\varepsilon$  是控制系统运算精度的一个给定值;

[0125] (8)  $\tau = \lambda$ ,  $\vec{c} = \vec{u}$ ,转向步骤(2);

[0126] 在此迭代运算中,特征值初值  $\tau$  取  $\frac{2}{3}tr(A)$ ,特征向量初值  $\vec{c}$  取所求得的位置坐标向量  $u^T$ ,控制精度的  $\varepsilon$  值取 0.001;

[0127] 在线性区间内,迭代两次即可满足要求,在非线性区间内:45° 附近,最多只需迭代 5 次,迭代次数少,收敛速度快;

[0128] 经过此迭代算法,计算出了矩阵 A 对应的特征值  $\lambda$  和特征向量  $\vec{u}$ ,由此特征向量可计算位置变换矩阵 M;

[0129] 根据特征向量  $\vec{u}$ ,可以求得电磁信号接收传感器 5 相对于电磁信号发射源 4 的位置球坐标( $r, \alpha, \beta$ )

$$[0130] \quad \alpha = \arctan \frac{u_2}{u_1}$$

$$[0131] \quad \beta = \arctan \frac{u_3}{\sqrt{u_1^2 + u_2^2}}$$

[0132] 然后计算电磁信号接收传感器 5 相对于电磁信号发射源 4 的姿态角度( $\varphi, \psi, \theta$ )的姿态变换矩阵 H:

$$[0133] \quad H = -\frac{r^3}{K} YX^{-1}M^{-1}$$

[0134] 并通过 H 解得姿态角( $\varphi, \psi, \theta$ ):

[0135]

$$\varphi = \arctan(H_{12} / H_{11})$$

$$[0136] \quad \psi = \arcsin(-H_{13})$$

$$[0137] \quad \theta = \arctan(H_{23} / H_{33})$$

[0138] 由此,定位算法结束,完成了电磁信号接收传感器 5 相对于电磁信号发射源 4 的位置球坐标( $r, \alpha, \beta$ )和电磁信号接收传感器 5 相对于电磁信号发射源 4 的姿态角度( $\varphi, \psi, \theta$ )的解算;最后这些数据由数据处理与控制单元 2 传给上位机 7,实现肢体运动的检测。

[0139] 下面结合附图对本发明作进一步描述:

[0140] 图 1 是示出本发明的一种用于体域网医疗诊断和康复训练的电磁定位装置的整体框图,包括:电磁信号驱动放大单元 3、电磁信号发射源 4、电磁信号接收传感器 5、滤波放大单元 6、A/D 转换单元 1、数据处理与控制单元 2 以及上位机 7。

[0141] 一个或多个电磁信号接收传感器 5 可以依附在人体的手臂或腿部,用于检测病人肢体的运动情况,整个系统的工作流程是首先由数据处理与控制单元 2 控制电磁信号发射单元 3 的正交三轴线圈分时工作,向空间辐射电磁波。电磁信号接收传感器 5 接收空间中的电磁信号,然后经滤波放大单元 6 和 A/D 转换单元 1 后传入数据处理与控制单元 2,经定位算法解算出肢体的位置姿态信息传给上位机 7。

[0142] 图 2 是本发明的数据处理与控制单元 2 的一种 DSP 实现形式。该 DSP 为 TI 公司的 TMS320VC6000 系列 DSP 浮点运算处理器 201,浮点 DSP 处理器计算精确,动态范围大,且处理速度高于定点 DSP,适合于对大量复杂的数据计算与处理,并可以保证系统的实时性;其外围电路包括 SDRAM 存储器 202、FLASH 存储器 203、电源电路 204,USB 接口。

[0143] TMS320VC6000 系列 DSP 浮点运算处理器 201 一方面要控制电磁信号驱动放大单元 3;另一方面与 A/D 转换单元 1 相连,接收 AD 转换后的电磁信号数据并根据电磁定位算法进行位置姿态坐标的解算;再一方面通过 USB 接口 205 或者串口等数据接口,将处理后的位置姿态信息传输给上位机 7 并显示出来。

[0144] 图 3 是本发明的电磁信号驱动放大单元 3,为保证输出功率,采用两级放大:第一级采用普通集成运算放大器做滤波放大,第二级采用功率型放大器做驱动放大;首先 TMS320VC6000 系列 DSP 浮点运算处理器 201 发出的控制信号经过由集成运放 301 组成的信号滤波放大电路后,再由功率放大器 302 组成的功率放大电路进行功率放大,以驱动三轴线圈分时工作;由于为三轴线圈,所以需要三路放大电路,图 3 只示出了其中一路的放大电路。该电路的集成运放 301 可以为 LM833、LF353、CA3240 等芯片;该电路的功率放大器 302 可以为 SSM2211、LM384、LM1875 等芯片。

[0145] 该电路的功率放大器 302 的放大倍数可以通过电阻 R5 和电阻 R6 调节,其放大倍数为:

$$[0146] \quad A_v = 2 \times \frac{R_5}{R_6}$$

[0147] 同时,该电路中,R5 与 C6 构成了高通滤波器,其截止频率可以通过 R5 和 C6 调节,其截止频率为:

$$[0148] \quad f_{HP} = \frac{1}{2\pi R_5 \times C_6}$$

[0149] 图 4 是示出本发明的电磁信号发射源 4 的结构,为正交的三轴线圈,由三轴立方体 401 和铜导线 402 绕制而成,受电磁信号驱动放大单元的信号控制,三轴线圈分时工作,向空间辐射电磁场;电磁信号发射源 4 的尺寸为 10cm\*10cm\*10cm。

[0150] 图 5A 和图 5B 是本发明的电磁信号驱动放大单元输出的信号形式,正交的三轴线圈分时工作,X、Y、Z 轴上按时序加以驱动电流,根据驱动电流的种类不同,可以分为两类:交流电磁定位和直流电磁定位,其中:

[0151] 图 5A 是本发明的电磁信号驱动放大单元输出的交流信号形式,交流电磁定位系统的驱动电流是一定幅度的较低频率的正弦电流信号,同时向接收电路提供相位参考信

号,正弦信号的频率可以为 20KHz 至 50KHz。交流电磁定位系统的主要优点是定位的距离较远,在没有外界干扰的情况下,定位精度较高。它的缺点主要是易受周围环境中金属物体的干扰,原因是交变的电磁场会在金属物体的表面产生涡流效应,从而扭曲了目标物体周围的磁场,对于测量产生误差。并且正弦信号的频率越高,涡流效应越明显,因而频率不宜过高。

[0152] 图 5B 是本发明的电磁信号驱动放大单元输出的直流信号形式。直流式电磁定位系统的驱动电流是一定幅度的直流脉冲信号。定位系统的周围的金属物体只会在直流脉冲信号的下降沿和上升沿产生涡流效应,而在电流的平稳阶段不会产生涡流效应,因此可以有效的消除涡流效应对系统产生的影响,所以直流式电磁定位系统对金属物体的抗干扰性相比交流式要更好一些。但由于采用直流脉冲,定位的距离较近。

[0153] 本发明为保证系统的工作范围,并适当抑制涡流效应,因而采用了信号频率为 30KHz 的交流电磁定位系统。

[0154] 图 6 是本发明的电磁信号接收传感器 5 的结构,为正交的三轴线圈,由铁磁立方体 601 和铜导线 602 绕制而成,它可探测电磁信号强度并输出相应的电压,从而达到测定发射线圈磁场强度进行定位的目的。电磁信号接收传感 5 的尺寸为 10mm\*10mm\*10mm。

[0155] 图 7 是本发明的滤波放大单元 6 的电路结构,由于电磁信号特别微弱,所以这里采用仪表放大器 701,它是精密差分电压放大器,性能优于运算放大器。仪表放大器的结构使它具有高共模抑制比、高输入阻抗、低噪声、低线性误差、低失调漂移的特性,因而特别适合微弱电磁信号的滤波放大。仪表放大器 701 可以为 LM741、INA163UA、OP07、LM324、AD620 等芯片。图 7 示出了以其中一种芯片为核心组成的仪表放大器电路。

[0156] 该仪表放大器的增益可以通过改变引脚 3 与引脚 12 之间电阻  $R_G$  702 的阻值进行调节;其增益可由下式计算得到:

$$[0157] \quad G = 1 + \frac{6000}{R_G}$$

[0158] 其增益可由数据处理与控制单元 2 进行控制,以适应当电磁信号接收传感器 5 距离电磁信号发射源 4 较远和较近时均能准确的对信号进行滤波放大,保证系统的稳定性。

[0159] 图 8 是本发明的 A/D 转换单元 1 的电路结构,采用的 AD 转换芯片为具有单端输入的 24 位串行模数转换器,采样频率可达 96KHz 以上,并且具有片上数字抗混叠滤波器,并且可以通过数字高通滤波器对直流偏移进行消除,适合对交流电磁定位系统发射的 20KHz 至 50KHz 正弦信号进行模数转换。并且芯片可具有多通道,可以对多路路数据进行处理,实现同时多点定位。采用 24 位的高采样 AD 转换芯片主要是为了保证转换的精度,以确保跟踪定位的准确性。这里的 A/D 转换芯片可以为 ADC24、AK 5353VT、CS5361 等芯片。

[0160] 图 9 是本发明的一种无线传感定位方式。该无线定位方式主要由无线传感定位单元 9、无线接收模块 10、数据处理与控制单元 2、电磁信号驱动放大单元 3、电磁信号发射源 4 和上位机 7 组成。其中无线传感定位单元 9 可以依附于人体之上,负责采集接收肢体的运动信息,然后发射无线信号,由无线接收模块 10 负责接收数据,并将其传入数据处理与控制单元 2,对数据进行位置姿态坐标的解算。

[0161] 图 10 是本发明无线传感定位单元 9 的结构。电磁信号接收传感器 5 与滤波放大单元 6、A/D 转换单元 1、无线传输模块 901 及电源部分 902 可以结合在一起,组成无线传感

定位单元 9。通过无线传输的方式将数据传输给数据处理与控制单元 2。最后由数据处理与控制单元 2 将数据进行处理运算得到肢体的位置姿态信息。此处的无线传输模块 901 可以为 2.4Ghz NRF2401 无线模块、蓝牙无线传输模块和 Zigbee 无线传输模块等。

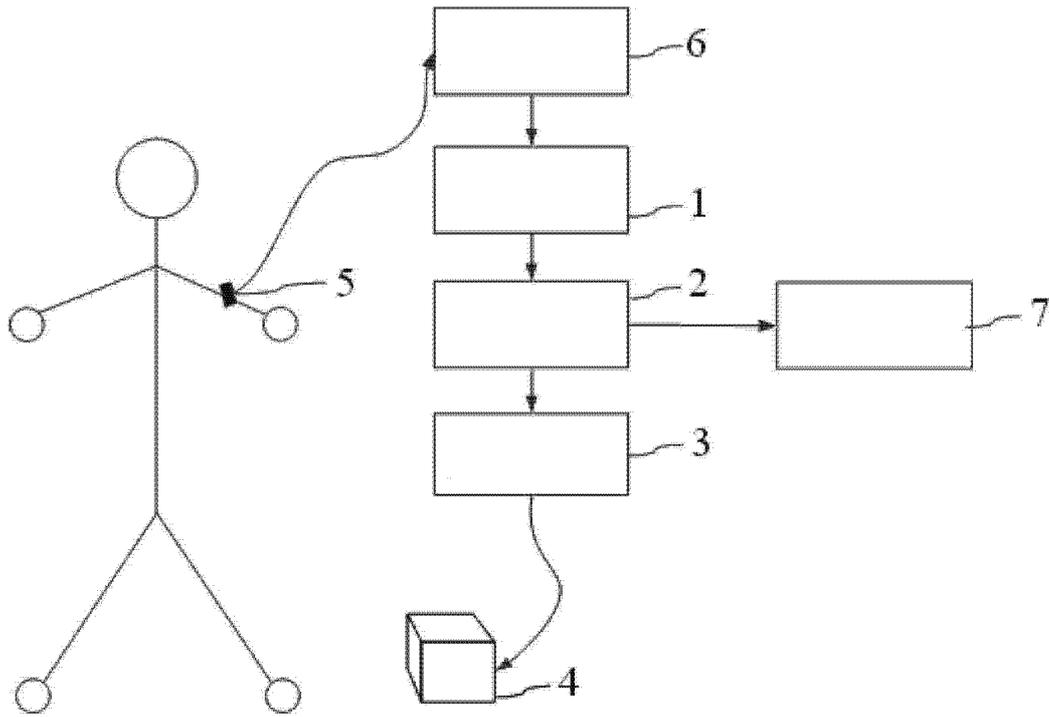


图 1

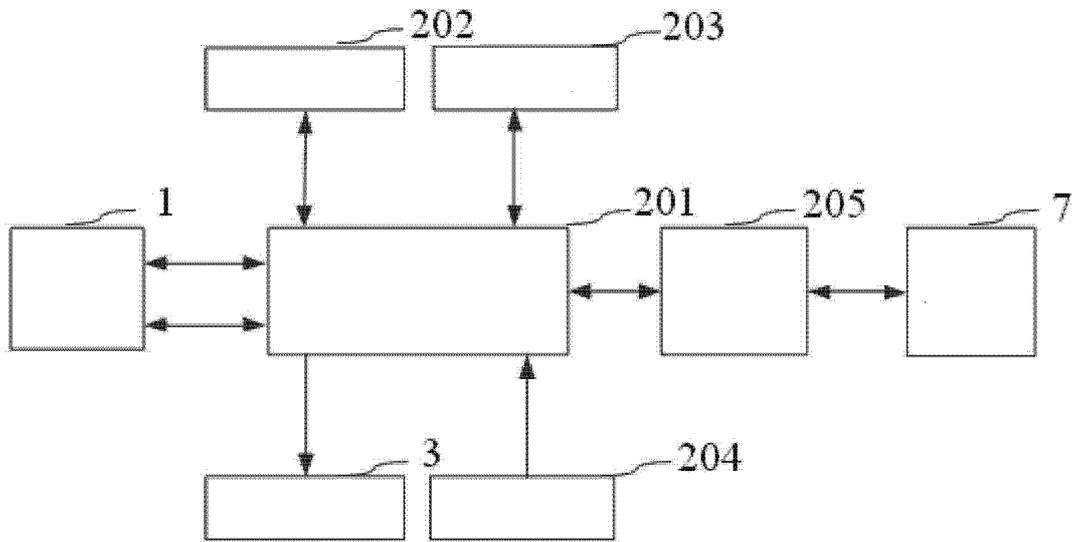


图 2

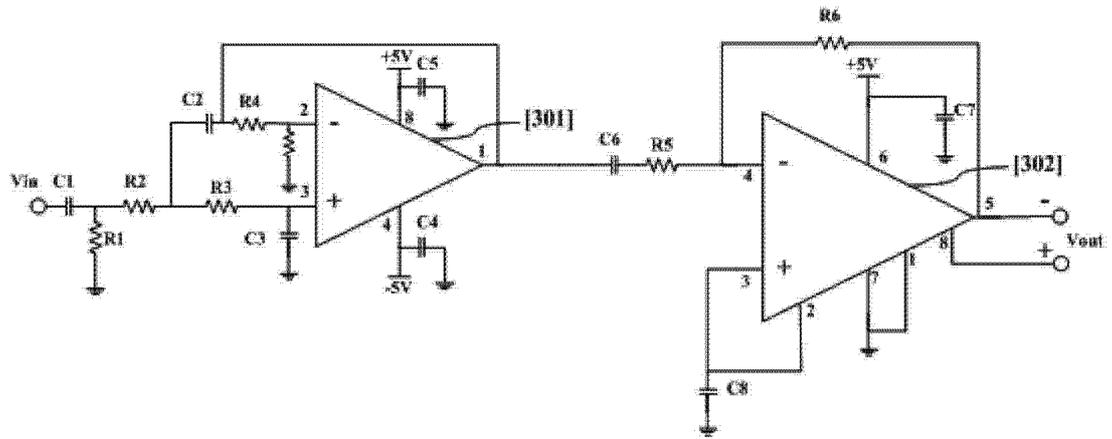


图 3

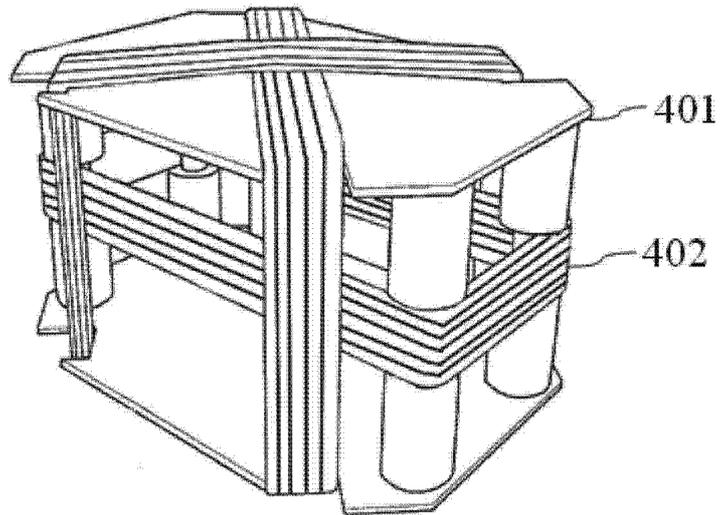


图 4

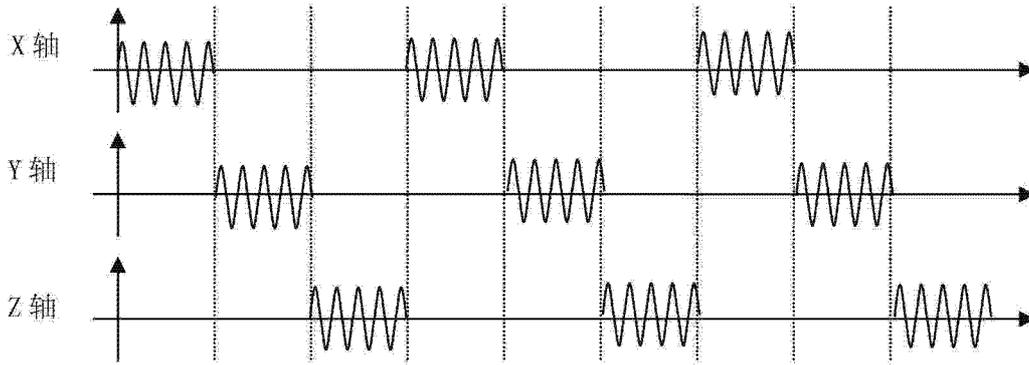


图 5A

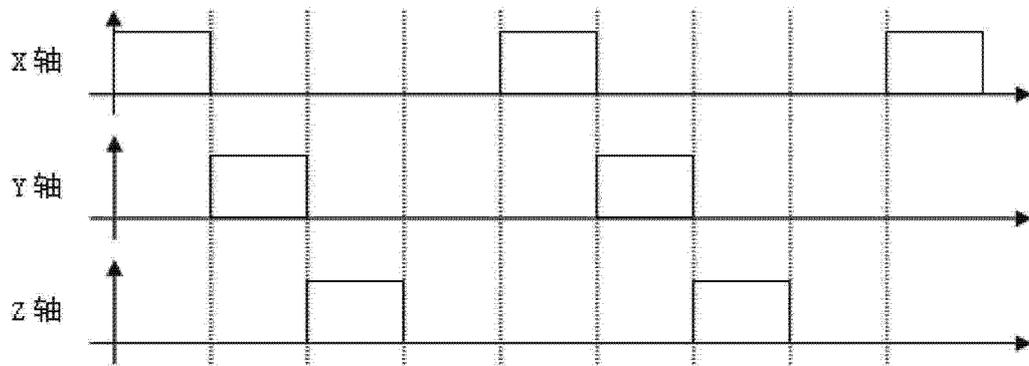


图 5B

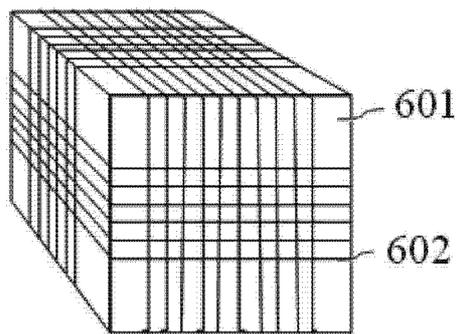


图 6

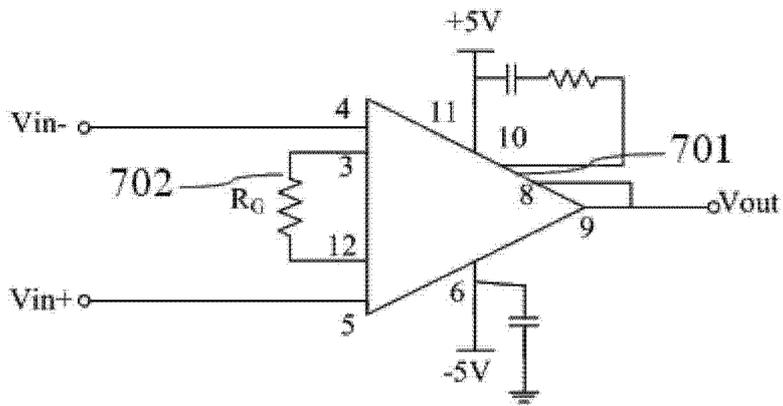


图 7

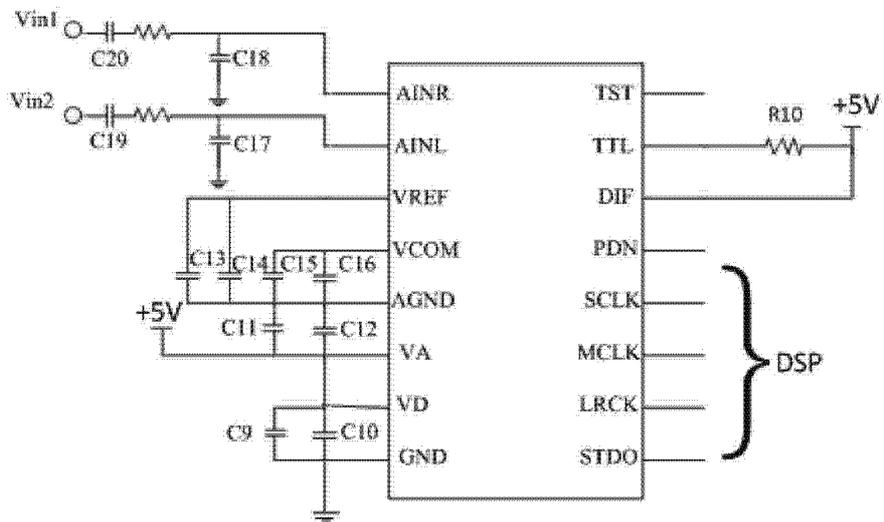


图 8

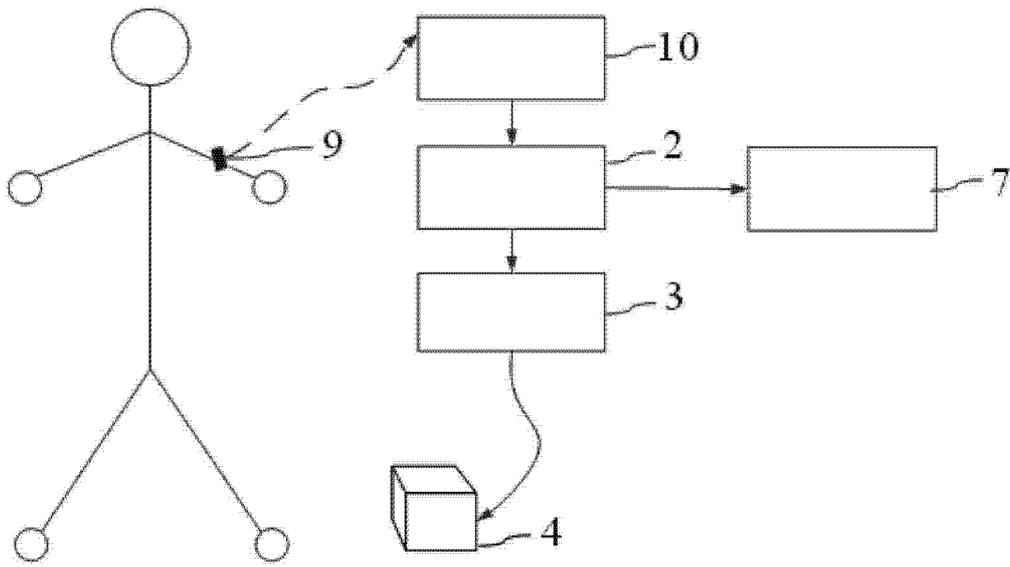


图 9

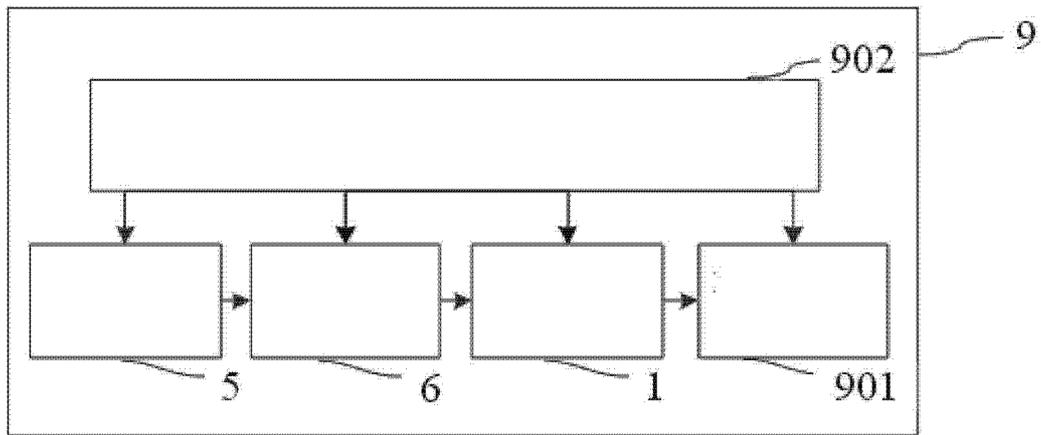


图 10