



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107890346 A

(43)申请公布日 2018.04.10

(21)申请号 201711100271.4

(22)申请日 2017.11.09

(71)申请人 丁海涛

地址 261000 山东省临沂市沂水县沂水镇
健康路17号

(72)发明人 丁海涛 王志翠

(51)Int.Cl.

A61B 5/03(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G01D 21/02(2006.01)

G16H 40/63(2018.01)

G16H 40/67(2018.01)

G16H 10/60(2018.01)

G06F 17/30(2006.01)

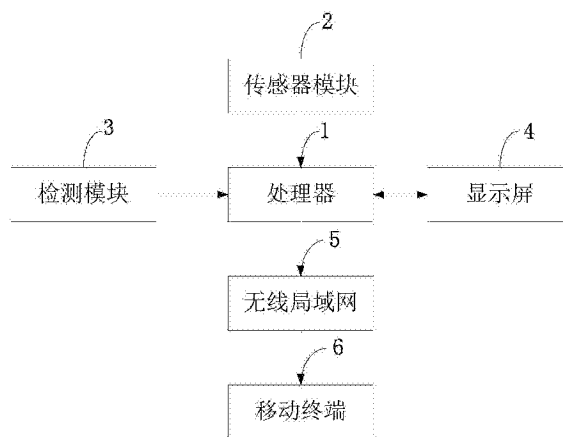
权利要求书4页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统

(57)摘要

本发明属于智能控制技术领域,公开了一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统,包括:处理器、传感器模块、检测模块、显示屏、无线局域网、移动终端;处理器通过信号线与传感器模块、检测模块、显示屏、无线局域网通信,无线局域网与移动终端无线通信。本发明的结构简单,使用方便,在对患有脑部疾病的患者进行颅压检测治疗时操作简单,省时省力,减轻了医务人员的工作难度。本发明采用内插外推时间配准算法实现了温度传感器和湿度传感器采样数据的同步,并根据内插外推时间配准的结果建立了与目标运动状态无关的伪量测方程,采用基于ECEF的空间配准算法实现了异步传感器的空间配准。



1. 一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统,其特征在于,所述智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统设置有处理器;

所述处理器通过信号线与传感器模块、检测模块、显示屏、无线局域网通信,无线局域网与移动终端无线通信;

所述处理器对跳频混合信号时频域矩阵 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理,具体包括如下两步:

第一步,对 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行去低能量预处理,即在每一采样时刻 p ,将 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 幅值小于门限 ε 的值置0,得到 $\tilde{\tilde{X}}_1(p, q), \tilde{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \tilde{\tilde{X}}_M(p, q)$, 门限 ε 的设定可根据接收信号的平均能量来确定;

第二步,找出 p 时刻($p=0, 1, 2, \dots, P-1$)非零的时频域数据,用 $\tilde{\tilde{X}}_1(p, \bar{q}_p), \tilde{\tilde{X}}_2(p, \bar{q}_p), \dots, \tilde{\tilde{X}}_M(p, \bar{q}_p)$ 表示,其中 \bar{q}_p 表示 p 时刻时频响应 $\tilde{\tilde{X}}_1(p, q), \tilde{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \tilde{\tilde{X}}_M(p, q)$ 非0时对应的频率索引,对这些非零数据归一化预处理,得到预处理后的向量 $b(p, q) = [b_1(p, q), b_2(p, q), \dots, b_M(p, q)]^T$,其中:

$$b_m(p, q) = \begin{cases} \frac{\tilde{\tilde{X}}_m(p, q)}{\tilde{\tilde{X}}_1(p, q)} & , q = \bar{q}_p \\ 0 & , q \neq \bar{q}_p \end{cases} , m = 1, 2, \dots, M$$

传感器模块,用于测量身体的温度、湿度;

所述传感器模块包括温度传感器和湿度传感器;

温度传感器和湿度传感器之间在时间上的对准,传感器A为温度传感器、传感器B为湿度传感器;传感器A、传感器B在本地直角坐标系下的量测数据分别为 $Y_A(t_i)$ 和 $Y_B(t_i)$,且传感器A的采样频率大于传感器B的采样频率,则由传感器A向传感器B的采样时刻进行配准,具体为:

采用内插外推的时间配准算法将传感器A的采样数据向传感器B的数据进行配准,使得两个传感器在空间配准时刻对同一个目标有同步的量测数据,内插外推时间配准算法如下:

在同一时间片内将各传感器观测数据按测量精度进行增量排序,然后将传感器A的观测数据分别向传感器B的时间点内插、外推,以形成一系列等间隔的目标观测数据,采用常用的三点抛物线插值法的进行内插外推时间配准算法得传感器A在 t_{Bk} 时刻在本地直角坐标系下的量测值 $\tilde{\tilde{Y}}_A(t_{Bk})$ 为:

$$\tilde{\tilde{Y}}_A(t_{Bk}) = \frac{(t_{Bk} - t_k)(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k+1} - t_k)} \mathbf{Y}_A(t_{k-1}) + \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_k - t_{k-1})(t_{k+1} - t_k)} \mathbf{Y}_A(t_k) + \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_k)}{(t_{k+1} - t_{k-1})(t_{k+1} - t_k)} \mathbf{Y}_A(t_{k+1}) \quad (1)$$

其中, t_{Bk} 为配准时刻, t_{k-1}, t_k, t_{k+1} 为传感器A距离配准时刻最近的三个采样时刻, Y_A

(t_{k-1}) , $Y_A(t_k)$, $Y_A(t_{k+1})$ 分别为其对应的对目标的探测数据;

完成时间配准后,根据传感器A的配准数据与传感器B的采样数据,采用基于地心地固(Earth Center Earth Fixed,ECEF)坐标系下的伪量测法实现传感器A和传感器B的系统误差的估计;基于ECEF的系统误差估计算法具体为:

假设k时刻目标在本地直角坐标系下真实位置为 $X'_1(k) = [x'_1(k), y'_1(k), z'_1(k)]^T$, 极坐标系下对应的量测值为 $[r(k), \theta(k), \varphi(k)]$, 分别为距离、方位角、俯仰角;转换至本地直角坐标系下为 $X_1(k) = [x_1(k), y_1(k), z_1(k)]^T$;传感器系统偏差为 $\xi(k) = [\Delta r(k), \Delta \theta(k), \Delta \varphi(k)]^T$, 分别为距离、方位角和俯仰角的系统误差;于是有

$$\left. \begin{aligned} x'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \cos[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \sin[\varphi - \Delta \varphi - n_\varphi] \\ y'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \cos[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \cos[\varphi - \Delta \varphi - n_\varphi] \\ z'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \sin[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

其中 $\mathbf{n}(k) = [n_r(k), n_\theta(k), n_\varphi(k)]^T$ 表示观测噪声,均值为零、方差为 $(\sigma_r^2, \sigma_\theta^2, \sigma_\varphi^2)$;

式(1)可以用一阶近似展开并写成矩阵形式为:

$$X'_1(k) = X_1(k) + C(k) [\xi(k) + \mathbf{n}(k)] \quad (3)$$

$$\text{其中, } \mathbf{C}(k) = \begin{bmatrix} -\cos \theta \sin \varphi & r \sin \theta \sin \varphi & -r \cos \theta \cos \varphi \\ -\cos \theta \cos \varphi & r \sin \theta \cos \varphi & r \cos \theta \sin \varphi \\ -\sin \theta & -r \cos \theta & 0 \end{bmatrix}$$

设两部传感器A和B,则对于同一个公共目标(设地心地固坐标系下为 $X'_e = [x'_e, y'_e, z'_e]^T$),可得

$$X'_e = X_{A_s} + B_A X'_{A_1}(k) = X_{B_s} + B_B X'_{B_1}(k) \quad (4)$$

B_A, B_B 分别为目标在传感器A与传感器B本地坐标下的位置转换到ECEF坐标系下的位置时的转换矩阵;

定义伪量测为:

$$Z(k) = X_{A_e}(k) - X_{B_e}(k) \quad (5)$$

其中, $X_{A_e}(k) = X_{A_s} + B_A X'_{A_1}(k)$; $X_{B_e}(k) = X_{B_s} + B_B X'_{B_1}(k)$

将式(2)、式(3)代入式(4)可以得到关于传感器偏差的伪测量方程

$$Z(k) = H(k) \beta(k) + W(k) \quad (6)$$

其中, $\mathbf{H}(k) \triangleq [-\mathbf{B}_A \mathbf{C}_A(k) \quad \mathbf{B}_B \mathbf{C}_B(k)]$, $Z(k)$ 为伪测量向量; $H(k)$ 为测量矩阵; β 为传感器偏差向量; $W(k)$ 为测量噪声向量;由于 $n_A(k), n_B(k)$ 为零均值、相互独立的高斯型随机变量,因此 $W(k)$ 同样是零均值高斯型随机变量,其协方差矩阵为 $R(k)$;

传感器A的量测模型如下:

$Y_A(t_{k-1}), Y_A(t_k), Y_A(t_{k+1})$ 分别为传感器A对目标在 t_{k-1}, t_k, t_{k+1} 时刻的本地笛卡尔坐标系下的量测值,分别为:

$$Y'_A(t_{k-1}) = \mathbf{Y}'_A(t_{k-1}) - \mathbf{C}_A(t_{k-1}) \xi_A(t_{k-1}) + \mathbf{n}_{Y_A}(t_{k-1}) \quad (7)$$

$$Y'_A(t_k) = \mathbf{Y}'_A(t_k) - \mathbf{C}_A(t_k) \xi_A(t_k) + \mathbf{n}_{Y_A}(t_k) \quad (8)$$

$$Y'_A(t_{k+1}) = Y'_A(t_{k+1}) - C_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1}) + n_{Y_A(t_{k+1})} \quad (9)$$

其中, $Y'_A(t_{k-1})$ 、 $Y'_A(t_k)$ 、 $Y'_A(t_{k+1})$ 分别为传感器A在 t_{k-1} 、 t_k 、 t_{k+1} 时刻的本地笛卡尔坐标系下的真实位置; $C_A(t)$ 为误差的变换矩阵; $\xi_A(t)$ 为传感器的系统误差; $n_{Y_A(t)}$ 为系统噪声, 假设 $n_{Y_A(t_{k-1})}$ 、 $n_{Y_A(t_k)}$ 、 $n_{Y_A(t_{k+1})}$ 为零均值、相互独立的高斯型随机变量, 噪声协方差矩阵分别为 $R_A(k-1)$ 、 $R_A(k)$ 、 $R_A(k+1)$;

感器A向传感器B进行配准的具体过程如下:

将式(7)、式(8)、式(9)带入式(1), 可得:

$$\begin{aligned} Y_A(t_{Bk}) &= [aY'_A(t_{k-1}) + bY'_A(t_k) + cY'_A(t_{k+1})] + [aC_A(t_{k-1})\xi_A(t_{k-1}) + bC_A(t_k)\xi_A(t_k) + cC_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1})] + \\ &\quad [an_{Y_A(t_{k-1})} + bn_{Y_A(t_k)} + cn_{Y_A(t_{k+1})}] \quad (10) \\ &= Y'_A(t_{Bk}) + \xi_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1}) + n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})} \end{aligned}$$

其中: $Y'_A(t_{Bk}) = aY'_A(t_{k-1}) + bY'_A(t_k) + cY'_A(t_{k+1})$, 为传感器A的本地直角坐标系下目标的真实位置在 t_{Bk} 时刻的时间配准值; $\xi_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1}) = aC_A(t_{k-1})\xi_A(t_{k-1}) + bC_A(t_k)\xi_A(t_k) + cC_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1})$, 为系统误差造成的误差项; $n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})} = an_{Y_A(t_{k-1})} + bn_{Y_A(t_k)} + cn_{Y_A(t_{k+1})}$, 为随机噪声, 假定 t_{k-1} 、 t_k 、 t_{k+1} 时刻的噪声互不相关的零均值白噪声, 则 $n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})}$ 为均值为零, 协方差矩阵为 $R_A = a^2R_A(k-1) + b^2R_A(k) + c^2R_A(k+1)$ 的白噪声, 而 a 、 b 、 c 、分别为

$$a = \frac{(t_{Bk} - t_k)(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k-1} - t_{k+1})}, b = \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_k - t_{k-1})(t_k - t_{k+1})}, c = \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_k)}{(t_{k+1} - t_{k-1})(t_{k+1} - t_k)}, \quad \text{且 } a+b+c=1;$$

检测模块, 用于检测患者的颅压;

显示屏, 用于显示传感器模块和检测模块的测量数据;

无线局域网, 用于将处理器处理的测量数据输送至移动终端, 实现信息的分析;

所述无线局域网的通信系统设置有表现层、基于UDP协议的Socket通信模块、SQLite数据库和Android操作系统;

表现层用于提供用户操作体验的图形化界面, 显示节点列表和消息编辑与记录, 应用层的图形化界面设置有节点列表层、个人信息设置层、通信记录层、节点列表层用于显示当前局域网中可进行通讯的网络节点列表, 以ListView控件来显示所有的节点信息, 每个ListItem包含的节点信息设置有:

IP Adress: 用于显示网络中到达节点的IP地址;

User ID: 用于确认用户的ID, 节点注册登录, 作为自己在该网络中唯一标识自己的字符串或者数字;

getMessageCountBuId: 用于显示某个用户发来信息, 而自身未查看接收的消息的数量统计; 通过点击列表中的一节点, 跳转到聊天界面, 进行信息的编辑发送与接收查看;

个人信息设置层用于用户根据自身的主观意愿选择喜爱的头像以及昵称编辑, 当用户个人信息设置成功后, 在下次与网络中其他用户聊天通讯中, 显示在聊天界面当中;

通信记录层用于用户编辑消息和显示本机与指定终端间信息往来的详情记录, 记录包含的字段内容有: 消息内容、发送方与接收方的用户ID、发送或接收消息的具体时间; 并将这些通信记录保存在SQLite数据库中;

Android操作系统:用于负责界面组件的API,数据发送API,SQLite数据库操作API,API包括一组核心的包和类模块、清单文件的XML元素及属性声明模块、各类意图模块、资源文件的XML元素和属性声明及访问形式模块、可被应用程序请求的各类授权模块以及授权执行模块;

基于UDP协议的Socket通信模块:用于满足同个WLAN环境中,同个网段或不同网段间用户的通信过程,通过Android提供的数据包发送的接口,接受发送并对数据包内容处理,达到节点间的互发现与通讯;

SQLite数据库:用于通过Android自带的SQLite相关接口进行数据储存和处理。

2.如权利要求1所述的智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统,其特征在于,所述处理器的数据预处理方法包括:

第一步,用128位的随机数种子S,S以SHA-1 256算法进行Hash,Hash所得256位数据一分为二,即 S_{11} 和 S_{12} ; S_{11} 和 S_{12} 重复上述过程,继续通过SHA-1256进行扩展和分裂;扩展和分裂操作将持续到所产生的二叉树叶子节点能够覆盖所选择精度对应的所有时间点;

第二步,将产生的标记,按编号顺序,对应到第三步产生的叶子节点上,或者说每个时间点被转化成了256位的Hash值;

第三步,根据叶子节点情况进行合并,合并后转变为上层节点,直到无法合并为止;

第四步,合并后的节点进行乱序处理,作为起止时间Node数据存储。

一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统

技术领域

[0001] 本发明属于智能控制技术领域,尤其涉及一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统。

背景技术

[0002] 医务人员在对患者进行颅压检测治疗时,通常会使用颅压检测仪,传统的颅压检测仪体积庞大,操作复杂,精确度不高,在检测到患者颅压变化时不能够及时通知医务人员对患者进行治疗,长此以往,增加了医务人员的工作难度,智能化程度较低,检测结果不准确。

[0003] 综上所述,现有技术存在的问题是:传统的颅压检测仪体积庞大,操作复杂,精确度不高,在检测到患者颅压变化时不能够及时通知医务人员对患者进行治疗,长此以往,增加了医务人员的工作难度,智能化程度较低,检测结果不准确。

发明内容

[0004] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统。

[0005] 本发明是这样实现的,一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统,所述智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统设置有处理器;

[0006] 所述处理器通过信号线与传感器模块、检测模块、显示屏、无线局域网通信,无线局域网与移动终端无线通信;

[0007] 所述处理器对跳频混合信号时频域矩阵 $\tilde{X}_1(p,q), \tilde{X}_2(p,q), \dots, \tilde{X}_M(p,q)$ 进行预处理,具体包括如下两步:

[0008] 第一步,对 $\tilde{X}_1(p,q), \tilde{X}_2(p,q), \dots, \tilde{X}_M(p,q)$ 进行去低能量预处理,即在每一采样时刻 p ,将 $\tilde{X}_1(p,q), \tilde{X}_2(p,q), \dots, \tilde{X}_M(p,q)$ 幅值小于门限 ε 的值置0,得到 $\bar{\bar{X}}_1(p,q), \bar{\bar{X}}_2(p,q), \dots, \bar{\bar{X}}_M(p,q)$, 门限 ε 的设定可根据接收信号的平均能量来确定;

[0009] 第二步,找出 p 时刻 ($p=0,1,2,\dots,P-1$) 非零的时频域数据,用 $\bar{\bar{X}}_1(p,\bar{q}_p), \bar{\bar{X}}_2(p,\bar{q}_p), \dots, \bar{\bar{X}}_M(p,\bar{q}_p)$ 表示,其中 \bar{q}_p 表示 p 时刻时频响应 $\bar{\bar{X}}_1(p,q), \bar{\bar{X}}_2(p,q), \dots, \bar{\bar{X}}_M(p,q)$ 非0时对应的频率索引,对这些非零数据归一化预处理,得到预处理后的向量 $b(p,q) = [b_1(p,q), b_2(p,q), \dots, b_M(p,q)]^T$, 其中:

$$[0010] \quad b_m(p,q) = \begin{cases} \frac{\bar{\bar{X}}_m(p,q)}{\bar{\bar{X}}_1(p,q)} & , q = \bar{q}_p \\ 0 & , q \neq \bar{q}_p \end{cases} ; \quad m=1,2,\dots,M$$

[0011] 传感器模块,用于测量身体的温度、湿度;

[0012] 所述传感器模块包括温度传感器和湿度传感器;

[0013] 温度传感器和湿度传感器之间在时间上的对准,传感器A为温度传感器、传感器B为湿度传感器;传感器A、传感器B在本地直角坐标系下的量测数据分别为 $Y_A(t_i)$ 和 $Y_B(t_i)$,且传感器A的采样频率大于传感器B的采样频率,则由传感器A向传感器B的采样时刻进行配准,具体为:

[0014] 采用内插外推的时间配准算法将传感器A的采样数据向传感器B的数据进行配准,使得两个传感器在空间配准时刻对同一个目标有同步的量测数据,内插外推时间配准算法如下:

[0015] 在同一时间片内将各传感器观测数据按测量精度进行增量排序,然后将传感器A的观测数据分别向传感器B的时间点内插、外推,以形成一系列等间隔的目标观测数据,采用常用的三点抛物线插值法的进行内插外推时间配准算法得传感器A在 t_{Bk} 时刻在本地直角坐标系下的量测值 $\tilde{Y}_A(t_{Bk})$ 为:

$$[0016] \quad \tilde{Y}_A(t_{Bk}) = \frac{(t_{Bk} - t_k)(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k-1} - t_{k+1})} Y_A(t_{k-1}) + \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_k - t_{k-1})(t_k - t_{k+1})} Y_A(t_k) + \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_k)}{(t_{k+1} - t_{k-1})(t_{k+1} - t_k)} Y_A(t_{k+1}) \quad (11)$$

[0017] 其中, t_{Bk} 为配准时刻, t_{k-1} , t_k , t_{k+1} 为传感器A距离配准时刻最近的三个采样时刻, $Y_A(t_{k-1})$, $Y_A(t_k)$, $Y_A(t_{k+1})$ 分别为其对应的对目标的探测数据;

[0018] 完成时间配准后,根据传感器A的配准数据与传感器B的采样数据,采用基于地心地固(Earth Center Earth Fixed,ECEF)坐标系下的伪量测法实现传感器A和传感器B的系统误差的估计;基于ECEF的系统误差估计算法具体为:

[0019] 假设k时刻目标在本地直角坐标系下真实位置为 $X'_1(k) = [x'_1(k), y'_1(k), z'_1(k)]^T$,极坐标系下对应的量测值为 $[r(k), \theta(k), \varphi(k)]$,分别为距离、方位角、俯仰角;转换至本地直角坐标系下为 $X_1(k) = [x_1(k), y_1(k), z_1(k)]^T$;传感器系统偏差为 $\xi(k) = [\Delta r(k), \Delta \theta(k), \Delta \varphi(k)]^T$,分别为距离、方位角和俯仰角的系统误差;于是有

$$[0020] \quad \left. \begin{aligned} x'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \cos[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \sin[\varphi - \Delta \varphi - n_\varphi] \\ y'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \cos[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \cos[\varphi - \Delta \varphi - n_\varphi] \\ z'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \sin[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \end{aligned} \right\} \quad (12)$$

[0021] 其中 $\mathbf{n}(k) = [n_r(k), n_\theta(k), n_\varphi(k)]^T$ 表示观测噪声,均值为零、方差为 $(\sigma_r^2, \sigma_\theta^2, \sigma_\varphi^2)$;

[0022] 式(1)可以用一阶近似展开并写成矩阵形式为:

$$[0023] \quad X'_1(k) = X_1(k) + C(k) [\xi(k) + \mathbf{n}(k)] \quad (13)$$

$$[0024] \quad \text{其中, } C(k) = \begin{bmatrix} -\cos \theta \sin \varphi & r \sin \theta \sin \varphi & -r \cos \theta \cos \varphi \\ -\cos \theta \cos \varphi & r \sin \theta \cos \varphi & r \cos \theta \sin \varphi \\ -\sin \theta & -r \cos \theta & 0 \end{bmatrix}$$

[0025] 设两部传感器A和B,则对于同一个公共目标(设地心地固坐标系下为 $X'_e = [x'_e, y'_e, z'_e]^T$),可得

$$[0026] \quad X'_e = X_{As} + B_A X'_{A1}(k) = X_{Bs} + B_B X'_{B1}(k) \quad (14)$$

[0027] B_A, B_B 分别为目标在传感器A与传感器B本地坐标下的位置转换到ECEF坐标系下的位置时的转换矩阵;

[0028] 定义伪量测为:

$$[0029] \quad Z(k) = X_{Ae}(k) - X_{Be}(k) \quad (15)$$

[0030] 其中, $X_{Ae}(k) = X_{As} + B_A X_{AI}(k)$; $X_{Be}(k) = X_{Bs} + B_B X_{BI}(k)$

[0031] 将式(2)、式(3)代入式(4)可以得到关于传感器偏差的伪测量方程

$$[0032] \quad Z(k) = H(k) \beta(k) + W(k) \quad (16)$$

[0033] 其中, $H(k) \triangleq [-B_A C_A(k) \quad B_B C_B(k)]$, $Z(k)$ 为伪测量向量; $H(k)$ 为测量矩阵; β 为传感器偏差向量; $W(k)$ 为测量噪声向量; 由于 $n_A(k), n_B(k)$ 为零均值、相互独立的高斯型随机变量, 因此 $W(k)$ 同样是零均值高斯型随机变量, 其协方差矩阵为 $R(k)$;

[0034] 传感器A的量测模型如下:

[0035] $Y_A(t_{k-1}), Y_A(t_k), Y_A(t_{k+1})$ 分别为传感器A对目标在 t_{k-1}, t_k, t_{k+1} 时刻的本地笛卡尔坐标系下的量测值, 分别为:

$$[0036] \quad Y_A(t_{k-1}) = Y'_A(t_{k-1}) - C_A(t_{k-1}) \xi_A(t_{k-1}) + n_{Y_A(t_{k-1})} \quad (17)$$

$$[0037] \quad Y_A(t_k) = Y'_A(t_k) - C_A(t_k) \xi_A(t_k) + n_{Y_A(t_k)} \quad (18)$$

$$[0038] \quad Y_A(t_{k+1}) = Y'_A(t_{k+1}) - C_A(t_{k+1}) \xi_A(t_{k+1}) + n_{Y_A(t_{k+1})} \quad (19)$$

[0039] 其中, $Y'_A(t_{k-1}), Y'_A(t_k), Y'_A(t_{k+1})$ 分别为传感器A在 t_{k-1}, t_k, t_{k+1} 时刻的本地笛卡尔坐标系下的真实位置; $C_A(t)$ 为误差的变换矩阵; $\xi_A(t)$ 为传感器的系统误差; $n_{Y_A(t)}$ 为系统噪声, 假设 $n_{Y_A(t_{k-1})}, n_{Y_A(t_k)}, n_{Y_A(t_{k+1})}$ 为零均值、相互独立的高斯型随机变量, 噪声协方差矩阵分别为 $R_A(k-1), R_A(k), R_A(k+1)$;

[0040] 感器A向传感器B进行配准的具体过程如下:

[0041] 将式(7)、式(8)、式(9)带入式(1), 可得:

$$[0042] \quad \begin{aligned} Y_A(t_{Bk}) &= [aY'_A(t_{k-1}) + bY'_A(t_k) + cY'_A(t_{k+1})] + [aC_A(t_{k-1})\xi_A(t_{k-1}) + bC_A(t_k)\xi_A(t_k) + cC_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1})] + \\ &\quad [an_{Y_A(t_{k-1})} + bn_{Y_A(t_k)} + cn_{Y_A(t_{k+1})}] \quad (20) \\ &= Y'_A(t_{Bk}) + \xi_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1}) + n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})} \end{aligned}$$

[0043] 其中: $Y'_A(t_{Bk}) = aY'_A(t_{k-1}) + bY'_A(t_k) + cY'_A(t_{k+1})$, 为传感器A的本地直角坐标系下目标的真实位置在 t_{Bk} 时刻的时间配准值; $\xi_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1}) = aC_A(t_{k-1})\xi_A(t_{k-1}) + bC_A(t_k)\xi_A(t_k) + cC_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1})$, 为系统误差造成的误差项; $n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})} = an_{Y_A(t_{k-1})} + bn_{Y_A(t_k)} + cn_{Y_A(t_{k+1})}$, 为随机噪声, 假定 t_{k-1}, t_k, t_{k+1} 时刻的噪声互不相关的零均值白噪声, 则 $n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})}$ 为均值为零, 协方差矩阵为 $R_A = a^2R_A(k-1) + b^2R_A(k) + c^2R_A(k+1)$ 的白噪声, 而 a, b, c , 分别为

$$a = \frac{(t_{Bk} - t_k)(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k-1} - t_{k+1})}; b = \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_k - t_{k-1})(t_k - t_{k+1})}; c = \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_k)}{(t_{k-1} - t_{k-1})(t_{k-1} - t_k)}, \quad \text{且 } a+b+c=1;$$

[0044] 检测模块, 用于检测患者的颅压;

[0045] 显示屏, 用于显示传感器模块和检测模块的测量数据;

[0046] 无线局域网, 用于将处理器处理的测量数据输送至移动终端, 实现信息的分析;

[0047] 所述无线局域网的通信系统设置有表现层、基于UDP协议的Socket通信模块、

SQLite数据库和Android操作系统；

[0048] 表现层用于提供用户操作体验的图形化界面,显示节点列表和消息编辑与记录,应用层的图形化界面设置有节点列表层、个人信息设置层、通信记录层、节点列表层用于显示当前局域网络中可进行通讯的网络节点列表,以ListView控件来显示所有的节点信息,每个ListItem包含的节点信息设置有:

[0049] IP Adress:用于显示网络中到达节点的IP地址;

[0050] User ID:用于确认用户的ID,节点注册登录,作为自己在该网络中唯一标识自己的字符串或者数字;

[0051] getmessagesCountBuId:用于显示某个用户发来信息,而自身未查看接收的消息的数量统计;通过点击列表中的一节点,跳转到聊天界面,进行信息的编辑发送与接收查看;

[0052] 个人信息设置层用于用户根据自身的主观意愿选择喜爱的头像以及昵称编辑,当用户个人信息设置成功后,在下次与网络中其他用户聊天通讯中,显示在聊天界面当中;

[0053] 通信记录层用于用户编辑消息和显示本机与指定终端间信息往来的详情记录,记录包含的字段内容有:消息内容、发送方与接收方的用户ID、发送或接收消息的具体时间;并将这些通信记录保存在SQLite数据库中;

[0054] Android操作系统:用于负责界面组件的API,数据发送API,SQLite数据库操作API,API包括一组核心的包和类模块、清单文件的XML元素及属性声明模块、各类意图模块、资源文件的XML元素和属性声明及访问形式模块、可被应用程序请求的各类授权模块以及授权执行模块;

[0055] 基于UDP协议的Socket通信模块:用于满足同个WLAN环境中,同个网段或不同网段间用户的通信过程,通过Android提供的数据包发送的接口,接受发送并对数据包内容处理,达到节点间的互发现与通讯;

[0056] SQLite数据库:用于通过Android自带的SQLite相关接口进行数据储存和处理。

[0057] 进一步,所述处理器的数据预处理方法包括:

[0058] 第一步,用128位的随机数种子S,以SHA-1 256算法进行Hash,Hash所得256位数据一分为二,即S₁₁和S₁₂;S₁₁和S₁₂重复上述过程,继续通过SHA-1256进行扩展和分裂;扩展和分裂操作将持续到所产生的二叉树叶子节点能够覆盖所选择精度对应的所有时间点;

[0059] 第二步,将产生的标记,按编号顺序,对应到第三步产生的叶子节点上,或者说每个时间点被转化成了256位的Hash值;

[0060] 第三步,根据叶子节点情况进行合并,合并后转变为上层节点,直到无法合并为止;

[0061] 第四步,合并后的节点进行乱序处理,作为起止时间Node数据存储。

[0062] 本发明的优点及积极效果为:结构简单,使用方便,在对患有脑部疾病的患者进行颅压检测治疗时操作简单,省时省力,减轻了医务人员的工作难度。本发明采用内插外推时间配准算法实现了温度传感器和湿度传感器采样数据的同步,并根据内插外推时间配准的结果建立了与目标运动状态无关的伪量测方程,采用基于ECEF的空间配准算法实现了异步传感器的空间配准。

附图说明

[0063] 图1是本发明实施例提供的智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统结构示意图；

[0064] 图中：1、处理器；2、传感器模块；3、检测模块；4、显示屏；5、无线局域网；6、移动终端。

具体实施方式

[0065] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白，以下结合实施例，对本发明进行进一步详细说明。应当理解，此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明，并不用于限定本发明。

[0066] 下面结合附图对本发明的应用原理作详细的描述。

[0067] 如图1所示，本发明实施例提供的智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统包括：处理器1、传感器模块2、检测模块3、显示屏4、无线局域网5、移动终端6。

[0068] 处理器1通过信号线与传感器模块2、检测模块3、显示屏4、无线局域网5通信，无线局域网5与移动终端6无线通信。

[0069] 传感器模块2，用于测量身体的温度、湿度。

[0070] 检测模块3，用于检测患者的颅压。

[0071] 显示屏4，用于显示传感器模块2和检测模块3的测量数据。

[0072] 无线局域网5，用于将处理器处理的测量数据输送至移动终端6，实现信息的分析。

[0073] 所述处理器对跳频混合信号时频域矩阵 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行预处理，具体包括如下两步：

[0074] 第一步，对 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 进行去低能量预处理，即在每一采样时刻 p ，将 $\tilde{X}_1(p, q), \tilde{X}_2(p, q), \dots, \tilde{X}_M(p, q)$ 幅值小于门限 ε 的值置0，得到 $\tilde{\tilde{X}}_1(p, q), \tilde{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \tilde{\tilde{X}}_M(p, q)$ ，门限 ε 的设定可根据接收信号的平均能量来确定；

[0075] 第二步，找出 p 时刻 ($p=0, 1, 2, \dots, P-1$) 非零的时频域数据，用 $\tilde{\tilde{X}}_1(p, \bar{q}_p), \tilde{\tilde{X}}_2(p, \bar{q}_p), \dots, \tilde{\tilde{X}}_M(p, \bar{q}_p)$ 表示，其中 \bar{q}_p 表示 p 时刻时频响应 $\tilde{\tilde{X}}_1(p, q), \tilde{\tilde{X}}_2(p, q), \dots, \tilde{\tilde{X}}_M(p, q)$ 非0时对应的频率索引，对这些非零数据归一化预处理，得到预处理后的向量 $b(p, q) = [b_1(p, q), b_2(p, q), \dots, b_M(p, q)]^T$ ，其中：

$$[0076] \quad b_m(p, q) = \begin{cases} \frac{\tilde{\tilde{X}}_m(p, q)}{\tilde{\tilde{X}}_1(p, q)} & , \quad q = \bar{q}_p \\ 0 & , \quad q \neq \bar{q}_p \end{cases} ; \quad m=1, 2, \dots, M$$

[0077] 所述传感器模块包括温度传感器和湿度传感器；

[0078] 温度传感器和湿度传感器之间在时间上的对准，传感器A为温度传感器、传感器B为湿度传感器；传感器A、传感器B在本地直角坐标系下的量测数据分别为 $Y_A(t_i)$ 和 $Y_B(t_i)$ ，且传感器A的采样频率大于传感器B的采样频率，则由传感器A向传感器B的采样时刻进行配

准,具体为:

[0079] 采用内插外推的时间配准算法将传感器A的采样数据向传感器B的数据进行配准,使得两个传感器在空间配准时刻对同一个目标有同步的量测数据,内插外推时间配准算法如下:

[0080] 在同一时间片内将各传感器观测数据按测量精度进行增量排序,然后将传感器A的观测数据分别向传感器B的时间点内插、外推,以形成一系列等间隔的目标观测数据,采用常用的三点抛物线插值法的进行内插外推时间配准算法得传感器A在 t_{Bk} 时刻在本地直角坐标系下的量测值 $\mathbf{Y}_A(t_{Bk})$ 为:

$$[0081] \quad \mathbf{Y}_A(t_{Bk}) = \frac{(t_{Bk} - t_k)(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k-1} - t_{k+1})} \mathbf{Y}_A(t_{k-1}) + \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_k - t_{k-1})(t_k - t_{k+1})} \mathbf{Y}_A(t_k) + \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_k)}{(t_{k+1} - t_{k-1})(t_{k+1} - t_k)} \mathbf{Y}_A(t_{k+1}) \quad (21)$$

[0082] 其中, t_{Bk} 为配准时刻, t_{k-1} , t_k , t_{k+1} 为传感器A距离配准时刻最近的三个采样时刻, $Y_A(t_{k-1})$, $Y_A(t_k)$, $Y_A(t_{k+1})$ 分别为其对应的对目标的探测数据;

[0083] 完成时间配准后,根据传感器A的配准数据与传感器B的采样数据,采用基于地心地固(Earth Center Earth Fixed,ECEF)坐标系下的伪量测法实现传感器A和传感器B的系统误差的估计;基于ECEF的系统误差估计算法具体为:

[0084] 假设 k 时刻目标在本地直角坐标系下真实位置为 $X'_1(k) = [x'_1(k), y'_1(k), z'_1(k)]^T$,极坐标系下对应的量测值为 $[r(k), \theta(k), \varphi(k)]$,分别为距离、方位角、俯仰角;转换至本地直角坐标系下为 $X_1(k) = [x_1(k), y_1(k), z_1(k)]^T$;传感器系统偏差为 $\xi(k) = [\Delta r(k), \Delta \theta(k), \Delta \varphi(k)]^T$,分别为距离、方位角和俯仰角的系统误差;于是有

$$[0085] \quad \left. \begin{aligned} x'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \cos[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \sin[\varphi - \Delta \varphi - n_\varphi] \\ y'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \cos[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \cos[\varphi - \Delta \varphi - n_\varphi] \\ z'_1(k) &= [r - \Delta r - n_r] \sin[\theta - \Delta \theta - n_\theta] \end{aligned} \right\} \quad (22)$$

[0086] 其中 $\mathbf{n}(k) = [n_r(k), n_\theta(k), n_\varphi(k)]^T$ 表示观测噪声,均值为零、方差为 $(\sigma_r^2, \sigma_\theta^2, \sigma_\varphi^2)$;

[0087] 式(1)可以用一阶近似展开并写成矩阵形式为:

$$[0088] \quad X'_1(k) = X_1(k) + C(k) [\xi(k) + \mathbf{n}(k)] \quad (23)$$

[0089] 其中,

$$[0090] \quad \mathbf{C}(k) = \begin{bmatrix} -\cos \theta \sin \varphi & r \sin \theta \sin \varphi & -r \cos \theta \cos \varphi \\ -\cos \theta \cos \varphi & r \sin \theta \cos \varphi & r \cos \theta \sin \varphi \\ -\sin \theta & -r \cos \theta & 0 \end{bmatrix}$$

[0091] 设两部传感器A和B,则对于同一个公共目标(设地心地固坐标系下为 $X'_e = [x'_e, y'_e, z'_e]^T$),可得

$$[0092] \quad X'_e = X_{As} + B_A X'_{A1}(k) = X_{Bs} + B_B X'_{B1}(k) \quad (24)$$

[0093] B_A, B_B 分别为目标在传感器A与传感器B本地坐标下的位置转换到ECEF坐标系下的位置时的转换矩阵;

[0094] 定义伪量测为:

[0095] $Z(k) = X_{Ae}(k) - X_{Be}(k)$ (25)

[0096] 其中, $X_{Ae}(k) = X_{As} + B_A X_{A1}(k)$; $X_{Be}(k) = X_{Bs} + B_B X_{B1}(k)$

[0097] 将式(2)、式(3)代入式(4)可以得到关于传感器偏差的伪测量方程

[0098] $Z(k) = H(k) \beta(k) + W(k)$ (26)

[0099] 其中, $H(k) \triangleq [-B_A C_A(k) \quad B_B C_B(k)]$, $Z(k)$ 为伪测量向量; $H(k)$ 为测量矩阵; β 为传感器偏差向量; $W(k)$ 为测量噪声向量; 由于 $n_A(k)$, $n_B(k)$ 为零均值、相互独立的高斯型随机变量, 因此 $W(k)$ 同样是零均值高斯型随机变量, 其协方差矩阵为 $R(k)$;

[0100] 传感器A的量测模型如下:

[0101] $Y_A(t_{k-1})$ 、 $Y_A(t_k)$ 、 $Y_A(t_{k+1})$ 分别为传感器A对目标在 t_{k-1} , t_k , t_{k+1} 时刻的本地笛卡尔坐标系下的量测值, 分别为:

[0102] $Y_A(t_{k-1}) = Y'_A(t_{k-1}) - C_A(t_{k-1}) \xi_A(t_{k-1}) + n_{Y_A(t_{k-1})}$ (27)

[0103] $Y_A(t_k) = Y'_A(t_k) - C_A(t_k) \xi_A(t_k) + n_{Y_A(t_k)}$ (28)

[0104] $Y_A(t_{k+1}) = Y'_A(t_{k+1}) - C_A(t_{k+1}) \xi_A(t_{k+1}) + n_{Y_A(t_{k+1})}$ (29)

[0105] 其中, $Y'_A(t_{k-1})$ 、 $Y'_A(t_k)$ 、 $Y'_A(t_{k+1})$ 分别为传感器A在 t_{k-1} , t_k , t_{k+1} 时刻的本地笛卡尔坐标系下的真实位置; $C_A(t)$ 为误差的变换矩阵; $\xi_A(t)$ 为传感器的系统误差; $n_{Y_A(t)}$ 为系统噪声, 假设 $n_{Y_A(t_{k-1})}$, $n_{Y_A(t_k)}$, $n_{Y_A(t_{k+1})}$ 为零均值、相互独立的高斯型随机变量, 噪声协方差矩阵分别为 $R_A(k-1)$ 、 $R_A(k)$ 、 $R_A(k+1)$;

[0106] 感器A向传感器B进行配准的具体过程如下:

[0107] 将式(7)、式(8)、式(9)带入式(1), 可得:

$$Y_A(t_{Bk}) = [aY'_A(t_{k-1}) + bY'_A(t_k) + cY'_A(t_{k+1})] + [aC_A(t_{k-1})\xi_A(t_{k-1}) + bC_A(t_k)\xi_A(t_k) + cC_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1})] + [an_{Y_A(t_{k-1})} + bn_{Y_A(t_k)} + cn_{Y_A(t_{k+1})}]$$

[0108] $= Y'_A(t_{Bk}) + \xi_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1}) + n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})}$ (30)

[0109] 其中: $Y'_A(t_{Bk}) = aY'_A(t_{k-1}) + bY'_A(t_k) + cY'_A(t_{k+1})$, 为传感器A的本地直角坐标系下目标的真实位置在 t_{Bk} 时刻的时间配准值; $\xi_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1}) = aC_A(t_{k-1})\xi_A(t_{k-1}) + bC_A(t_k)\xi_A(t_k) + cC_A(t_{k+1})\xi_A(t_{k+1})$, 为系统误差造成的误差项; $n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})} = an_{Y_A(t_{k-1})} + bn_{Y_A(t_k)} + cn_{Y_A(t_{k+1})}$, 为随机噪声, 假定 t_{k-1} 、 t_k 、 t_{k+1} 时刻的噪声互不相关的零均值白噪声, 则 $n_{Y_A(t_{k-1}, t_k, t_{k+1})}$ 为均值为零, 协方差矩阵为 $R_A = a^2R_A(k-1) + b^2R_A(k) + c^2R_A(k+1)$ 的白噪声, 而 a 、 b 、 c 、分别为

$$a = \frac{(t_{Bk} - t_k)(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_{k-1} - t_k)(t_{k-1} - t_{k+1})}, b = \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_{k+1})}{(t_k - t_{k-1})(t_k - t_{k+1})}, c = \frac{(t_{Bk} - t_{k-1})(t_{Bk} - t_k)}{(t_{k+1} - t_{k-1})(t_{k+1} - t_k)}, \text{且 } a+b+c=1;$$

[0110] 所述无线局域网的通信系统设置有表现层、基于UDP协议的Socket通信模块、SQLite数据库和Android操作系统;

[0111] 表现层用于提供用户操作体验的图形化界面, 显示节点列表和消息编辑与记录, 应用层的图形化界面设置有节点列表层、个人信息设置层、通信记录层、节点列表层用于显示当前局域网络中可进行通讯的网络节点列表, 以ListView控件来显示所有的节点信息, 每个ListItem包含的节点信息设置有:

[0112] IP Adress: 用于显示网络中到达节点的IP地址;

[0113] User ID:用于确认用户的ID,节点注册登录,作为自己在该网络中唯一标识自己的字符串或者数字;

[0114] getmessagesCountBuId:用于显示某个用户发来信息,而自身未查看接收的消息的数量统计;通过点击列表中的一节点,跳转到聊天界面,进行信息的编辑发送与接收查看;

[0115] 个人信息设置层用于用户根据自身的主观意愿选择喜爱的头像以及昵称编辑,当用户个人信息设置成功后,在下次与网络中其他用户聊天通讯中,显示在聊天界面当中;

[0116] 通信记录层用于用户编辑消息和显示本机与指定终端间信息往来的详情记录,记录包含的字段内容有:消息内容、发送方与接收方的用户ID、发送或接收消息的具体时间;并将这些通信记录保存在SQLite数据库中;

[0117] Android操作系统:用于负责界面组件的API,数据发送API,SQLite数据库操作API,API包括一组核心的包和类模块、清单文件的XML元素及属性声明模块、各类意图模块、资源文件的XML元素和属性声明及访问形式模块、可被应用程序请求的各类授权模块以及授权执行模块;

[0118] 基于UDP协议的Socket通信模块:用于满足同个WLAN环境中,同个网段或不同网段间用户的通信过程,通过Android提供的数据包发送的接口,接受发送并对数据包内容处理,达到节点间的互发现与通讯;

[0119] SQLite数据库:用于通过Android自带的SQLite相关接口进行数据储存和处理。

[0120] 所述处理器的数据预处理方法包括:

[0121] 第一步,用128位的随机数种子S,S以SHA-1 256算法进行Hash,Hash所得256位数据一分为二,即 S_{11} 和 S_{12} ; S_{11} 和 S_{12} 重复上述过程,继续通过SHA-1256进行扩展和分裂;扩展和分裂操作将持续到所产生的二叉树叶子节点能够覆盖所选择精度对应的所有时间点;

[0122] 第二步,将产生的标记,按编号顺序,对应到第三步产生的叶子节点上,或者说每个时间点被转化成了256位的Hash值;

[0123] 第三步,根据叶子节点情况进行合并,合并后转变为上层节点,直到无法合并为止;

[0124] 第四步,合并后的节点进行乱序处理,作为起止时间Node数据存储。

[0125] 本发明的工作原理:

[0126] 传感器模块测量身体的温度、湿度;检测模块检测患者的颅压;测量的温湿度大数据和颅压发送至处理器,处理器实现数据的数模转换和预处理;显示屏用于显示传感器模块和检测模块的测量数据;无线局域网将处理器处理的测量数据输送至移动终端,实现信息的分析。

[0127] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

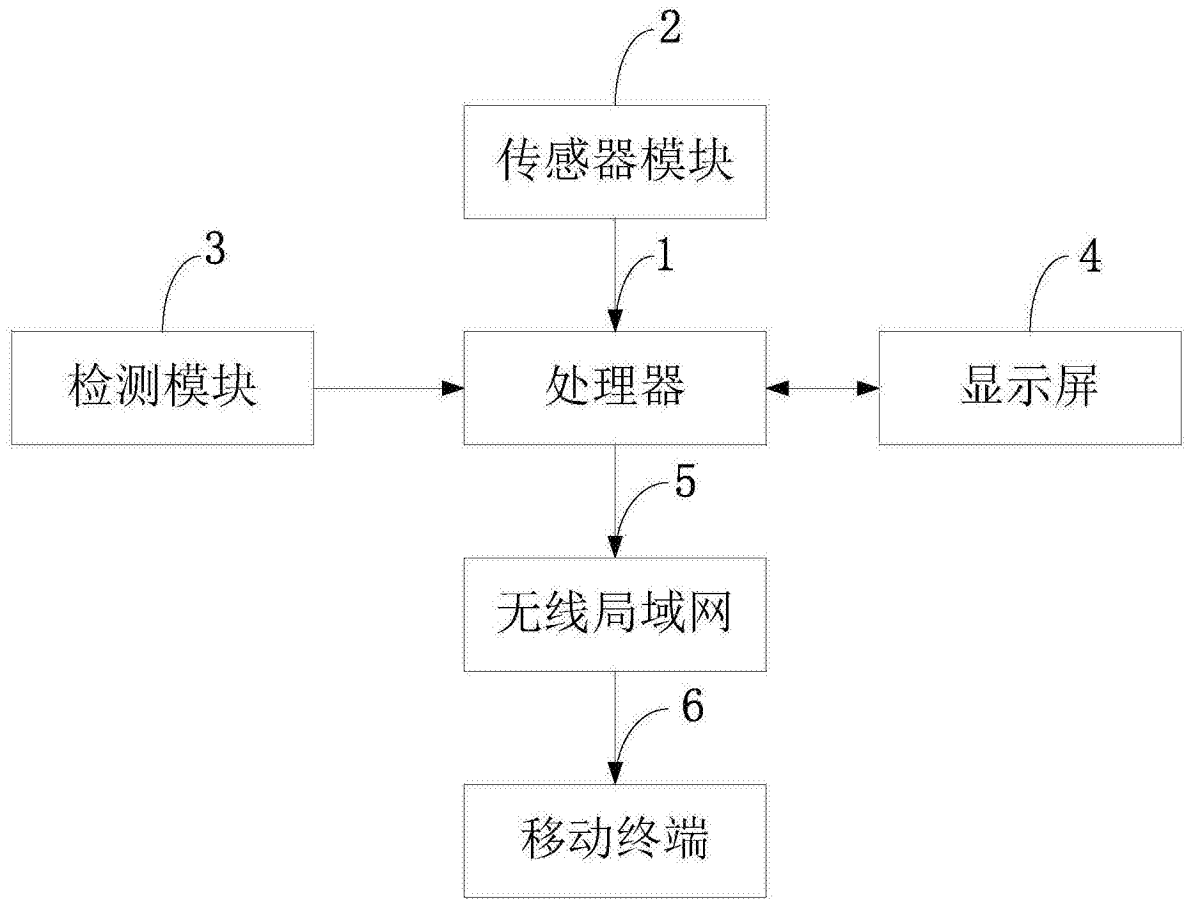


图1

专利名称(译)	一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统		
公开(公告)号	CN107890346A	公开(公告)日	2018-04-10
申请号	CN201711100271.4	申请日	2017-11-09
[标]申请(专利权)人(译)	丁海涛		
申请(专利权)人(译)	丁海涛		
当前申请(专利权)人(译)	丁海涛		
[标]发明人	丁海涛 王志翠		
发明人	丁海涛 王志翠		
IPC分类号	A61B5/03 A61B5/00 G01D21/02 G16H40/63 G16H40/67 G16H10/60 G06F17/30		
CPC分类号	A61B5/031 A61B5/72 G01D21/02 G06F16/22 G06F16/25 G06F16/284		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明属于智能控制技术领域，公开了一种智能神经外科医生用颅压检测治疗控制系统，包括：处理器、传感器模块、检测模块、显示屏、无线局域网、移动终端；处理器通过信号线与传感器模块、检测模块、显示屏、无线局域网通信，无线局域网与移动终端无线通信。本发明的结构简单，使用方便，在对患有脑部疾病的患者进行颅压检测治疗时操作简单，省时省力，减轻了医务人员的工作难度。本发明采用内插外推时间配准算法实现了温度传感器和湿度传感器采样数据的同步，并根据内插外推时间配准的结果建立了与目标运动状态无关的伪量测方程，采用基于ECEF的空间配准算法实现了异步传感器的空间配准。

