



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102293664 A

(43) 申请公布日 2011. 12. 28

(21) 申请号 201110141925. 4

(22) 申请日 2011. 05. 30

(71) 申请人 华南理工大学

地址 510640 广东省广州市天河区五山路  
381 号

(72) 发明人 黄庆华 杨钊

(74) 专利代理机构 广州市华学知识产权代理有  
限公司 44245

代理人 罗观祥

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

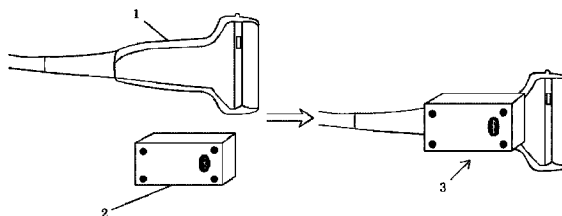
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 2 页

## (54) 发明名称

一种医学超声三维成像数据采集装置及采集方法

## (57) 摘要

本发明公开了一种医学超声三维成像数据采集装置及其采集方法,包括计算机、超声探头,其特征在于,超声探头上设置有定位装置,所述定位装置包括信号连接的加速度计、单片机、蓝牙模块,所述蓝牙模块与计算机内部的蓝牙模块信号连接。定位装置内的单片机通过加速度计采集超声探头的加速度和运动方向信息,并将加速度信息传给蓝牙模块,最后蓝牙模块将此加速度信息无线传给计算机,计算机通过获得的实时加速度值和方向来估算超声探头的位置,使得在二维图像的基础上实现三维图像重构;本发明大大简化了三维超声成像系统,克服了传统 Free-hand 三维成像系统附件多、复杂度高带来的不方便性。使得定位系统抗干扰能力强,价格低廉。



1. 一种医学超声三维成像数据采集装置,包括计算机、超声探头,其特征在于,超声探头上设置有定位装置,所述定位装置包括依次连接的加速度计、单片机、蓝牙模块,所述蓝牙模块与计算机的蓝牙适配器信号连接。

2. 一种医学超声三维成像数据采集装置的采集方法,其特征在于,定位装置内的单片机通过加速度计,采集超声探头的加速度和运动方向信息,并将加速度信息传给蓝牙模块,蓝牙模块将该加速度信息无线传给计算机,计算机通过获得的实时加速度值和方向来估算超声探头的位置,使得在二维图像的基础上实现三维图像重构。

3. 根据权利要求 2 所述医学超声三维成像数据采集装置的采集方法,其特征在于,超声探头的位置的估算方法包括下述步骤:

1) 将超声探头静止于扫描的起始位置,这时加速度信息为 0;

2) 使用者移动超声探头开始扫描,这时加速度信息发生变化,并且通过蓝牙模块将实时数据无线传输至计算机;设探头移动的起始时刻为  $t_0$ ;

3) 在三维方向上计算超声探头的相对位移,采用对加速度信号  $a(t)$  做两次积分实现,如下:

$$d = \int \left[ \int a(t) dt \right] dt$$

4) 根据上述公式计算三维空间中探头的相对位移量  $d(x, y, z)$ ,这一位移量就是  $t_1$  时刻超声探头相对于  $t_0$  时刻的探头起始位置的三维方向上的位移;

5) 根据  $d(x, y, z)$  估计出  $t_1$  时刻采集到的超声图像相对于  $t_0$  时刻的超声图像的相对位移,进而实现对所有的超声图像进行三维重建。

## 一种医学超声三维成像数据采集装置及采集方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声三维成像数据采集技术,尤其涉及一种医学超声三维成像数据采集装置及采集方法。

### 背景技术

[0002] 目前,医学三维超声成像中,数据采集的常用方法有:机械定位方式、二维面阵探头、可随意移动超声探头(Free-Hand)。其中,机械定位系统往往比较庞大复杂且对探查部位有一定的限制;二维面阵探头由于为二维面阵的阵元数量大,每阵元都要配置相应的通道,因此无论从技术的复杂性,还是系统的代价来说,都还有许多问题需要研究解决。Free-hand 系统有声传感器系统、多关节机械臂和电磁式的定位系统。其中基于 6 个自由度的电磁式位置传感器定位系统是近几年来成功开发的 Free-hand 系统。电磁式位置传感器由发射器、接收器及相应的电子装置构成。电磁式定位系统的缺点是对噪声和误差比较敏感。电磁干扰(如 CRT 监视器等)、使用环境中的铁磁材料都可以使测量的磁场发生畸变而引起定位误差。同时,电磁式位置传感器需要一个电磁场发射器,以及一条数据线将定位数据传输至计算机,这些辅助器材增加了系统的复杂度,降低了实际操作的便捷性。

### 发明内容

[0003] 本发明的目的在于克服上述现有技术的缺点和不足,提供一种医学超声三维成像数据采集装置及采集方法,克服现有的医学三维超声数据采集装置体积大、复杂度高、使用不方便、造价高和干扰误差大的不足。

[0004] 本发明通过下述技术方案实现:

[0005] 一种医学超声三维成像数据采集装置,包括计算机、超声探头,超声探头上设置有定位装置,所述定位装置包括依次连接的加速度计、单片机、蓝牙模块,所述蓝牙模块与计算机的蓝牙适配器信号连接。

[0006] 定位装置内的单片机通过加速度计采集超声探头的加速度和运动方向信息,并将加速度信息传给蓝牙模块,蓝牙模块将此加速度信息无线传给计算机,计算机通过获得的实时加速度值和方向来估算超声探头的位置,使得在二维图像的基础上实现三维图像重构。

[0007] 上述医学超声三维成像数据采集装置的采集方法,超声探头的位置的估算方法包括下述步骤:

[0008] 1) 将超声探头静止于扫描的起始位置,这时加速度信息为 0;

[0009] 2) 使用者移动超声探头 1 开始扫描,这时加速度信息发生变化,并且通过蓝牙模块将实时数据无线传输至计算机;设探头移动的起始时刻为  $t_0$ ;

[0010] 3) 在三维方向上计算超声探头 1 的相对位移,采用对加速度信号  $a(t)$  做两次积分实现,如下:

[0011]

$$d = \int \left[ \int a(t) dt \right] dt$$

[0012] 4) 根据上述公式计算三维空间中探头的相对位移量  $d(x, y, z)$ , 这一位移量就是  $t_1$  时刻超声探头相对于  $t_0$  时刻的探头起始位置的三维方向上的位移;

[0013] 5) 根据  $d(x, y, z)$  估计出  $t_1$  时刻采集到的超声图像相对于  $t_0$  时刻的超声图像的相对位移, 进而实现对所有的超声图像进行三维重建。

[0014] 本发明技术手段简便易行, 大大简化了现有三维超声成像系统, 克服了传统 Free-hand 三维成像系统附件多、复杂度高带来的不方便性。本发明抗干扰能力强, 价格低廉。

### 附图说明

[0015] 图 1 为本发明医学超声三维成像数据采集装置的结构示意图。

[0016] 图 2 是图 1 定位装置内部方框图。

[0017] 图 3 为本发明医学超声三维成像数据采集装置, 进行三维超声时的示意图。

[0018] 图 4 是图 1 定位装置电路原理图。

### 具体实施方式

[0019] 下面结合具体实施例对本发明作进一步具体详细描述, 但本发明的实施方式不限于此, 对于未特别注明的工艺参数, 可参经常规技术进行。

[0020] 实施例

[0021] 如图 1、图 2 所示, 本发明医学超声三维成像数据采集装置, 包括计算机、超声探头 1, 超声探头 1 上设置有定位装置 2, 所述定位装置 2 包括依次连接的加速度计、单片机、蓝牙模块, 所述蓝牙模块与计算机的蓝牙适配器 4 信号连接。

[0022] 如图 3 所示, 医学超声三维成像数据采集装置的采集方法, 具体为: 定位装置 2 内的单片机通过加速度计采集超声探头的加速度和运动方向信息, 并将加速度信息传给蓝牙模块, 蓝牙模块将此加速度信息无线传给计算机, 计算机通过获得的实时加速度值和方向来估算超声探头的位置, 使得在二维图像的基础上实现三维图像重构。超声探头的位置的估算方法包括下述步骤:

[0023] 1) 将超声探头 1 静止于扫描的起始位置, 这时加速度信息为 0;

[0024] 2) 使用者移动超声探头 1 开始扫描, 这时加速度信息发生变化, 并且通过蓝牙模块将实时数据无线传输至计算机; 设探头移动的起始时刻为  $t_0$ ;

[0025] 3) 在三维方向上计算超声探头 1 的相对位移, 采用对加速度信号  $a(t)$  做两次积分实现, 如下:

[0026]

$$d = \int \left[ \int a(t) dt \right] dt$$

[0027] 4) 根据上述公式计算三维空间中探头的相对位移量  $d(x, y, z)$ , 这一位移量就是  $t_1$  时刻超声探头相对于  $t_0$  时刻的探头起始位置的三维方向上的位移;

[0028] 5) 根据  $d(x, y, z)$  估计出  $t_1$  时刻采集到的超声图像相对于  $t_0$  时刻的超声图像的相对位移, 进而实现对所有的超声图像进行三维重建。

[0029] 图 4 是定位装置的原理图。芯片 U1 是单片机 PIC16F877A, 芯片 U2 是蓝牙模块 ADS-BM4A, 芯片 U3 是 3D 加速度计 ADXL330, 芯片 U4 是电源芯片 SPX5205。3D 加速度计获得加速度信号, 此加速度信号由单片机 U1 采集并传给蓝牙芯片 U5。蓝牙芯片将此加速度信息传给 B 超计算机。J2 接 3.7V 的锂电池, 其中 D3 是电源指示灯, 芯片 U4 将电源的 3.7V 转化为 3.0V 为整个系统供电。

[0030] 如上所述便可较好地实现本发明。

[0031] 上述实施例为本发明较佳的实施方式, 但本发明的实施方式并不受上述实施例的限制, 其他的任何未背离本发明的精神实质与原理下所作的改变、修饰、替代、组合、简化, 均应为等效的置换方式, 都包含在本发明的保护范围之内。

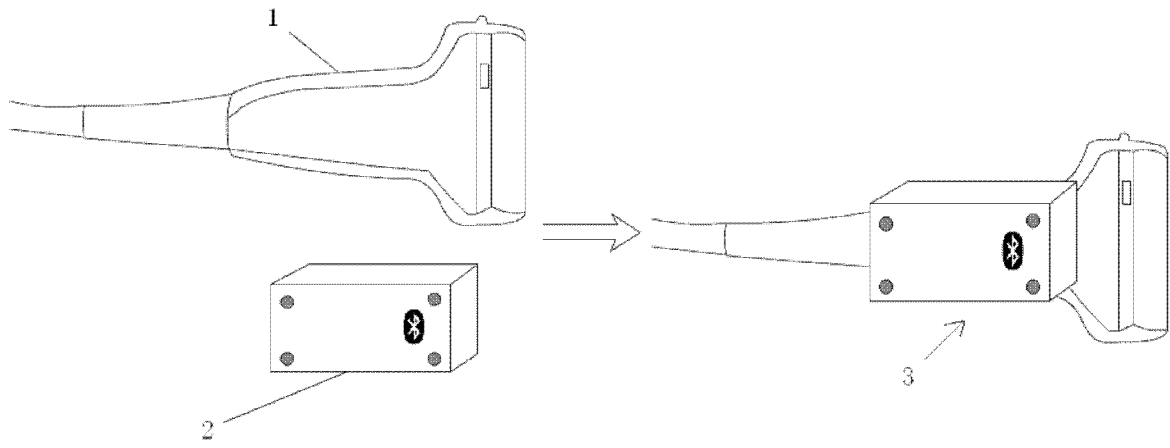


图 1

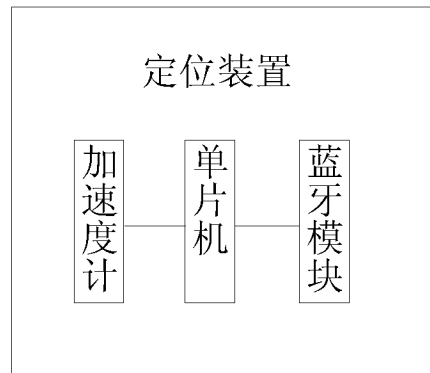


图 2

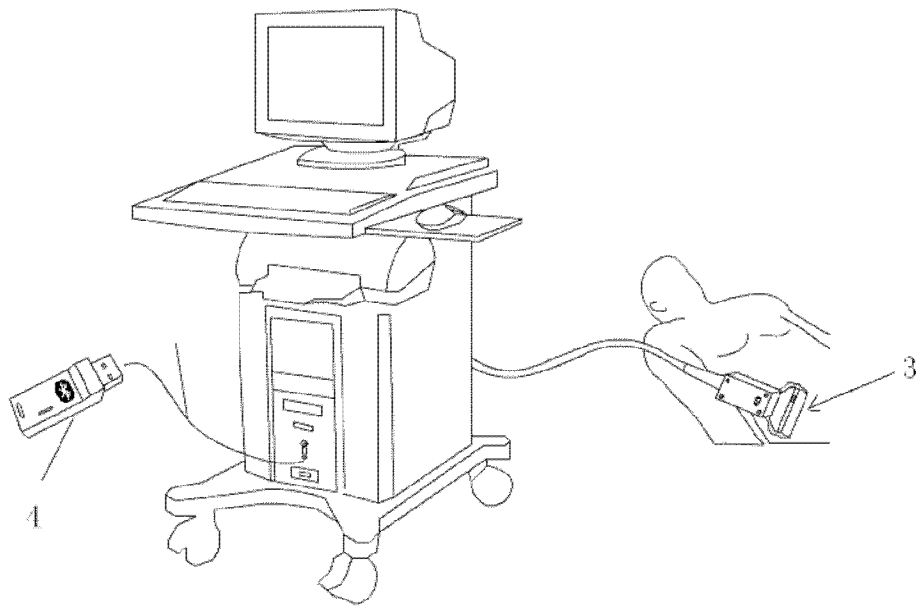


图 3

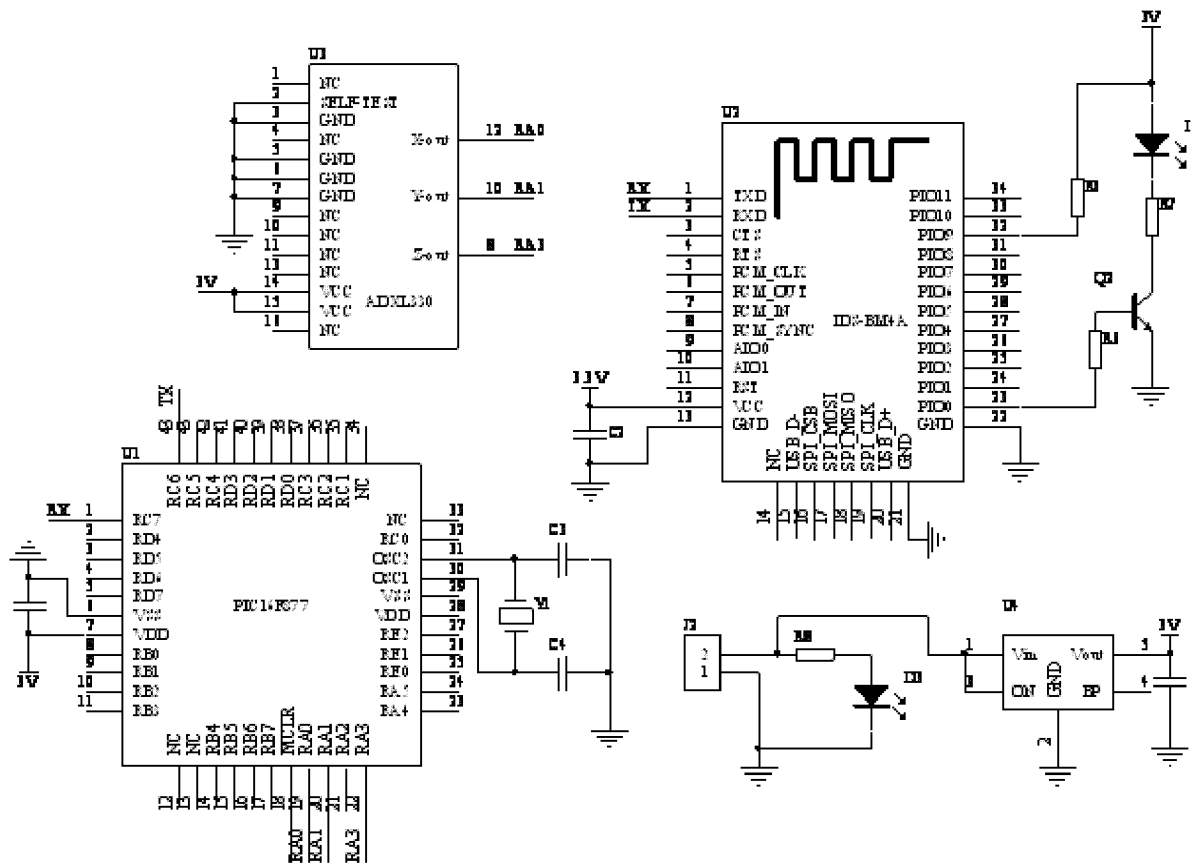


图 4

专利名称(译)	一种医学超声三维成像数据采集装置及采集方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102293664A</a>	公开(公告)日	2011-12-28
申请号	CN201110141925.4	申请日	2011-05-30
[标]申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
当前申请(专利权)人(译)	华南理工大学		
[标]发明人	黄庆华 杨钊		
发明人	黄庆华 杨钊		
IPC分类号	A61B8/00		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种医学超声三维成像数据采集装置及其采集方法，包括计算机、超声探头，其特征在于，超声探头上设置有定位装置，所述定位装置包括信号连接的加速度计、单片机、蓝牙模块，所述蓝牙模块与计算机内部的蓝牙模块信号连接。定位装置内的单片机通过加速度计采集超声探头的加速度和运动方向信息，并将加速度信息传给蓝牙模块，最后蓝牙模块将此加速度信息无线传给计算机，计算机通过获得的实时加速度值和方向来估算超声探头的位置，使得在二维图像的基础上实现三维图像重构；本发明大大简化了三维超声成像系统，克服了传统Free-hand三维成像系统附件多、复杂度高带来的不方便性。使得定位系统抗干扰能力强，价格低廉。

