



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105943078 B

(45)授权公告日 2018.07.24

(21)申请号 201610352656.9

A61B 5/00(2006.01)

(22)申请日 2016.05.25

A61F 5/56(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 105943078 A

(56)对比文件

CN 204698602 U,2015.10.14,

CN 103479385 A,2014.01.01,

CN 202801659 U,2013.03.20,

WO 2010029467 A1,2010.03.18,

US 2013072145 A1,2013.03.21,

韦子迎.基于球面阵列的心音定位方法研究.《中国优秀硕士学位论文全文数据库信息科技辑》.2015,

(43)申请公布日 2016.09.21

(73)专利权人 浙江大学

地址 310027 浙江省杭州市西湖区浙大路38号

审查员 朱晓旻

(72)发明人 姚青青 林晓鑫 吕诚聪 孟濬

(74)专利代理机构 杭州求是专利事务所有限公司 33200

代理人 邱启旺

(51)Int.Cl.

A61B 7/04(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

权利要求书3页 说明书7页 附图5页

(54)发明名称

基于夜间心音分析的医疗系统及方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于夜间心音分析的医疗系统及方法,该系统包括若干音频信号采集装置和监护服务端。音频信号采集装置置于床的不同位置。本发明通过对心音声源信号的采集、分析,利用能量比定位算法确定心音声源的具体位置,从而实现被监护者的夜间实时监护。本发明系统还具有心音信号显示、存储与心率计算的功能,能够在被监护者心率超过正常范围时进行警报,从而避免危险的发生。本发明可以检测夜间心率、睡眠习惯与翻身次数等,实现无辐射监护。

1. 一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,该系统包括若干音频信号采集装置和监护服务端;所述音频信号采集装置置于床的不同位置,所有音频信号采集装置不能够置于同一平面中,将装置底部紧贴于放置面,放置面平整;

所述音频信号采集装置包括箱体和置于箱体内的第一通信模块、控制单元和信号放大模块;箱体的表面嵌有麦克风模块;所述第一通信模块与控制单元相连;麦克风模块经信号放大模块与控制单元相连;

所述麦克风模块包括声音探头、驻极体电容传声器和供电电路,声音探头固定于箱体的底部,紧贴放置的桌面或者物体,声音探头与驻极体电容传声器相连,供电电路为驻极体电容传声器提供电源;所述声音探头将采集的音频信息传递到驻极体电容传声器,驻极体电容传声器将音频信号转化为电信号,经过信号放大模块进行放大,经由第一通信模块发送到监护服务端;

所述监护服务端包括第二通信模块和数据分析模块,所述第二通信模块与第一通信模块进行通信,所述数据分析模块接收音频信号采集装置采集的音频信号,通过能量比定位方法对声源进行定位,从而实现人心音信号的定位;所述能量比定位方法利用不同位置音频信号采集装置采集信号的能量差异来估计声源的位置,具体如下:

假设音频信号采集装置 X_i 在床的三维模型中的坐标为 (x_i, y_i, z_i) ,声源 S 的坐标为 (x, y, z) ,根据能量随传播距离衰减的比例关系有表达式:

$$\frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

令 $\frac{E_1}{E_2} = r$,则 $\frac{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2}{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = r$,故当 $r \neq 1$ 时,整理可知上式为球面方程,圆

心坐标 $C_{12}(u, v, w)$ 和半径 R 为:

$$\begin{cases} u = \frac{rx_1 - x_2}{r - 1} \\ v = \frac{ry_1 - y_2}{r - 1} \\ w = \frac{rz_1 - z_2}{r - 1} \\ R = \sqrt{\frac{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 - r(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}{r - 1} + u^2 + v^2 + w^2} \end{cases}$$

故根据四个音频信号采集装置的窗口能量比即可确定被监测者心音信号的三维空间位置。

2. 根据权利要求1所述的一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,所述声音探头为医用听诊头和橡胶软管组成的一体结构或麦克风。

3. 根据权利要求1所述的一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,所述数据分析模块除定位功能外,还具有分析被监测者心率的功能;心率分析具体如下:

(1) 音频信号采集装置采集到心音信号波形,发送给监护服务端;

(2) 监护服务端采用计算归一化平均香农熵的方法提取出心音包络线;

(3) 门限的截取;所述门限的截取包括门限起点的定位、门限终点的定位、门限的提取,具体为:

(3.1) 门限起点的定位:根据包络幅值设定2个软阈值,即大阈值Th1和小阈值Th2;对幅值大于Th1的包络段,以Th1为基准向前搜索,直到幅值小于Th2,此时的点为门限的起点;所述门限的起点分为s1的起点和s2的起点,在一个心音信号周期内,存在两次大振幅的心音震荡,对应第一心音和第二心音,s1的起点标记于第一心音的门限起点,s2的起点标记于第二心音的门限起点;

(3.2) 门限终点的定位:对幅值大于Th1的包络段,以Th1的基准向后搜索,直到幅值小于Th2,此时的点为门限的终点;所述的门限的终点分为s1的终点和s2的终点,在一个心音信号周期内,存在两次大振幅的心音震荡,对应第一心音和第二心音,s1的终点标记于第一心音的门限终点,s2的终点标记于第二心音的门限终点;

(3.3) 门限的提取:将起点和终点之间置1,终点到下一起点之间置0;

(4) 根据相邻的s1起点标志之间的时间间隔识别出一次心音活动的完整周期,所述的心音活动完整周期包括第一心音Ss和第二心音Sd,所述第一心音Ss对应s1起点标志与s1终点标志之间的时间间隔,所述第二心音Sd对应s2起点标志与s2终点标志之间的时间间隔,根据单位时间内出现心音活动完整周期的次数确定人的心率。

4. 根据权利要求3所述的一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,该系统还包括警报模块,所述的警报模块与监护服务端相连,当监护服务端分析到心率超过给定的心率正常范围时,则向警报模块发送信息,启动警报模块,发出报警信息声寻求附近的人的帮助,同时监护服务端向监护者发送报警信息,达到及时监护的效果。

5. 根据权利要求1所述的一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,该系统还包括与监护服务端相连的自动充气枕头;对于被监护者为婴儿的情况,当婴儿的心音信号出现异常时,监护服务端发出信号,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,使婴儿上半身倾斜一定角度,避免婴儿因脖子和手臂没有力量靠自己推开压住鼻、口窒息物而引起的窒息;对于被监护者为呼吸道疾病患者的情况,当被监护者的心音信号出现异常时,监护服务端发出信号,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,使被监护者上半身倾斜一定角度,避免被监护者发生因呼吸道被息肉压迫引起的窒息。

6. 根据权利要求1所述的一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,所述监护服务端还包括用户界面模块,显示采集的实时心音信号、历史心音信号、当前心率、历史心率。

7. 根据权利要求1所述的一种基于夜间心音分析的医疗系统,其特征在于,该系统还包括嵌于箱体表面的显示屏模块,显示屏模块与控制单元相连,显示音频信号采集装置采集的信号状态。

8. 一种利用权利要求1所述系统进行夜间心音监控的方法,其特征在于,该方法包括以下步骤:

(1) 安置音频信号采集装置;将n个音频信号采集装置置于床的不同位置,其中 $n \geq 4$,所有音频信号采集装置不能够置于同一平面中,放置面必须平整,将装置底部紧贴于放置面,以便声音能够很好的传递;

(2) 音频信号的采集与传输;打开音频信号采集装置,开始接受被监测者的音频信号,被观测者的行为或动作发出的音频信号经由空气、地面传播到音频信号采集装置,通过声音探头将采集的音频信息传递到驻极体电容传声器,驻极体电容传声器将音频信号转化为电信号,经过信号放大模块进行放大,经由第一通信模块发送到监护服务端;

(3) 声源定位; 监护服务端的数据分析模块接收音频信号采集装置采集的音频信号, 通过能量比定位方法对声源进行定位, 从而实现被监测者的睡眠监护; 所述能量比定位方法利用不同位置音频信号采集装置采集信号的能量差异来估计声源的位置, 具体如下:

假设音频信号采集装置 X_i 在床的三维模型中床的三维模型中的坐标为 (x_i, y_i, z_i) , 声源 S 的坐标为 (x, y, z) , 根据能量随传播距离衰减的比例关系有表达式:

$$\frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

令 $\frac{E_1}{E_2} = r$, 则 $\frac{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2}{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = r$, 故当 $r \neq 1$ 时, 整理可知上式为球面方程, 圆心

坐标 $C_{12}(u, v, w)$ 和半径 R 为:

$$\begin{cases} u = \frac{rx_1 - x_2}{r - 1} \\ v = \frac{ry_1 - y_2}{r - 1} \\ w = \frac{rz_1 - z_2}{r - 1} \\ R = \sqrt{\frac{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 - r(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}{r - 1} + u^2 + v^2 + w^2} \end{cases}$$

故根据四个音频信号采集装置的窗口能量比即可确定被监测者的三维空间位置。

9. 根据权利要求8所述的方法, 其特征在于, 当音频信号采集装置数量超过四个时, 可采用以下不同的方式确定声源的位置:

a) 任意选取四个音频信号采集装置, 即共有 C_n^4 种音频信号采集装置选择方法; 求取每一种采集方法下的声源信号的空间位置, 求取 C_n^4 各空间位置的平均值, 以此作为最终的声源信号的位置;

b) 任意选取四个音频信号采集装置, 即共有 C_n^4 种音频信号采集装置选择方法; 求取每一种采集方法下的声源信号的空间位置, 求取 C_n^4 各空间位置的方均根, 以此作为最终的声源信号的位置。

基于夜间心音分析的医疗系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及移动医疗领域,尤其涉及一种通基于夜间心音分析的医疗系统及方法。

背景技术

[0002] 随着生活水平的提高,现代人对于医疗质量也提出了更高的要求。传统公立医院数量较少,地域间分布不均,往往难以满足人们对于优秀医疗资源的需要。因此,基于物联网的移动医疗信息平台应运而生,它具有携带方便、成本较低、诊断准确的特点,为人们的健康生活提供实时保障。

[0003] 对于传统健康监测系统而言,由于人在一天之中的不同的活动状态将会导致较大的随机性,会导致较大的监测误差,且传统健康监测装置体积庞大,不易携带,不可实现实时监测。由于人每天有将近三分之一的时间处于睡眠状态,因此睡眠状态为监测人体健康状态的黄金时间,具有稳定性高、监测方便的特点。夜间健康诊断能在最大程度不干扰人的正常活动的情况下,诊断人体患病状况,使用安全、能耗低,无需贴身佩戴,相较于传统的健康监测装置具有显著地优越性。

发明内容

[0004] 针对背景技术中存在的问题,本发明提出一种基于夜间心音分析的医疗系统及方法,音频采集装置对在睡眠状况下的音频信号进行采集,将采集到的音频信息发送至监护服务端,监护服务端对采集音频信息进行及时地分析利用,监护服务端的用户界面可存储、显示人的心音信号,显示人的心率。当人的心率超过给定的正常心率范围时,监护服务端传递信号至报警模块,报警模块发出警报。

[0005] 本发明的目的是通过以下的技术方案来实现的:一种基于夜间心音分析的医疗系统,该系统包括若干音频信号采集装置和监护服务端。所述音频信号采集装置置于床的不同位置,所有音频信号采集装置不能够置于同一平面中,将装置底部紧贴于放置面,放置面平整。

[0006] 所述音频信号采集装置包括箱体和置于箱体内的第一通信模块、控制单元和信号放大模块;箱体的表面嵌有麦克风模块;所述第一通信模块与控制单元相连。麦克风模块经信号放大模块与控制单元相连。

[0007] 所述麦克风模块包括声音探头、驻极体电容传声器和供电电路,声音探头固定于箱体的底部,紧贴放置的桌面或者物体,声音探头与驻极体电容传声器相连,供电电路为驻极体电容传声器提供电源;所述声音探头将采集的音频信息传递到驻极体电容传声器,驻极体电容传声器将音频信号转化为电信号,经过信号放大模块进行放大,经由第一通信模块发送到监护服务端。

[0008] 所述监护服务端包括第二通信模块和数据分析模块,所述第二通信模块与第一通信模块进行通信,所述数据分析模块接收音频信号采集装置采集的音频信号,通过能量比

定位方法对声源进行定位,从而实现人心音信号的定位。所述能量比定位方法利用不同位置音频信号采集装置采集信号的能量差异来估计声源的位置,具体如下:

[0009] 假设音频信号采集装置 X_i 在床的三维模型中的坐标为 (x_i, y_i, z_i) ,声源 S 的坐标为 (x, y, z) ,根据能量随传播距离衰减的比例关系有表达式:

$$[0010] \quad \frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

[0011] 令 $\frac{E_1}{E_2} = r$,则 $\frac{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2}{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = r$,故当 $r \neq 1$ 时,整理可知上式为球面方程,圆心坐标 $C_{12}(u, v, w)$ 和半径 R 为:

$$[0012] \quad \begin{cases} u = \frac{rx_1 - x_2}{r - 1} \\ v = \frac{ry_1 - y_2}{r - 1} \\ w = \frac{rz_1 - z_2}{r - 1} \\ R = \sqrt{\frac{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 - r(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}{r - 1} + u^2 + v^2 + w^2} \end{cases}$$

[0013] 故根据四个音频信号采集装置的窗口能量比即可确定被监测者心音信号的三维空间位置。

[0014] 进一步地,所述声音探头为医用听诊头和橡胶软管组成的一体结构或麦克风。

[0015] 进一步地,所述数据分析模块除定位功能外,还具有分析被监测者心率的功能;心率分析具体如下:

[0016] (1) 音频信号采集装置采集到心音信号波形,发送给监护服务端;

[0017] (2) 监护服务端采用计算归一化平均香农熵的方法提取出心音包络线;

[0018] (3) 门限的截取。所述门限的截取包括门限起点的定位、门限终点的定位、门限的提取,具体为:

[0019] (3.1) 门限起点的定位:根据包络幅值设定2个软阈值,即大阈值 Th_1 和小阈值 Th_2 。对幅值大于 Th_1 的包络段,以 Th_1 为基准向前搜索,直到幅值小于 Th_2 ,此时的点为门限的起点。所述门限的起点分为 s_1 的起点和 s_2 的起点,在一个心音信号周期内,存在两次大振幅的心音震荡,对应第一心音和第二心音, s_1 的起点标记于第一心音的门限起点, s_2 的起点标记于第二心音的门限起点。

[0020] (3.2) 门限终点的定位:对幅值大于 Th_1 的包络段,以 Th_1 的基准向后搜索,直到幅值小于 Th_2 ,此时的点为门限的终点。所述的门限的终点分为 s_1 的终点和 s_2 的终点,在一个心音信号周期内,存在两次大振幅的心音震荡,对应第一心音和第二心音, s_1 的终点标记于第一心音的门限终点, s_2 的终点标记于第二心音的门限终点。

[0021] (3.3) 门限的提取:将起点和终点之间置1,终点到下一起点之间置0。

[0022] (4) 根据相邻的 s_1 起点标志之间的时间间隔识别出一次心音活动的完整周期,所述的心音活动完整周期包括第一心音 S_s 和第二心音 S_d ,所述第一心音 S_s 对应 s_1 起点标志与 s_1 终点标志之间的时间间隔,所述第二心音 S_d 对应 s_2 起点标志与 s_2 终点标志之间的时间间隔,根据单位时间内出现心音活动完整周期的次数确定人的心率。

[0023] 进一步地,该系统还包括警报模块,所述的警报模块与监护服务端相连,当监护服务端分析到心率超过给定的心率正常范围时,则向警报模块发送信息,启动警报模块,发出报警信息声寻求附近的人的帮助,同时监护服务端向监护者发送报警信息,达到及时监护的效果。

[0024] 进一步地,所述监护服务端还包括用户界面模块,显示采集的实时心音信号、历史心音信号、当前心率、历史心率。

[0025] 进一步地,该系统还包括嵌于箱体表面的显示屏模块,显示屏模块与控制单元相连,显示音频信号采集装置采集的信号状态。

[0026] 进一步地,该系统还包括与监护服务端相连的自动充气枕头;对于被监护者为婴儿的情况,当婴儿的心音信号出现异常时,监护服务端发出信号,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,使婴儿上半身倾斜一定角度,避免婴儿因脖子和手臂没有力量靠自己推开压住鼻、口窒息物而引起的窒息;对于被监护者为呼吸道疾病患者的情况,当被监护者的心音信号出现异常时,监护服务端发出信号,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,使被监护者上半身倾斜一定角度,避免被监护者发生因呼吸道被息肉压迫引起的窒息。

[0027] 一种利用上述系统进行夜间心音监控的方法,该方法包括以下步骤:

[0028] (1) 安置音频信号采集装置。将 n 个($n \geq 4$)音频信号采集装置置于床的不同位置,所有音频信号采集装置不能够置于同一平面中,放置面必须平整,将装置底部紧贴于放置面,以便声音能够很好的传递。

[0029] (2) 音频信号的采集与传输。打开音频信号采集装置,开始接受被监测者的音频信号,被观测者的行为或动作发出的音频信号经由空气、地面传播到音频信号采集装置,通过声音探头将采集的音频信息传递到驻极体电容传声器,驻极体电容传声器将音频信号转化为电信号,经过信号放大模块进行放大,经由第一通信模块发送到监护服务端。

[0030] (3) 声源定位。监护服务端的数据分析模块接收音频信号采集装置采集的音频信号,通过能量比定位方法对声源进行定位,从而实现被监测者的睡眠监护。所述能量比定位方法利用不同位置音频信号采集装置采集信号的能量差异来估计声源的位置,具体如下:

[0031] 假设音频信号采集装置 X_i 在床的三维模型中床的三维模型中的坐标为 (x_i, y_i, z_i) ,声源 S 的坐标为 (x, y, z) ,根据能量随传播距离衰减的比例关系有表达式:

$$[0032] \quad \frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

[0033] 令 $\frac{E_1}{E_2} = r$,则 $\frac{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2}{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = r$,故当 $r \neq 1$ 时,整理可知上式为球面方程,圆心坐标 $C_{12}(u, v, w)$ 和半径 R 为:

$$[0034] \quad \begin{cases} u = \frac{rx_1 - x_2}{r-1} \\ v = \frac{ry_1 - y_2}{r-1} \\ w = \frac{rz_1 - z_2}{r-1} \\ R = \sqrt{\frac{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 - r(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}{r-1} + u^2 + v^2 + w^2} \end{cases}$$

- [0035] 故根据四个音频信号采集装置的窗口能量比即可确定被监测者的三维空间位置。
- [0036] 进一步地,当音频信号采集装置数量超过四个时,可采用以下不同的方式确定声源的位置:
- [0037] a) 任意选取四个音频信号采集装置,即共有 C_n^4 种音频信号采集装置选择方法;求取每一种采集方法下的声源信号的空间位置,求取 C_n^4 各空间位置的平均值,以此作为最终的声源信号的位置;
- [0038] b) 任意选取四个音频信号采集装置,即共有 C_n^4 种音频信号采集装置选择方法;求取每一种采集方法下的声源信号的空间位置,求取 C_n^4 各空间位置的方均根,以此作为最终的声源信号的位置。
- [0039] 本发明的有益效果是:
- [0040] 1、本发明系统及方法可对被检测者的心音信号进行定位,定位的历史数据存储在监护服务端,可反映被监测者的睡眠习惯和翻身次数,从而为判断睡眠质量提供依据,且可实现被监护者的夜间实时监护。
- [0041] 2、本发明对被检测者的监护没有手机等的辐射,除了心音定位外,还可以监控婴儿窒息或诸如打鼾者的危险状态。
- [0042] 3、本发明系统对被监测者的心音信号采集分析,确定被检测者的当前心率并存储,当被监测者的心率超过阈值时,系统进行警报。
- [0043] 4、本发明通过设置自动充气枕头,当被监测者的心音信号出现异常时,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,避免被监护者窒息的可能。

附图说明

- [0044] 图1为基于夜间心音分析的医疗系统的结构框图;
- [0045] 图2为音频信号采集装置的结构框图;
- [0046] 图3为实测的探头能量衰减曲线;
- [0047] 图4为系统在四个音频信号采集装置下的定位实验结果;
- [0048] 图5为数据处理模块的心率分析功能原理图;
- [0049] 图中,1为麦克风模块;2为警报模块;3为控制单元;4为信号放大模块;5为第一通信模块;6为显示屏模块。

具体实施方式

- [0050] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明。
- [0051] 如图1、2所示,本发明提供一种基于夜间心音分析的医疗系统,该系统包括4个音频信号采集装置和监护服务端。所述的音频采集装置包括箱体和置于箱体内的第一通信模块5、控制单元3和信号放大模块4;箱体的表面嵌有显示屏模块6和麦克风模块1;所述第一通信模块5、显示屏模块6均与控制单元3相连。麦克风模块1经信号放大模块4与控制单元3相连。
- [0052] 如图2所示,所述麦克风模块1包括医用听诊头、橡胶软管、驻极体电容传声器和供电电路,医用听诊头固定于箱体的底部,紧贴于放置的桌面或者物体,与橡胶软管相连,橡胶软管另一头与驻极体电容传声器相连,供电电路为驻极体电容传声器提供电源;所述医

用听诊头采集音频信息,经由橡胶软管将音频信息传递到驻极体电容传声器,驻极体电容传声器将音频信号转化为电信号,经过信号放大模块4进行放大,经由第一通信模块5发送到监护服务端。

[0053] 所述监护服务端包括第二通信模块和数据分析模块,所述第二通信模块与第一通信模块5进行无线通信,所述数据分析模块接收音频信号采集装置采集的音频信号,通过能量比定位方法对声源进行定位。所述能量比定位方法具体如下:

[0054] 如图3所示,在误差允许的范围内,均匀介质中声波的球面传播符合能量衰减平方反比定律。假设第*i*个音频信号采集装置($i=1,2,3,4$)接收的信号 $x_i(t)$ 为:

$$[0055] \quad x_i(t) = \frac{s(t-\tau)}{d_i} + \xi_i(t)$$

[0056] 其中 $s(t)$ 为声源信号, τ 为传播延时, $\xi(t)$ 为加性高斯噪声, d_i 为第*i*个音频信号采集装置到声源的距离。由于室内短距离传播时延较低,在时间窗口 $[0, W]$ 内忽略时延,在信噪比较低时,如果忽略噪声项,音频信号采集装置接收的能量 E 为:

$$[0057] \quad E_i d_i^2 = E_j d_j^2 = \int_0^W s^2(t) dt$$

[0058] 可知在同时段内,不同音频信号采集装置接受的信号能量与其医用听诊头和声源的距离平方成反比。基于此结论,可以利用不同位置采集信号的能量差异来估计声源位置。

[0059] 假设音频信号采集装置 X_i ($i=1,2,3,4$) 在房间的坐标为 (x_i, y_i, z_i) ,音源 S 的坐标为 (x, y, z) ,根据能量随传播距离衰减的比例关系有表达式:

$$[0060] \quad \frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

$$[0061] \quad \text{令 } \frac{E_1}{E_2} = r, \text{ 则 } \frac{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2}{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = r, \text{ 故当 } r \neq 1 \text{ 时, 整理可知上式为球面方}$$

程,圆心坐标 $C_{12}(u, v, w)$ 即和半径 R 为:

$$[0062] \quad u = \frac{rx_1 - x_2}{r-1}$$

$$[0063] \quad v = \frac{ry_1 - y_2}{r-1}$$

$$[0064] \quad w = \frac{rz_1 - z_2}{r-1}$$

$$[0065] \quad R = \sqrt{\frac{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 - r(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}{r-1} + u^2 + v^2 + w^2}$$

[0066] 故根据四个音频信号采集装置的窗口能量比可以确定声源的三维空间位置,如附图4所示。

[0067] 所述数据分析模块除定位功能外,还具有分析被监测者心率的功能。所述数据分析模块的心率分析功能的原理为(如附图5所示):

[0068] (1) 音频信号采集装置采集到心音信号波形,发送给监护服务端;

[0069] (2) 监护服务端采用计算归一化平均香农熵的方法提取出心音包络线;

[0070] (3) 门限的截取。所述门限的截取包括门限起点的定位、门限终点的定位、门限的提取,具体为:

[0071] (3.1) 门限起点的定位:根据包络幅值设定2个软阈值,即大阈值Th1和小阈值Th2。对幅值大于Th1的包络段,以Th1为基准向前搜索,直到幅值小于Th2,此时的点为门限的起点。所述门限的起点分为s1的起点和s2的起点,在一个心音信号周期内,存在两次大振幅的心音震荡,对应第一心音和第二心音,s1的起点标记于第一心音的门限起点,s2的起点标记于第二心音的门限起点。

[0072] (3.2) 门限终点的定位:对幅值大于Th1的包络段,以Th1的基准向后搜索,直到幅值小于Th2,此时的点为门限的终点。所述的门限的终点分为s1的终点和s2的终点,在一个心音信号周期内,存在两次大振幅的心音震荡,对应第一心音和第二心音,s1的终点标记于第一心音的门限终点,s2的终点标记于第二心音的门限终点。

[0073] (3.3) 门限的提取:将起点和终点之间置1,终点到下一起点之间置0。

[0074] (4) 根据相邻的s1起点标志之间的时间间隔识别出一次心音活动的完整周期,所述的心音活动完整周期包括第一心音Ss和第二心音Sd,所述第一心音Ss对应s1起点标志与s1终点标志之间的时间间隔,所述第二心音Sd对应s2起点标志与s2终点标志之间的时间间隔,根据单位时间内出现心音活动完整周期的次数确定人的心率。

[0075] 所述的监护服务端还具有发出警报信息的功能。监护服务端依据采集到的心率大小,与给定的心率正常范围进行比较,当心率超过了给定的心率正常方位时,则系统判断出现紧急情况,向警报模块2发送信息,启动警报模块2,发出报警声寻求附近的人的帮助。

[0076] 该系统还包括与监护服务端相连的自动充气枕头;对于被监护者为婴儿的情况,当婴儿的心音信号出现异常时,监护服务端发出信号,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,使婴儿上半身倾斜一定角度,避免婴儿因脖子和手臂没有力量靠自己推开压住鼻、口窒息物而引起的窒息;对于被监护者为呼吸道疾病患者的情况,当被监护者的心音信号出现异常时,监护服务端发出信号,启动自动充气枕头的充气功能,枕头抬起,使被监护者上半身倾斜一定角度,避免被监护者发生因呼吸道被息肉压迫引起的窒息。

[0077] 该自动充气枕头作用具体如下:1、对于婴儿窒息起到把压在婴儿上的枕头支撑起来,让婴儿避免窒息的作用;2、对于打鼾者突然停止打鼾,且生命体征微弱或出现危机时,自动充气枕头会自动充气,把枕头抬起使得打鼾者上半身倾斜一定角度,这样造成窒息的息肉就会自动调整到不挡住气管的部位。

[0078] 自动充气枕头位于正常枕头下部,同时面积比正常枕头大,拓宽到脖子以下。自动充气枕头与监护服务端形成闭环系统,监护服务端识别到危险信号时,启动自动充气枕头的气泵,使其充气,从而避免危险。

[0079] 本发明还提供一种基利用上述系统进行夜间心音监控的方法,该方法包括以下步骤:

[0080] (1) 安置音频信号采集装置。将n个($n \geq 4$)音频信号采集装置置于床的不同位置,所有音频信号采集装置不能够置于同一平面中,放置面必须平整,将装置底部紧贴于放置面,以便声音能够很好的传递。

[0081] (2) 音频信号的采集与传输。打开音频信号采集装置,开始接受被监测者的音频信号,被观测者的行为或动作发出的音频信号经由空气、地面传播到音频信号采集装置,通过医用听诊头采集音频信息,经由橡胶软管将音频信息传递到驻极体电容传声器,驻极体电容传声器将音频信号转化为电信号,经过信号放大模块进行放大,经由第一通信模块发送

到监护服务端。

[0082] (3) 声源定位。监护服务端的数据分析模块接收音频信号采集装置采集的音频信号,通过能量比定位方法对声源进行定位。所述能量比定位方法具体如下:

[0083] 在均匀介质中声波的球面传播符合能量衰减平方反比定律。假设第*i*个音频信号采集装置接收的信号 $x_i(t)$ 为:

$$[0084] \quad x_i(t) = \frac{s(t-\tau)}{d_i} + \xi_i(t)$$

[0085] 其中 $s(t)$ 为声源信号, τ 为传播延时, $\xi(t)$ 为加性高斯噪声, d_i 为第*i*个音频信号采集装置到声源的距离。由于室内短距离传播时延较低,在时间窗口 $[0, W]$ 内忽略时延,在信噪比较低时,如果忽略噪声项,音频信号采集装置接收的能量 E 为:

$$[0086] \quad E_i d_i^2 = E_j d_j^2 = \int_0^W s^2(t) dt$$

[0087] 可知在同时段内,不同音频信号采集装置接受的信号能量与其医用听诊头和声源的距离平方成反比。基于此结论,可以利用不同位置采集信号的能量差异来估计声源位置。

[0088] 假设音频信号采集装置 X_i 在床的三维模型中的坐标为 (x_i, y_i, z_i) ,声源 S 的坐标为 (x, y, z) ,根据能量随传播距离衰减的比例关系有表达式:

$$[0089] \quad \frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$

[0090] 令 $\frac{E_1}{E_2} = r$,则 $\frac{(x-x_2)^2 + (y-y_2)^2 + (z-z_2)^2}{(x-x_1)^2 + (y-y_1)^2 + (z-z_1)^2} = r$,故当 $r \neq 1$ 时,整理可知上式为球面

方程,圆心坐标 $C_{12}(u, v, w)$ 和半径 R 为:

$$[0091] \quad \begin{cases} u = \frac{rx_1 - x_2}{r-1} \\ v = \frac{ry_1 - y_2}{r-1} \\ w = \frac{rz_1 - z_2}{r-1} \\ R = \sqrt{\frac{x_2^2 + y_2^2 + z_2^2 - r(x_1^2 + y_1^2 + z_1^2)}{r-1} + u^2 + v^2 + w^2} \end{cases}$$

[0092] 故根据四个音频信号采集装置的窗口能量比即可确定被监测者的三维空间位置。当音频信号采集装置数量超过四个时,可采用一下不同的方式确定声源的位置:

[0093] a) 任意选取四个音频信号采集装置,即共有 C_n^4 种音频信号采集装置选择方法;求取每一种采集方法下的声源信号的空间位置,求取 C_n^4 各空间位置的平均值,以此作为最终的声源信号的位置;

[0094] b) 任意选取四个音频信号采集装置,即共有 C_n^4 种音频信号采集装置选择方法;求取每一种采集方法下的声源信号的空间位置,求取 C_n^4 各空间位置的方均根,以此作为最终的声源信号的位置。

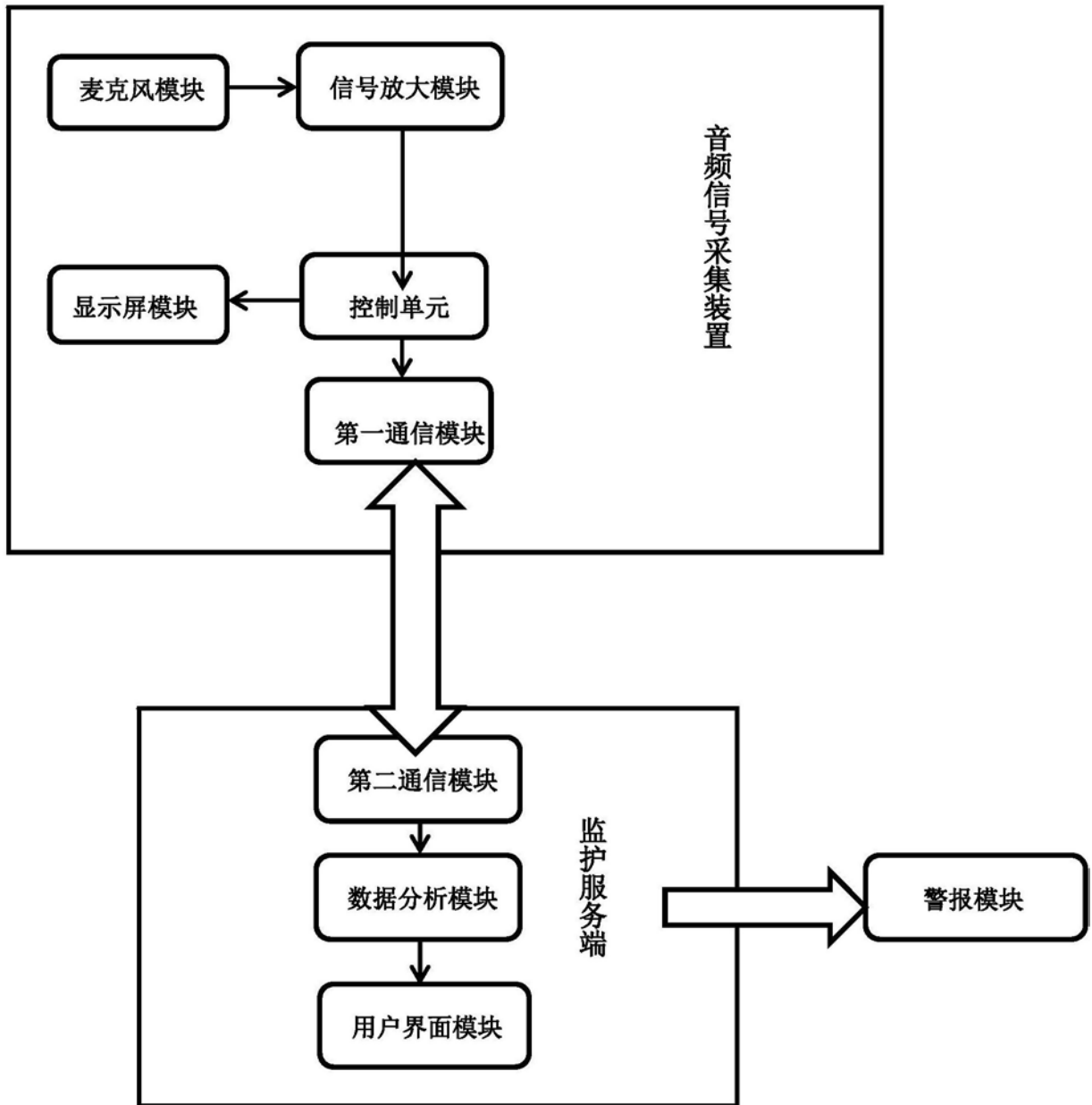


图1

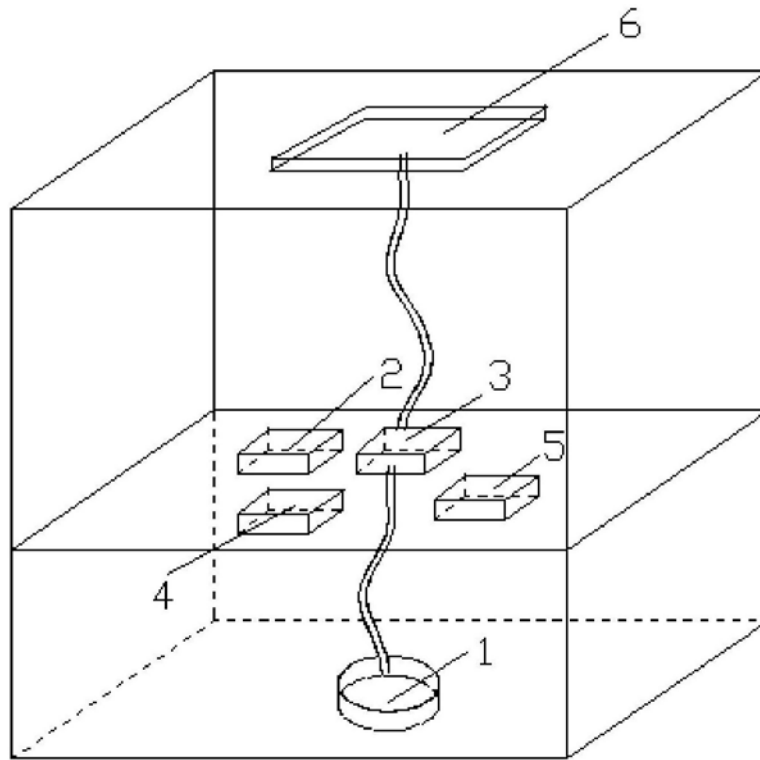


图2

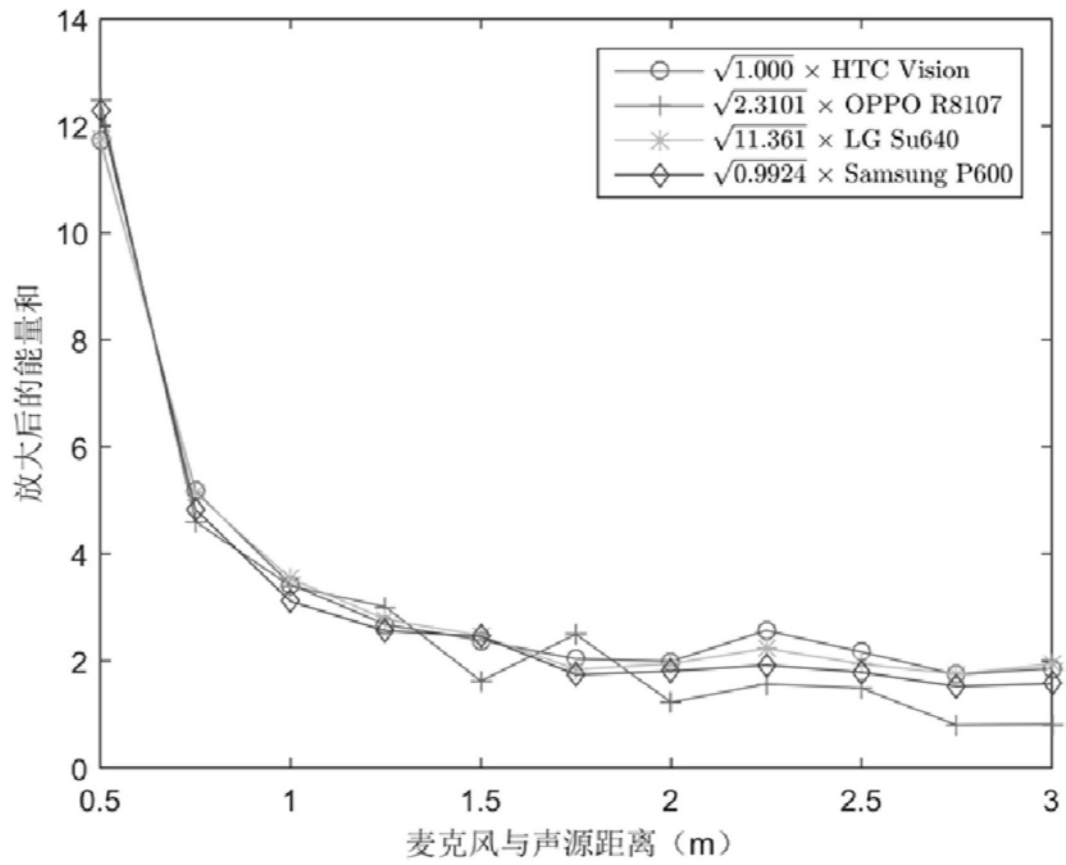


图3

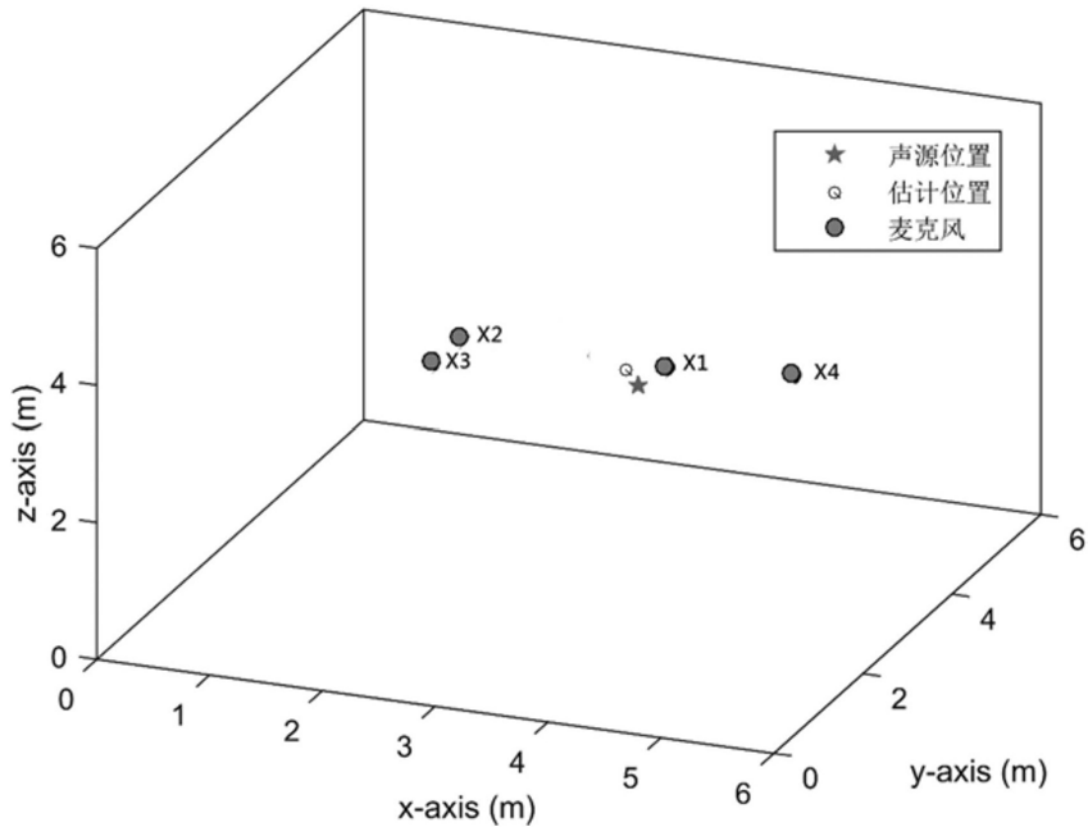


图4

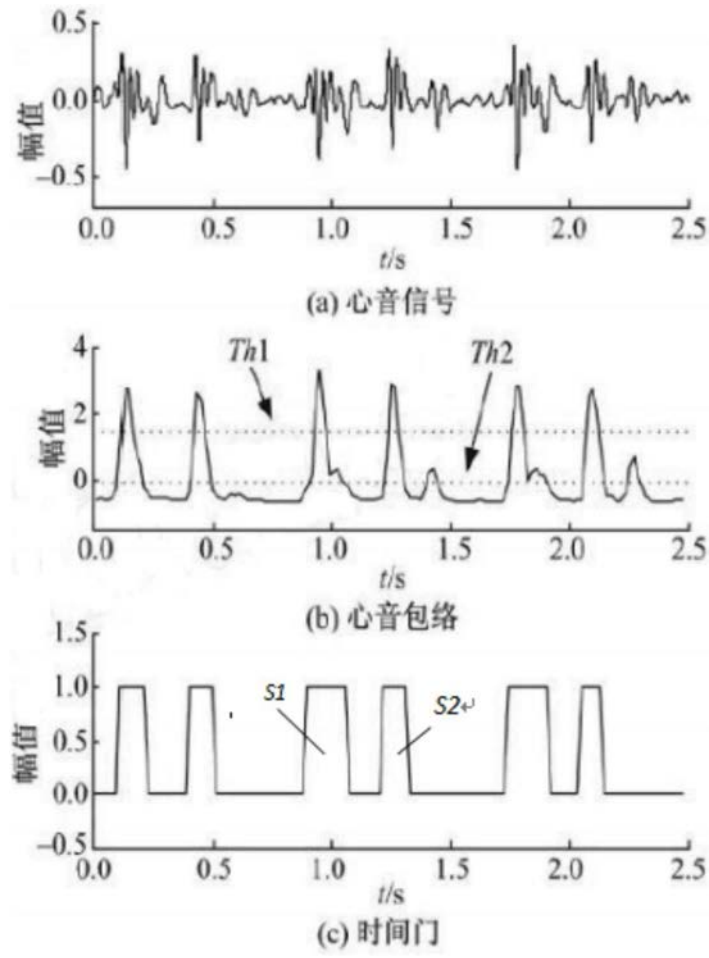


图5

| | | | |
|----------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译) | 基于夜间心音分析的医疗系统及方法 | | |
| 公开(公告)号 | CN105943078B | 公开(公告)日 | 2018-07-24 |
| 申请号 | CN201610352656.9 | 申请日 | 2016-05-25 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| 当前申请(专利权)人(译) | 浙江大学 | | |
| [标]发明人 | 姚青青 林晓鑫 吕诚聪 孟澹 | | |
| 发明人 | 姚青青 林晓鑫 吕诚聪 孟澹 | | |
| IPC分类号 | A61B7/04 A61B5/024 A61B5/00 A61F5/56 | | |
| CPC分类号 | A61B5/024 A61B5/4809 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/7235 A61B5/746 A61B7/04 A61B2503/04 A61F5/56 | | |
| 其他公开文献 | CN105943078A | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明公开了一种基于夜间心音分析的医疗系统及方法，该系统包括若干音频信号采集装置和监护服务端。音频信号采集装置置于床的不同位置。本发明通过对心音声源信号的采集、分析，利用能量比定位算法确定心音声源的具体位置，从而实现被监护者的夜间实时监护。本发明系统还具有心音信号显示、存储与心率计算的功能，能够在被监护者心率超过正常范围时进行警报，从而避免危险的发生。本发明可以检测夜间心率、睡眠习惯与翻身次数等，实现无辐射监护。

$$\frac{E_1}{E_2} = \frac{d_2^2}{d_1^2}$$