



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 105748076 A

(43)申请公布日 2016.07.13

(21)申请号 201610240645.1

(22)申请日 2016.04.18

(71)申请人 中国人民解放军海军医学研究所
地址 200082 上海市杨浦区翔殷路880号

(72)发明人 王川 廖镇 李强 黄百乔
展文豪 李晓军

(74)专利代理机构 上海申新律师事务所 31272
代理人 竺路玲

(51)Int. Cl.

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/18(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G05B 19/04(2006.01)

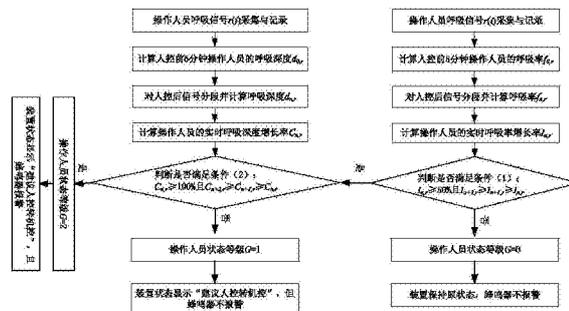
权利要求书3页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统及方法

(57)摘要

本发明涉及人因工程技术领域,尤其涉及一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统。至少包括呼吸检测模块,以实时采集所述操作人员的呼吸信号,并将所述呼吸率信号输出;以及与所述呼吸检测模块连接的控制器,以接收并分析所述呼吸信号,并根据所述呼吸信号反映的呼吸特征对所述操作人员的认知状态进行评估,并根据评估结果辅助所述操作人员决定是否人控转机控;以及一种基于人的呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,基于操作员在人控任务中是否处于精神高度紧张状态的判断,辅助进行人控转机控,有效降低人因失误发生概率,提高系统的人因可靠性和安全性水平。



1. 一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,应用于对操作人员的认知状态进行评估以辅助所述操作人员决定是否人控转机控,所述系统包括:

呼吸检测模块,实时采集所述操作人员的呼吸信号,并将所述呼吸率信号输出;

控制器,与所述呼吸检测模块连接,以接收并分析所述呼吸信号,以根据所述呼吸信号反映的呼吸特征对所述操作人员的认知状态进行评估,并根据评估结果辅助所述操作人员决定是否人控转机控。

2. 根据权利要求1所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,所述呼吸检测模块包括差压型硅压阻式传感器,且所述差压型硅压阻式传感器与所述控制器连接,以将实时采集的差压形式的呼吸信号输送至所述控制器。

3. 根据权利要求2所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,用胸束缚带将所述硅压阻式传感器置于操作员的胸腔处。

4. 根据权利要求2所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,所述系统还包括:

放大电路,与所述差压型硅压阻式传感器连接,以接收所述呼吸信号,并将所述呼吸信号放大后输出;

模数转换电路,分别与所述放大电路和所述控制器连接,以接收所述放大电路输出的放大后的差压信号,并将其转换为数字式的呼吸信号后输出至所述控制器进行分析处理。

5. 根据权利要求4所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,所述放大电路设有第一正相输入端+INA和第二正相输入端+INB以及第一输出端OUTA和第二输出端OUTB,所述硅压阻式传感器输出的是一组差分式的正相呼吸信号S+和反相呼吸信号S-,所述正相呼吸信号S+传输至所述放大电路的第一正相输入端+INA,所述反相呼吸信号S-传输至所述放大电路的第二正相输入端+INB。

6. 根据权利要求5所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,所述放大电路接有:

第一电阻R1和第二电阻R2,所述第一电阻R1连接在所述放大电路的第一输出端OUTA和第二输出端OUTB之间;所述第二电阻R2连接在所述第一输出端OUTA和第一反相输入端-INB之间;以及

第三电阻R3,所述第三电阻R3连接在所述第一输出端OUTA和第二输出端OUTB之间;

其中,所述第二反相输入端-INB连接在所述第一电阻R1和第三电阻R3之间;所述放大电路的放大倍数由 $(1+2R2/R1)$ 决定。

7. 根据权利要求4所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其特征在于,所述控制器根据对所述操作人员的认知状态评估结果产生显示数据和蜂鸣指令,所述系统还包括:

显示模块,与所述控制器连接,以接收并根据所述显示数据执行显示任务,进而显示提醒所述操作人员决定是否人控转机控;

蜂鸣器,与所述控制器连接,以接收并根据所述蜂鸣指令执行蜂鸣任务,进而蜂鸣提醒所述操作人员决定是否人控转机控。

8. 一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其特征在于,应用于如权利要求1-7所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,所述方法包括:

步骤1:操作人员开始进行人控操作;

步骤2:通过呼吸检测模块采集所述操作人员的呼吸信号 $r(i)$ $i \geq 1$ 并由控制器进行处理,以提取所述操作人员的呼吸特征;

步骤3:根据所述呼吸特征对所述操作人员的认知状态进行评估,并根据所述操作人员的认知状态的评估结果辅助所述操作人员决定是否人控转机控。

9.根据权利要求8所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其特征在于,所述呼吸特征包括实时呼吸增长率,所述步骤2包括:

在步骤1中的所述人控操作开始前,通过所述呼吸率采集模块采集所述操作人员的初始呼吸率信号 $r_0(i)$ $i \geq 1$,对所述初始呼吸率信号滤波后应用主信号频率确定方法进行离散时间傅里叶变换,得到所述操作人员的初始呼吸率 $f_{0,r}$;

在步骤1中的所述人控操作开始后,通过所述呼吸率采集模块采集并存储操作员的实时呼吸率信号 $r(i)$ $i \geq 1$,并对所述实时呼吸率信号进行分段处理得到分段的呼吸率信号序列 r_n ,且为整数,对所述分段的呼吸率信号序列 r_n 进行滤波后通过主信号频率确定方法得到所述操作人员的实时呼吸率 $f_{n,r}$;

计算所述操作人员的实时呼吸率增长率 $I_{n,h}$,所述 $I_{n,r} = \frac{f_{n,r} - f_{0,r}}{f_{0,r}}$ 。

10.根据权利要求9所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其特征在于,所述步骤3还包括:

判断所述实时呼吸率增长率是否满足条件 $I_{n,r} \geq 50\%$ 及 $I_{n+2,r} \geq I_{n+1,r} \geq I_{n,r}$,其中 $n \geq 1$;若满足则将所述操作人员的认知状态的评定结果 G 设定为未知,并辅助所述操作人员决定是否人控转机控;若不满足则将所述操作人员的认知状态的评定结果 G 设定为 $G=0$,并且不辅助操作人员决定是否人控转机控。

11.根据权利要求10所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其特征在于,所述呼吸率特征还包括实时呼吸深度率变化率,所述步骤2还包括:

在步骤1中的所述人控操作开始前,通过所述呼吸率采集模块采集所述操作人员的初始呼吸率信号 $r_0(i)$ $i \geq 1$,对所述初始呼吸率信号滤波后,得到所述操作人员的初始呼吸

深度 $d_{0,r}$,且 $d_{0,r} = \frac{1}{300f_{s,r}} \sum_{i=1}^{300f_{s,r}} |r_0(i)|$,其中 $f_{s,r}$ 为所述操作人员的呼吸信号的采样频率;

在步骤1中的所述人控操作开始后,通过所述呼吸检测模块采集并存储操作员的实时呼吸率信号 $r(i)$ $i \geq 1$,并对所述实时呼吸率信号进行分段处理得到实时呼吸深度 $d_{n,r}$,所述

$d_{n,r} = \frac{1}{60f_{s,r}} \sum_{i=1}^{60f_{s,r}} |r_n(i)|$;

计算实时呼吸深度变化率 $C_{n,r} = \frac{d_{n,r} - d_{0,r}}{d_{0,r}}$ 。

12.根据权利要求11所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其特征在于,辅助所述操作人员决定是否人控转机控的警示等级包括第一警示等级和第二警示等级,所述步骤3还包括:

当所述认知状态的评定结果G为未知时,进一步判断所述实时呼吸率增长率是否满足条件 $C_{n,r} \geq 100\%$ 及 $C_{n+2,r} \geq C_{n+1,r} \geq C_{n,r}$,其中 $n \geq 1$;若满足则将所述操作人员的认知状态的评定结果G设定为 $G=2$,并以所述第一警示等级辅助所述操作人员决定是否人控转机控;若不满足则将所述操作人员的认知状态G评定为 $G=1$,并以所述第二警示等级辅助所述操作人员决定是否人控转机控。

13.根据权利要求12所述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其特征在于,所述第一警示等级下通过显示模块显示和蜂鸣器鸣响同时警示所述操作人员;所述第二警示等级下只通过所述显示模块显示警示所述操作人员。

一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及人因工程技术领域,尤其涉及一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统及方法。

背景技术

[0002] 人工控制(以人为主导的复杂人机系统控制方式,简称人控)和机器控制(又称为自动控制,是以机器为主导的复杂人机系统自动控制方式,简称机控)相结合逐渐成为复杂人机系统控制方式的主要形式。如大规模自动化生产工业系统控制、核电站应急操作控制、民航或军用航空飞行器飞行控制等,既有人控,又有机控,它们都充分发挥了操作员和机器系统自身的各自优势,提高了复杂人机系统整体的安全性水平。

[0003] 人控和机控相结合的控制方式在任务进程的不同阶段,需要面向具体任务情境科学选择控制方式,以保证任务成功和系统可靠。当前,主要依靠操作人员自身决策的方式实现。但该方法存在着较大的人因失误风险,特别是在紧急或复杂的任务情境下,操作员处于高度紧张、认知能力较弱的状态,只能进行有限的计划或期望性判断,每个下一步动作的选择主要依赖于对任务情境突出特征的感知或经验,使得人因失误概率大大上升。

[0004] Veitman J.A.,Gaillard A.W.K.,等人在《Ergonomics》发表的论文“Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty”中针对飞行员的不同记忆任务难度水平下的生理指标变化进行研究,发现随着被试认知负荷的增加,其呼吸频率(Frequency)显著加快。

[0005] Jeffrey B.Brookings,Glenn F.Wilsonh,Carolyne R.Swain等人在《Biological Psychology》发表的论文“Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control”中,针对美国空军空管员的认知负荷评估研究发现,随着任务难度的提升,被试的呼吸率指标显著升高,但呼吸深度(Respiratory Amplitude)指标变化不显著。刘雪红、吴爱平、王立业、李川勇等人在《生物医学工程与临床》发表的论文“波变换去除心电信号中呼吸信号干扰”中针对中国人群的研究发现,人体呼吸信号的频率范围是0.1~0.35Hz。董明清和马瑞山在《航天医学与医学工程》发表的论文“脑力负荷评定指标敏感性的比较研究”中针对中国人群的认知(脑力)负荷实验研究发现,随着任务难度的增加,被试认知负荷提高,逐次呼吸间期(Inter Respiration Interval,简称IRI)显著减小,呼吸率(Respiration Rate,简称RR)显著加快。

[0006] 综合已报道相关文献分析,认知超负荷时,人体呼吸信号的呼吸率RR指标将显著升高,且在不同情境(如不同任务、不同人群等)的认知负荷研究中具有普遍性,因此将人体呼吸信号的呼吸率RR指标用于紧急或复杂任务情境下操作员认知状态评估具有技术可行性。同时,将该技术应用于复杂人机系统人控转机控过程尚未见相关报道。

发明内容

[0007] 针对目前上述存在的上述问题,本发明提供一种基于人体呼吸信号的人控转机控

辅助决策系统,应用于对操作人员的认知状态进行评估以辅助所述操作人员决定是否人控转机控,所述系统包括:

[0008] 呼吸检测模块,实时采集所述操作人员的呼吸信号,并将所述呼吸率信号输出;

[0009] 控制器,与所述呼吸检测模块连接,以接收并分析所述呼吸信号,以根据所述呼吸信号反映的呼吸特征对所述操作人员的认知状态进行评估,并根据评估结果辅助所述操作人员决定是否人控转机控。

[0010] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其中,所述呼吸检测模块包括差压型硅压阻式传感器,且所述差压型硅压阻式传感器与所述控制器连接,以将实时采集的差压形式的呼吸信号输送至所述控制器。

[0011] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其中,用胸束缚带将所述硅压阻式传感器置于操作员的胸腔处。

[0012] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其中,所述呼吸检测模块还包括:

[0013] 放大电路,与所述差压型硅压阻式传感器连接,以接收所述呼吸信号,并将所述呼吸信号放大后输出;

[0014] 模数转换电路,分别与所述放大电路和所述控制器连接,以接收所述放大电路输出的放大后的差压信号,并将其转换为数字式的呼吸信号后输出至所述控制器进行分析处理。

[0015] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其中,所述放大电路设有第一正相输入端+INA和第二正相输入端+INB以及第一输出端OUTA和第二输出端OUTB,所述硅压阻式传感器输出的是一组差分式的正相呼吸信号S+和反相呼吸信号S-,所述正相呼吸信号S+传输至所述放大电路的第一正相输入端+INA,所述反相呼吸信号S-传输至所述放大电路的第二正相输入端+INB。

[0016] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其中,所述放大电路接有:

[0017] 第一电阻R1和第二电阻R2,所述第一电阻R1连接在所述放大电路的第一输出端OUTA和第二输出端OUTB之间;所述第二电阻R2连接在所述第一输出端OUTA2和第一反相输入端-INA之间;以及

[0018] 第三电阻R3,所述第三电阻R3连接在所述第一输出端OUTA和第二输出端OUTB之间;

[0019] 其中,所述第二反相输入端-INB连接在所述第一电阻R1和第三电阻R3之间;所述放大电路的放大倍数由 $(1+2R2/R1)$ 决定。

[0020] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,其中,所述控制器根据对所述操作人员的认知状态评估结果产生显示数据和蜂鸣指令,所述系统还包括:

[0021] 显示模块,与所述控制器连接,以接收并根据所述显示数据执行显示任务,进而显示提醒所述操作人员决定是否人控转机控;

[0022] 蜂鸣器,与所述控制器连接,以接收并根据所述蜂鸣指令执行蜂鸣任务,进而蜂鸣提醒所述操作人员决定是否人控转机控。

[0023] 一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,应用于如上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统,所述方法包括:

[0024] 步骤1:操作人员开始进行人控操作;

[0025] 步骤2:通过呼吸检测模块采集所述操作人员的呼吸信号 $r(i) i \geq 1$ 并由控制器进行处理,以提取所述操作人员的呼吸特征;

[0026] 步骤3:根据所述呼吸特征对所述操作人员的认知状态进行评估,并根据所述操作人员的认知状态的评估结果辅助所述操作人员决定是否人控转机控。

[0027] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其中,所述呼吸特征包括实时呼吸增长率,所述步骤2包括:

[0028] 在步骤1中的所述人控操作开始前,通过所述呼吸率采集模块采集所述操作人员的初始呼吸率信号 $r_0(i) i \geq 1$,对所述初始呼吸率信号滤波后应用主信号频率确定方法进行离散时间傅里叶变换,得到所述操作人员的初始呼吸率 $f_{0,r}$;

[0029] 在步骤1中的所述人控操作开始后,通过所述呼吸率采集模块采集并存储操作员的实时呼吸率信号 $r(i) i \geq 1$,并对所述实时呼吸率信号进行分段处理得到分段的呼吸率信号序列 r_n ,且为整数,对所述分段的呼吸率信号序列 r_n 进行滤波后通过主信号频率确定方法得到所述操作人员的实时呼吸率 $f_{n,r}$;

[0030] 计算所述操作人员的实时呼吸率增长率 $I_{n,r}$,所述 $I_{n,r} = \frac{f_{n,r} - f_{0,r}}{f_{0,r}}$ 。

[0031] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其中,所述步骤3还包括:

[0032] 判断所述实时呼吸率增长率是否满足条件 $I_{n,r} \geq 50\%$ 及 $I_{n+2,r} \geq I_{n+1,r} \geq I_{n,r}$,其中 $n \geq 1$;若满足则将所述操作人员的认知状态的评定结果G设定为未知,并辅助所述操作人员决定是否人控转机控;若不满足则将所述操作人员的认知状态的评定结果G设定为 $G=0$,并且不辅助操作人员决定是否人控转机控。

[0033] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其中,所述呼吸率特征还包括实时呼吸深度率变化率,所述步骤2还包括:

[0034] 在步骤1中的所述人控操作开始前,通过所述呼吸率采集模块采集所述操作人员的初始呼吸率信号 $r_0(i) i \geq 1$,对所述初始呼吸率信号滤波后,得到所述操作人员的初始呼吸深度 $d_{0,r}$,且 $d_{0,r} = \frac{1}{300 f_{s,r}} \sum_{i=1}^{300 f_{s,r}} |r_0(i)|$,其中 $f_{s,r}$ 为所述操作人员的呼吸信号的采样频率;

[0035] 在步骤1中的所述人控操作开始后,通过所述呼吸检测模块采集并存储操作员的实时呼吸率信号 $r(i) i \geq 1$,并对所述实时呼吸率信号进行分段处理得到实时呼吸深度 $d_{n,r}$,所述 $d_{n,r} = \frac{1}{60 f_{s,r}} \sum_{i=1}^{60 f_{s,r}} |r_n(i)|$;

[0036] 计算实时呼吸深度变化率 $C_{n,r} = \frac{d_{n,r} - d_{0,r}}{d_{0,r}}$ 。

[0037] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其中,辅助所述操作人员决定是否人控转机控的警示等级包括第一警示等级和第二警示等级,所述步骤3还包括:

[0038] 当所述认知状态的评定结果G为未知时,进一步判断所述实时呼吸率增长率是否

满足条件 $C_{n,r} \geq 100\%$ 及 $C_{n+2,r} \geq C_{n+1,r} \geq C_{n,r}$,其中 $n \geq 1$;若满足则将所述操作人员的认知状态的评定结果G设定为 $G=2$,并以所述第一警示等级辅助所述操作人员决定是否人控转机控;若不满足则将所述操作人员的认知状态G评定为 $G=1$,并以所述第二警示等级辅助所述操作人员决定是否人控转机控。

[0039] 上述的基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策方法,其中,所述第一警示等级下通过显示模块显示和蜂鸣器鸣响同时警示所述操作人员;所述第二警示等级下只通过所述显示模块显示警示所述操作人员。

附图说明

[0040] 图1为本发明基于呼吸信号的人控转机控辅助决策系统的系统框图;

[0041] 图2为本发明基于呼吸信号的人控转机控辅助决策系统的电路原理图;

[0042] 图3为本发明基于呼吸信号的人控转机控辅助决策方法的方法流程示意图。

具体实施方式

[0043] 下面结合附图和具体实施例对本发明作进一步说明,但不作为本发明的限定。

[0044] 现结合附图对本发明具体实施方式作进一步说明。

[0045] 首先,结合附图1、图2对基于操作人员呼吸信号的人控转机控辅助决策系统进行说明:

[0046] 可以选取HoneyweII公司生产的差压型硅压阻式传感器26PCBFA6D作为呼吸检测模块,放大电路可以采用OP4177元器件,对称并联差动放大可以获得极高的输入阻抗和共模抑制比;模数转换电路可以采用AD7674元器件,双极输入,采样率800kS/s,动态范围103dB,通过SPI接口输入到单片机STC15W4K32S4;显示模块可以采用低功耗1602字符显示。

[0047] 呼吸检测模块1实时采集操作人员的呼吸信号,并将呼吸率信号输出;控制器4与呼吸检测模块1连接,以接收并分析呼吸信号,以根据呼吸信号反映的呼吸特征对操作人员的认知状态进行评估,并根据评估结果辅助操作人员决定是否人控转机控;呼吸检测模块1可以包括或采用差压型硅压阻式传感器,这里以采用差压型硅压阻式传感器1为例,且差压型硅压阻式传感器1与控制器4连接,以将实时采集的差压形式的呼吸信号输送至控制器4;可以用胸束缚带将硅压阻式传感器1置于操作员的胸腔处;放大电路2可以与差压型硅压阻式传感器1连接,以接收呼吸信号,并将呼吸信号放大后输出;模数转换电路3分别与放大电路2和控制器4连接,以接收放大电路2输出的放大后的差压信号,并将其转换为数字式的呼吸信号后输出至控制器4进行分析处理;放大电路2设有第一正相输入端+INA和第二正相输入端+INB以及第一输出端OUTA和第二输出端OUTB,硅压阻式传感器1输出的是一组差分式的正相呼吸信号S+和反相呼吸信号S-,正相呼吸信号S+传输至放大电路2的第一正相输入端+INA,反相呼吸信号S-传输至放大电路2的第二正相输入端+INB;放大电路2中第一电阻R1和第二电阻R2,第一电阻R1连接在放大电路的第一输出端OUTA和第二输出端OUTB之间;第二电阻R2连接在第一输出端OUTA和第一反相输入端-INB之间;第三电阻R3,所述第三电阻R3连接在第一输出端OUTA和第二输出端OUTB之间;其中,第二反相输入端-INB连接在第一电阻R1和第三电阻R3之间;放大电路的放大倍数由 $(1+2R2/R1)$ 决定;显示模块5与控制器4连接,以接收并根据显示数据执行显示任务,进而显示提醒操作人员决定是否人控转机

控;蜂鸣器6与控制器4连接,以接收并根据蜂鸣指令执行蜂鸣任务,进而蜂鸣提醒操作人员决定是否人控转机控。

[0048] 现结合图3,以某水下航行器模拟指挥信息系统的控制方式转换操作为例,对基于操作人员呼吸信号的人控转机控辅助决策方法进行说明。

[0049] 将本发明中的基于操作人员呼吸信号的人控转机控辅助决策装置安装在水下航行器模拟指挥信息系统附近合适位置(如控制台)。操作人员就位后对装置进行连接,用胸束缚带将差压型硅压阻式传感器置于操作人员的胸腔处,要求连结部位松紧适度。装置连接完毕后,开启装置电源。操作人员以人控方式开始进行模拟指挥信息系统的操作。

[0050] 步骤1:对经由差压型硅压阻式传感器采集的操作人员呼吸信号 $r(i) i \geq 1$ 进行处理,提取呼吸率特征

[0051] 步骤1.1:人机系统人控操作开始准备实施的前5分钟开始采集操作人员的呼吸信号,并记录存储;

[0052] 步骤1.2:设人控操作开始准备实施的前5分钟开始采集的操作人员呼吸信号为 $r_0(i) i \geq 1$,应用Butterworth滤波器对其进行通带滤波,通带截止频率设置为 $\Omega_p = [0.20\pi, 0.70\pi]$,阻带截止频率设置为 $\Omega_s = [0.02\pi, 0.80\pi]$,通带衰减为0.5dB,阻带最大衰减为10dB,输出信号频率范围0.10~0.35Hz;应用主信号频率确定方法,得到操作人员的呼吸率 $f_{0,r} = 0.2\text{Hz}$;

[0053] 步骤2.3:对人控操作开始后采集的操作人员呼吸信号进行分段处理,序列长度为 $L_r = 60f_{s,r}$, $f_{s,r}$ 为操作人员呼吸信号的采样频率, L_r 为采集时间为1分钟的呼吸信号长度;

[0054] 步骤2.4:设人控操作开始后采集的分段呼吸信号 r_n

[0055] $r_n = [r((n-1) \times L_r + 300f_{s,r} + 1), r((n-1) \times L_r + 300f_{s,r} + 2), \dots, h((n-1) \times L_r + 300f_{s,r} + L_r)]$ $n \geq 1$ 且为整数,对 r_n 应用Butterworth滤波器对其进行通带滤波,通带截止频率设置为 $\Omega_p = [0.20\pi, 0.70\pi]$,阻带截止频率设置为 $\Omega_s = [0.02\pi, 0.80\pi]$,通带衰减为0.5dB,阻带最大衰减为10dB,输出信号频率范围0.10~0.35Hz;应用主信号频率确定方法,得到操作人员的心率 $f_{n,r}$;

[0056] 步骤2.5:计算人控操作开始后操作人员的实时呼吸率增长率 $I_{n,r}$

$$[0057] \quad I_{n,r} = \frac{f_{n,r} - f_{0,r}}{f_{0,r}}$$

[0058] 从 $n=1$ 开始,可以得到人控操作开始后操作人员的实时呼吸率增长率序列

[0059] $[0, 0, 0.08, 0.08, 0.17, 0.25, 0.50, 0.55, 0.55, \dots]$

[0060] 可以发现,控操作开始后第3分钟开始,操作人员的呼吸率开始升高。研究表明,针对中国人群的认知(脑力)负荷实验研究发现,随着任务难度的增加,被试认知负荷提高,逐次呼吸间期显著减小,呼吸率显著加快。同时,针对中国人群的研究发现,人体呼吸信号的频率范围是0.10~0.35Hz,平静时的呼吸率为0.20~0.33Hz,但该值存在个体间差异。

[0061] 步骤2:对经由差压型硅压阻式传感器采集的操作人员呼吸信号 $r(i) i \geq 1$ 进行处理,提取呼吸深度特征

[0062] 步骤2.1:人机系统人控操作开始准备实施的前5分钟开始采集操作人员的呼吸信号,并记录存储;

[0063] 步骤1.2:设人控操作开始准备实施的前5分钟开始采集的操作人员初始呼吸信号

为 $r_0(i)$ $i \geq 1$,应用Butterworth滤波器对其进行通带滤波,通带截止频率设置为 $\Omega_p=[0.20\pi, 0.70\pi]$,阻带截止频率设置为 $\Omega_s=[0.02\pi, 0.80\pi]$,通带衰减为0.5dB,阻带最大衰减为10dB,输出信号频率范围0.10~0.35Hz;则人控操作开始前操作人员的初始呼吸深度

$$[0064] \quad d_{0,r} = \frac{1}{300f_{s,r}} \sum_{i=1}^{300f_{s,r}} |r_0(i)|$$

[0065] 步骤2.3:对人控操作开始后采集的操作人员呼吸信号进行分段处理,序列长度为 $L_r=60f_{s,r}$, $f_{s,r}$ 为操作人员呼吸信号的采样频率, L_r 为采集时间为1分钟的呼吸信号长度;

[0066] 步骤2.4:设人控操作开始后采集的分段呼吸信号 r_n

[0067] $r_n = [r((n-1) \times L_r + 300f_{s,r} + 1), r((n-1) \times L_r + 300f_{s,r} + 2), \dots, h((n-1) \times L_r + 300f_{s,r} + L_r)]$

[0068] $n \geq 1$ 且为整数,对 r_n 应用Butterworth滤波器对其进行通带滤波,通带截止频率设置为 $\Omega_p=[0.20\pi, 0.70\pi]$,阻带截止频率设置为 $\Omega_s=[0.02\pi, 0.80\pi]$,通带衰减为0.5dB,阻带最大衰减为10dB,输出信号频率范围0.10~0.35Hz;则人控操作开始后操作人员的实时呼吸深度

$$[0069] \quad d_{n,r} = \frac{1}{60f_{s,r}} \sum_{i=1}^{60f_{s,r}} |r_n(i)|$$

[0070] 步骤2.5:计算人控操作开始后操作人员的实时呼吸深度变化率 $C_{n,r}$

$$[0071] \quad C_{n,r} = \frac{d_{n,r} - d_{0,r}}{d_{0,r}}$$

[0072] 从 $n=1$ 开始,可以得到人控操作开始后操作人员的实时呼吸深度增长率序列

[0073] $[0.01, 0.01, 0.02, 0.01, 0.10, 0.08, 0.12, 0.15, 0.18, \dots]$

[0074] 步骤3:基于呼吸率和呼吸深度特征的认知状态评估

[0075] 根据设计的判断准则,当 $n=7$ 时,条件(1)满足但条件(2)不满足,操作人员状态等级 $G=1$ 。装置显示“建议人控转机控”,但蜂鸣器不报警。

[0076] 在此种情况下,操作人员得到有效提示,可根据自身状态和任务情景做出是否执行人控转机控的决策。

[0077] 以上所述仅为本发明较佳的实施例,并非因此限制本发明的实施方式及保护范围,对于本领域技术人员而言,应当能够意识到凡运用本发明说明书及图示内容所做出的等同替换和显而易见的变化所得到的方案,均应当包含在本发明的保护范围内。

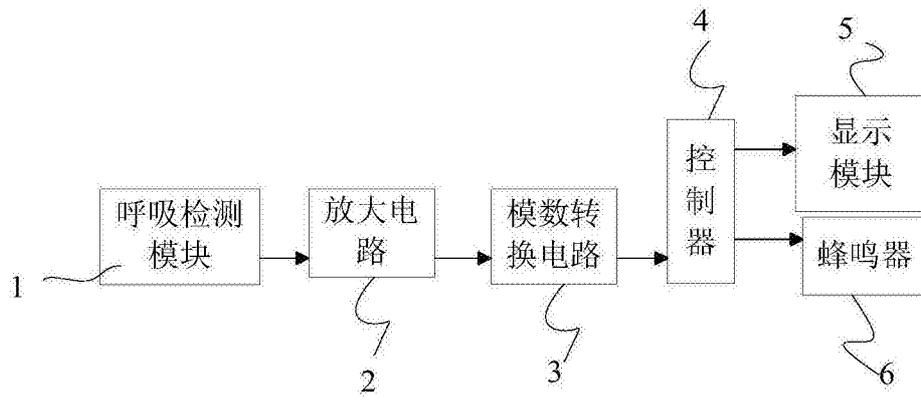


图1

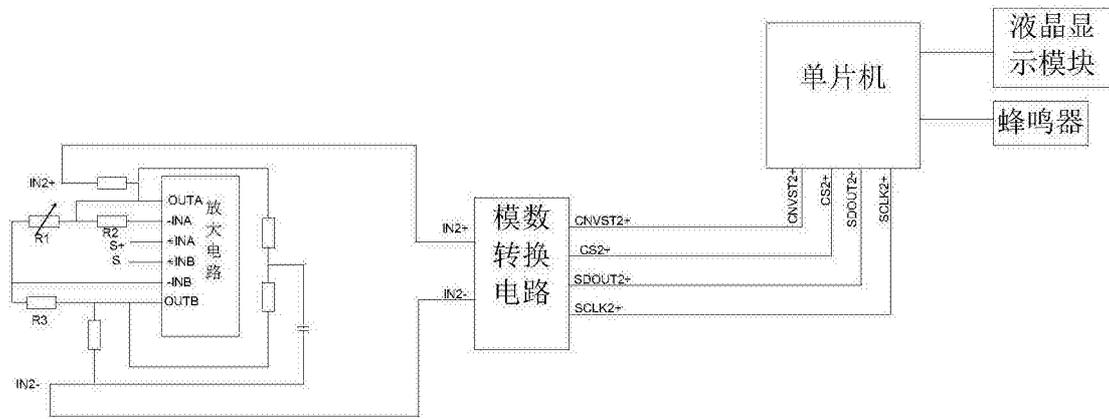


图2

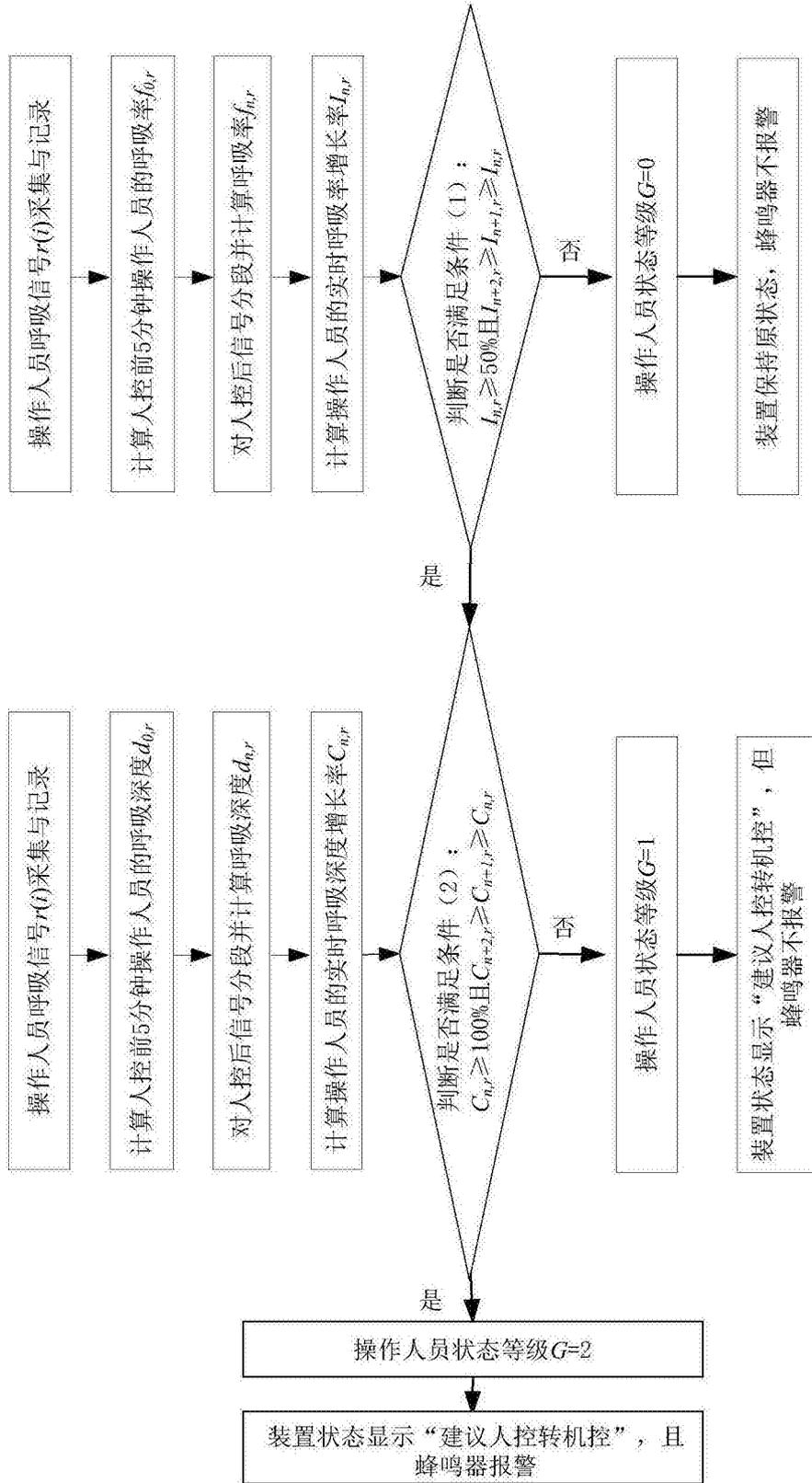


图3

专利名称(译)	一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统及方法		
公开(公告)号	CN105748076A	公开(公告)日	2016-07-13
申请号	CN201610240645.1	申请日	2016-04-18
[标]申请(专利权)人(译)	中国人民解放军海军医学研究所		
申请(专利权)人(译)	中国人民解放军海军医学研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国人民解放军海军医学研究所		
[标]发明人	王川 廖镇 李强 黄百乔 展文豪 李晓军		
发明人	王川 廖镇 李强 黄百乔 展文豪 李晓军		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/18 A61B5/00 G05B19/04		
CPC分类号	A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/165 A61B5/18 A61B5/7225 A61B5/746 G05B19/04		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及人因工程技术领域，尤其涉及一种基于人体呼吸信号的人控转机控辅助决策系统。至少包括呼吸检测模块，以实时采集所述操作人员的呼吸信号，并将所述呼吸率信号输出；以及与所述呼吸检测模块连接的控制器，以接收并分析所述呼吸信号，并根据所述呼吸信号反映的呼吸特征对所述操作人员的认知状态进行评估，并根据评估结果辅助所述操作人员决定是否人控转机控；以及一种基于人的呼吸信号的人控转机控辅助决策方法，基于操作员在人控任务中是否处于精神高度紧张状态的判断，辅助进行人控转机控，有效降低人因失误发生概率，提高系统的人因可靠性和安全性水平。

