



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110840412 A

(43)申请公布日 2020.02.28

(21)申请号 201911251835.3

(22)申请日 2019.12.09

(71)申请人 苏州大学

地址 215000 江苏省苏州市十梓街1号

(72)发明人 徐广银 沈碧玉 张平安 胡淑芬
王健

(74)专利代理机构 北京商专润文专利代理事务
所(普通合伙) 11317

代理人 朱栋梁

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/053(2006.01)

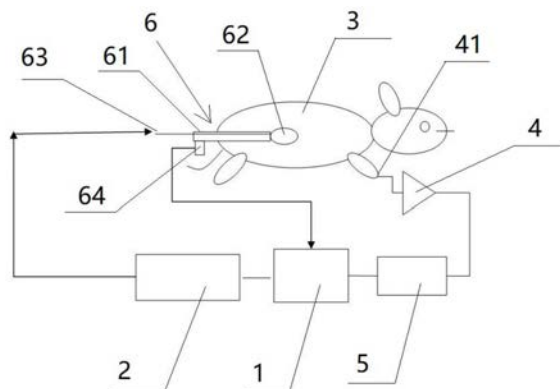
权利要求书2页 说明书4页 附图1页

(54)发明名称

基于动物体通信的疼痛信号检测装置及其检测方法

(57)摘要

本申请公开了基于动物体通信的疼痛信号检测装置及其检测方法,包括处理器、脉冲信号发生器、动物体通信模块、信号检测放大器和模拟数字转换器;脉冲信号发生器能够产生脉冲信号;脉冲信号依次从动物体通信模块、信号检测放大器、模拟数字转换器传递到处理器;处理器通过分析接收到的脉冲信号的响应曲线来反应疼痛强度。人体电阻抗(包含电阻和电抗)可以等效为一个阻容网络(R-C网络),组织不同,其阻容参数也随之改变。本发明就是基于人体应激反应(组织运动)引起人体电阻抗的变化,因此其阻容参数也会变化,当阶跃函数作用于不同R-C网络时其响应曲线也不同,通过分析响应曲线来反应疼痛强度。



1. 基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在于,包括处理器(1)、脉冲信号发生器(2)、动物体通信模块(3)、信号检测放大器(4)和模拟数字转换器(5);

所述脉冲信号发生器(2)能够产生脉冲信号;

所述脉冲信号依次从所述动物体通信模块(3)、信号检测放大器(4)、模拟数字转换器(5)传递到所述处理器(1);

所述处理器(1)通过分析接收到的脉冲信号的响应曲线来反应疼痛强度。

2. 根据权利要求1所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在於:所述动物体通信模块(3)包括人体动物或非人体动物。

3. 根据权利要求1所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在於:还包括插入装置(6),所述插入装置(6)能够插入所述动物体通信模块(3)内,所述脉冲信号发生器(2)的信号发出端设置于所述插入装置(6)。

4. 根据权利要求3所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在於:所述插入装置(6)包括压力管(61)、气囊(62)和第一电极(63),所述气囊(62)设置于压力管(61)一端,气体可以从压力管(61)另一端充入到所述气囊(62)内,所述第一电极(63)设置于所述压力管(61),第一电极(63)与所述脉冲信号发生器(2)电连接,第一电极(63)与所述动物体通信模块(3)接触。

5. 根据权利要求4所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在於:所述压力管(61)的管壁上沿轴线方向设置有刻度。

6. 根据权利要求4所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在於:所述压力管(61)的外壁上设置有压力传感器(64),所述压力传感器(64)将压力管(61)与动物体通信模块(3)之间的压力信号传送给所述处理器(1)。

7. 根据权利要求1所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置,其特征在於:所述信号检测放大器(4)的信号接收端连接有第二电极(41),所述第二电极(41)接触连接于所述动物体通信模块(3)表面。

8. 利用权利要求1-7的基于动物体通信的疼痛信号检测装置的检测方法,其特征在於:包括以下步骤,

脉冲信号发生器(2)发出脉冲信号并传递给生物体通信模块(3);

对生物体通信模块(3)进行疼痛刺激;

信号检测放大器(4)检测到来自于生物体通信模块(3)的脉冲信号,并对脉冲信号进行无失真的放大;

模拟数字转换器(5)接收到放大后的脉冲信号,并将该脉冲信号转换成数字信号;

处理器(1)接收到数字信号,并进行分析。

9. 根据权利要求8所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置的检测方法,其特征在於:所述分析包括以下步骤,

对数字信号进行三次采样,得到三个信号;

用 $d_1(t)$, $d_2(t)$ 和 $d_3(t)$ 表示三个源信号,分别表示在 t 时刻的幅度;

用 $u_1(t)$, $u_2(t)$ 和 $u_3(t)$ 表示三个观测信号. $u(t)$ 是 $d(t)$ 的权重和;

$u_1(t) = e_{11}d_1(t) + e_{12}d_2(t) + e_{13}d_3(t)$;

$u_2(t) = e_{21}d_1(t) + e_{22}d_2(t) + e_{23}d_3(t)$;

$$u_3(t) = e_{31}d_1(t) + e_{32}d_2(t) + e_{33}d_3(t);$$

其中常系数 $e_{ij}(i, j \in \{1, 2, 3\})$ 表示混合权重,与源信号和传感器的距离有关;

找到矩阵 K ,使得表示由源信号 u_i 给出;

这里信号是非高斯的,可以决定系数 e_{ij} ;

$$m_1(t) = k_{11}u_1(t) + k_{12}u_2(t) + k_{13}u_3(t);$$

$$m_2(t) = k_{21}u_1(t) + k_{22}u_2(t) + k_{23}u_3(t);$$

$$m_3(t) = k_{31}u_1(t) + k_{32}u_2(t) + k_{33}u_3(t);$$

如果信号 m_1, m_2 和 m_3 是独立的,则可认为它们就是所要求的源信号 d_1, d_2 和 d_3 ;

通过上述计算,可以判定其应激反应及疼痛强度。

10. 根据权利要求8所述的基于动物体通信的疼痛信号检测装置的检测方法,其特征在于:所述疼痛刺激为通过向气囊(62)内充入气体,改变气囊(62)大小,来产生疼痛刺激。

基于动物体通信的疼痛信号检测装置及其检测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种医疗器械领域,尤其涉及基于动物体通信的疼痛信号检测装置及其检测方法。

背景技术

[0002] 对疼痛进行测量是一项基本的工作,它应该始于治疗开始之前,贯穿于整个治疗过程之中,并持续于治疗之后。然而,疼痛的测量又是一项复杂工作,因为疼痛是主观感觉,由多因素造成及影响的,如躯体的、精神的、环境的、认知的和行为的等等。所以有必要从多方面对疼痛进行评估和测量,包括疼痛的严重程度,治疗疼痛的缓解,患者的精神痛苦、患者对疼痛的感受程度等。目前对疼痛的测量方法主要有:

[0003] 1、视觉模拟评分法(VAS);

[0004] 2、数字疼痛评分法(NPRS);

[0005] 3、口述分级评分法(VRSs);

[0006] 4、多因素疼痛调查评分法;

[0007] 5、行为疼痛测定法(BRSS):(1)六点行为评分法(BRS 6)(2)疼痛日记评分法;

[0008] 这些方法都是人工的评分方法,很不科学。也是不得已而为之。因为目前还没有疼痛的科学测量方法。科学的测量方法应该是能得到一个和疼痛相关的量。这个量直接反应疼痛的强度。比如:测量值50是比较痛,测量值100是很痛。

发明内容

[0009] 本发明的目的是在于提供基于动物体通信的疼痛信号检测装置,解决上述现有技术问题中的一个或者多个。

[0010] 根据本发明的一个方面,提供基于动物体通信的疼痛信号检测装置,包括处理器、脉冲信号发生器、动物体通信模块、信号检测放大器和模拟数字转换器;

[0011] 脉冲信号发生器能够产生脉冲信号;

[0012] 脉冲信号依次从动物体通信模块、信号检测放大器、模拟数字转换器传递到处理器;

[0013] 处理器通过分析接收到的脉冲信号的响应曲线来反应疼痛强度。

[0014] 人体电阻抗(包含电阻和电抗)可以等效为一个阻容网络(R-C网络),组织不同,其阻容参数也随之改变。本发明就是基于人体应激反应(组织运动)引起人体电阻抗的变化,因此其阻容参数也会变化,当阶跃函数作用于不同R-C网络时其响应曲线也不同,通过分析响应曲线来反应疼痛强度。

[0015] 在一些实施方式中:动物体通信模块包括人体动物或非人体动物。

[0016] 在一些实施方式中:还包括插入装置,插入装置能够插入动物体通信模块内,脉冲信号发生器的信号发出端设置于插入装置。

[0017] 在一些实施方式中:插入装置包括压力管、气囊和第一电极,气囊设置于压力管一

端,气体可以从压力管另一端充入到气囊内,第一电极设置于压力管,第一电极与脉冲信号发生器电连接,第一电极与动物体通信模块接触。

[0018] 在一些实施方式中:压力管的管壁上沿轴线方向设置有刻度。

[0019] 在一些实施方式中:压力管的外壁上设置有压力传感器,压力传感器将压力管与动物体通信模块之间的压力信号传送给处理器。

[0020] 在一些实施方式中:信号检测放大器的信号接收端连接有第二电极,第二电极接触连接于动物体通信模块表面。

[0021] 此外还公开了一种基于动物体通信的疼痛信号检测装置的检测方法包括以下步骤,

[0022] 脉冲信号发生器发出脉冲信号并传递给生物体通信模块;

[0023] 对生物体通信模块进行疼痛刺激;

[0024] 信号检测放大器检测来自生物体通信模块的脉冲信号,并对脉冲信号进行无失真的放大;

[0025] 模拟数字转换器接收到放大后的脉冲信号,并将该脉冲信号转换成数字信号;

[0026] 处理器接收到数字信号,并进行分析。

[0027] 在一些实施方式中:分析包括以下步骤,

[0028] 对数字信号进行三次采样,得到三个信号;

[0029] 用 $d_1(t)$, $d_2(t)$ 和 $d_3(t)$ 表示三个源信号,分别表示在 t 时刻的幅度;

[0030] 用 $u_1(t)$, $u_2(t)$ 和 $u_3(t)$ 表示三个观测信号. $u(t)$ 是 $d(t)$ 的权重和;

[0031] $u_1(t) = e_{11}d_1(t) + e_{12}d_2(t) + e_{13}d_3(t)$;

[0032] $u_2(t) = e_{21}d_1(t) + e_{22}d_2(t) + e_{23}d_3(t)$;

[0033] $u_3(t) = e_{31}d_1(t) + e_{32}d_2(t) + e_{33}d_3(t)$;

[0034] 其中常系数 e_{ij} ($i, j \in \{1, 2, 3\}$) 表示混合权重,与源信号和传感器的距离有关;

[0035] 找到矩阵 K ,使得表示由源信号 u_i 给出;

[0036] 这里信号是非高斯的,可以决定系数 e_{ij} ;

[0037] $m_1(t) = k_{11}u_1(t) + k_{12}u_2(t) + k_{13}u_3(t)$;

[0038] $m_2(t) = k_{21}u_1(t) + k_{22}u_2(t) + k_{23}u_3(t)$;

[0039] $m_3(t) = k_{31}u_1(t) + k_{32}u_2(t) + k_{33}u_3(t)$;

[0040] 如果信号 m_1, m_2 和 m_3 是独立的,则可认为它们就是所要求的源信号 d_1, d_2 和 d_3 ;

[0041] 通过上述计算,可以判定其应激反应及疼痛强度。

[0042] 在一些实施方式中:疼痛刺激为通过向气囊内充入气体,改变气囊大小,来产生疼痛刺激。

附图说明

[0043] 图1是本发明基于动物体通信的疼痛信号检测装置的结构示意图;

[0044] 图2是本发明对处理器接收到的数字信号进行的频谱分析图。

具体实施方式

[0045] 下面结合附图说明,对本发明作进一步详细说明。

- [0046] 如图1和图2所示,基于动物体通信的疼痛信号检测装置,包括处理器1、脉冲信号发生器2、动物体通信模块3、信号检测放大器4和模拟数字转换器5;
- [0047] 脉冲信号发生器2能够产生脉冲信号;
- [0048] 脉冲信号依次从动物体通信模块3、信号检测放大器4、模拟数字转换器5传递到处理器1;
- [0049] 处理器1通过分析接收到的脉冲信号的响应曲线来反应疼痛强度。
- [0050] 动物体通信模块3包括人体动物或非人体动物。
- [0051] 还包括插入装置6,插入装置6能够插入动物体通信模块3内,脉冲信号发生器2的信号发出端设置于插入装置6。
- [0052] 插入装置6包括压力管61、气囊62和第一电极63,气囊62设置于压力管61一端,气体可以从压力管61另一端充入到气囊62内,第一电极63设置于压力管61,第一电极63与脉冲信号发生器2电连接,第一电极63与动物体通信模块3接触。
- [0053] 压力管61的管壁上沿轴线方向设置有刻度。
- [0054] 压力管61的外壁上设置有压力传感器64,压力传感器64将压力管61与动物体通信模块3之间的压力信号传送给处理器1。
- [0055] 信号检测放大器4的信号接收端连接有第二电极41,第二电极41接触连接于动物体通信模块3表面。
- [0056] 此外还公开了一种基于动物体通信的疼痛信号检测装置的检测方法,其特征在于:包括以下步骤,
- [0057] 脉冲信号发生器2发出脉冲信号并传递给生物体通信模块3;
- [0058] 对生物体通信模块3进行疼痛刺激;
- [0059] 信号检测放大器4检测到来自于生物体通信模块3的脉冲信号,并对脉冲信号进行无失真的放大;
- [0060] 模拟数字转换器5接收到放大后的脉冲信号,并将该脉冲信号转换成数字信号;
- [0061] 处理器1接收到数字信号,并进行分析。
- [0062] 所述分析包括以下步骤,
- [0063] 对数字信号进行三次采样,得到三个信号;
- [0064] 用 $d_1(t)$, $d_2(t)$ 和 $d_3(t)$ 表示三个源信号,分别表示在 t 时刻的幅度;
- [0065] 用 $u_1(t)$, $u_2(t)$ 和 $u_3(t)$ 表示三个观测信号. $u(t)$ 是 $d(t)$ 的权重和;
- [0066] $u_1(t) = e_{11}d_1(t) + e_{12}d_2(t) + e_{13}d_3(t)$;
- [0067] $u_2(t) = e_{21}d_1(t) + e_{22}d_2(t) + e_{23}d_3(t)$;
- [0068] $u_3(t) = e_{31}d_1(t) + e_{32}d_2(t) + e_{33}d_3(t)$;
- [0069] 其中常系数 $e_{ij}(i, j \in \{1, 2, 3\})$ 表示混合权重,与源信号和传感器的距离有关;
- [0070] 找到矩阵 K ,使得表示由源信号 u_i 给出;
- [0071] 这里信号是非高斯的,可以决定系数 e_{ij} ;
- [0072] $m_1(t) = k_{11}u_1(t) + k_{12}u_2(t) + k_{13}u_3(t)$;
- [0073] $m_2(t) = k_{21}u_1(t) + k_{22}u_2(t) + k_{23}u_3(t)$;
- [0074] $m_3(t) = k_{31}u_1(t) + k_{32}u_2(t) + k_{33}u_3(t)$;
- [0075] 如果信号 m_1, m_2 和 m_3 是独立的,则可认为它们就是所要求的源信号 d_1, d_2 和 d_3 ;

[0076] 通过上述计算,可以以判定其应激反应及疼痛强度。

[0077] 疼痛刺激为通过向气囊62内充入气体,改变气囊62大小,来产生疼痛刺激。

[0078] 综上所述,人体电阻抗(包含电阻和电抗)可以等效为一个阻容网络(R-C网络),组织不同,其阻容参数也随之改变。本发明就是基于人体应激反应(组织运动)引起人体电阻抗的变化,因此其阻容参数也会变化,当阶跃函数作用于不同R-C网络时其响应曲线也不同,通过分析响应曲线来反应疼痛强度。。

[0079] 以上所述仅是本发明的一种实施方式,应当指出,对于本领域普通技术人员来说,在不脱离本发明创造构思的前提下,还可以做出若干相似的变形和改进,这些也应视为本发明的保护范围之内。

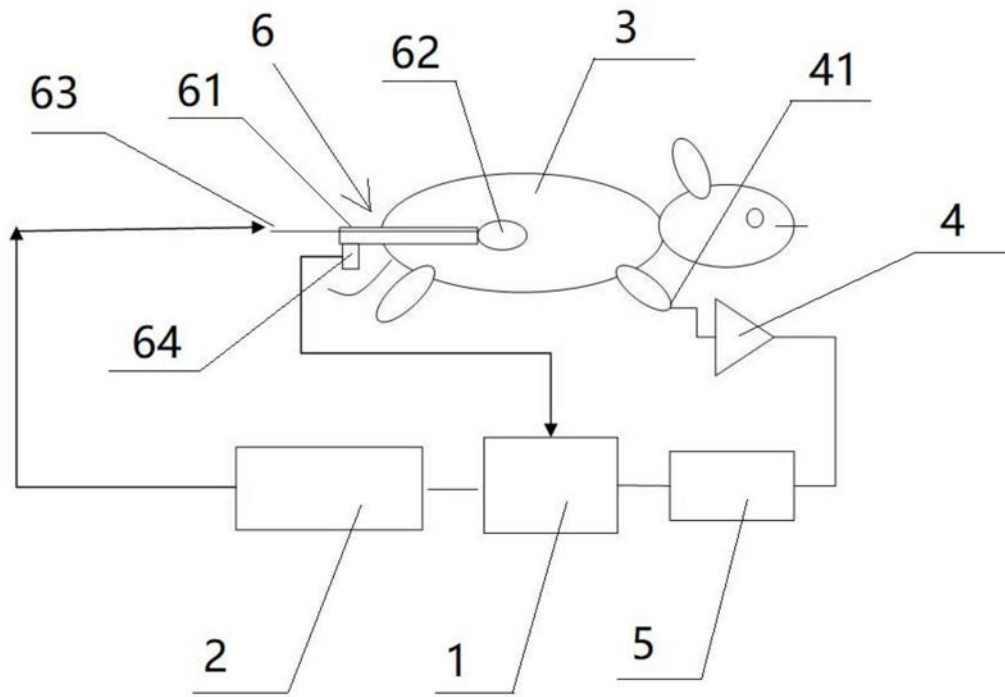


图1

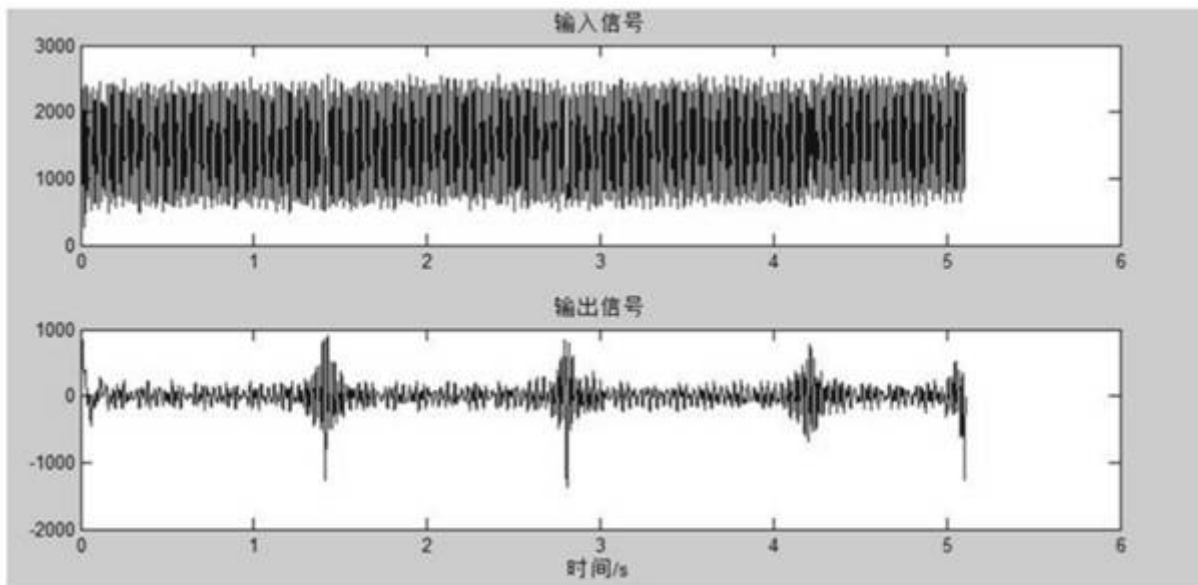


图2

专利名称(译)	基于动物体通信的疼痛信号检测装置及其检测方法		
公开(公告)号	CN110840412A	公开(公告)日	2020-02-28
申请号	CN201911251835.3	申请日	2019-12-09
[标]申请(专利权)人(译)	苏州大学		
申请(专利权)人(译)	苏州大学		
当前申请(专利权)人(译)	苏州大学		
[标]发明人	徐广银 沈碧玉 张平安 胡淑芬 王健		
发明人	徐广银 沈碧玉 张平安 胡淑芬 王健		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/053		
CPC分类号	A61B5/0053 A61B5/053 A61B5/4005 A61B5/4824 A61B5/72 A61B2503/40		
代理人(译)	朱栋梁		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请公开了基于动物体通信的疼痛信号检测装置及其检测方法，包括处理器、脉冲信号发生器、动物体通信模块、信号检测放大器和模拟数字转换器；脉冲信号发生器能够产生脉冲信号；脉冲信号依次从动物体通信模块、信号检测放大器、模拟数字转换器传递到处理器；处理器通过分析接收到的脉冲信号的响应曲线来反应疼痛强度。人体电阻抗(包含电阻和电抗)可以等效为一个阻容网络(R-C网络)，组织不同，其阻容参数也随之改变。本发明就是基于人体应激反应(组织运动)引起人体电阻抗的变化，因此其阻容参数也会变化，当阶跃函数作用于不同R-C网络时其响应曲线也不同，通过分析响应曲线来反应疼痛强度。

