



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108670238 A

(43)申请公布日 2018.10.19

(21)申请号 201810481779.1

(22)申请日 2018.05.18

(71)申请人 苏州爱琴生物医疗电子有限公司

地址 215123 江苏省苏州市工业园区星湖
街218号生物纳米园A4楼517、518单元

(72)发明人 李岳 王丽冰

(74)专利代理机构 北京华沛德权律师事务所
11302

代理人 房德权

(51)Int.Cl.

A61B 5/026(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

A61B 5/0205(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

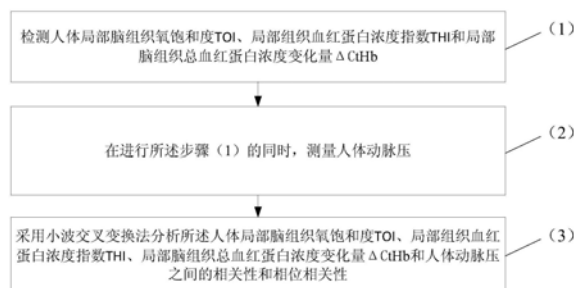
权利要求书2页 说明书7页 附图2页

(54)发明名称

基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法

(57)摘要

本发明的基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法,首先检测人体局部脑组织氧饱和度、局部组织血红蛋白浓度指数和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量;并测量人体动脉压;然后采用小波交叉变换法分析各参数之间的相关性和相位相关性;最后分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。本发明通过测量人体大脑皮层血红蛋白浓度、脑氧饱和度与动脉压,及几个测量结果之间相关性,可以间接地评价脑血流自主调节能力,术前预估病人死亡率,术中定量确定不同人的动脉压的范围,以及术后评估病人恢复情况。



1. 一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法,其特征在于,所述方法包括:

步骤(1)、检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb ;

步骤(2)、在进行所述步骤(1)的同时,测量人体动脉压;

步骤(3)、采用小波交叉变换法,分析所述人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb 和人体动脉压之间的相关性和相位相关性;

步骤(4)、分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。

2. 如权利要求1所述的方法,其特征在于,

所述步骤(3),包括:

连续的小波变换处理数据,在一个特定的时间上,每个频率作为一个相对应的窗口,在该窗口上,一个均值为0的平方可积函数 $\Psi_0(\eta)$ 在时间上的平移和缩放可以对频率进行局部分析, $\Psi_0(\eta)$ 称为母小波;

连续小波变换表示为:

$$W_X(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{n=1}^N x_n \Psi_0 \left[(n - \eta) \frac{\delta t}{s} \right] \quad \text{公式 (1)}$$

S表示尺度, δt 表示采样间隔, x_n ($n=1, 2, 3 \cdots N$) 表示时间序列;

两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波被定义为:

$$W^{XY} = W^X W^{Y*} \quad \text{公式 (2)}$$

式中*表示复共轭,定义 $|W^{XY}|$ 为功率谱,两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 是两个信号 X_n 和 Y_n 交叉变换的结果;其绝对值为功率谱,其中复数矩阵 $|W^{XY}|$ 的相位角为两个时间序列 X_n 和 Y_n 在时频域上的相位差:

$$W_i^{XY}(s) = |W_i^{XY}(s)| e^{i\Phi_i(s)} \quad \text{公式 (3)}$$

式中 $\Phi_i(s)$ 为两时间数列在时间 t_i 尺度 s 下的相位延迟;

所述步骤(4),包括:

小波相关性 (WCO) 公式为:

$$WCO(s) = W^{XY} / \sqrt{(W^X W^Y)}; \quad \text{公式 (4)}$$

小波相位相关性 (WPCO) 公式为:

$$WPCO = \sqrt{((\cos(\bar{\Phi}))^2 + (\sin(\bar{\Phi}))^2)} \quad \text{公式 (5)}$$

其中, $\bar{\Phi}$ 是两组信号相位差在时域上的平均。

3. 根据权利要求1所述的一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法,其特征在于,所述步骤(1)中,使用近红外脑氧检测仪检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb ;具体为:

将两个电极片贴在人体的前额,测量30-60分钟,提取人体局部脑组织氧饱和度TOI和局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb 。

4. 一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价装置,其特征在于,所述

装置包括:

第一检测单元,用于检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb ;

第二检测单元,用于在第一检测单元运行的同时,测量人体动脉压;

分析单元,用于采用小波交叉变换法,分析所述人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb 和人体动脉压之间的相关性和相位相关性,以及分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。

5. 根据权利要求4所述的一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价装置,其特征在于,所述分析单元用于:

连续的小波变换处理数据,在一个特定的时间上,每个频率作为一个相对应的窗口,在该窗口上,一个均值为0的平方可积函数 $\Psi_0(\eta)$ 在时间上的平移和缩放可以对频率进行局部分析, $\Psi_0(\eta)$ 称为母小波;

连续小波变换表示为:

$$W_X(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{n'=1}^N x_{n'} \Psi_0 \left[(n' - n) \frac{\delta t}{s} \right] \quad \text{公式 (1)}$$

S表示尺度, δt 表示采样间隔, $x_n (n=1, 2, 3 \cdots N)$ 表示时间序列;

两个不同时间域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波被定义为:

$$W^{XY} = W^X W^{Y*} \quad \text{公式 (2)}$$

式中*表示复共轭,定义 $|W^{XY}|$ 为功率谱,两个不同时间域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 是两个信号 X_n 和 Y_n 交叉变换的结果;其绝对值为功率谱,其中复数矩阵 $|W^{XY}|$ 的相位角为两个时间序列 X_n 和 Y_n 在时频域上的相位差:

$$W_i^{XY}(s) = |W_i^{XY}(s)| e^{i\Phi_i(s)} \quad \text{公式 (3)}$$

式中 $\Phi_i(s)$ 为两时间数列在时间 t_i 尺度 s 下的相位延迟;

分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性:

小波相关性 (WCO) 公式为:

$$WCO(s) = W^{XY} / \sqrt{(W^X W^Y)}; \quad \text{公式 (4)}$$

小波相位相关性 (WPCO) 公式为:

$$WPCO = \sqrt{((\cos(\bar{\Phi}))^2 + (\sin(\bar{\Phi}))^2)} \quad \text{公式 (5)}$$

其中, $\bar{\Phi}$ 是两组信号相位差在时域上的平均。

基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物医学工程技术领域,特别涉及一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法。

背景技术

[0002] 通过测量人体大脑皮层血红蛋白浓度、脑氧饱和度与动脉压,并通过特定方式计算上述几个测量结果之间相关性,可以间接地评价脑血流自主调节(CA,Cerebral autoregulation)能力,从而可以术前预估病人死亡率,术中定量的确定不同人的动脉压的范围,以及术后评估病人恢复情况。

[0003] 基于脑血流自主调节的评估,已有相关的人员进行了研究,如临床上用到的Mx、PRx。但它们的使用存在着很大的局限性,Mx参数表示的是大脑中动脉血流速度与动脉压之间的相关性,而大脑中动脉血流速度是通过经颅多普勒技术测量得到的,这种测量方式可靠性很大程度上依赖操作者的技术,而且骨窗穿透不良时无法进行检查,且其只能进行短时间的连续测量。PRx表示的是颅内压与动脉压之间的关系,而颅内压在测量时需要将颅内压检测探测仪探头置于颅内,即测量是有创的,因此极大的限制了其适用范围。脑氧间接的反映了脑血流变化情况,计算脑氧和动脉压之间的相关性,可以实现临床上的无创、连续、实时监测,并且操作简便。目前就脑氧与动脉压之间的关系已有相关研究人员做出一定的研究,但算法不够完善,准确度和有效性有待进一步验证,临床上还未推广。

[0004] 小波分析是当前应用数学和工程学科中一个迅速发展的新领域,经过近30年的探索研究,重要的数学形式化体系已经建立。与傅里叶变换相比,小波变换是空间(时间)和频率的局部变换,因而能有效地从信号中提取信息。通过伸缩和平移等运算功能可对函数或信号进行多尺度的细化分析,解决了傅里叶变换不能解决的许多困难问题。

[0005] 本发明就脑氧与动脉压之间的关系提出了新的研究方法和参数,使用小波分析方法在频域上就不同频段对参数进行分析,而不同的频段具有不同的生理意义,因此使本发明的评价方法更具有针对性。

发明内容

[0006] 本发明提供一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法,解决了现有技术中存在的问题,提高了脑血流自主调节能力评价的精度和检测效率。

[0007] 第一方面,本发明所述技术方案如下:

[0008] 本发明的一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法,包括以下步骤:

[0009] 步骤(1)、检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$;

[0010] 步骤(2)、在进行所述步骤(1)的同时,测量人体动脉压;

[0011] 步骤(3)、采用小波交叉变换法,分析所述人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织

血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb 和人体动脉压之间的相关性和相位相关性；

[0012] 步骤(4)、分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。

[0013] 优选地,所述步骤(3),包括:

[0014] 连续的小波变换处理数据,在一个特定的时间上,每个频率作为一个相对应的窗口,在该窗口上,一个均值为0的平方可积函数 $\Psi_0(n)$ 在时间上的平移和缩放可以对频率进行局部分析, $\Psi_0(n)$ 称为母小波;

[0015] 连续小波变换表示为:

$$W_X(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{n=1}^{N'} x_n \cdot \Psi_0 \left[(n - n_0) \frac{\delta t}{s} \right] \quad \text{公式 (1)}$$

[0017] S表示尺度, δt 表示采样间隔, $x_n (n=1, 2, 3 \cdots N)$ 表示时间序列;

[0018] 两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波被定义为:

$$W^{XY} = W^X W^{Y*} \quad \text{公式 (2)}$$

[0020] 式中*表示复共轭,定义 $|W^{XY}|$ 为功率谱,两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 是两个信号 X_n 和 Y_n 交叉变换的结果;其绝对值为功率谱,其中复数矩阵 $|W^{XY}|$ 的相位角为两个时间序列 X_n 和 Y_n 在时频域上的相位差:

$$W_i^{XY}(s) = |W_i^{XY}(s)| e^{i\Phi_i(s)} \quad \text{公式 (3)}$$

[0022] 式中 $\Phi_i(s)$ 为两时间数列在时间 t_i 尺度 s 下的相位延迟;

[0023] 步骤(4),包括:

[0024] 小波相关性(WCO)公式为:

$$WCO(s) = W^{XY} / \sqrt{(W^X W^Y)}; \quad \text{公式 (4)}$$

[0026] 小波相位相关性(WPCO)公式为:

$$WPCO = \sqrt{((\cos(\bar{\Phi}))^2 + (\sin(\bar{\Phi}))^2)} \quad \text{公式 (5)}$$

[0028] 其中, $\bar{\Phi}$ 是两组信号相位差在时域上的平均。

[0029] 优选地,在步骤(1)中,使用近红外脑氧检测仪检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb ;具体为:

[0030] 将两个电极片贴在人体的前额,测量30-60分钟,提取人体局部脑组织氧饱和度TOI和局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb 。

[0031] 第二方面,本发明所述技术方案如下:

[0032] 一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价装置,包括:

[0033] 第一检测单元,用于检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb ;

[0034] 第二检测单元,用于在第一检测单元运行的同时,测量人体动脉压;

[0035] 分析单元,用于采用小波交叉变换法,分析所述人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 ΔCtHb 和人体动脉压之间的相关性和相位相关性,以及分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。

[0036] 优选地,所述分析单元用于:

[0037] 连续的小波变换处理数据,在一个特定的时间上,每个频率作为一个相对应的窗口,在该窗口上,一个均值为0的平方可积函数 $\Psi_0(n)$ 在时间上的平移和缩放可以对频率进行局部分析, $\Psi_0(n)$ 称为母小波;

[0038] 连续小波变换表示为:

$$W_X(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{n'=1}^{N'} x_{n'} \Psi_0 \left[(n' - n) \frac{\delta t}{s} \right] \quad \text{公式 (1)}$$

[0040] S表示尺度, δt 表示采样间隔, $x_n (n=1, 2, 3 \cdots N)$ 表示时间序列;

[0041] 两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波被定义为:

$$W^{XY} = W^X W^{Y*} \quad \text{公式 (2)}$$

[0043] 式中*表示复共轭,定义 $|W^{XY}|$ 为功率谱,两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 是两个信号 X_n 和 Y_n 交叉变换的结果;其绝对值为功率谱,其中复数矩阵 $|W^{XY}|$ 的相位角为两个时间序列 X_n 和 Y_n 在时频域上的相位差:

$$W_i^{XY}(s) = |W_i^{XY}(s)| e^{i\Phi_i(s)} \quad \text{公式 (3)}$$

[0045] 式中 $\Phi_i(s)$ 为两时间数列在时间 t_i 尺度s下的相位延迟;

[0046] 分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性;

[0047] 小波相关性(WCO)公式为:

$$WCO(s) = W^{XY} / \sqrt{(W^X W^Y)}; \quad \text{公式 (4)}$$

[0049] 小波相位相关性(WPCO)公式为:

$$WPCO = \sqrt{((\cos(\bar{\Phi}))^2 + (\sin(\bar{\Phi}))^2)} \quad \text{公式 (5)}$$

[0051] 其中, $\bar{\Phi}$ 是两组信号相位差在时域上的平均。

[0052] 本发明提供的技术方案具有如下有益效果:

[0053] 本发明就脑氧与动脉压之间的关系提出了新的研究方法和参数,使用小波分析方法在频域上就不同频段对参数进行分析,而不同的频段具有不同的生理意义,因此测量更具有针对性。本发明实现了脑血流自主调节的无创实时监测,从而为术前、术中和术后的病人状态的监测提供可靠的参考。

[0054] 与目前公开的相关技术相比,本发明的特点及优势在于:其一,本发明的方法可以达到无创、实时监测和评价,操作方便;其二,本发明所采用的算法新颖,准确性高,且具有针对性。

附图说明

[0055] 图1为人体自发性血管震荡示意图;其中(a)为人体血管示意图;(b)和(d)表示的是时域和频域下大血管的血压震荡示意图;(c)和(d)表示的是时域和频域下毛细血管的血压震荡示意图;

[0056] 图2为人体血管不同频段下自发震荡的生理意义对照示意图;

[0057] 图3为本申请实施例中一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法的流程图;

[0058] 图4为本申请实施例中一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价

装置的结构图。

具体实施方式

[0059] 为了深入了解本发明,下面结合附图对本发明进行详细说明。

[0060] 本发明首先通过近红外脑氧监测仪获取脑氧参数以及测量人体动脉压,再通过小波分析方法分析脑氧参数与动脉压之间的关系。尽管已有相关研究人员就脑氧与血压之间的关系进行了研究,但它们的计算方式均是在时域上展开的。而在动脉压的波动上有时需要进行人为的干预或长时间的测量已获得较大幅度波动的血压,并且测量的精确度也有待进一步的验证。本发明使用的算法分析是就不同频段上进行分析的,并且是在血压和脑氧自发状态下进行的,不需要人为干预或长时间测量,因此检测简便,不会对人体造成不利影响,且数据更具有针对性。

[0061] 如图1所示,在自发状态下,人体动脉血压在不同的频段压存在不同强度的震荡;且不同频段的震荡具有不同的生理意义,如图2所示。

[0062] 人体的血流(氧)信号为非平稳信号,具有明显的时频域特征。如果用传统的傅立叶变换分析方法进行分析具有分辨率低、谱不光滑的缺点。而小波分析可以用来分析非平稳信号,具有在信号高频段时间分辨率精度较高、在信号低频段频率分辨率精度较高的特点。但小波变换只能讨论单个时间序列信号,难以分析多要素序列信号间的相互影响和时频相关性。交叉小波变换能够诊断不同信号间的相关性、时延性和位相结构。所以此本发明采用交叉小波变换分析方法进行频域上的分析。

[0063] 实施例一

[0064] 如图3所示,本发明的基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法,包括以下步骤:

[0065] 步骤(1):检测人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 。

[0066] 将两个电极片贴在人体的前额,测量30-60分钟,测量局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 。测量出的脑组织氧饱和度TOI是随时间变化的时间序列,对应步骤(3)中连续小波变换中时间序列 X_n ;测量出的局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 也是随时间变化的时间序列,也对应连续小波变换中时间序列 X_n 。

[0067] 步骤(2):在测量脑氧相关参数的同时,测量人体动脉压。测量出的动脉压信号是随时间变化的时间序列,对应连续小波变换中时间序列 X_n 。

[0068] 通过步骤(1)和步骤(2),提取出测量的脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 和人体动脉压原始数据。提取完成之后,还需要对其进行滤波、降噪等相关处理,然后进行步骤(3)的小波互相关分析。

[0069] 步骤(3):采用小波交叉变换法,分析所述人体局部脑组织氧饱和度TOI、局部组织血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 和人体动脉压之间的相关性和相位相关性。

[0070] 连续的小波变换处理数据,在一个特定的时间上,每个频率可看作一个相对应的窗口。在该窗口上,一个均值为0的平方可积函数 $\Psi_0(n)$ 在时间上的平移和缩放可以对频率

进行局部分析, $\Psi_0(\eta)$ 称为母小波。

[0071] 连续小波变换表示为:

$$[0072] \quad W_X(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{n'=1}^N x_{n'} \Psi_0 \left[(n' - n) \frac{\delta t}{s} \right] \quad \text{公式 (1)}$$

[0073] S表示尺度, δt 表示采样间隔, x_n ($n=1, 2, 3 \cdots N$) 表示时间序列。

[0074] 两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 被定义为:

$$[0075] \quad W^{XY} = W^X W^{Y*} \quad \text{公式 (2)}$$

[0076] 式中*表示复共轭; $|W^{XY}|$ 为功率谱; 两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 是两个信号的交叉变换结果; 其绝对值为功率谱; 其中功率谱复数矩阵 $|W^{XY}|$ 的相位角可以被看作两个时间序列 X_n 和 Y_n 在时频域上的相位差:

$$[0077] \quad W_i^{XY}(s) = |W_i^{XY}(s)| e^{i\Phi_i(s)} \quad \text{公式 (3)}$$

[0078] 式中 $\Phi_i(s)$ 为两时间数列在时间 t_i 尺度 s 下的相位延迟。

[0079] 步骤(4): 分析脑氧参数(即: TOI、THI 和 $\Delta CtHb$) 和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。

[0080] 通常情况下, 在低频段(约0.005-0.145Hz), 小波相关性越低, 其脑血流自主调节功能相对较好。

[0081] 小波相关性(WCO)公式为:

$$[0082] \quad WCO(s) = W^{XY} / \sqrt{(W^X W^Y)}$$

[0083] 小波相位相关性(WPCO)公式为:

$$[0084] \quad WPCO = \sqrt{((\cos(\bar{\Phi}))^2 + (\sin(\bar{\Phi}))^2)}$$

[0085] 其中 $\bar{\Phi}$ 是两组信号相位差在时域上的平均。

[0086] 小波相位相关性反应了动脉压与脑氧参数之间相位的同步性, 一般小波相位相关性较高时说明了动脉压与脑氧参数之间同步性好, CA调节能力较差; 较低时, 同步性较差, CA调节能力相对较好。相关研究人员在进行时域分析时, 发现脑氧与动脉压之间的皮尔逊相关性低于0.3-0.5时, 脑血流自主调节相对正常, 基于小波分析判断CA是否较正常的相关性的临界值需进一步实验确定。

[0087] 说明书附图人体自发性血管震荡示意图1中, (a) 为人体血管示意图; (b) 和 (d) 表示的是时域和频域下大血管的血压震荡; (c) 和 (d) 表示的是时域和频域下毛细血管的血压震荡。

[0088] 由于婴幼儿大脑发育还不够完善, 其脑氧参数与动脉压之间的相关性可能相对成年人会相对高一些。而在高频段(约0.145-2Hz), 脑氧波动在一定程度上反应了血压波动情况, 因此脑氧与动脉压之间的相关性越高, 脑功能相对较好。一般情况下, 在高频段正常人脑氧参数与动脉压之间的相关性会相对CA受损患者较高。说明书附图2为人体血管不同频段下自发性震荡的生理意义。

[0089] 本发明的基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法就脑氧与动脉压之间的关系提出了新的研究方法和参数, 使用小波分析方法在频域上就不同频段对参数进行分析, 而不同的频段具有不同的生理意义, 因此测量更具有针对性。同时, 本发明实现了脑血流自主调节的无创实时监测, 从而为术前、术中和术后的病人状态的监测提供可

靠的参考。

[0090] 实施例二

[0091] 基于同一发明构思,如图4所示,本实施例提供了一种基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价装置,包括:

[0092] 第一检测单元401,用于检测人体局部脑组织氧饱和度T0I、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$;

[0093] 第二检测单元402,用于在第一检测单元运行的同时,测量人体动脉压;

[0094] 分析单元403,用于采用小波交叉变换法,分析所述人体局部脑组织氧饱和度T0I、局部组织血红蛋白浓度指数THI、局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 和人体动脉压之间的相关性和相位相关性。

[0095] 作为一种可选的实施例,分析单元403,具体用于:

[0096] 连续的小波变换处理数据,在一个特定的时间上,每个频率作为一个相对应的窗口,在该窗口上,一个均值为0的平方可积函数 $\Psi_0(n)$ 在时间上的平移和缩放可以对频率进行局部分析, $\Psi_0(n)$ 称为母小波;

[0097] 连续小波变换表示为:

$$[0098] \quad W_X(s) = \sqrt{\frac{\delta t}{s}} \sum_{n=1}^N x_n \Psi_0 \left[(n - n) \frac{\delta t}{s} \right] \quad \text{公式 (1)}$$

[0099] S表示尺度, δt 表示采样间隔, $x_n (n=1, 2, 3 \cdots N)$ 表示时间序列;

[0100] 两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波被定义为:

$$[0101] \quad W^{XY} = W^X W^{Y*} \quad \text{公式 (2)}$$

[0102] 式中*表示复共轭,定义 $|W^{XY}|$ 为功率谱,两个不同时域信号 X_n 和 Y_n 的交叉小波 W^{XY} 是两个信号 X_n 和 Y_n 交叉变换的结果;其绝对值为功率谱,其中复数矩阵 $|W^{XY}|$ 的相位角为两个时间序列 X_n 和 Y_n 在时频域上的相位差:

$$[0103] \quad W_i^{XY}(s) = |W_i^{XY}(s)| e^{i\Phi_i(s)} \quad \text{公式 (3)}$$

[0104] 式中 $\Phi_i(s)$ 为两时间数列在时间 t_i 尺度 s 下的相位延迟。

[0105] 作为一种可选的实施例,分析单元403,还用于:

[0106] 分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性;

[0107] 小波相关性(WCO)公式为:

$$[0108] \quad WCO(s) = W^{XY} / \sqrt{(W^X W^Y)}; \quad \text{公式 (4)}$$

[0109] 小波相位相关性(WPCO)公式为:

$$[0110] \quad WPCO = \sqrt{(\cos(\bar{\Phi}))^2 + (\sin(\bar{\Phi}))^2} \quad \text{公式 (5)}$$

[0111] 其中, $\bar{\Phi}$ 是两组信号相位差在时域上的平均。

[0112] 作为一种可选的实施例,第一检测单元401,具体用于:通过近红外脑氧检测仪检测人体局部脑组织氧饱和度T0I、局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$,具体地,可以在工人的配合下,将两个电极片贴在人体的前额,测量30-60分钟,提取人体局部脑组织氧饱和度T0I和局部组织血红蛋白浓度指数THI和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量 $\Delta CtHb$ 。

[0113] 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。

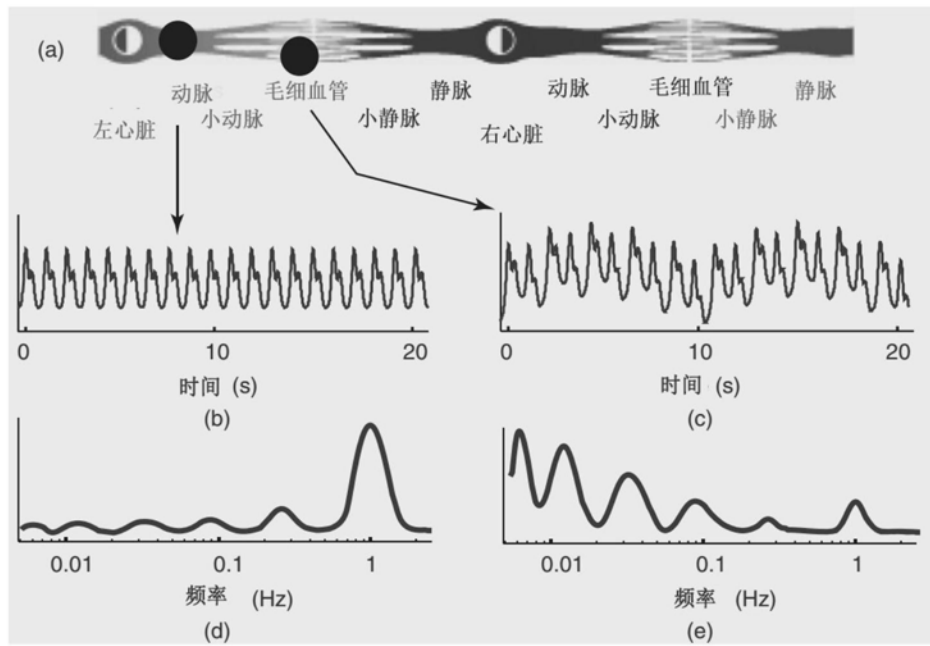


图1

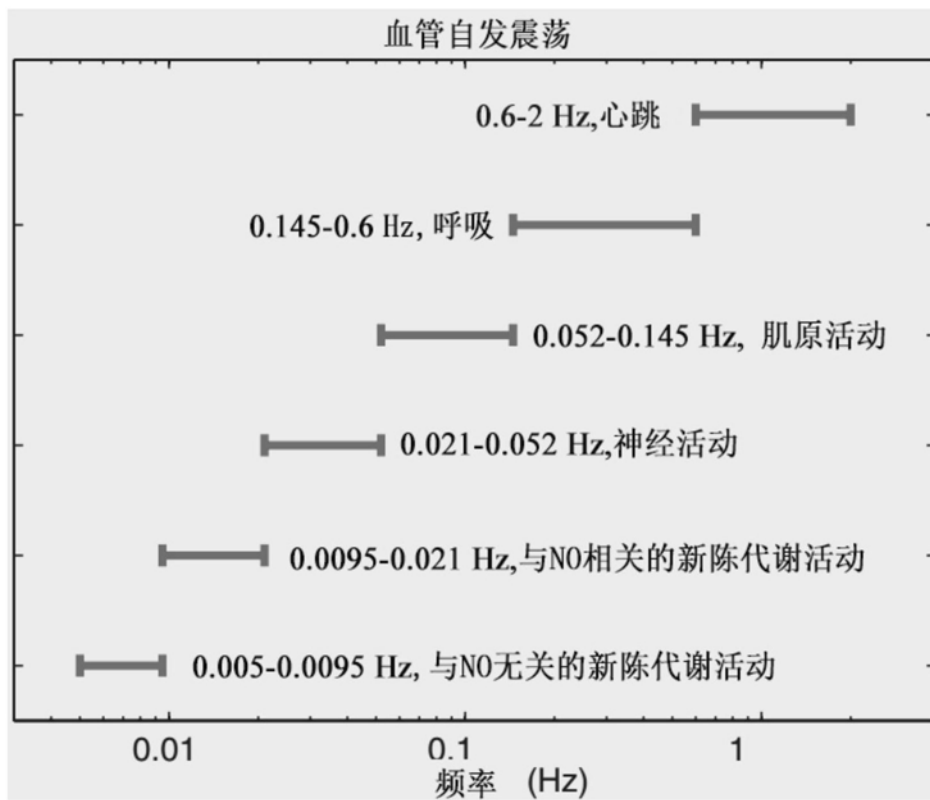


图2

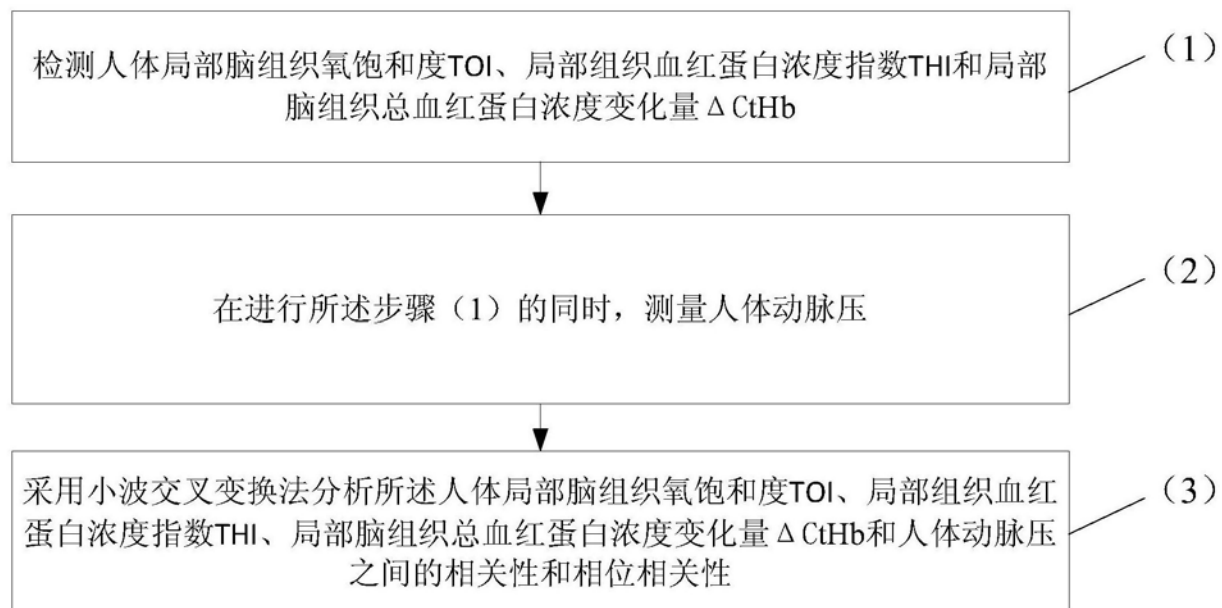


图3

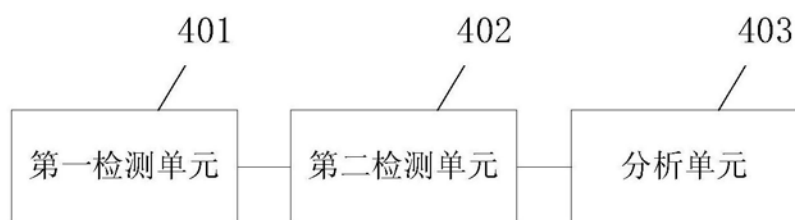


图4

专利名称(译)	基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法		
公开(公告)号	CN108670238A	公开(公告)日	2018-10-19
申请号	CN201810481779.1	申请日	2018-05-18
[标]申请(专利权)人(译)	苏州爱琴生物医疗电子有限公司		
申请(专利权)人(译)	苏州爱琴生物医疗电子有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	苏州爱琴生物医疗电子有限公司		
[标]发明人	李岳 王丽冰		
发明人	李岳 王丽冰		
IPC分类号	A61B5/026 A61B5/145 A61B5/0205 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/026 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/14542 A61B5/14546 A61B5/7235 A61B5/726		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的基于脑氧信号与血压信号的脑血流自主调节能力评价方法，首先检测人体局部脑组织氧饱和度、局部组织血红蛋白浓度指数和局部脑组织总血红蛋白浓度变化量；并测量人体动脉压；然后采用小波交叉变换法分析各参数之间的相关性和相位相关性；最后分析脑氧参数和动脉压之间在不同频段的小波相关性和小波相位相关性。本发明通过测量人体大脑皮层血红蛋白浓度、脑氧饱和度与动脉压，及几个测量结果之间相关性，可以间接地评价脑血流自主调节能力，术前预估病人死亡率，术中定量确定不同人的动脉压的范围，以及术后评估病人恢复情况。

