



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575136 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201810666680.9

(22)申请日 2018.06.26

(30)优先权数据

107120073 2018.06.11 TW

(71)申请人 纬创资通股份有限公司

地址 中国台湾新北市

(72)发明人 吴芳铭

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司

11127

代理人 王涛 任默闻

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

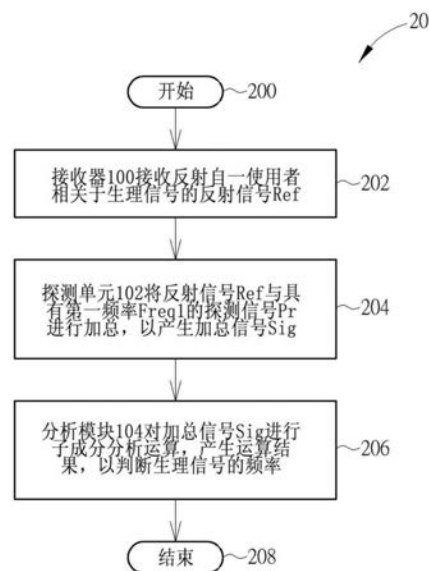
权利要求书2页 说明书6页 附图10页

(54)发明名称

分析生理信号的方法及相关分析装置

(57)摘要

一种分析生理信号的方法及相关分析装置,所述分析一生理信号的方法,包括接收反射自一使用者相关于该生理信号的一反射信号;将该反射信号与具有一第一频率的一探测信号进行加总,以产生一加总信号;以及对该加总信号进行一第一维度的一子成分分析运算,产生一运算结果,以判断该生理信号的频率。



1. 一种分析一生理信号的方法,其特征在于,所述方法包括:
接收反射自一使用者相关于该生理信号的一反射信号;
将该反射信号与具有一第一频率的一探测信号进行加总,以产生一加总信号;以及
对该加总信号进行一第一维度的一子成分分析运算,产生一运算结果,以判断该生理信号的频率。
2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
估测该反射信号的功率,决定该探测信号的功率。
3. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,所述方法还包括:
对该反射信号进行滤波,以保留该反射信号中包含该生理信号的频率的一第一频带。
4. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,对该加总信号进行该第一维度的该子成分分析运算,产生该运算结果的步骤包括:
当该运算结果指示该加总信号于该第一频率的一强度大于一预设强度时,判断该使用者的该生理信号的频率。
5. 根据权利要求4所述的方法,其特征在于,对该加总信号进行该第一维度的该子成分分析运算,产生该运算结果的步骤包括:
当该运算结果指示该加总信号于该第一频率的该强度小于或等于该预设强度时,增加该第一维度一预设维度,且重复执行该子成分分析运算,直到该运算结果指示该加总信号于该第一频率的该强度大于该预设强度。
6. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,将该反射信号与具有该第一频率的该探测信号进行加总的步骤另包含:
记录该反射信号的振幅,以将该反射信号由时域转换至频域。
7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,该生理信号的频率相关于该使用者的心跳、呼吸、血压其中的至少一者。
8. 一种分析装置,用来分析一生理信号,其特征在于,所述分析装置包括:
一接收器,用来接收反射自一使用者相关于该生理信号的一反射信号;
一探测单元,用来将该反射信号与具有一第一频率的一探测信号进行加总,以产生一加总信号;以及
一分析模块,用来对该加总信号进行一第一维度的一子成分分析运算,产生一运算结果,以判断该生理信号的频率。
9. 根据权利要求8所述的分析装置,其特征在于,该探测单元还用来执行以下步骤:
估测该反射信号的功率,决定该探测信号的功率。
10. 根据权利要求8所述的分析装置,其特征在于,所述分析装置还包括一滤波器用来执行以下步骤:
对该反射信号进行滤波,以保留该反射信号中包含该生理信号的频率的一第一频带。
11. 根据权利要求8所述的分析装置,其特征在于,该分析模块另用来执行以下步骤,以对该加总信号进行该第一维度的该子成分分析运算,产生该运算结果:
当该运算结果指示该加总信号于该第一频率的一强度大于一预设强度时,判断该使用者的该生理信号的频率。
12. 根据权利要求11所述的分析装置,其特征在于,该分析模块另用来执行以下步骤,

以对该加总信号进行该第一维度的该子成分分析运算,产生该运算结果:

当该运算结果指示该加总信号于该第一频率的该强度小于或等于该预设强度时,增加该第一维度一预设维度,且重复执行该子成分分析运算,直到该运算结果指示该加总信号于该第一频率的该强度大于该预设强度。

13. 根据权利要求8所述的分析装置,其特征在于,该探测单元还用来执行以下步骤,以将该反射信号与具有该第一频率的该探测信号进行加总:

记录该反射信号的振幅,以将该反射信号由时域转换至频域。

14. 根据权利要求8所述的分析装置,其特征在于,该生理信号的频率相关于该使用者的心跳、呼吸、血压其中的至少一者。

分析生理信号的方法及相关分析装置

技术领域

[0001] 本发明指一种分析生理信号的方法及相关分析装置,尤指一种根据子成分分析运算以分析生理信号的方法及相关分析装置。

背景技术

[0002] 传统取得使用者生理信号的方法大致上可分为接触式以及非接触式。一般而言,接触式生理信号取得方法由感测装置直接接触于使用者身体,可以取得较为准确且较高可靠度的生理信号,但是在使用者需要长时间配戴感测装置于身上的情况下,常常发生感测装置自使用者身上脱落,或是某些使用情境造成使用者无法使用接触式的感测装置。在此情形下,使用者的生理信号无法通过接触式的感测装置而取得,需通过非接触式的取得方法来获得。

[0003] 传统的非接触式的生理信号取得方法虽然可以满足使用者的需求或是克服使用者无法配戴接触式感测装置的使用情况,但一般而言,通过非接触式方法所取得的生理信号往往受到环境噪声、信号强度、介质阻隔等因素的影响,造成准确度或可靠度降低。因此,针对非接触式取得方法所取得的生理信号,已知技术通常会利用如短时傅立叶转换、小波转换、经验模态分解等信号分析方法来判断信号中的生理频率,因而需要耗费大量运算时间且不一定可取得正确的生理信号,导致分析结果的准确度以及可靠度降低,特别是在信号强度偏弱时愈显严重。

[0004] 因此,如何快速且准确地分析生理信号以取得生理频率已成为了业界所努力的目标之一。

发明内容

[0005] 因此,本发明的主要目的即在于提供一种可准确分析一生理信号的方法以及相关分析装置,以改善已知技术的缺点。

[0006] 本发明揭露一种分析一生理信号的方法,包括接收反射自一使用者相关于该生理信号的一反射信号;将该反射信号与具有一第一频率的一探测信号进行加总,以产生一加总信号;以及对该加总信号进行一第一维度的一子成分分析运算,产生一运算结果,以判断该生理信号的频率。

[0007] 本发明另揭露一种分析装置,用来分析一生理信号,包括一接收器,用来接收反射自一使用者相关于该生理信号的一反射信号;一探测单元,用来将该反射信号与具有一第一频率的一探测信号进行加总,以产生一加总信号;以及一分析模块,用来对该加总信号进行一第一维度的一子成分分析运算,产生一运算结果,以判断该生理信号的频率。

附图说明

[0008] 图1为本发明实施例一生理信号分析装置的示意图。

[0009] 图2A为本发明实施例一流程的示意图。

[0010]	图2B为本发明实施例另一流程的示意图。	
[0011]	图3A绘示本发明实施例一反射信号的示意图。	
[0012]	图3B绘示本发明实施例一相加信号的示意图。	
[0013]	图4A绘示本发明实施例一噪声子空间伪谱的示意图。	
[0014]	图4B绘示本发明实施例一信号子空间伪谱的示意图。	
[0015]	图5A绘示本发明实施例另一噪声子空间伪谱的示意图。	
[0016]	图5B绘示本发明实施例另一信号子空间伪谱的示意图。	
[0017]	图6为本发明实施例另一生理信号分析装置的示意图。	
[0018]	附图标号	
[0019]	10、60	生理信号分析装置
[0020]	100	接收器
[0021]	102	探测单元
[0022]	104	分析模块
[0023]	20、22	流程
[0024]	200~208、220~232	步骤
[0025]	606	滤波器
[0026]	Ref、Pr、Sig	信号
[0027]	A1	强度
[0028]	Freq1	频率
[0029]	Bio	频率范围
[0030]	P1、P2	波峰

具体实施方式

[0031] 请参考图1,其为本发明实施例一分析装置10的示意图。分析装置10可接收反射自使用者身体的反射信号Ref,以分析反射信号Ref中所包含的使用者生理频率。分析装置10包含有一接收器100、一探测单元102以及一分析模块104。接收器100用来接收反射自使用者的反射信号Ref,其中由于反射信号Ref是反射自使用者,因此反射信号Ref会包含有相关于使用者生理频率的生理信号。探测单元102耦接于接收器100,用来将反射信号Ref与具有一第一频率Freq1的一探测信号Pr进行相加,以产生一相加信号Sig。分析模块104耦接于探测单元102,用来对相加信号Sig进行一子成分分析运算,产生一运算结果,以判断该生理信号的频率。

[0032] 在本实施例中,接收器100可为一无线接收器,用来接收由使用者反射且包含有生理频率的生理信号,其中,接收器100接收的反射信号Ref可由一发射器(未绘示于图1中)产生发射信号至使用者的身上反射而产生,因此,接收器100的种类以及规格可依据不同发射器、使用者等不同的应用以及设计需求而适当搭配,如欲量测的生理信号的频率范围、发射器规格、发射信号频率范围、信号强度、无线信号的穿透力等,使接收器100可正确地接收发射器发射至使用者身上产生的反射信号Ref,以提供分析模块104进行分析。进一步地,探测单元102可为一振幅相加电路,用来相加反射信号Ref以及探测信号Pr以产生相加信号Sig。分析模块104可为一微处理器(Microprocessor,MCU)或一特定应用集成电路

(Application-specific Integrated Circuit,ASIC),用来利用子成分分析运算,分析加总信号Sig。另外,本实施例用以说明分析装置10,但本发明不以此为限。例如,探测单元102以及分析模块104亦可以单芯片(System on Chip,SoC)的方式整合在一单一芯片、一微处理器、一特定应用集成电路或一处理器之上,皆属本发明的保护范畴。

[0033] 关于分析装置10的运作可归纳为一流程20,如图2A所示,流程20包含以下步骤:

[0034] 步骤200:开始。

[0035] 步骤202:接收器100接收反射自一使用者相关于生理信号的反射信号Ref。

[0036] 步骤204:探测单元102将反射信号Ref与具有第一频率Freq1的探测信号Pr进行加总,以产生加总信号Sig。

[0037] 步骤206:分析模块104对加总信号Sig进行子成分分析运算,产生运算结果,以判断生理信号的频率。

[0038] 步骤208:结束。

[0039] 根据流程20,于步骤202中,接收器100会接收自使用者身体所反射且相关于使用者生理信号的反射信号Ref。于步骤204中,探测单元102估测反射信号Ref的功率以决定探测信号Pr的功率,并加总探测信号Pr与反射信号Ref来产生加总信号Sig。进一步而言,探测单元102接收到的反射信号Ref强度会随着不同的使用情况而改变(例如,接收器100与使用者身体的距离或是不同的入射信号强度等),因此,探测单元102会先对反射信号Ref进行功率的估算,使分析模块104可以根据探测单元102所估算的功率较佳地判断反射信号Ref的强度以及振幅。如此一来,分析装置10可以根据反射信号Ref的强度及/或振幅,决定探测信号Pr的强度(例如,探测信号Pr的振幅可设定为反射信号Ref振幅的1/12或1/20)。

[0040] 接着,于步骤206中,分析模块104可先对加总信号Sig进行N维的子成分分析运算产生运算结果,以判断生理信号的频率。其中,分析模块104可根据多分类估计演算法(MUSIC)估算加总信号Sig的信号频率成分,以判断生理信号的频率。

[0041] 详细而言,分析模块104可根据子成分分析运算的维度,先将加总信号Sig转换为一N维的加总矩阵S(t)且对其进行共异变数矩阵(Covariance Matrix)运算以根据如下的式(1)取得共异变数矩阵R,如此一来,可降低加总信号Sig间的信号同调性并且提高量测准确率。

$$[0042] \quad R = E[SS^H] \quad (1)$$

[0043] 接着,分析模块104对共异变数矩阵R进行奇异值分解(Singular Value Decomposition),以根据如下的式(2)取得特征值矩阵 Λ 以及特征向量矩阵V。

$$[0044] \quad R = V \Lambda V^H \quad (2)$$

[0045] 最后,分析模块104可根据如下的式(3)将特征向量矩阵V中的特征向量分离出信号子空间以及噪声子空间,使噪声子空间与各频率向量所组成的信号子空间互为正交关系。

$$[0046] \quad V \Lambda V^H = \hat{V}_S \hat{\Lambda}_S \hat{V}_S^H + \hat{V}_N \hat{\Lambda}_N \hat{V}_N^H \quad (3)$$

[0047] 其中, $\hat{\Lambda}_S$ 表示信号子空间特征值向量; $\hat{\Lambda}_N$ 表示噪声子空间特征值向量; \hat{V}_S 表示信号子空间特征向量; \hat{V}_N 表示噪声子空间特征向量。因此,分析模块可根据式(3)将信号子空间以及噪声子空间分离,根据信号子空间以判断生理信号的频率。

[0048] 前述关于分析装置10的详细运作可归纳为另一流程22,如图2B所示,流程22包含以下步骤:

[0049] 步骤220:开始。

[0050] 步骤222:接收器100接收反射自使用者关于生理信号的反射信号Ref。

[0051] 步骤224:探测单元102将反射信号Ref与具有第一频率Freq1的探测信号Pr进行加总,以产生加总信号Sig。

[0052] 步骤226:分析模块104对加总信号Sig进行子成分分析运算,产生运算结果。

[0053] 步骤228:分析模块104根据运算结果判断是否扩张子成分分析运算的维度。若是,则扩张子成分分析运算的维度,并回到步骤226;若否,则进行步骤230。

[0054] 步骤230:分析模块104根据运算结果判断生理信号的频率。

[0055] 步骤232:结束。

[0056] 其中,步骤220~224相似于步骤200~204,于此不赘述。值得注意的是,在步骤226中,分析模块104可根据式(3)产生噪声子空间伪谱(Pseudospectrum)以及信号子空间伪谱,并根据噪声子空间伪谱中第一频率Freq1的探测信号Pr强度作为依归以判断生理信号的频率。当噪声子空间伪谱中探测信号Pr的强度大于预设强度A1时,代表加总矩阵S(t)的维度足够精细而可将噪声以及信号分离,噪声不会影响分析模块104判读探测信号Pr,则分析模块104可执行步骤230,分析信号子空间伪谱取得生理信号的频率。反之,当噪声子空间伪谱中第一频率Freq1的探测信号Pr强度小于等于预设强度A1时,代表加总矩阵S(t)的维度不足够精细而无法将噪声以及信号分离,噪声会影响分析模块104判读探测信号Pr,则分析模块104可扩张信号子空间以及噪声子空间的维度(即增加加总矩阵S(t)的维度以及子空间成分分析的维度),并根据维度扩张后且更精细的加总矩阵S(t)以重复进行步骤226,直到分析模块104判断噪声子空间伪谱中第一频率Freq1的探测信号Pr强度大于预设强度A1时,代表加总矩阵S(t)的维度足够精细可将噪声以及信号分离,分析模块104即可根据信号子空间伪谱取得生理信号的频率。

[0057] 简言之,本实施例的分析装置10可接收自使用者身上反射的信号以判断使用者的生理信号频率,在接收的反射信号Ref受到噪声影响的情况下,本实施例的分析装置10可根据多分类估计演算准确地分析使用者生理信号的频率而不受到环境噪声的影响。

[0058] 请参考图3A以及图3B,图3A绘示反射信号Ref的一实施例的示意图,图3B绘示加总信号Sig的一实施例的示意图。如图3A所示,接收器100接收由人体所反射的反射信号Ref可引入与使用者生理信号相关的频率、振幅或相位等改变,然而具有生理信号的反射信号Ref较为微弱且容易受到环境噪声的影响而不易取得,因此如图3B所示,探测单元102可将反射信号Ref与探测信号Pr加总以产生加总信号Sig,以利后续分析模块104分析加总信号Sig判断生理信号的频率。

[0059] 接着,请参考图4A、图4B,图4A绘示分析模块104产生的一噪声子空间伪谱的示意图,图4B绘示分析模块104产生的一信号子空间伪谱的示意图。分析模块104以多分类估计演算法根据加总信号Sig进行运算,可产生如图4A所示的噪声子空间伪谱,其中,噪声子空间伪谱中第一频率Freq1的探测信号Pr强度小于预设强度A1,因此分析模块104根据噪声子空间伪谱判断子成分分析运算的维度无法取得反射信号Ref中的生理信号,因此将增加子成分分析运算的维度以重复进行步骤206。分析模块104以多分类估计演算法根据加总信号

Sig进行运算,产生如图4B所示的信号子空间伪谱,其中,在噪声子空间伪谱的探测信号Pr强度小于预设强度A1的情况下,信号子空间伪谱于频率范围Bio中没有生理频率的波峰,分析模块104无法判断生理信号的频率。

[0060] 在分析装置10经过至少一次递归运算步骤206之后,请参考图5A、图5B,图5A绘示分析模块104产生的另一噪声子空间伪谱的示意图,图5B绘示分析模块104产生的另一信号子空间伪谱的示意图。如图5A所示,噪声子空间伪谱在第一频率Freq1的探测信号Pr强度大于预设强度A1。在这样的情况下,如图5B所示,信号子空间伪谱于频率范围Bio中具有生理频率的波峰P1、P2,分析模块104可判断生理信号的频率。因此,在探测信号Pr强度大于预设强度A1时,分析模块104可根据信号子空间伪谱波峰的频率判断生理信号的频率。

[0061] 需注意的是,前述实施例用以说明本发明的概念,本领域具通常知识者当可据以做不同的修饰,而不限于此。举例来说,本发明实施例的接收器用来接收包含有生理频率的特定频段的生理信号,除了可为无线接收器之外,在另一实施例中,本发明实施例的接收器亦可为一光感测器(Light Sensor),用来接收的反射信号Ref可为一光强度信号或一亮度信号。在此情况下,虽然光接收器接收光强度信号,但光接收器可于连续时间下记录自使用者反射的光强度信号,并将一特定时间长度的光强度时域信号转换为频域信号,以分析生理信号的频率。因此,本发明实施例的生理信号分析装置可根据不同的使用者需求以及设计概念应用于不同的接收器,增加生理信号分析装置的硬件相容性。

[0062] 举例而言,请参考图6,其为本发明实施例另一生理信号分析装置60的示意图。生理信号分析装置60相似于分析装置10,故相同的原件沿用相同符号表示。其中,生理信号分析装置60另外包含有滤波器606,耦接于接收器100以及探测单元102之间,用来滤除反射信号Ref中不必要的频段。例如,若生理信号分析装置60欲分析及判断使用者的心跳频率,则滤波器606的滤波范围可以根据心跳的频率范围设计滤波频段,将心跳的频率范围以外的频段滤除,如此一来,本发明实施例的生理信号分析装置60可通过滤波器606进一步降低运算时的复杂度而准确地判断使用者的生理频率而不受到环境噪声的影响。当然,此实施例的滤波器606亦可如上述以单芯片的方式与探测单元102以及分析模块104其中至少一者进行整合。

[0063] 除此之外,本发明根据子成分分析运算进行反射信号的分析以取得使用者的生理频率,因此,在一些实施例中,分析模块除了可根据多分类估计演算法来判断反射信号的生理信号之外,另可根据奇异值分解(Singular Value Decomposition,SVD)对反射信号进行分析来判断生理信号的频率,只要分析模块可根据子成分分析运算判断反射信号中噪声空间以及信号空间的特征值以及特征向量即可,此外亦可根据特征值分解(Eigenvalue Decomposition,EVD)对反射信号进行分析来判断生理信号的频率。

[0064] 因此,本发明的分析装置在不需要额外增加硬件装置的情况下,可以准确地分析生理信号的频率。值得注意的是,本发明的分析装置不限于应用于非接触式的生理信号取得方式,亦可应用于接触式的生理信号取得方式,用来分析取得的生理信号的频率。举例而言,本发明的分析装置可为一穿戴式装置(例如:手环、手表、指套、智慧衣等),可穿戴于使用者身上以取得生理信号。另外,本发明的分析装置亦可通过长时间配戴式或短时间配戴式的电极贴片,以取得使用者的生理信号。

[0065] 综上所述,传统的非接触式生理信号在反射信号容易受到噪声干扰的情况下,在

判断生理信号的频率上具有较低的精准度以及可靠度。相较之下,本发明的分析方法以及分析装置可以通过子成分分析运算判断反射信号中生理信号的频率,不但可快速且准确地取得使用者生理信号的频率,另外,在不需要额外增加硬件装置的情况下,本发明的分析方法以及分析装置更可兼容于非接触式以及接触式的生理信号取得方式,进一步增加硬件相容性。

[0066] 以上所述仅为本发明的较佳实施例,凡依本发明申请专利范围所做的均等变化与修饰,皆应属本发明的涵盖范围。

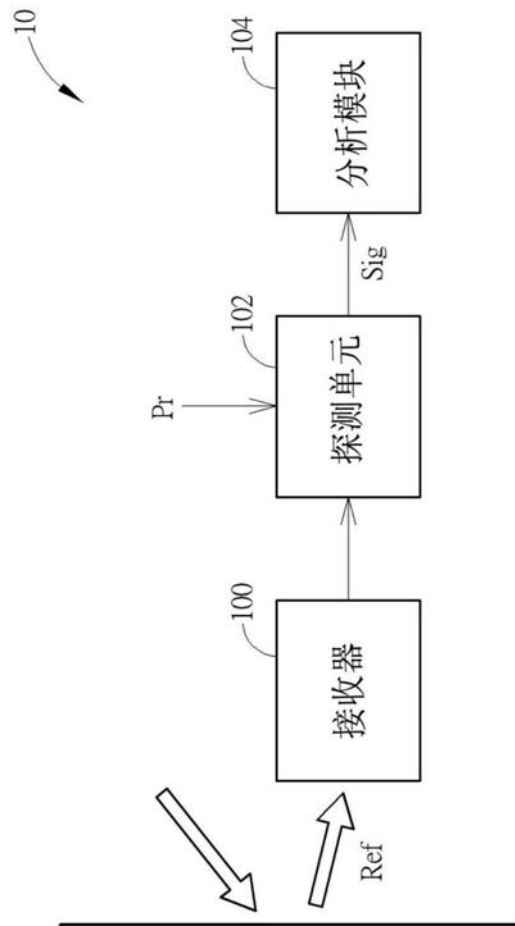


图1

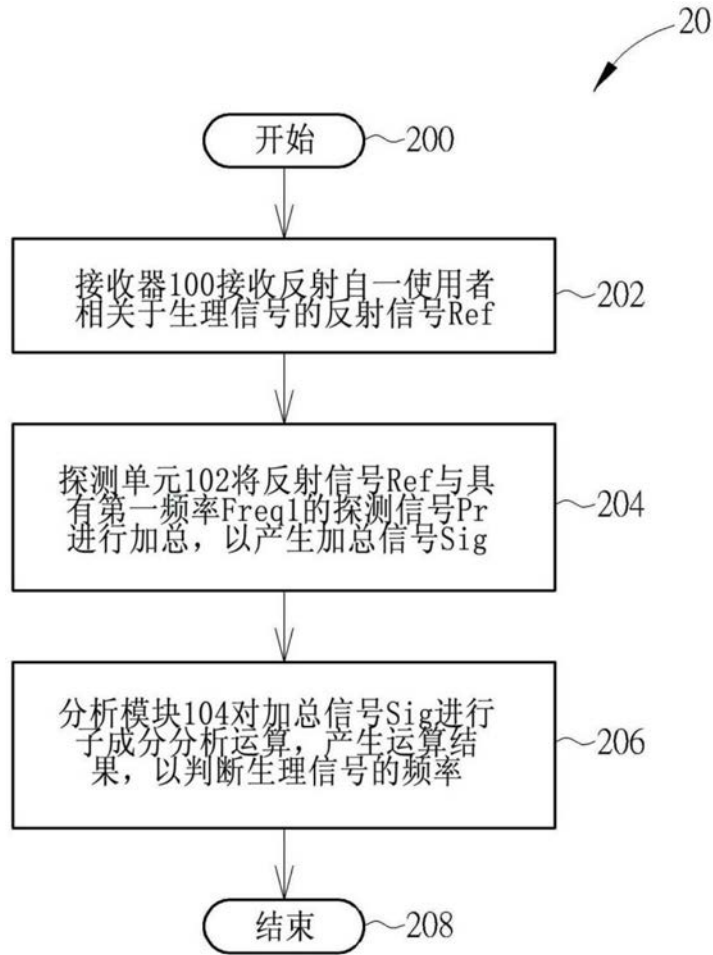


图2A

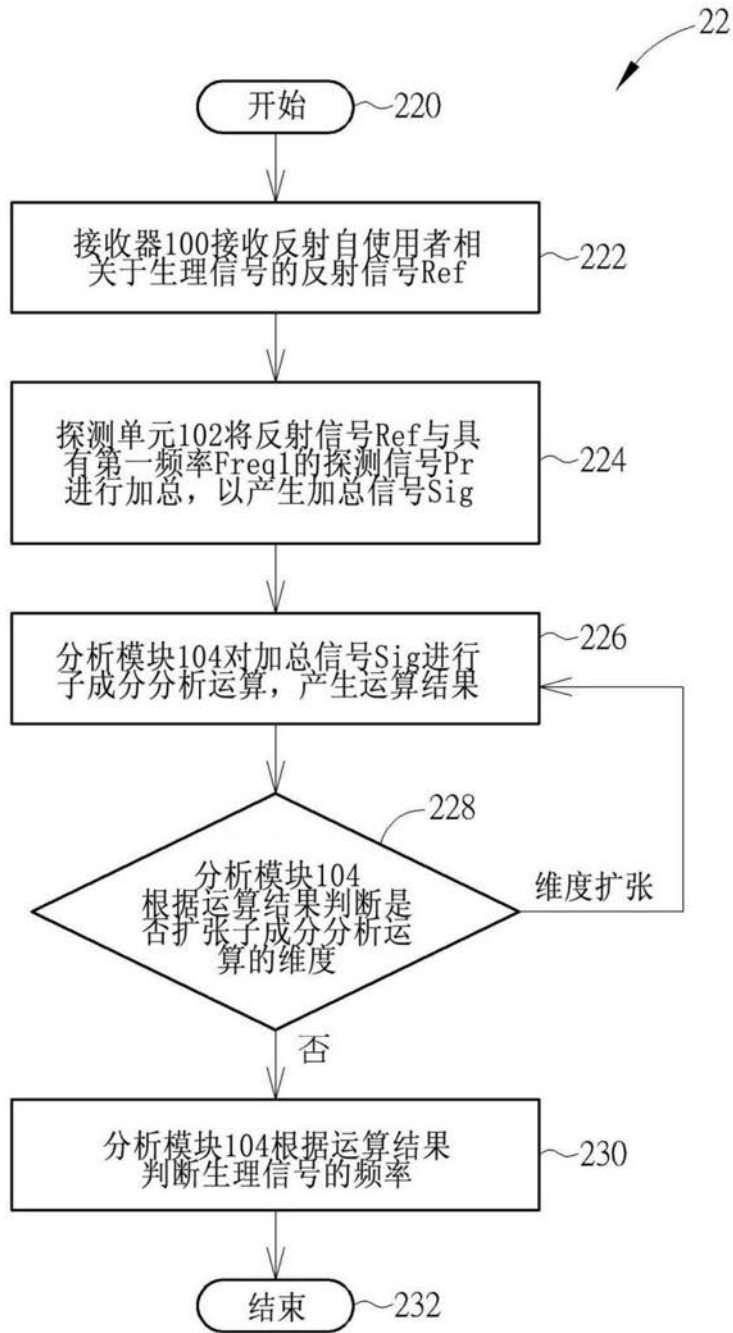


图2B

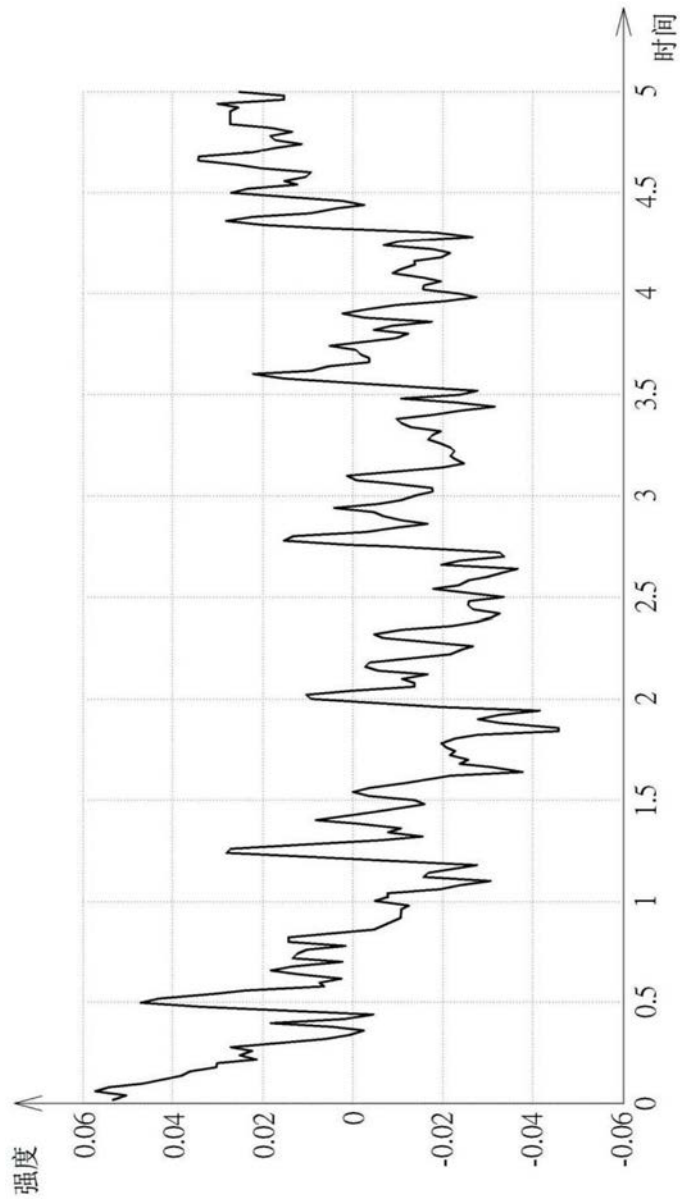


图3A

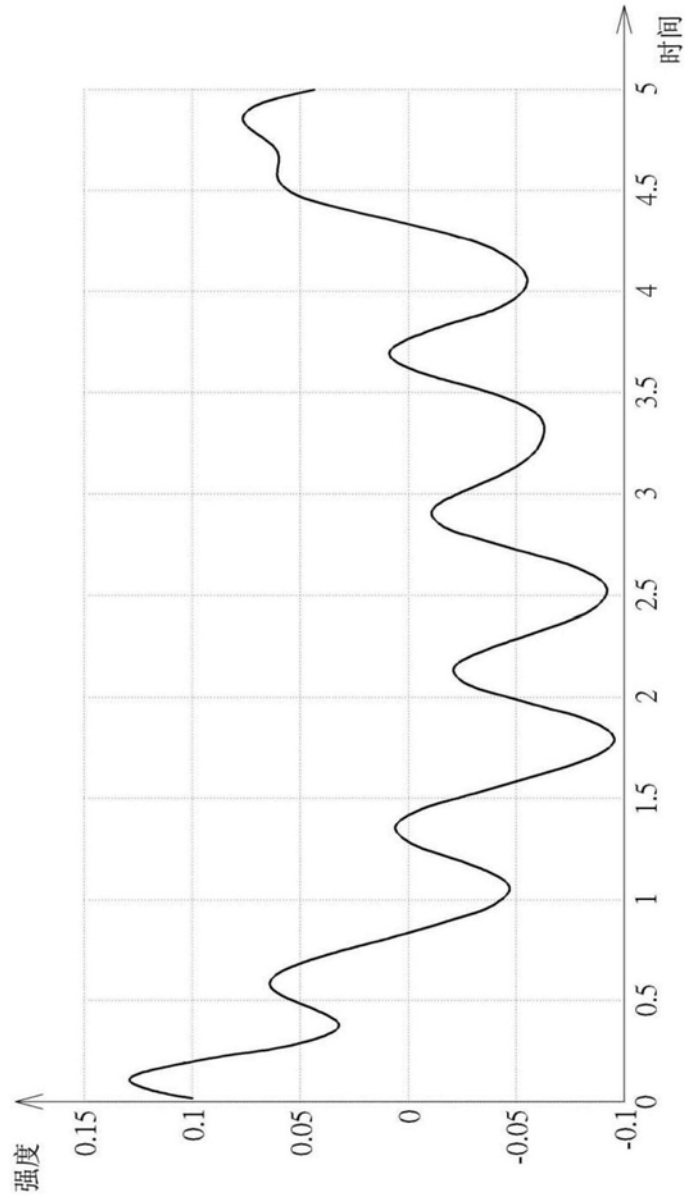


图3B

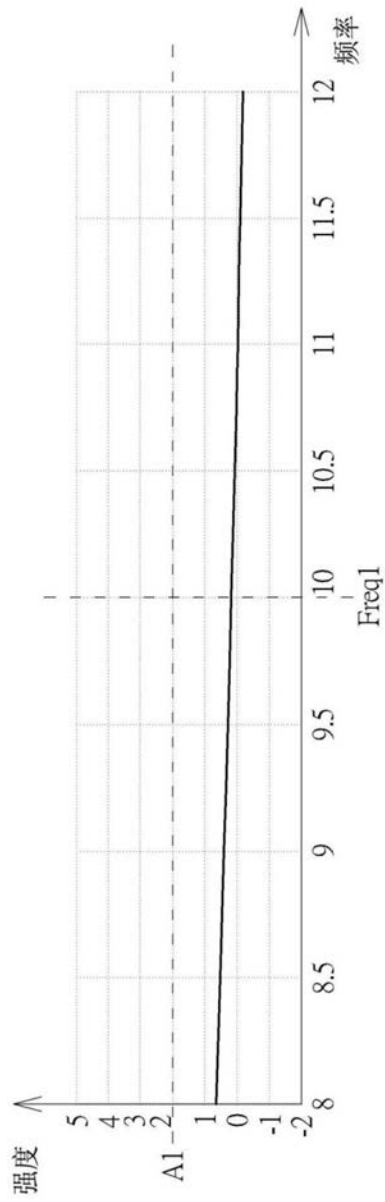


图4A

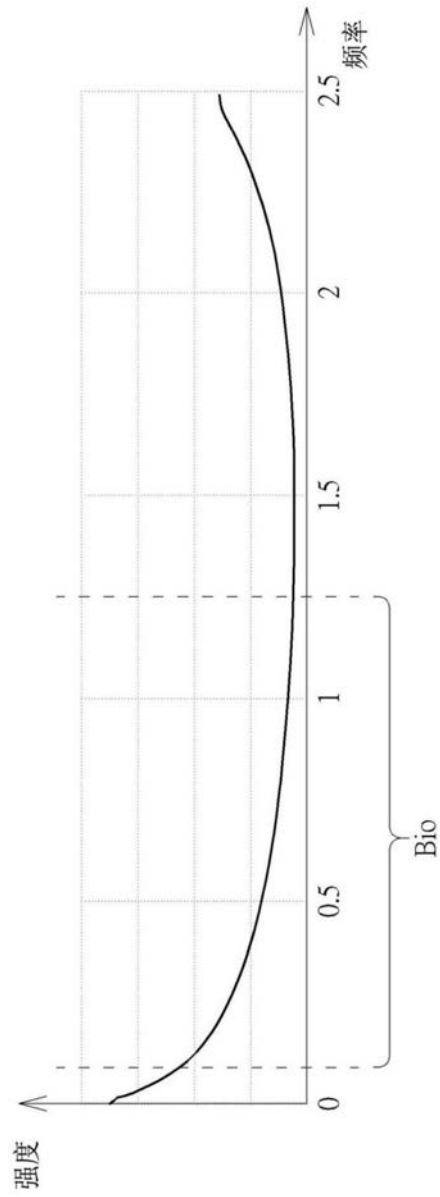


图4B

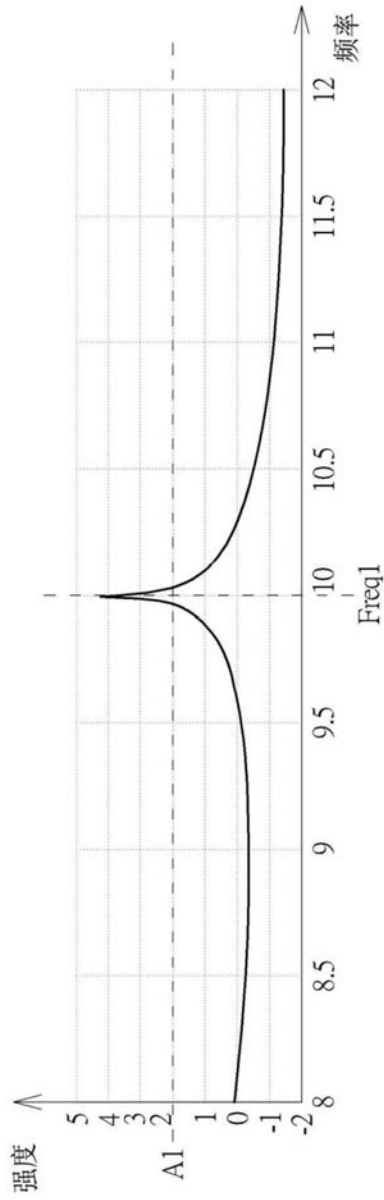


图5A

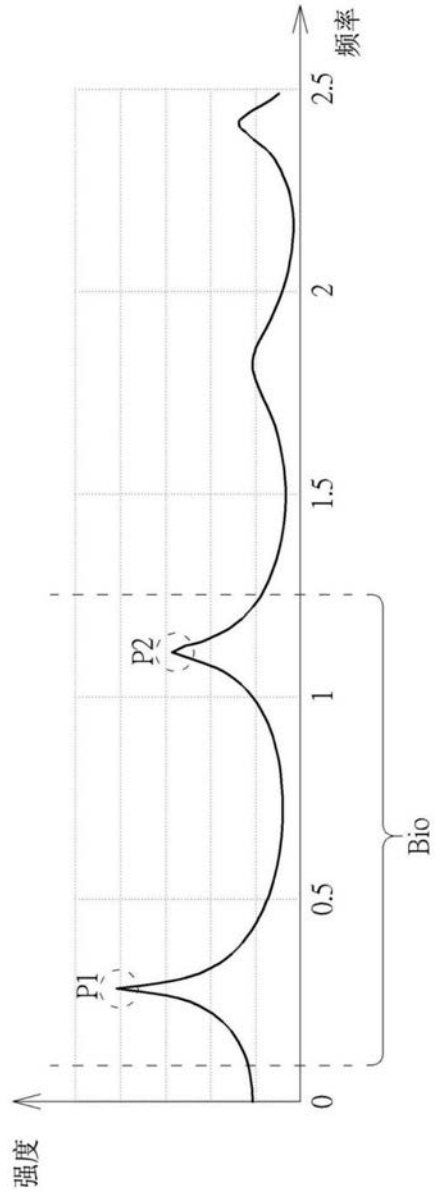


图5B

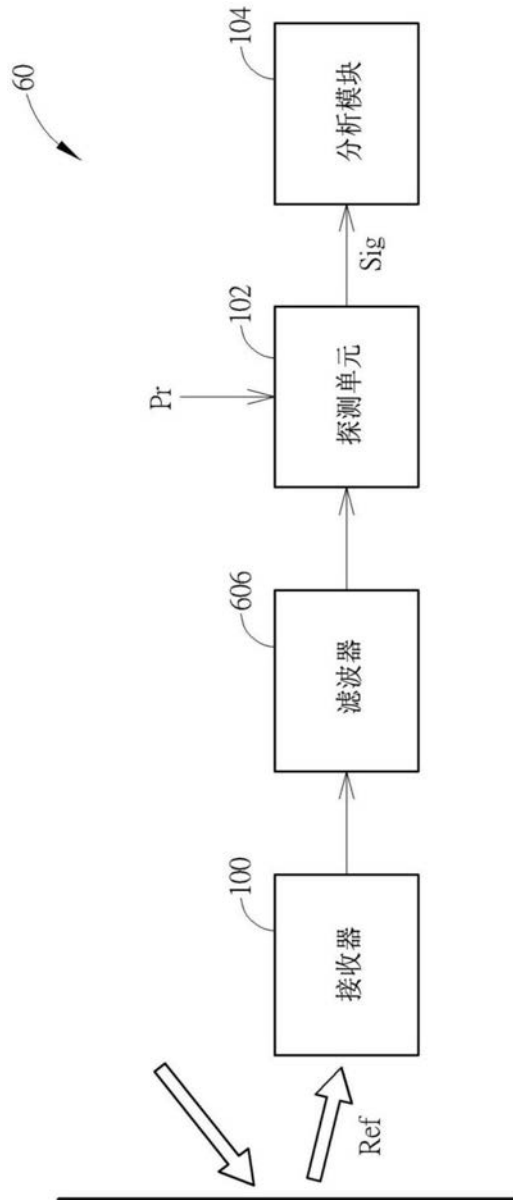


图6

专利名称(译)	分析生理信号的方法及相关分析装置		
公开(公告)号	CN110575136A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201810666680.9	申请日	2018-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	纬创资通股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	纬创资通股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	纬创资通股份有限公司		
[标]发明人	吴芳铭		
发明人	吴芳铭		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/7203 A61B5/7235 A61B5/02416 A61B5/0816 A61B5/16 A61B5/7225 A61B5/7278 A61B5/0205 A61B5/021 A61B5/024		
代理人(译)	王涛		
优先权	107120073 2018-06-11 TW		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种分析生理信号的方法及相关分析装置，所述分析一生理信号的方法，包括接收反射自一使用者关于该生理信号的一反射信号；将该反射信号与具有一第一频率的一探测信号进行加总，以产生一加总信号；以及对该加总信号进行一第一维度的一子成分分析运算，产生一运算结果，以判断该生理信号的频率。

