



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105686832 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 22

(21) 申请号 201410685032. X

A61B 5/0402(2006. 01)

(22) 申请日 2014. 11. 25

(30) 优先权数据

103139129 2014. 11. 11 TW

(71) 申请人 金宝电子工业股份有限公司

地址 中国台湾新北市深坑区万顺里 3 邻北
深路 3 段 147 号

申请人 泰金宝电通股份有限公司

(72) 发明人 祓川浩一 简仁建 徐采潔

刘至伟

(74) 专利代理机构 北京律诚同业知识产权代理

有限公司 11006

代理人 梁挥 田景宜

(51) Int. Cl.

A61B 5/08(2006. 01)

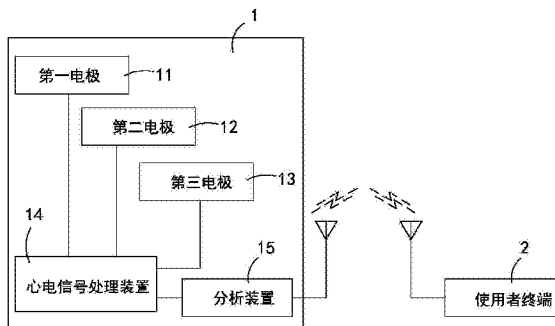
权利要求书3页 说明书9页 附图8页

(54) 发明名称

呼吸相关信号量测系统及其量测方法

(57) 摘要

本发明公开了一种呼吸相关信号量测系统及其量测方法,该系统包括多个电极、心电信号处理装置及分析装置。心电信号处理装置通过多个电极取得第一模拟差动信号与第二模拟差动信号,并经处理后产生两导程方向互相垂直的第一导程心电图信号与第二导程心电图信号。分析装置取得第一导程心电图信号与第二导程心电图信号并进行函数转换,以得到心脏主轴的角度变化值。并且分析装置依据连续的角度变化值产生心脏主轴角度变化波形。本发明的心脏主轴角度变化波形的主要频率与人体的呼吸频率高度正相关,因此可做为呼吸相关信号来描述受测者的呼吸情形。



1. 一种呼吸相关信号量测系统,其特征在于,包括:

多个电极,量测一受测者的一第一模拟差动信号与一第二模拟差动信号;

一心电信号处理装置,连接该多个电极,依据该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号产生一第一导程 (Lead-I) 数字信号与一第二导程 (Lead-II) 数字信号,其中该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的两导程方向之间呈一大于 75° 并小于 105° 的夹角; 及

一分析装置,连接该心电信号处理装置,依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号进行一函数转换,以依据该受测者的一心脏主轴随时间产生多个连续的角度变化值; 及

一显示装置,连接该分析装置,以显示依据这些连续角度变化值产生的关联于一呼吸相关信号的一角度变化波形。

2. 根据权利要求 1 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该夹角为 90° 。

3. 根据权利要求 1 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该分析装置依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的一比值进行该函数转换,并且该函数转换为三角函数转换中的 \tan 函数转换。

4. 根据权利要求 3 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该分析装置对由一心脏主轴电信号的振幅投影至一第一向量上所得的该第一导程数字信号进行运算,以得到一第一投影量,并对由该心脏主轴电信号的振幅投影至一第二向量上所得的该第二导程数字信号进行运算,以得到一第二投影量,该第一向量与该第二向量垂直,并且该角度变化值为

$$\theta = \tan^{-1} \frac{\text{第一投影量}}{\text{第二投影量}}。$$

5. 根据权利要求 4 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该分析装置依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的振幅面积或振幅最大值分别运算出该第一投影量与该第二投影量。

6. 根据权利要求 4 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该多个电极包括一第一电极、一第二电极及一第三电极,并且该多个电极分别被配置于一生理量测衣的内侧表面。

7. 根据权利要求 6 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线上方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线左方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第二电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第二电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

8. 根据权利要求 6 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线上方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配

置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线右方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第一电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第一电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

9. 根据权利要求 6 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线下方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线左方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第二电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第二电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

10. 根据权利要求 6 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线下方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线右方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第一电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第一电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

11. 一种呼吸相关信号量测方法,运用于一呼吸相关信号量测系统,该量测系统具有多个电极,分别接触一受测者的身体表面,其特征在于,该量测方法包括:

a) 取得一第一模拟差动信号与一第二模拟差动信号;

b) 依据该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号产生一第一导程数字信号与一第二导程数字信号,其中该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的两导程方向之间呈一大于 75° 并小于 105° 的夹角;及

c) 依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号进行一函数转换,以依据该受测者的一心脏主轴随时间产生多个连续的角度变化值。

12. 根据权利要求 11 所述的呼吸相关信号量测方法,其特征在于,该步骤 b 包括下列步骤:

b1) 对该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号进行一信号处理程序,以产生一第一导程模拟信号与一第二导程模拟信号;及

b2) 对该第一导程模拟信号与该第二导程模拟信号进行一信号转换程序,以产生该第一导程数字信号与该第二导程数字信号。

13. 根据权利要求 11 所述的呼吸相关信号量测方法,其特征在于,该夹角为 90° 。

14. 根据权利要求 11 所述的呼吸相关信号量测方法,其特征在于,该步骤 c 依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的一比值进行该函数转换,并且该函数转换为三角函数转换中的 \tan 函数转换。

15. 根据权利要求 14 所述的呼吸相关信号量测方法,其特征在于,该步骤 c 对由一心脏主轴电信号的振幅投影至一第一向量上所得的该第一导程数字信号进行运算,以得到一第一投影量,并对由该心脏主轴电信号的振幅投影至一第二向量上所得的该第二导程数字信号进行运算,以得到一第二投影量,该第一向量与该第二向量垂直,并且该角度变化值为

$$\theta = \tan^{-1} \frac{\text{第一投影量}}{\text{第二投影量}}。$$

16. 根据权利要求 15 所述的呼吸相关信号量测系统,其特征在于,该步骤 c 依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的振幅面积或振幅最大值分别运算出该第一投影量与该第二投影量。

呼吸相关信号量测系统及其量测方法

技术领域

[0001] 本发明涉及了呼吸相关信号的量测,尤其涉及了一种呼吸相关信号的量测系统及其量测方法。

背景技术

[0002] 要为一受测者量测心电图 (Electrocardiogram, ECG) 信号,一般需要通过心电图信号的量测仪来实现。

[0003] 然而,为了量测方便,并让该受测者可以随时进行量测,近来出现了一种生理量测衣,系将量测所需的多个电极、处理信号所需的处理装置及传输信号所需的传输装置共同设置在该生理量测衣上。藉以,该受测者只要穿戴该生理量测衣,并令该生理量测衣上的多个电极正确接触身体表面的特定位置,即可直接量测出所需的心电图信号,相当方便。

[0004] 但是,现有的该生理量测衣仅能通过该多个电极来量测 ECG 信号,但无法对该些 ECG 信号进行特定运算,并直接产生该受测者或其相关人(例如照护者或医师)所需的其他信号,例如呼吸信号,实相当不便。

[0005] 对现有的生理量测衣来说,若要能够有效量测 ECG 信号以外的其他信号,则需要在该生理量测衣上额外配置其他的装置或感测器。然而,这样将使得该生理量测衣的成本提高,并降低该受测者穿戴的意愿。

发明内容

[0006] 本发明提供一种呼吸相关信号量测系统及其量测方法,用以通过电极量测得出的心电图信号来进行计算,以得到受测者的心脏主轴角度变化波形,并做为呼吸相关信号来使用,藉此描述并记录受测者的呼吸情形。

[0007] 于本发明的一实施例中,该呼吸相关信号量测系统,包括:

[0008] 多个电极,量测一受测者的一第一模拟差动信号与一第二模拟差动信号;

[0009] 一心电信号处理装置,连接该多个电极,依据该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号产生一第一导程 (Lead-I) 数字信号与一第二导程 (Lead-II) 数字信号,其中该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的两导程方向之间呈一大于 75° 并小于 105° 的夹角;及

[0010] 一分析装置,连接该心电信号处理装置,依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号进行一函数转换,以依据该受测者的一心脏主轴随时间产生多个连续的角度变化值;及

[0011] 一显示装置,连接该分析装置,以显示依据该些连续角度变化值产生的关联于一呼吸相关信号的一角度变化波形。

[0012] 如上所述,其中该夹角为 90° 。

[0013] 如上所述,其中该分析装置依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的一比值进行该函数转换,并且该函数转换为三角函数转换中的 \tan 函数转换。

[0014] 如上所述,其中该分析装置对由一心脏主轴电信号的振幅投影至一第一向量上所得的该第一导程数字信号进行运算,以得到一第一投影量,并对由该心脏主轴电信号的振幅投影至一第二向量上所得的该第二导程数字信号进行运算,以得到一第二投影量,该第

一向量与该第二向量垂直,并且该角度变化值为 $\Theta = \tan^{-1} \frac{\text{第一投影量}}{\text{第二投影量}}$ 。

[0015] 如上所述,其中该分析装置依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的振幅面积或振幅最大值分别运算出该第一投影量与该第二投影量。

[0016] 如上所述,其中该多个电极包括一第一电极、一第二电极及一第三电极,并且该多个电极分别被配置于一生理量测衣的内侧表面。

[0017] 如上所述,其中该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线上方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线左方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第二电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第二电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0018] 如上所述,其中该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线上方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线右方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第一电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第一电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0019] 如上所述,其中该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线下方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线左方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第二电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第二电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0020] 如上所述,其中该第一电极被配置在该受测者的身体在一心脏水平线下方及一心脏垂直线右方的胸部位置、该第二电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线下方及该心脏垂直线左方的胸部位置、该第三电极被配置在该受测者的身体在该心脏水平线上方及该心脏垂直线右方的胸部位置,其中该第一电极与该第二电极构成该第一向量并取得该第一模拟差动信号,该第一电极与该第三电极构成该第二向量并取得该第二模拟差动信号,且该第一电极与该第二电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度,该第一电极与该第三电极之间的间距大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0021] 于本发明的一实施例中,该呼吸相关信号量测方法运用于该呼吸相关信号量测系统,该量测系统具有多个电极,分别接触一受测者的身体表面,该量测方法包括:

[0022] a) 取得一第一模拟差动信号与一第二模拟差动信号；

[0023] b) 依据该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号产生一第一导程数字信号与一第二导程数字信号,其中该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的两导程方向之间呈一大于 75° 并小于 105° 的夹角;及

[0024] c) 依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号进行一函数转换,以依据该受测者的一心脏主轴随时间产生多个连续的角度变化值。

[0025] 如上所述,其中该步骤 b 包括下列步骤:

[0026] b1) 对该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号进行一信号处理程序,以产生一第一导程模拟信号与一第二导程模拟信号;及

[0027] b2) 对该第一导程模拟信号与该第二导程模拟信号进行一信号转换程序,以产生该第一导程数字信号与该第二导程数字信号。

[0028] 如上所述,其中该夹角为 90° 。

[0029] 如上所述,其中该步骤 c 系依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的一比值进行该函数转换,并且该函数转换为三角函数转换中的 \tan 函数转换。

[0030] 如上所述,其中该步骤 c 系对由一心脏主轴电信号的振幅投影至一第一向量上所得的该第一导程数字信号进行运算,以得到一第一投影量,并对由该心脏主轴电信号的振幅投影至一第二向量上所得的该第二导程数字信号进行运算,以得到一第二投影量,该第

一向量与该第二向量垂直,并且该角度变化值为 $\Theta = \tan^{-1} \frac{\text{第一投影量}}{\text{第二投影量}}$ 。

[0031] 如上所述,其中该步骤 c 系依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号的振幅面积或振幅最大值分别运算出该第一投影量与该第二投影量。

[0032] 本发明是经由以特定排列方式配置的多个电极,由受测者身上量测出两导程方向互相垂直的第一导程心电图信号与第二导程心电图信号,并且经由一特定的演算法对该二导程心电图信号进行计算,以得出受测者的心脏主轴角度变化波形。本发明对照现有技术所能达到的技术功效在于,此心脏主轴角度变化波形的主要频率与受测者的呼吸频率高度正相关,因此可视为一呼吸相关信号,进而可直接以该呼吸相关信号来描述受测者的呼吸情形。

[0033] 通过本发明的技术方案,可将一生理量测衣上的多个电极以上述该特定排列方式进行配置,藉以,当受测者穿上该生理量测衣时,除了可通过该多个电极来量测一般的心电图信号之外,还可同时量测并记录受测者的呼吸情形,相当便利。

[0034] 另外,如上所述,本发明仅通过该多个电极以及该特定的演算法即可计算得出该呼吸相关信号,因此不需要新增额外的装置或感测器,换句话说,不会增加额外的成本。

附图说明

[0035] 图 1 为本发明的第一具体实施例的系统方块图；

[0036] 图 2 为本发明的第一具体实施例的电极配置示意图；

[0037] 图 3 为本发明的第一具体实施例的量测流程图；

[0038] 图 4A 为本发明的第一具体实施例的振幅投影示意图；

[0039] 图 4B 为本发明的第一具体实施例的心脏主轴角度示意图；

- [0040] 图 5 为本发明的第一具体实施例的波形比较示意图；
- [0041] 图 6 为本发明的第二具体实施例的电极配置示意图；
- [0042] 图 7 为本发明的第三具体实施例的电极配置示意图；
- [0043] 图 8 为本发明的第四具体实施例的电极配置示意图；
- [0044] 其中,附图标记：
- [0045] 1…量测系统；
- [0046] 11…第一电极；
- [0047] 12…第二电极；
- [0048] 13…第三电极；
- [0049] 14…心电信号处理装置；
- [0050] 15…分析装置；
- [0051] 2…使用者终端；
- [0052] 3、31、32、33…生理量测衣；
- [0053] 41…心脏水平线；
- [0054] 42…心脏垂直线；
- [0055] 51…第一导程数字信号；
- [0056] 52…第二导程数字信号；
- [0057] 6…座标轴；
- [0058] 7…心脏主轴；
- [0059] 71…第一投影量；
- [0060] 72…第二投影量；
- [0061] 81…单一导程心电图量测波形；
- [0062] 82…心脏主轴角度变化波形；
- [0063] 83…实际呼吸信号量测波形；
- [0064] S10 ~ S28…量测步骤。

具体实施方式

[0065] 兹就本发明的一较佳实施例,配合附图,详细说明如后。

[0066] 本发明公开了一种呼吸相关信号量测系统(下面将于说明书内文中简称为该系统),可用以量测一受测者的呼吸相关信号,并藉由该呼吸相关信号描述并记录受测者的呼吸情形。

[0067] 首请同时参阅图 1 与图 3,图 1 为本发明的第一具体实施例的系统方块图,图 3 为本发明的第一具体实施例的量测流程图。如图 1 所示,本发明的该系统主要包括多个电极、一心电信号处理装置 14 及一分析装置 15。本实施例中,该心电信号处理装置 14 与该多个电极直接电性连接,并且该分析装置 15 以有线或无线方式与该心电信号处理装置 14 连接。于本发明的较佳具体实例中,该多个电极主要包括一第一电极 11、一第二电极 12 及一第三电极 13 等三个电极,并且分别电性连接该心电信号处理装置 14,但不加以限定。

[0068] 该多个电极 11-13 用以直接接触一受测者(图未标示)的身体,以分别量测该受测者的心脏主轴电信号,并产生心电图(Electrocardiogram, ECG)信号。本发明中,该系统

同时通过该多个电极 11-13 的其中两个电极（例如该第一电极 11 与该第二电极 12）来取得一第一模拟差动信号（步骤 S10），并且同时通过该多个电极 11-13 的其中两个电极（例如该第二电极 12 与该第三电极 13）来取得一第二模拟差动信号（步骤 S12）。本发明所采用的技术方案，主要是依据该多个电极 11-13 来量测该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号，并通过该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号来进行计算，以产生上述的该呼吸相关信号（容后详述）。

[0069] 请同时参阅图 2，为本发明的第一具体实施例的电极配置示意图。本发明的该系统较佳设置于一生理量测衣 2 上，该受测者可藉由该生理量测衣 2 的穿戴，直接使用本发明的该系统来测量相关的 ECG 信号，并同时由该系统计算产生该受测者的该呼吸相关信号。藉以，该受测者的相关人（例如家人、医师或照护者等）可通过该系统来查看、记录该受测者的呼吸情形。

[0070] 如图 2 所示，该多个电极 11-13 配置于该生理量测衣 3 的内侧表面，并且被配置成当该受测者穿上该生理量测衣 3 时，可紧密贴附于该受测者的身体表面。该多个电极 11-13 的详细配置位置如下说明。

[0071] 图 2 中公开了一心脏水平线 41 与一心脏垂直线 42，该心脏水平线 41 与该心脏垂直线 42 分别通过该受测者的心脏的位置。本实施例中，该第一电极 11 被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 3 时，可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 上方及该心脏垂直线 42 右方的胸部位置；该第二电极 12 被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 3 时，可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 上方及该心脏垂直线 42 左方的胸部位置；该第三电极 13 被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 3 时，可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 下方及该心脏垂直线 42 左方的胸部位置。但是，上述仅为本发明的一个具体实施例，不应以此为限。

[0072] 较佳者，于本实施例中，该第一电极 11 与该第二电极 12 之间的间距较佳为大于该受测者的心脏的水平宽度，且该第二电极 12 与该第三电极 13 之间的间距较佳也大于该受测者的心脏的水平宽度。由于当两电极的位置跨越心脏时，心电振幅为最大，如此才能协助本发明的该系统量测到完整的心电波形。

[0073] 值得一提的是，本实施例中，该第一电极 11 与该第二电极 12 构成一第一向量，该第二电极 12 与该第三电极 13 构成一第二向量，并且该第一向量与该第二向量近乎垂直。本实施例中，该第一向量与该第二向量之间可呈 $75^{\circ} \sim 105^{\circ}$ 的夹角，较佳者，该第一向量与该第二向量之间可呈 90° ，但不加以限定。于本发明中，该第一向量与该第二向量之间的夹角越接近 90° ，则该系统计算出来的该呼吸相关信号的主频率就越接近该受测者的实际呼吸频率。

[0074] 回到图 1 与图 3，该心电信号处理装置 14 主要由该多个电极 11-13 来取得该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号，并对该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号进行如放大处理、滤波处理等信号处理程序（步骤 S14）。藉此，该心电信号处理装置 14 可经由上述信号处理程序产生一第一导程模拟信号（Lead-I）与一第二导程模拟信号（Lead-II）（步骤 S16）。

[0075] 该心电信号处理装置 14 还对该第一导程模拟信号与该第二导程模拟信号进行一信号转换程序（如模拟 / 数字转换程序）（步骤 S18）。藉以，该心电信号处理装置 14 可经由

上述信号转换程序产生一第一导程数字信号 51 与一第二导程数字信号 52 (步骤 S20) (如图 4A 中所示的第一导程数字信号 51 与第二导程数字信号 52)。本发明中,该第一导程模拟信号与该第一导程数字信号 51 可以一第一导程心电图信号来概括,而该第二导程模拟信号与该第二导程数字信号 52 可以一第二导程心电图信号来概括。

[0076] 本实施例中,该第一导程数字信号 51 由该第一模拟差动信号经该信号处理程序与该信号转换程序而来,而该第二导程数字信号 52 由该第二模拟差动信号经该信号处理程序与该信号转换程序而来。也就是说,该第一导程数字信号 51 通过该第一电极 11 与该第二电极 12 所量测而来,该第二导程数字信号 52 通过该第二电极 12 与该第三电极 13 所量测而来。是以,该第一导程数字信号 51 来自该第一向量,该第二导程数字信号 52 来自该第二向量,并且该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52 之间可呈一 $75^\circ \sim 105^\circ$ 的夹角(较佳者为 90° 的夹角)。

[0077] 该步骤 S20 后,该心电信号处理装置 14 通过有线或无线传输方式,将该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52 传送至该分析装置 15。该分析装置 15 接收该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52,并依据该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52 执行一特定演算法,以计算出该受测者的心脏主轴的角度变化值。更具体而言,本实施例中,该分析装置 15 主要是依据该第一导程数字信号与该第二导程数字信号来进行一函数转换,以产生该心脏主轴的一角度变化值(步骤 S22)。本发明中,该函数转换是指三角函数转换,并且该三角函数转换主要为 \tan 函数转换(容下详述)。

[0078] 请同时参阅图 4A 与图 4B,图 4A 为本发明的第一具体实施例的振幅投影示意图,图 4B 为本发明的第一具体实施例的心脏主轴角度示意图。本发明所采用的技术方案,主要是依据该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52 的比值来进行该三角函数转换,以得到该角度变化值。

[0079] 更具体而言,如图 4A 所示,本发明中,该分析装置 15 主要是对由该心脏主轴电信号的振幅投影至该第一向量上所得的该第一导程数字信号 51 进行运算,以得到一第一投影量 71,并且,对由该心脏主轴电信号的振幅投影至该第二向量上所得的该第二导程数字信号 52 进行运算,以得到一第二投影量 72。并且,该分析装置 15 依据该第一投影量 71 与该第二投影量 72 的比值进行该 \tan 函数转换,以得到该角度变化值。本实施例中,该分析装置 15 主要是依据该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52 的振幅面积 (Area) 或振幅最大值 (Peak),分别运算出该第一投影量 71 与该第二投影量 72,但不加以限定。

[0080] 如图 4A 所示,若该第一向量与该第二向量为垂直,则该第一向量与该第二向量可构成一座标轴 6,而该第一投影量 71 与该第二投影量 72 的比值将会呈现该座标轴 6 与该受测者的心脏主轴 7 的夹角的 \tan 函数。具体而言,其计算公式为:

[0081]

$$\theta = \tan^{-1} \frac{\text{第一投影量 } 71}{\text{第二投影量 } 72}$$

[0082] 如图 4B 所示,通过上述公式,该分析装置 15 可以计算得出该心脏主轴 7 与该座标轴 6 之间的夹角角度。当该多个电极 11-13 量测所得的该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号改变时,该心脏主轴 7 与该座标轴 6 之间的夹角角度也会改变,而当该心脏主轴 7

与该座标轴 6 之间的夹角角度改变时,即可产生该心脏主轴 7 的该角度变化值。

[0083] 回到图 3,当该分析装置 15 连续取得多个该心脏主轴 7 的该角度变化值时,即可依据多个连续的该角度变化值产生一心脏主轴角度变化波形(步骤 S24)。

[0084] 如图 1 所示,该分析装置 15 可对外无线连接一使用者终端 2,该使用者终端 2 上可具备一显示装置。本实施例中,该使用者终端 2 可例如为智慧型行动装置、平板电脑或笔记型电脑等,不加以限定。当该分析装置 15 产生了该心脏主轴角度变化波形后,可对外传送该心脏主轴角度变化波形至该使用者终端 2 上显示(步骤 S26)。再者,若该分析装置 15 或该生理量测衣 3 的其他位置上设置显示单元,则亦可直接在该分析装置 15 或该生理量测衣 3 上显示该心脏主轴角度变化波形。

[0085] 具体而言,本实施例中该分析装置 15 依据取得的该些连续角度变化值直接产生该心脏主轴角度变化波形,并输出至该显示装置上显示。但是,于其他实施例中,该分析装置 15 还可直接输出取得的该些连续角度变化值至该显示装置,藉以,该显示装置直接显示该些连续角度变化值,并由被显示的该些连续角度变化值构成该心脏主轴角度变化波形。以上所述仅为本发明的具体实例,不应以此为限。

[0086] 该步骤 S26 后,该系统判断是否结束测量(步骤 S28),即,该系统是否关机,或该多个电极 11-13 是否脱离与该受测者的接触状态等。若该系统尚未结束测量,则回到步骤 S10,由该多个电极 11-13 持续测得该第一模拟差动信号与该第二模拟差动信号、由该心电图信号处理装置 14 持续执行该信号处理程序与该信号转换程序、并由该分析装置 15 持续计算该心脏主轴 7 的该角度变化值并产生该心脏主轴角度变化波形。

[0087] 当人在呼吸时,由于胸腔变化,故该心脏主轴 7 与胸腔之间会有相对的位移。而通过上述本发明所公开的量测方法,可依据两导程方向近乎垂直的两导程心电图信号(如该第一导程数字信号 51 与该第二导程数字信号 52)计算出人在呼吸时该心脏主轴 7 的该角度变化值。并且,经研究发现,由多个连续的该心脏主轴 7 的该角度变化值所计算产生的该心脏主轴角度变化波形,其主要频率实与人的呼吸频率有高度正相关。

[0088] 参阅图 5,为本发明的第一具体实施例的波形比较示意图。图 5 公开了实际量测所得的一单一导程心电图量测波形 81 的上包络线(upper envelope)、一心脏主轴角度变化波形 82、以及一实际呼吸信号量测波形 83。该单一导程心电图量测波形 81 的上包络线即为上述的该第一导程数字信号 51 或该第二导程数字信号 52 的上包络线,由图 5 可看出,该单一导程心电图量测波形 81 的上包络线与该实际呼吸信号量测波形 83 差异很大,因此,若直接以该单一导程心电图量测波形 81 的上包络线来做为预测该受测者的呼吸情形的基准,则可能与该受测者的实际呼吸情形有较大的差异。

[0089] 然而,由图 5 可明显看出,该心脏主轴角度变化波形 82 与该实际呼吸信号量测波形 83 实相当地近似。因此,本发明通过此特性,将该分析装置 15 产生的该心脏主轴角度变化波形 82 直接做为该呼吸相关信号来使用,以(于该使用者终端 2 上)描述出该受测者的呼吸情形。

[0090] 值得一提的是,本发明的该系统在产生该呼吸相关信号的同时,仍可通过该些电极 11-13 来量测一般正常的 ECG 信号,不会受到该呼吸相关信号的影响。并且,该系统仍然可将该三个电极 11-13 的其中之一接地,以做为—基础电极并提供—参考信号。

[0091] 于上图 2 公开的实施例中,该多个电极 11-13 主要设置在该生理量测衣 3 上,并且

较佳系将该第一电极 11 接地,以做为该基础电极并提供该参考信号。然而图 2 所示者仅为一个较佳具体实施例,使用者实可依照实际需求,调整该多个电极 11-13 在该生理量测衣 3 上的配置位置,不以图 2 所示的配置方式为限。

[0092] 参阅图 6,为本发明的第二具体实施例的电极配置示意图。于本实施例中,该第一电极 11 被配置成在该受测者穿上另一生理量测衣 31 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 上方及该心脏垂直线 42 右方的胸部位置;该第二电极 12 主要被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 31 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 上方及该心脏垂直线 42 左方的胸部位置;该第三电极 13 则被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 31 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 下方及该心脏垂直线 42 右方的胸部位置。

[0093] 较佳者,于本实施例中,该第一电极 11 与该第二电极 12 之间的间距较佳为大于该受测者的心脏的水平宽度,且该第一电极 11 与该第三电极 13 之间的间距较佳也大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0094] 于图 6 的实施例中,该心电信号处理装置 14 经由该第一电极 11 与该第二电极 12 来量测取得该第一模拟差动信号,并经由该第一电极 11 与该第三电极 13 来量测取得该第二模拟差动信号。并且,该系统较佳系将该第一电极 11 或该第三电极 13 接地,以做为该基础电极并提供该参考信号。

[0095] 参阅图 7,为本发明的第三具体实施例的电极配置示意图。于本实施例中,该第一电极 11 被配置成在该受测者穿上又一生理量测衣 32 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 下方及该心脏垂直线 42 右方的胸部位置;该第二电极 12 主要被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 32 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 下方及该心脏垂直线 42 左方的胸部位置;该第三电极 13 则被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 32 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 上方及该心脏垂直线 42 左方的胸部位置。

[0096] 较佳者,于本实施例中,该第一电极 11 与该第二电极 12 之间的间距较佳为大于该受测者的心脏的水平宽度,且该第二电极 12 与该第三电极 13 之间的间距较佳也大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0097] 于图 7 的实施例中,该心电信号处理装置 14 经由该第一电极 11 与该第二电极 12 来量测取得该第一模拟差动信号,并经由该第二电极 12 与该第三电极 13 来量测取得该第二模拟差动信号。并且,该系统较佳系将该第一电极 11 接地,以做为该基础电极并提供该参考信号。

[0098] 参阅图 8,为本发明的第四具体实施例的电极配置示意图。于本实施例中,该第一电极 11 被配置成在该受测者穿上再一生理量测衣 33 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 下方及该心脏垂直线 42 右方的胸部位置;该第二电极 12 主要被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 33 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 下方及该心脏垂直线 42 左方的胸部位置;该第三电极 13 则被配置成在该受测者穿上该生理量测衣 33 时,可紧贴于该受测者的身体在该心脏水平线 41 上方及该心脏垂直线 42 右方的胸部位置。

[0099] 较佳者,于本实施例中,该第一电极 11 与该第二电极 12 之间的间距较佳为大于该受测者的心脏的水平宽度,且该第一电极 11 与该第三电极 13 之间的间距较佳也大于该受测者的心脏的水平宽度。

[0100] 于图 8 的实施例中,该心电信号处理装置 14 经由该第一电极 11 与该第二电极 12

来量测取得该第一模拟差动信号,并经由该第一电极 11 与该第三电极 13 来量测取得该第二模拟差动信号。并且,该系统较佳系将该第一电极 11 或该第三电极 13 接地,以做为该基础电极并提供该参考信号。

[0101] 通过本发明的量测系统与量测方法,仅需通过设置在该生理量测衣 3、31、32、3 上的三个电极 11-13,即可得到受测者的呼吸情形。如此一来,使用者不需要添购其他额外的装置或感测器,不但便利且可有效降低量测成本。

[0102] 以上所述仅为本发明的较佳具体实例,非因此即局限本发明的权利要求保护范围,故举凡运用本发明内容所为的等效变化,均同理皆包含于本发明的范围内。

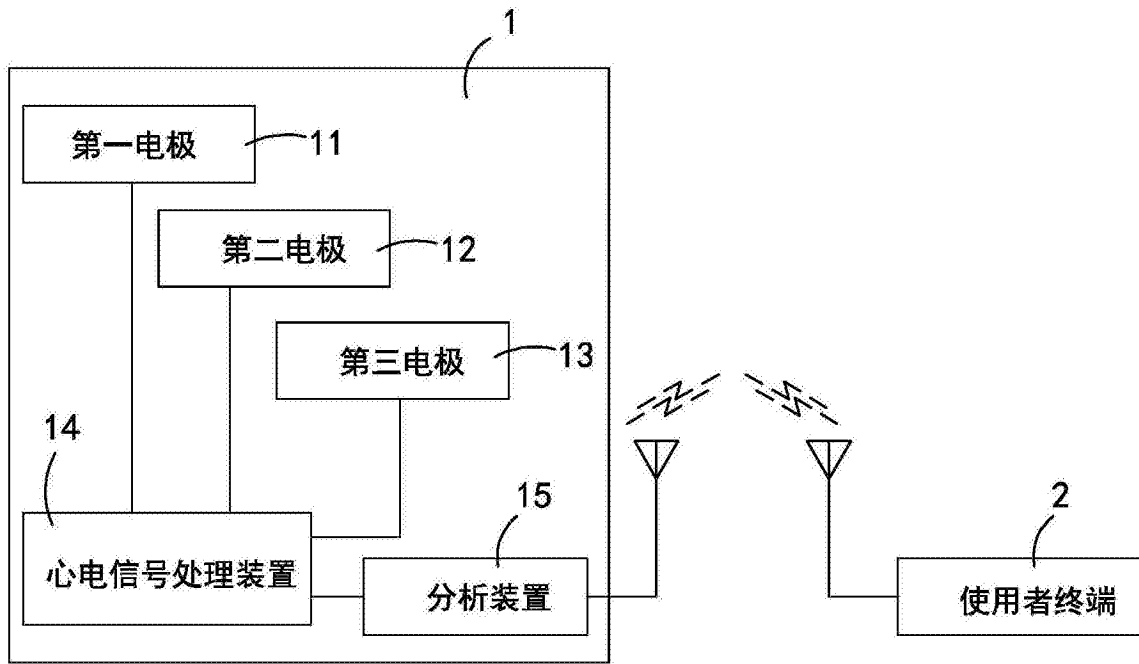


图 1

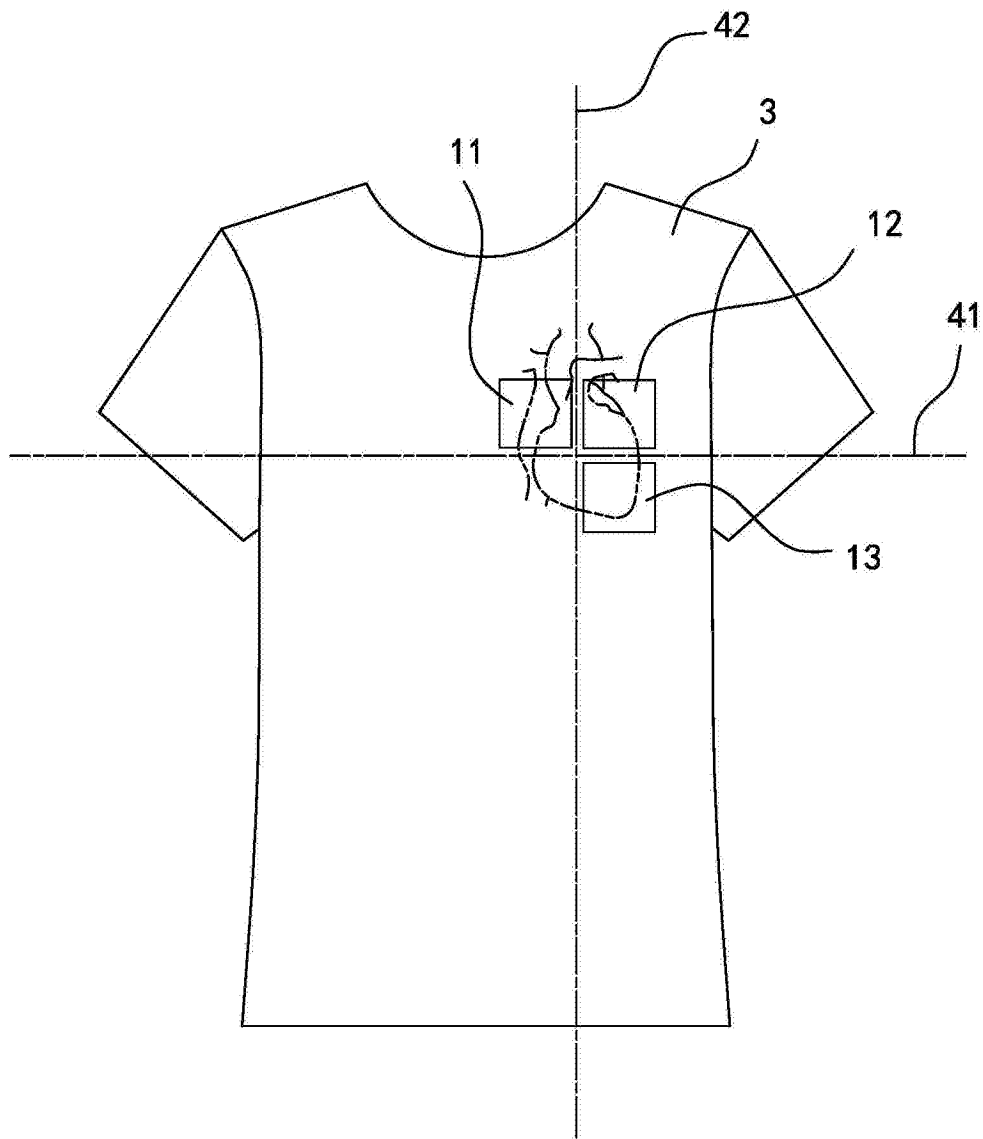


图 2

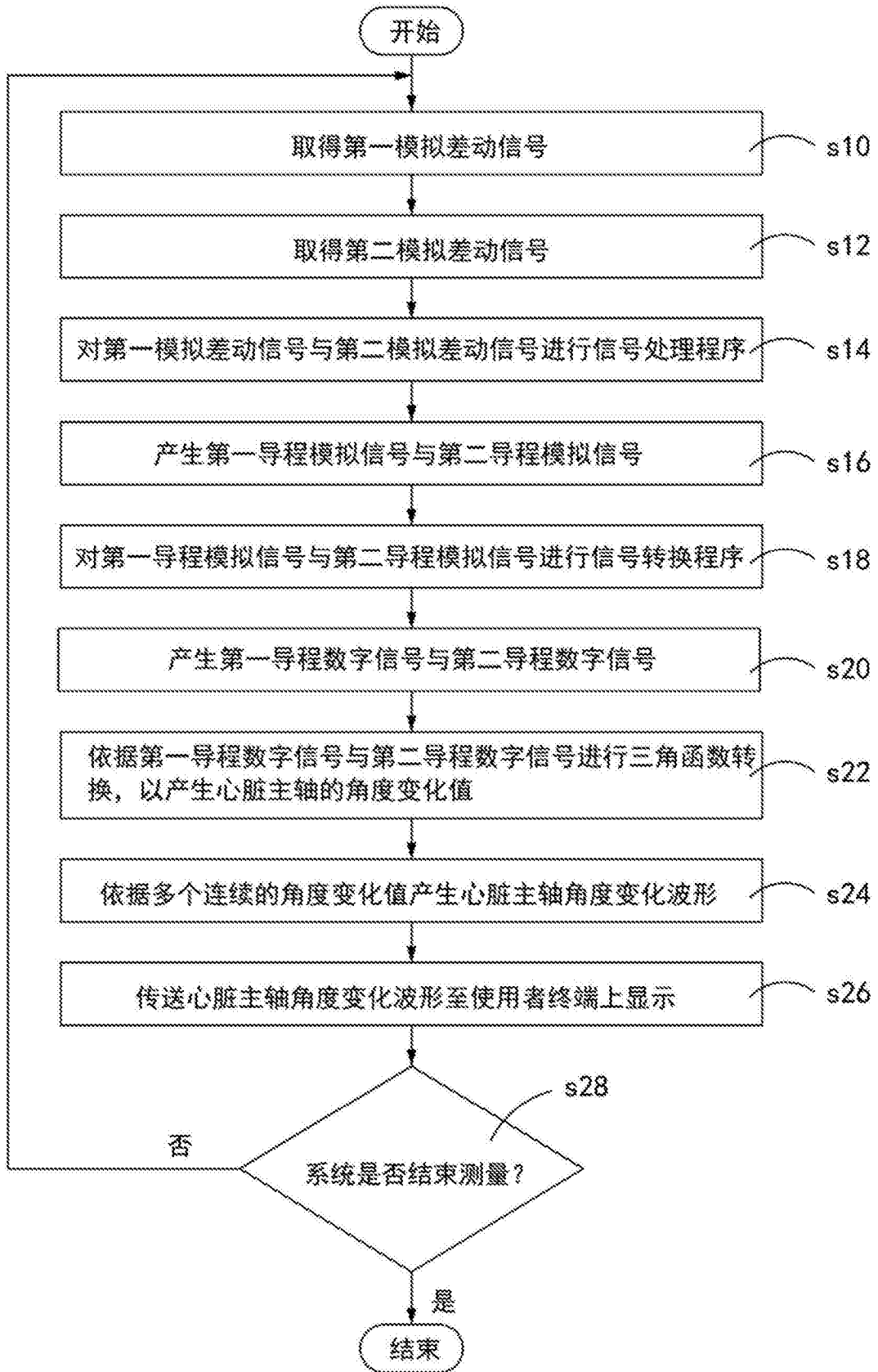


图 3

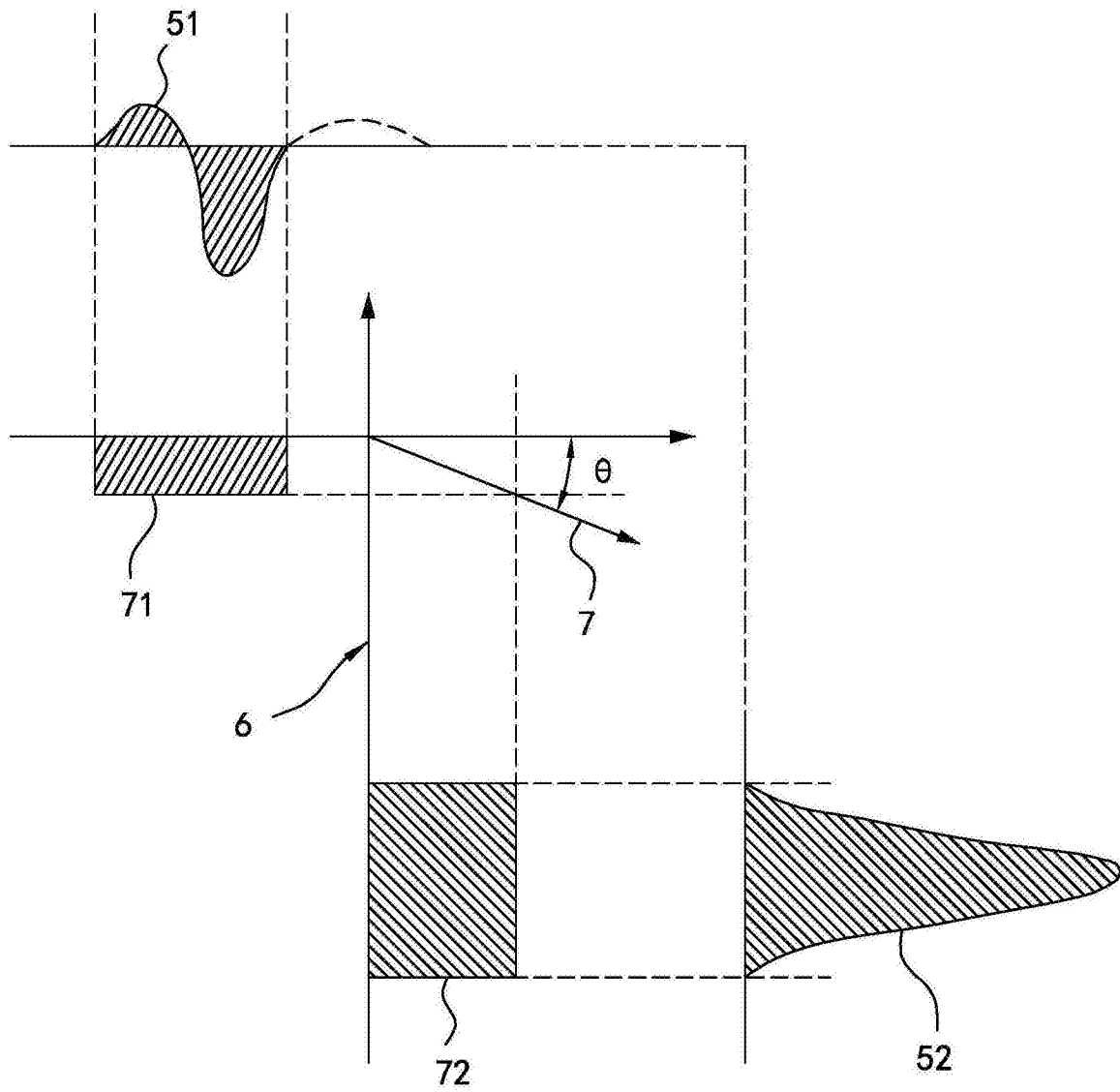


图 4A

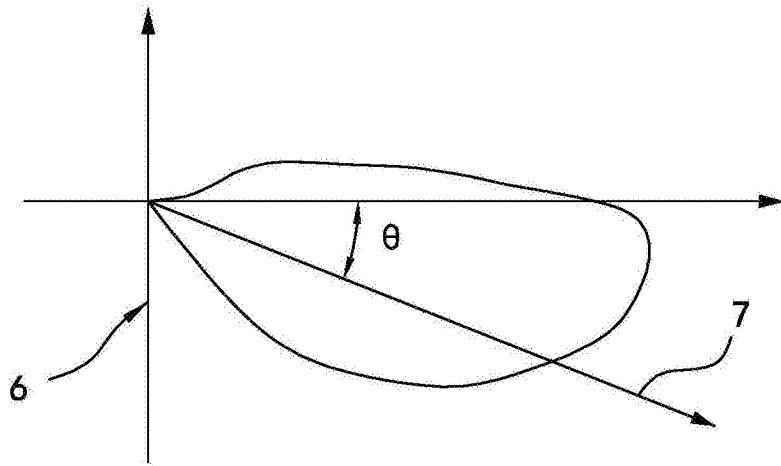


图 4B

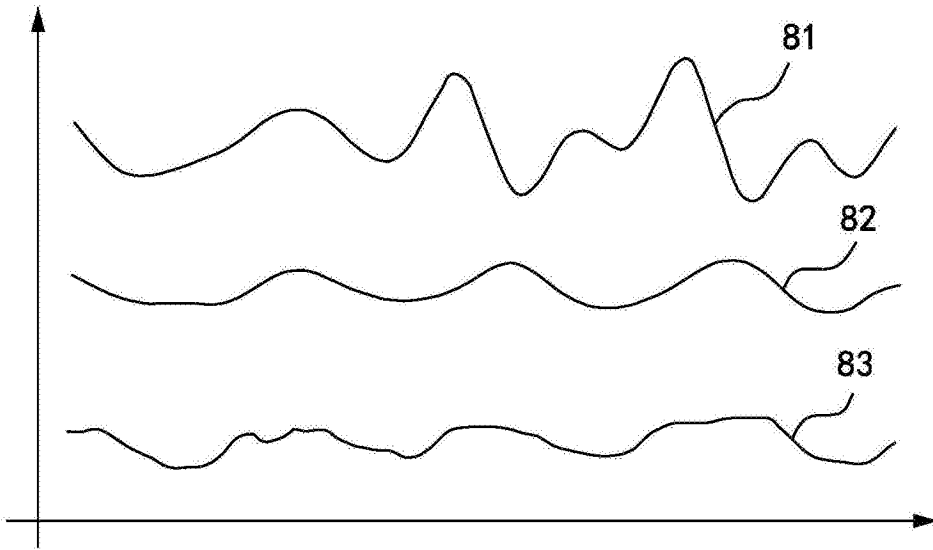


图 5

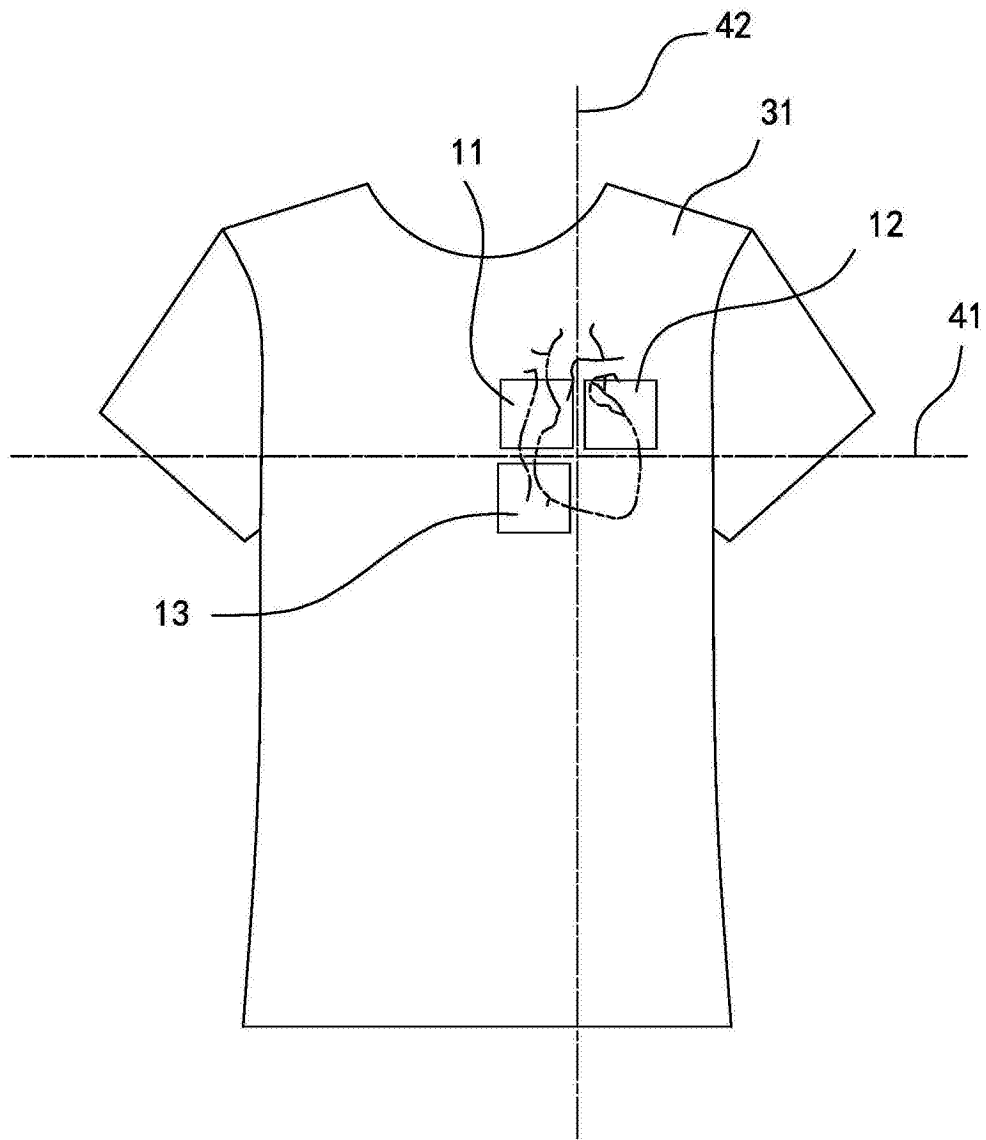


图 6

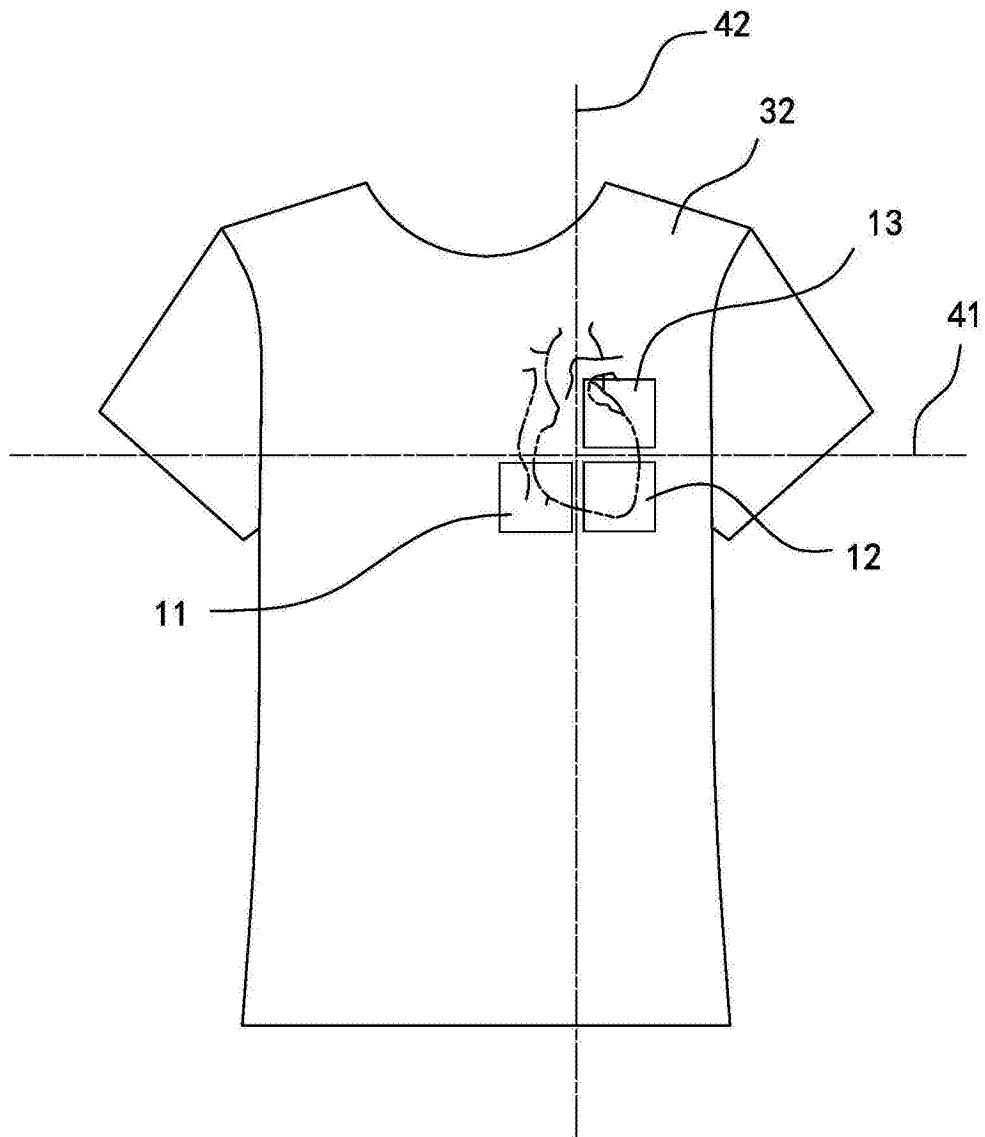


图 7

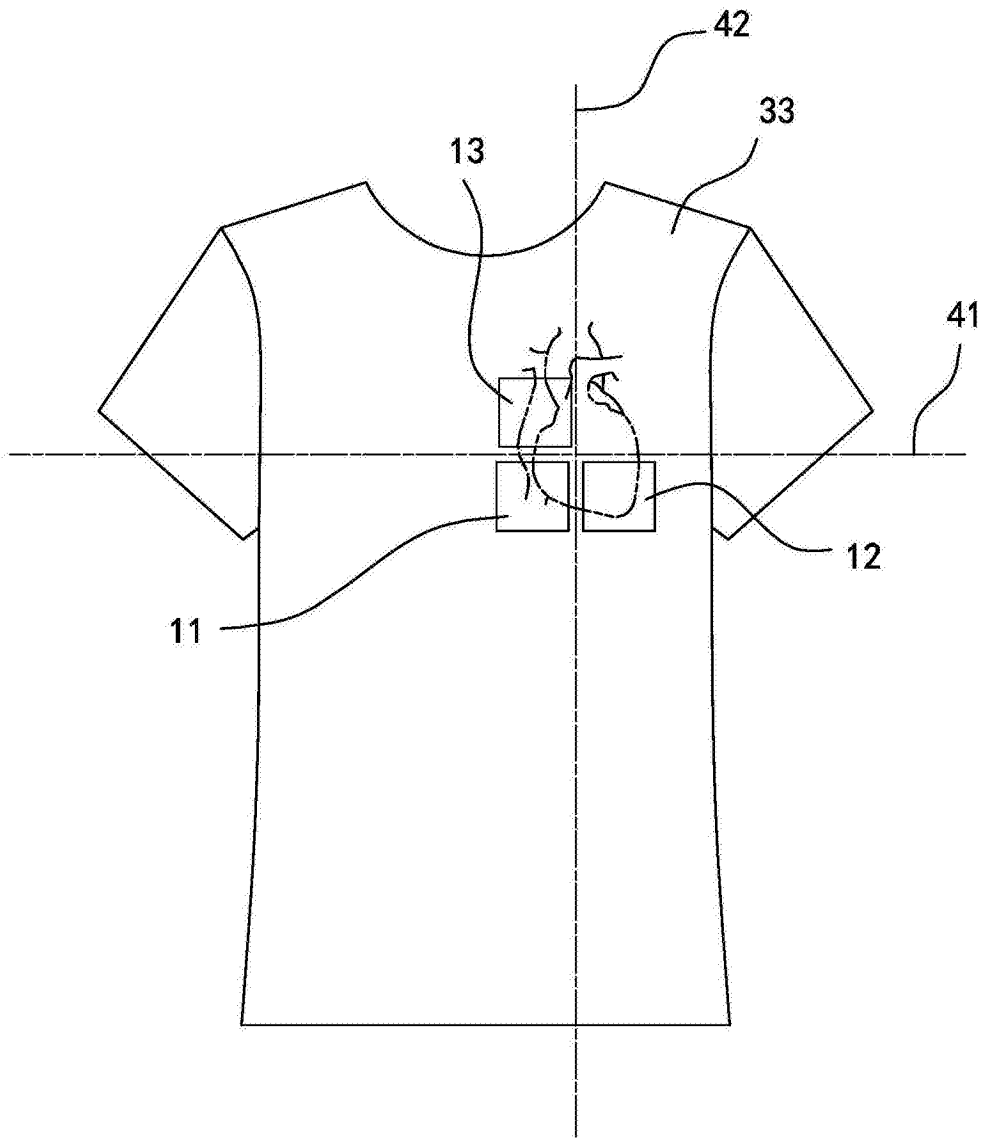


图 8