



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 110547778 B

(45) 授权公告日 2021.09.21

(21) 申请号 201910209346.5

(22) 申请日 2019.03.19

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 110547778 A

(43) 申请公布日 2019.12.10

(30) 优先权数据
107118813 2018.05.31 TW

(73) 专利权人 中山大学
地址 中国台湾高雄市鼓山区莲海路70号

(72) 发明人 洪子圣 王复康 唐牧群 廖健闵

(74) 专利代理机构 北京中原华和知识产权代理
有限责任公司 11019
代理人 寿宁 张琳

(51) Int.Cl.

A61B 5/0205 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 103860155 A, 2014.06.18

CN 101006915 A, 2007.08.01

CN 106793962 A, 2017.05.31

JP 2016174875 A, 2016.10.06

US 2008146944 A1, 2008.06.19

审查员 刘统

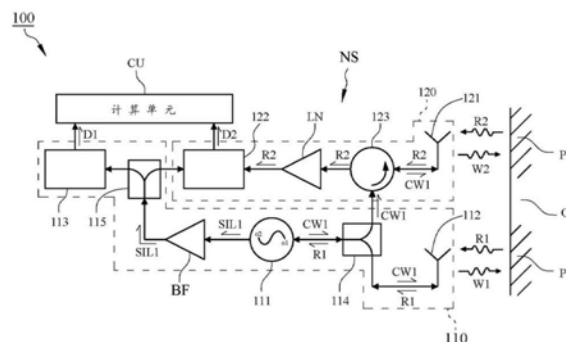
权利要求书4页 说明书11页 附图8页

(54) 发明名称

非接触式脉搏传输时间测量系统及其生理
征象感测装置

(57) 摘要

一种非接触式脉搏传输时间测量系统通过两个连续波雷达侦测人体上两个位置的位移波形,进而计算该人体上该两个位置之间的脉搏传输时间,由于该两个连续波雷达皆为非接触式测量方式,使得脉搏传输时间的测量更具便利性与舒适性。



1. 一种非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其包含:

非接触式生理征象感测装置,具有:

第一连续波雷达,用以发射第一无线信号至人体上第一位置,该第一连续波雷达接收由该第一位置反射的第一反射信号,且该第一连续波雷达根据该第一反射信号进行解调,以得到第一解调信号,其中该第一连续波雷达具有第一振荡器、第一天线、第一解调单元、第一功率分配器及第二功率分配器,该第一振荡器用以产生第一连续波信号,该第一功率分配器耦接该第一振荡器,该第一功率分配器用以将该第一连续波信号分为两路,其中的一路该第一连续波信号传送至该第一天线,该第一天线接收该第一连续波信号,并将该第一连续波信号朝向该人体上该第一位置发射出去成为该第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的该第一反射信号,该第一反射信号注入该第一振荡器,使该第一振荡器进入自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号,该第二功率分配器耦接该第一振荡器及该第一解调单元,该第二功率分配器用以将该第一振荡器产生的该第一自我注入锁定信号分为两路,其中一路的该第一自我注入锁定信号传送至该第一解调单元,该第一解调单元接收该第一自我注入锁定信号,且该第一解调单元对该第一自我注入锁定信号进行频率解调以得到该第一解调信号;及

第二连续波雷达,用以发射第二无线信号至该人体上第二位置,该第二连续波雷达接收由该第二位置反射的第二反射信号,且该第二连续波雷达根据该第二反射信号进行解调,以得到第二解调信号,其中该第二连续波雷达具有第二天线、第二解调单元及环行器,该环行器耦接该第一功率分配器、该第二天线及该第二解调单元,该第一功率分配器另一路的该第一连续波信号传送至该环行器,该环行器将该第一连续波信号传送至该第二天线,该第二天线接收该第一连续波信号,并将该第一连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号,该第二天线接收的该第二反射信号传送至该环行器,该环行器将该第二反射信号传送至该第二解调单元,该第二解调单元耦接该第二功率分配器,该第二解调单元接收该第二反射信号及该第二功率分配器另一路的该第一自我注入锁定信号,且该第二解调单元用以解调该第二反射信号,该第二解调单元以该第一自我注入锁定信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调以得到该第二解调信号;以及

计算单元,耦接该非接触式生理征象感测装置的该第一连续波雷达及该第二连续波雷达,以接收该第一连续波雷达的该第一解调信号及该第二连续波雷达的该第二解调信号,且该计算单元通过该第一解调信号及该第二解调信号得到脉搏传输时间。

2. 如权利要求1所述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其中该人体上该第一位置与该第二位置之间的距离大于10cm。

3. 如权利要求1所述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其中该非接触式脉搏传输时间测量系统整合于穿戴装置中,且该第一天线及该第二天线的辐射方向分别指向该人体上的该第一位置及该第二位置。

4. 一种非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其包含:

非接触式生理征象感测装置,具有:

第一连续波雷达,用以发射第一无线信号至人体上第一位置,该第一连续波雷达接收由该第一位置反射的第一反射信号,且该第一连续波雷达根据该第一反射信号进行解调,

以得到第一解调信号;及

第二连续波雷达,用以发射第二无线信号至该人体上第二位置,该第二连续波雷达接收由该第二位置反射的第二反射信号,且该第二连续波雷达根据该第二反射信号进行解调,以得到第二解调信号;以及

计算单元,耦接该非接触式生理征象感测装置的该第一连续波雷达及该第二连续波雷达,以接收该第一连续波雷达的该第一解调信号及该第二连续波雷达的该第二解调信号,且该计算单元通过该第一解调信号及该第二解调信号得到脉搏传输时间,其中该第一连续波雷达具有第一振荡器、第一天线及第一解调单元,该第一振荡器用以产生第一连续波信号,该第一天线耦接该第一振荡器以接收该第一连续波信号,并将该第一连续波信号朝向该人体上该第一位置发射出去成为该第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的该第一反射信号,该第一反射信号注入该第一振荡器,使该第一振荡器进入自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号,该第一解调单元耦接该第一振荡器以接收该第一自我注入锁定信号,且该第一解调单元对该第一自我注入锁定信号进行频率解调以得到该第一解调信号,其中该第二连续波雷达具有第二振荡器、环行器、第二天线及第二解调单元,该第二振荡器用以产生第二连续波信号,该环行器耦接该第二振荡器、该第二天线及该第二解调单元,该环行器将该第二振荡器产生的该第二连续波信号传送至该第二天线,该第二天线将该第二连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号,并将该第二反射信号传送至该环行器,该环行器将该第二反射信号传送至该第二解调单元,该第二解调单元耦接该第二振荡器以接收该第二连续波信号,并以该第二连续波信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调,以得到该第二解调信号。

5. 如权利要求4所述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其中该非接触式脉搏传输时间测量系统整合于穿戴装置中,且该第一天线及该第二天线的辐射方向分别指向该人体上的该第一位置及该第二位置。

6. 一种非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其包含:

非接触式生理征象感测装置,具有:

第一连续波雷达,用以发射第一无线信号至人体上第一位置,该第一连续波雷达接收由该第一位置反射的第一反射信号,且该第一连续波雷达根据该第一反射信号进行解调,以得到第一解调信号;及

第二连续波雷达,用以发射第二无线信号至该人体上第二位置,该第二连续波雷达接收由该第二位置反射的第二反射信号,且该第二连续波雷达根据该第二反射信号进行解调,以得到第二解调信号;以及

计算单元,耦接该非接触式生理征象感测装置的该第一连续波雷达及该第二连续波雷达,以接收该第一连续波雷达的该第一解调信号及该第二连续波雷达的该第二解调信号,且该计算单元通过该第一解调信号及该第二解调信号得到脉搏传输时间,其中该第一连续波雷达具有第一振荡器、第一天线及第一解调单元,该第一振荡器用以产生第一连续波信号,该第一天线耦接该第一振荡器以接收该第一连续波信号,并将该第一连续波信号朝向该人体上该第一位置发射出去成为该第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的该第一反射信号,该第一反射信号注入该第一振荡器,使该第一振荡器进入自我注入锁

定状态并产生第一自我注入锁定信号,该第一解调单元耦接该第一振荡器以接收该第一自我注入锁定信号,且该第一解调单元对该第一自我注入锁定信号进行频率解调以得到该第一解调信号,其中该第二连续波雷达具有第二振荡器、第二天线及第二解调单元,该第二振荡器用以产生第二连续波信号,该第二天线接收该第二连续波信号,该第二天线将该第二连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号,该第二反射信号注入该第二振荡器,使该第二振荡器进入自我注入锁定状态并产生第二自我注入锁定信号,该第二解调单元耦接该第二振荡器以接收该第二自我注入锁定信号,且该第二解调单元对该第二自我注入锁定信号进行频率解调以得到该第二解调信号。

7.如权利要求6所述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其中该非接触式脉搏传输时间测量系统整合于穿戴装置中,且该第一天线及该第二天线的辐射方向分别指向该人体上的该第一位置及该第二位置。

8.一种非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其包含:

非接触式生理征象感测装置,具有:

第一连续波雷达,用以发射第一无线信号至人体上第一位置,该第一连续波雷达接收由该第一位置反射的第一反射信号,且该第一连续波雷达根据该第一反射信号进行解调,以得到第一解调信号;及

第二连续波雷达,用以发射第二无线信号至该人体上第二位置,该第二连续波雷达接收由该第二位置反射的第二反射信号,且该第二连续波雷达根据该第二反射信号进行解调,以得到第二解调信号;以及

计算单元,耦接该非接触式生理征象感测装置的该第一连续波雷达及该第二连续波雷达,以接收该第一连续波雷达的该第一解调信号及该第二连续波雷达的该第二解调信号,且该计算单元通过该第一解调信号及该第二解调信号得到脉搏传输时间,其中该第一连续波雷达具有第一振荡器、第一循环器、第一天线及第一解调单元,该第一循环器耦接该第一振荡器、该第一天线及该第一解调单元,该第一振荡器用以产生第一连续波信号,该第一循环器将该第一连续波信号传送至该第一天线,该第一天线将该第一连续波信号朝向该人体上该第一位置发射出去成为该第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的该第一反射信号并传送至该第一循环器,该第一循环器将该第一反射信号传送至该第一解调单元,该第一解调单元耦接该第一振荡器以接收该第一连续波信号,并以该第一连续波信号为参考信号对该第一反射信号进行相位解调,以得到该第一解调信号。

9.如权利要求8所述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其中该第二连续波雷达具有第二振荡器、第二循环器、第二天线及第二解调单元,该第二循环器耦接该第二振荡器、该第二天线及该第二解调单元,该第二振荡器用以产生第二连续波信号,该第二循环器将该第二连续波信号传送至该第二天线,该第二天线将该第二连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号并传送至该第二循环器,且该第二循环器将该第二反射信号传送至该第二解调单元,该第二解调单元耦接该第二振荡器以接收该第二连续波信号,并以该第二连续波信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调,以得到该第二解调信号。

10.如权利要求9所述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其特征在于,其中该非接触

式脉搏传输时间测量系统整合于穿戴装置中,且该第一天线及该第二天线的辐射方向分别指向该人体上的该第一位置及该第二位置。

11. 一种非接触式生理征象感测装置,其特征在于,包含:

振荡器,产生第一连续波信号;

第一功率分配器,耦接该振荡器,该第一功率分配器用以将该第一连续波信号分为两路;

第一天线,耦接该第一功率分配器,以接收其中一路的该第一连续波信号,该第一天线将该第一连续波信号朝向人体上第一位置发射出去成为第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的第一反射信号,该第一反射信号经由该第一功率分配器注入该振荡器,使该振荡器处于自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号;

环行器,耦接该第一功率分配器,以接收另一路的该第一连续波信号;

第二天线,耦接该环行器,其中该环行器将接收的该第一连续波信号传送至该第二天线,该第二天线将该第一连续波信号朝向该人体上第二位置发射出去成为第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的第二反射信号,该第二反射信号传送至该环行器;

第二功率分配器,耦接该振荡器,以接收该第一自我注入锁定信号,该第二功率分配器用以将该第一自我注入锁定信号分为两路;

第一解调单元,耦接该第二功率分配器,以接收其中一路的该第一自我注入锁定信号,该第一解调单元用以对该第一自我注入锁定信号进行频率解调,以得到第一解调信号;以及

第二解调单元,耦接该环行器及该第二功率分配器,该环行器将该第二反射信号传送至第二解调单元,且该第二解调单元由该第二功率分配器接收另一路的该第一自我注入锁定信号,并以该第一自我注入锁定信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调,以得到第二解调信号,其中计算单元接收该第一解调信号及该第二解调信号,以得到该第一位置及该第二位置的位移波形,通过该第一位置的位移波形尖峰与该第二位置的位移波形尖峰之间的时间差距来得到该第一位置与该第二位置之间的脉搏传输时间。

12. 如权利要求11所述的非接触式生理征象感测装置,其特征在于,其包含有缓冲放大器,该缓冲放大器耦接该振荡器,该第二功率分配器经由该缓冲放大器耦接该振荡器。

13. 如权利要求11所述的非接触式生理征象感测装置,其特征在于,其包含有低噪声放大器,该低噪声放大器耦接该环行器,该第二解调单元经由该低噪声放大器耦接该环行器。

14. 如权利要求11所述的非接触式生理征象感测装置,其特征在于,其中该第一解调信号及该第二解调信号可用来分析该人体的生命征象,包括呼吸、心跳、脉搏及血压。

15. 如权利要求11所述的非接触式生理征象感测装置,其特征在于,其中该非接触式生理征象感测装置仅具有单个该振荡器。

非接触式脉搏传输时间测量系统及其生理征象感测装置

技术领域

[0001] 本发明是关于一种脉搏传输时间测量系统,特别是关于一种非接触式脉搏传输时间测量系统。

背景技术

[0002] 脉搏传输时间(Pulse transit time)是脉搏压力波形(Pulse pressure waveform)通过一段长度的动脉所花费的时间,根据脉搏传输时间与脉搏通过动脉的长度可以计算脉搏波速度(Pulse wave velocity),进而估算出血压。相较于传统血压测量方法,以脉搏传输时间为基础的血压测量方法可以免除充放气袖带(Cuff)的使用,因而能够更连续且持久地测量血压。

[0003] 请参阅图1,一般现有技术是通过人体的胸部上测得心电图(Electrocardiography, ECG)及人体的手指上测得光体积变化描记图(Photoplethysmography, PPG)来计算脉搏传输时间,但心电图的取得必须在胸部或四肢的皮肤上贴附多个接触式电极进行测量,而光体积变化描记图则须在手指的皮肤上设置光学感测装置进行测量,所测量到的心电图及光体积变化描绘图再传送至生理系统BS计算脉搏传输时间。但心电图及光体积变化描记图皆属于接触式测量方法,在长时间使用下容易造成皮肤不适或伤害,让使用者难以持久通过测量脉搏传输时间来监视血压。

[0004] 请参阅美国专利公开号US20140171811,为一种生理征象传感器,其通过两个脉冲波雷达测量人体两个邻近位置间的脉搏传输时间,而由于脉冲波雷达是使用超宽带(Ultra-wideband)信号,其系统成本偏高,且超宽带信号的发射功率受到严格管制,导致其穿透性不佳,因此,须将天线紧贴人体皮肤才可测得人体的脉搏信号,这也让其两个测量点之间的距离相当接近,于先前技术中,两个测量点之间的距离仅介于1cm至10cm,这使测量到的脉搏传输时间过短而容易造成计算脉搏波速度时会产生较大的误差,因而影响到血压估算值的准确性。

发明内容

[0005] 本发明的主要目的在于通过两个连续波(Continuous wave)雷达以非接触方式分别侦测人体上两个位置的位移波形,再通过这两个位置的位移波形求得脉搏传输时间,来达成非接触式脉搏传输时间的测量。

[0006] 本发明的目的及解决其技术问题采用以下技术方案来实现。

[0007] 本发明的一种非接触式脉搏传输时间测量系统包含第一连续波雷达、第二连续波雷达及计算单元,该第一连续波雷达用以发射第一无线信号至人体上第一位置,该第一连续波雷达接收由该第一位置反射的第一反射信号,且该第一连续波雷达根据该第一反射信号进行解调,以得到第一解调信号,该第二连续波雷达用以发射第二无线信号至该人体上第二位置,该第二连续波雷达接收由该第二位置反射的第二反射信号,且该第二连续波雷达根据该第二反射信号进行解调,以得到第二解调信号,该计算单元耦接该第一连续波雷

达及该第二连续波雷达,以接收该第一连续波雷达的该第一解调信号及该第二连续波雷达的该第二解调信号,且该计算单元通过该第一解调信号及该第二解调信号得到脉搏传输时间。

[0008] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第一连续波雷达具有第一振荡器、第一天线及第一解调单元,该第一振荡器用以产生第一连续波信号,该第一天线耦接该第一振荡器以接收该第一连续波信号,并将该第一连续波信号朝向该人体上该第一位置发射出去成为该第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的该第一反射信号,该第一反射信号注入该第一振荡器,使该第一振荡器进入自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号,该第一解调单元耦接该第一振荡器以接收该第一自我注入锁定信号,且该第一解调单元对该第一自我注入锁定信号进行频率解调以得到该第一解调信号。

[0009] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第二连续波雷达具有第二天线及第二解调单元,该第二天线耦接该第一振荡器以接收该第一连续波信号,并将该第一连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号,该第二解调单元耦接该第二天线以接收该第二反射信号,且该第二解调单元用以解调该第二反射信号。

[0010] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第一连续波雷达另具有第一功率分配器,该第二连续波雷达另具有环行器,该第一功率分配器耦接该第一振荡器,该环行器耦接该第一功率分配器、该第二天线及该第二解调单元,该第一功率分配器用以将该第一连续波信号分为两路,其中的一路该第一连续波信号传送至该第一天线,另一路的该第一连续波信号传送至该环行器,该环行器将该第一连续波信号传送至该第二天线,该第二天线接收的该第二反射信号传送至该环行器,该环行器将该第二反射信号传送至该第二解调单元。

[0011] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第一连续波雷达另具有第二功率分配器,该第二功率分配器耦接该第一振荡器、该第一解调单元及该第二解调单元,该第二功率分配器用以将该第一振荡器产生的该第一自我注入锁定信号分为两路,其中一路的该第一自我注入锁定信号传送至该第一解调单元,另一路的该第一自我注入锁定信号传送至该第二解调单元,该第二解调单元以该第一自我注入锁定信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调以得到该第二解调信号。

[0012] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第二连续波雷达具有第二振荡器、环行器、第二天线及第二解调单元,该第二振荡器用以产生第二连续波信号,该环行器耦接该第二振荡器、该第二天线及该第二解调单元,该环行器将该第二振荡器产生的该第二连续波信号传送至该第二天线,该第二天线将该第二连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号,并将该第二反射信号传送至该环行器,该环行器将该第二反射信号传送至该第二解调单元,该第二解调单元耦接该第二振荡器以接收该第二连续波信号,并以该第二连续波信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调,以得到该第二解调信号。

[0013] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第二连续波雷达具有第二振荡器、第二天线及第二解调单元,该第二振荡器用以产生第二连续波信号,该第二天线接收该第二连续波信号,该第二天线将该第二连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为

该第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号,该第二反射信号注入该第二振荡器,使该第二振荡器进入自我注入锁定状态并产生第二自我注入锁定信号,该第二解调单元耦接该第二振荡器以接收该第二自我注入锁定信号,且该第二解调单元对该第二自我注入锁定信号进行频率解调以得到该第二解调信号。

[0014] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第一连续波雷达具有第一振荡器、第一循环器、第一天线及第一解调单元,该第一循环器耦接该第一振荡器、该第一天线及该第一解调单元,该第一振荡器用以产生第一连续波信号,该第一循环器将该第一连续波信号传送至该第一天线,该第一天线将该第一连续波信号朝向该人体上该第一位置发射出去成为该第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的该第一反射信号并传送至该第一循环器,该第一循环器将该第一反射信号传送至该第一解调单元,该第一解调单元耦接该第一振荡器以接收该第一连续波信号,并以该第一连续波信号为参考信号对该第一反射信号进行相位解调,以得到该第一解调信号。

[0015] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该第二连续波雷达具有第二振荡器、第二循环器、第二天线及第二解调单元,该第二循环器耦接该第二振荡器、该第二天线及该第二解调单元,该第二振荡器用以产生第二连续波信号,该第二循环器将该第二连续波信号传送至该第二天线,该第二天线将该第二连续波信号朝向该人体上该第二位置发射出去成为该第二无线信号,该第二天线接收由该第二位置反射的该第二反射信号并传送至该第二循环器,且该第二循环器将该第二反射信号传送至该第二解调单元,该第二解调单元耦接该第二振荡器以接收该第二连续波信号,并以该第二连续波信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调,以得到该第二解调信号。

[0016] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该人体上该第一位置与该第二位置之间的距离大于10cm。

[0017] 前述的非接触式脉搏传输时间测量系统,其中该非接触式脉搏传输时间测量系统整合于穿戴装置中,且该第一天线及该第二天线的辐射方向分别指向该人体上的该第一位置及该第二位置。

[0018] 本发明的目的以及解决其技术问题还可以采用以下的技术措施来进一步实现。

[0019] 一种非接触式生理征象感测装置,包含:

[0020] 振荡器,产生第一连续波信号;

[0021] 第一功率分配器,耦接该振荡器,该第一功率分配器用以将该第一连续波信号分为两路;

[0022] 第一天线,耦接该第一功率分配器,以接收其中一路的该第一连续波信号,该第一天线将该第一连续波信号朝向人体上第一位置发射出去成为第一无线信号,且该第一天线接收由该第一位置反射的第一反射信号,该第一反射信号经由该第一功率分配器注入该振荡器,使该振荡器处于自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号;

[0023] 环行器,耦接该第一功率分配器,以接收另一路的该第一连续波信号;

[0024] 第二天线,耦接该环行器,其中该环行器将接收的该第一连续波信号传送至该第二天线,该第二天线将该第一连续波信号朝向该人体上第二位置发射出去成为第二无线信号,且该第二天线接收由该第二位置反射的第二反射信号,该第二反射信号传送至该环行器;

[0025] 第二功率分配器,耦接该振荡器,以接收该第一自我注入锁定信号,该第二功率分配器用以将该第一自我注入锁定信号分为两路;

[0026] 第一解调单元,耦接该第二功率分配器,以接收其中一路的该第一自我注入锁定信号,该第一解调单元用以对该第一自我注入锁定信号进行频率解调,以得到第一解调信号;以及

[0027] 第二解调单元,耦接该环行器及该第二功率分配器,该环行器将该第二反射信号传送至第二解调单元,且该第二解调单元由该第二功率分配器接收另一路的该第一自我注入锁定信号,并以该第一自我注入锁定信号为参考信号对该第二反射信号进行相位解调,以得到第二解调信号。

[0028] 前述的非接触式生理征象感测装置,其包含有缓冲放大器,该缓冲放大器耦接该振荡器,该第二功率分配器经由该缓冲放大器耦接该振荡器。

[0029] 前述的非接触式生理征象感测装置,其包含有低噪声放大器,该低噪声放大器耦接该环行器,该第二解调单元经由该低噪声放大器耦接该环行器。

[0030] 前述的非接触式生理征象感测装置,其中该第一解调信号及该第二解调信号可用于分析该人体的生命征象,包括呼吸、心跳、脉搏及血压。

[0031] 前述的非接触式生理征象感测装置,其中该非接触式生理征象感测装置仅具有单个该振荡器。

[0032] 本发明通过该第一连续波雷达及该第二连续波雷达分别测得该人体上该第一位置及该第二位置的位移波形,进而可求得该人体上该第一位置及该第二位置之间的该脉搏传输时间,由于该第一连续波雷达及该第二连续波雷达均为非接触式的测量装置,使得该脉搏传输时间的测量更加便利且不会产生长时间配戴的不适感,让需要的使用者能长时间通过测量脉搏传输时间来监视血压。由于该第一连续波雷达及该第二连续波雷达的发射与接收信号皆为单频(Single frequency)连续波信号,因此相较于先前技术使用超宽带信号的脉冲波雷达来测量脉搏传输时间,本发明的系统成本较低,且可被容许发射较高的信号功率而具有较佳的穿透性,可以隔着障碍物(衣物、绷带、毛发…等)测得该人体上两个不同位置间的脉搏传输时间,且此两个位置的距离可以较远而降低计算脉搏波速度的误差,故具有进步性。

附图说明

[0033] 图1:现有技术的一种测量脉搏传输时间系统的示意图。

[0034] 图2:依据本发明的第一实施例,一种非接触式脉搏传输时间测量系统的电路示意图。

[0035] 图3:依据本发明的第一实施例,手腕型穿戴装置的该非接触式脉搏传输时间测量系统的示意图。

[0036] 图4:依据本发明的第一实施例,智能衣型穿戴装置的该非接触式脉搏传输时间测量系统的示意图。

[0037] 图5:现有技术测量人体的胸部上的心电图及手指上的光体积变化描记图。

[0038] 图6:本发明的手腕型穿戴装置的该非接触式脉搏传输时间测量系统测量人体的胸部上位移波形及手腕上位移波形。

[0039] 图7:本发明的智能衣型穿戴装置的该非接触式脉搏传输时间测量系统测量人体的胸部上位移波形及手腕上位移波形。

[0040] 图8:本发明与现有技术测量的脉搏传输时间的相关性。

[0041] 图9:依据本发明的第二实施例,一种非接触式脉搏传输时间测量系统的电路示意图。

[0042] 图10:依据本发明的第三实施例,一种非接触式脉搏传输时间测量系统的电路示意图。

[0043] 图11:依据本发明的第四实施例,一种非接触式脉搏传输时间测量系统的电路示意图。

[0044] 【主要元件符号说明】

[0045] 100:非接触式脉搏传输时间测量系统

[0046] 110:第一连续波雷达 111:第一振荡器

[0047] 112:第一天线 113:第一解调单元

[0048] 114:第一功率分配器 115:第二功率分配器

[0049] 116:第一循环器 120:第二连续波雷达

[0050] 121:第二天线 122:第二解调单元

[0051] 123:环行器 124:第二振荡器

[0052] 125:第二循环器 CU:计算单元

[0053] W1:第一无线信号 R1:第一反射信号

[0054] D1:第一解调信号 CW1:第一连续波信号

[0055] W2:第二无线信号 R2:第二反射信号

[0056] D2:第二解调信号 CW2:第二连续波信号

[0057] BF:缓冲放大器 O:人体

[0058] P1:第一位置 P2:第二位置

[0059] SIL1:第一自我注入锁定信号 SIL2:第二自我注入锁定信号

[0060] LN:低噪声放大器 ECG:心电图

[0061] BS:生理系统 PPG:光体积变化描绘图

[0062] C:胸部 W:手腕

具体实施方式

[0063] 请参阅图2,其为本发明的第一实施例,非接触式脉搏传输时间测量系统100的电路示意图,该非接触式脉搏传输时间测量系统100包含非接触式生理征象感测装置NS及计算单元CU,其中,该非接触式生理征象感测装置NS具有第一连续波雷达110及第二连续波雷达120。

[0064] 请参阅图2,在本实施例中,该第一连续波雷达110为自我注入锁定雷达(Self-injection locked radar),该第二连续波雷达120为直接转频雷达(Direct-conversion radar),该第一连续波雷达110具有第一振荡器111、第一天线112、第一解调单元113、第一功率分配器114及第二功率分配器115,该第一功率分配器114及该第二功率分配器115耦接该第一振荡器111,该第一天线112耦接该第一功率分配器114,该第一解调单元113耦接该

第二功率分配器115。

[0065] 请参阅图2,该第一振荡器111用以产生第一连续波信号CW1,该第一功率分配器114接收该第一连续波信号CW1,该第一功率分配器114将该第一连续波信号CW1分为两路,其中一路的该第一连续波信号CW1传送至该第一天线112,另一路的该第一连续波信号CW1传送至该第二连续波雷达120,该第一天线112将该第一连续波信号CW1朝向人体0上第一位置P1发射出去成为第一无线信号W1。

[0066] 请参阅图2,该第一无线信号W1到达该第一位置P1,由该第一位置P1反射第一反射信号R1,通过电磁波的都普勒效应(Doppler effect),若该第一位置P1有产生位移时,该第一反射信号R1会含有该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量,该第一天线112接收由该第一位置P1反射的该第一反射信号R1,且该第一反射信号R1经由该第一功率分配器114注入该第一振荡器111,使该第一振荡器111进入自我注入锁定状态(Self-injection-locked state)并产生第一自我注入锁定信号SIL1。由于该第一反射信号R1含有该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量,使得被该第一反射信号R1注入锁定的该第一振荡器111所输出的该第一自我注入锁定信号SIL1的频率变化量会正比于该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量。

[0067] 请参阅图2,该第二功率分配器115由该第一振荡器111接收该第一自我注入锁定信号SIL1,且该第二功率分配器115用以将该第一自我注入锁定信号SIL1分为两路,其中一路的该第一自我注入锁定信号SIL1传送至该第一解调单元113,另一路的该第一自我注入锁定信号SIL1传送至该第二连续波雷达120,该第一解调单元113接收该第一自我注入锁定信号SIL1并对该第一自我注入锁定信号SIL1进行频率解调,以得到第一解调信号D1,而可藉此测得该第一位置P1的位移波形。较佳的,该第二功率分配器115经由缓冲放大器BF耦接该第一振荡器111,该缓冲放大器BF用以隔离该第一振荡器111与其后端电路,以避免后端电路影响该第一振荡器111的振荡频率。

[0068] 请参阅图2,该第二连续波雷达120具有第二天线121、第二解调单元122及环形器123,该环形器123耦接该第一连续波雷达110的该第一功率分配器114、该第二天线121及该第二解调单元122,该环形器123由该第一功率分配器114接收另一路的该第一连续波信号CW1,且该环形器123将该第一连续波信号CW1传送至该第二天线121,该第二天线121将该第一连续波信号CW1朝向该人体0上第二位置P2发射出去成为第二无线信号W2。

[0069] 请参阅图2,该第二无线信号W2到达该第二位置P2,由该第二位置P2反射第二反射信号R2,相同地,若该第二位置P2有产生位移时,该第二反射信号R2会含有该第二位置P2的位移变化所造成的都普勒相移量,该第二天线121接收该第二位置P2反射的该第二反射信号R2,该第二反射信号R2传送至该环形器123,且该环形器123将该第二反射信号R2传送至该第二解调单元122。其中,通过该环形器123的特性,该第二反射信号R2仅会被该环形器123传送至该第二解调单元122而不会传送至该第一功率分配器114,以避免该第二反射信号R2传送至该第一振荡器111而影响该第一振荡器111的振荡频率。

[0070] 请参阅图2,该第二解调单元122经由该环形器123耦接该第二天线121,该第二解调单元122接收该第二反射信号R2并由该第一连续波雷达110的该第二功率分配器115接收另一路的该第一自我注入锁定信号SIL1,该第二解调单元122以该第一自我注入锁定信号SIL1为参考信号对该第二反射信号R2进行相位解调,以得到第二解调信号D2,而可藉此测

得该第二位置P2的位移波形。较佳的,该第二解调单元122经由低噪声放大器LN耦接该环形器123,以通过该低噪声放大器LN放大该第二反射信号R2,使该第二解调信号D2的讯杂比(Signal to noise ratio)得到改善。

[0071] 请参阅图2,该计算单元CU耦接该第一连续波雷达110及该第二连续波雷达120,以分别由该第一解调单元113及该第二解调单元122接收该第一解调信号D1及该第二解调信号D2,以得到该第一位置P1及该第二位置P2的位移波形。因此,该计算单元CU可通过该第一位置P1的位移波形尖峰与该第二位置P2的位移波形尖峰之间的时间差距来得到该第一位置P1与该第二位置P2之间的脉搏传输时间。

[0072] 请参阅图2,由于该第二连续波雷达120并不具有独立的振荡器做为其参考信号源(Reference source),可避免该非接触式生理征象感测装置NS因使用两个振荡器所引起的牵引效应(Pulling effect)而造成脉搏传输时间测量上的困难,并且还能够降低该非接触式生理征象感测装置NS的电路功耗。

[0073] 请参阅图3,在本实施例中,该第一位置P1及该第二位置P2分别为该人体0的手腕W及胸部C,因此,该第一位置P1的位移波形为脉搏压力波经过该手腕W所造成的振动,该第二位置P2的位移波形为脉搏压力波经过该胸部C所造成的振动,因此,该第一位置P1与该第二位置P2之间的该脉搏传输时间为该人体0的脉搏压力波由该胸部C传播至该手腕W所花费的时间。

[0074] 请参阅图3,较佳的,在本实施例中该非接触式脉搏传输时间测量系统100可为手腕型穿戴装置(如智能手表、智能手环…等)配戴于该人体0的该手腕W上,该第一天线112及该第二天线121设置于该手腕型穿戴装置中且不需与皮肤相接触,且该第一天线112及该第二天线121的辐射方向分别指向该人体0的该手腕W与该胸部C时,即可以非接触方式测量该脉搏传输时间。或者,请参阅图4,该非接触式脉搏传输时间测量系统100可为智能衣型穿戴装置,该第一天线112及该第二天线121分别设置于该智慧衣中靠近该人体0的该手腕W及该胸部C且不需与皮肤相接触,这样的天线设置方式能使辐射方向更容易保持指向该手腕W及该胸部C,因而更稳定测量该脉搏传输时间。

[0075] 在其他实施例中,该第一位置P1及该第二位置P2亦可为该人体0的同一部位上的两个位置,且由于本案是使用两个单频连续波雷达进行感测,所发射信号的功率较超宽带信号为高,故具有较佳的穿透性,无须将天线紧贴皮肤也能测得脉搏信号,因此可测量较长距离下的脉搏传输时间。较佳的,该第一位置P1与该第二位置P2之间的距离大于10cm,以避免该第一位置P1及该第二位置P2之间的该脉搏传输时间过短而导致些微的误差就会影响到计算脉搏波速度的准确性。

[0076] 请参阅图5,其为现有技术测量一28岁受测者的胸部上的心电图ECG及手指上的光体积变化描记图PPG,由图中可以看到通过心电图ECG的峰值及光体积变化描记图PPG的峰值-谷值的中间值计算出脉搏传输时间平均值为273ms,请参阅图6及7,其分别为本发明的第一实施例的该手腕型穿戴装置及该智能衣型穿戴装置测量该28岁受测者的手腕上位移波形及胸部上位移波形,由图中可以看到通过胸部上位移波形的峰值及手腕上位移波形的峰值计算出脉搏传输时间平均值为246ms及256ms,两者之间差异有10ms是由于该手腕型穿戴装置及该智能衣型穿戴装置的天线辐射方向指向该28岁受测者的位置稍有不同所致,而相较于现有技术的测量结果分别减少了27ms及17ms,这是由于本案是测量胸部至手腕的脉

搏传输时间,而现有技术则是测量胸部至手指的脉搏传输时间,本案测量结果减少的时间约为手腕至手指的脉搏传输时间,可知,本案提出的该非接触式脉搏传输时间测量系统100能准确地测得该28岁受测者的胸部至手腕的脉搏传输时间。

[0077] 请参阅图8,为本案与现有技术对于22-28岁之间13个受测者所测得脉搏传输时间的相关性,其中本案所测得脉搏传输时间分布于220ms至320ms之间,相对于图中的回归直线(Regression line)其均方根误差(Root-mean-square error)为6.1ms,显示本案及现有技术所测得脉搏传输时间两者具有良好的相关性。

[0078] 请再参阅图6及7,在本实施例中,该非接触式生理征象感测装置NS仅使用单个振荡器即可测得该28岁受测者的两个位置间因脉搏信号引起的位移波形,可避免该非接触式生理征象感测装置NS因使用两个振荡器所引起的牵引效应而造成脉搏传输时间测量上的困难,此外,大型动物的非接触式生理征象的感测常须将无线信号发射至身体不同部位的两个位置才能分别测得呼吸信号及脉搏信号,因此,本实施例仅使用单个振荡器即可测得人体或动物上两个不同位置的生理征象信号确实有其实用之处。

[0079] 请参阅图9,其为本发明的第二实施例,非接触式脉搏传输时间测量系统100的电路示意图,该非接触式脉搏传输时间测量系统100包含第一连续波雷达110、第二连续波雷达120及计算单元CU,该第一连续波雷达110为自我注入锁定雷达,该第二连续波雷达120为直接转频雷达,其中,该第二连续波雷达120具有第二振荡器124、环行器123、第二天线121、及第二解调单元122,本实施例与第一实施例的主要差异在于该第二连续波雷达120具有一独立的振荡器做为其参考信号源。

[0080] 请参阅图9,该环行器123耦接该第二振荡器124及该第二天线121,该第二解调单元122耦接该环行器123及该第二振荡器124,该第二振荡器124用以产生第二连续波信号CW2,该环行器123将该第二连续波信号CW2传送至该第二天线121,该第二天线121将该第二连续波信号CW2朝向人体0上第二位置P2发射出去成为第二无线信号W2,该第二无线信号W2到达该第二位置P2,由该第二位置P2反射第二反射信号R2,若该第二位置P2有产生位移时,该第二反射信号R2会含有该第二位置P2的位移变化所造成的都普勒相移量。

[0081] 请参阅图9,该第二天线121接收该第二反射信号R2并将该第二反射信号R2传送至该环行器123,该环行器123将该第二反射信号R2传送至该第二解调单元122,该第二振荡器124的该第二连续波信号CW2亦传送至该第二解调单元122,该第二解调单元122以该第二连续波信号CW2为参考信号对该第二反射信号R2进行相位解调,以得到第二解调信号D2,而可藉此测得该第二位置P2的位移波形。较佳的,该第二解调单元122经由低噪声放大器LN耦接该环行器123,以通过该低噪声放大器LN放大该第二反射信号R2,使该第二解调信号D2的讯杂比得到改善,且该第二振荡器124的该第二连续波信号CW2经由缓冲放大器BF传送至该第二解调单元122,该缓冲放大器BF用以隔离该第二振荡器124及该第二解调单元122,以避免该第二解调单元122影响该第二振荡器124的振荡频率。

[0082] 请参阅图9,由于该第二连续波雷达120具有独立的振荡器做为其参考信号源,因此,该第一连续波雷达110并不具有第一实施例的该第一功率分配器114及该第二功率分配器115。在本实施例中,该第一连续波雷达110具有第一振荡器111、第一天线112及第一解调单元113,该第一天线112及该第一解调单元113耦接该第一振荡器111,其中,该第一振荡器111用以输出第一连续波信号CW1,该第一天线112接收该第一连续波信号CW1并将该第一连

续波信号CW1朝向该人体0上第一位置P1发射出去成为第一无线信号W1,该第一无线信号W1到达该第一位置P1,由该第一位置P1反射第一反射信号R1,若该第一位置P1有产生位移时,该第一反射信号R1会含有该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量。该第一天线112接收由该第一位置P1反射的该第一反射信号R1,且该第一反射信号R1注入该第一振荡器111,使该第一振荡器111进入自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号SIL1。由于该第一反射信号R1含有该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量,使得被该第一反射信号R1注入锁定的该第一振荡器111输出的该第一自我注入锁定信号SIL1的频率变化量会正比于该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量。该第一解调单元113接收该第一自我注入锁定信号SIL1并对该第一自我注入锁定信号SIL1进行频率解调,以得到第一解调信号D1,而可藉此测得该第一位置P1的位移波形。较佳的,该第一解调单元113经由缓冲放大器BF耦接该第一振荡器111,该缓冲放大器BF用以隔离该第一振荡器111与该第一解调单元113,以避免该第一解调单元113影响该第一振荡器111的振荡频率。

[0083] 请参阅图9,该计算单元CU耦接该第一解调单元113及该第二解调单元122,以接收该第一解调信号D1及该第二解调信号D2,相同地,在本实施例中该计算单元CU可通过该第一解调信号D1及该第二解调信号D2计算该第一位置P1及该第二位置P2之间的脉搏传输时间,再根据该脉搏传输时间计算脉搏波速度进而估算出血压。

[0084] 请参阅图10,其为本发明的第三实施例,非接触式脉搏传输时间测量系统100的电路示意图,该非接触式脉搏传输时间测量系统100包含第一连续波雷达110、第二连续波雷达120及计算单元CU,该第一连续波雷达110及该第二连续波雷达120均为自我注入锁定雷达。其中,该第二连续波雷达120具有第二振荡器124、第二天线121及第二解调单元122,该第二天线121及该第二解调单元122耦接该第二振荡器124,其中,该第二振荡器124用以产生第二连续波信号CW2,该第二天线121接收该第二连续波信号CW2并将该第二连续波信号CW2朝向人体0上第二位置P2发射出去成为第二无线信号W2,该第二无线信号W2到达该第二位置P2,由该第二位置P2反射第二反射信号R2,若该第二位置P2有产生位移时,该第二反射信号R2会含有该第二位置P2的位移变化所造成的都普勒相移量。该第二天线121接收该第二位置P2反射的该第二反射信号R2,且该第二反射信号R2注入该第二振荡器124,使该第二振荡器124进入自我注入锁定状态并产生第二自我注入锁定信号SIL2,由于该第二反射信号R2含有该第二位置P2的位移变化所造成的都普勒相移量,使得被该第二反射信号R2注入锁定的该第二振荡器124输出的该第二自我注入锁定信号SIL2的频率变化量会正比于该第二位置P2的位移变化所造成的都普勒相移量。该第二解调单元122接收该第二自我注入锁定信号SIL2并对该第二自我注入锁定信号SIL2进行频率解调,以得到第二解调信号D2,而可藉此测得该第二位置P2的位移波形。较佳的,该第二解调单元122是经由缓冲放大器BF耦接该第二振荡器124,该缓冲放大器BF用以隔离该第二解调单元122及该第二振荡器124,以避免该第二解调单元122影响该第二振荡器124的振荡频率。

[0085] 请参阅图10,该第一连续波雷达110具有第一振荡器111、第一天线112及第一解调单元113,该第一天线112及该第一解调单元113耦接该第一振荡器111,其中,该第一振荡器111用以输出第一连续波信号CW1,该第一天线112将该第一连续波信号CW1朝向该人体0上第一位置P1发射出去成为第一无线信号W1,该第一无线信号W1到达该第一位置P1,由该第一位置P1反射第一反射信号R1,若该第一位置P1有产生位移时,该第一反射信号R1会含有

该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量。该第一天线112接收由该第一位置P1反射的该第一反射信号R1,且该第一反射信号R1注入该第一振荡器111,使该第一振荡器111进入自我注入锁定状态并产生第一自我注入锁定信号SIL1,由于该第一反射信号R1含有该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量,使得被该第一反射信号R1注入锁定的该第一振荡器111输出的该第一自我注入锁定信号SIL1的频率变化量会正比于该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量。该第一解调单元113接收该第一自我注入锁定信号SIL1并对该第一自我注入锁定信号SIL1进行频率解调,以得到第一解调信号D1,而可藉此测得该第一位置P1的位移波形。较佳的,该第一解调单元113经由缓冲放大器BF耦接该第一振荡器111,该缓冲放大器BF用以隔离该第一振荡器111与该第一解调单元113,以避免该第一解调单元113影响该第一振荡器111的振荡频率。

[0086] 请参阅图10,该计算单元CU耦接该第一解调单元113及该第二解调单元122,以接收该第一解调信号D1及该第二解调信号D2,相同地,在本实施例中该计算单元CU可通过该第一解调信号D1及该第二解调信号D2计算该第一位置P1及该第二位置P2之间的脉搏传输时间,再根据该脉搏传输时间计算脉搏波速度进而估算出血压。

[0087] 请参阅图11,其为本发明的第四实施例,非接触式脉搏传输时间测量系统100的电路示意图,该非接触式脉搏传输时间测量系统100包含第一连续波雷达110、第二连续波雷达120及计算单元CU,该第一连续波雷达110及该第二连续波雷达120均为直接转频雷达,其中,该第一连续波雷达110具有第一振荡器111、第一循环器116、第一天线112及第一解调单元113,该第一循环器116耦接该第一振荡器111及该第一天线112,该第一解调单元113耦接该第一循环器116及该第一振荡器111,该第一振荡器111用以产生第一连续波信号CW1,该第一循环器116接收该第一连续波信号CW1,且该第一循环器116将该第一连续波信号CW1传送到该第一天线112,该第一天线112将该第一连续波信号CW1朝向人体O上第一位置P1发射出去成为第一无线信号W1,该第一无线信号W1到达该第一位置P1,由该第一位置P1反射第一反射信号R1,若该第一位置P1有产生位移时,该第一反射信号R1会含有该第一位置P1的位移变化所造成的都普勒相移量。该第一天线112接收该第一反射信号R1,该第一反射信号R1传送到该第一循环器116,该第一循环器116将该第一反射信号R1传送到该第一解调单元113,该第一解调单元113并由该第一振荡器111接收该第一连续波信号CW1,该第一解调单元113以该第一连续波信号CW1为参考信号对该第一反射信号R1进行相位解调,以得到第一解调信号D1,而可藉此测得该第一位置P1的位移波形。较佳的,该第一解调单元113经由低噪声放大器LN耦接该第一循环器116,通过该低噪声放大器LN放大该第一反射信号R1,使该第一解调信号D1的讯杂比得到改善,此外,该第一振荡器111的该第一连续波信号CW1经由缓冲放大器BF传送到该第一解调单元113,该缓冲放大器BF用以隔离该第一振荡器111及该第一解调单元113,以避免该第一解调单元113影响该第一振荡器111的振荡频率。

[0088] 请参阅图11,该第二连续波雷达120具有第二振荡器124、第二循环器125、第二天线121及第二解调单元122,该第二循环器125耦接该第二振荡器124及该第二天线121,该第二解调单元122耦接该第二循环器125及该第二振荡器124,该第二振荡器124用以产生第二连续波信号CW2,该第二循环器125接收该第二连续波信号CW2,且该第二循环器125将该第二连续波信号CW2传送到该第二天线121,该第二天线121将该第二连续波信号CW2朝向该人体O上第二位置P2发射出去成为第二无线信号W2,该第二无线信号到达该第二位置P2,由该

第二位置P2反射第二反射信号R2,若该第二位置P2有产生位移时,该第二反射信号R2会含有该第二位置P2的位移变化所造成的都普勒相移量。该第二天线121接收该第二反射信号R2,该第二反射信号R2传送至该第二循环器125,且该第二循环器125将该第二反射信号R2传送至该第二解调单元122,该第二解调单元122并由该第二振荡器124接收该第二连续波信号CW2,该第二解调单元122以该第二连续波信号CW2为参考信号对该第二反射信号R2进行相位解调,以得到第二解调信号D2,而可藉此测得该第二位置P2的位移波形。较佳的,该第二解调单元122经由低噪声放大器LN耦接该第二循环器125,通过该低噪声放大器LN放大该第二反射信号R2,使该第二解调信号D2的讯杂比得到改善,此外,该第二振荡器124的该第二连续波信号CW2经由缓冲放大器BF传送至该第二解调单元122,该缓冲放大器BF用以隔离该第二振荡器124及该第二解调单元122,以避免该第二解调单元122影响该第二振荡器124的振荡频率。

[0089] 请参阅图11,该计算单元CU耦接该第一解调单元113及该第二解调单元122,以接收该第一解调信号D1及该第二解调信号D2,相同地,在本实施例中该计算单元CU可通过该第一解调信号D1及该第二解调信号D2计算该第一位置P1及该第二位置P2之间的脉搏传输时间,再根据该脉搏传输时间计算脉搏波速度进而估算出血压。

[0090] 以上所述,仅是本发明的较佳实施例而已,并非对本发明做任何形式上的限制,虽然本发明已以较佳实施例揭露如上,然而并非用以限定本发明,任何熟悉本专业的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围内,当可利用上述揭示的技术内容做出些许更动或修饰为等同变化的等效实施例,但凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化与修饰,均仍属于本发明技术方案的范围内。

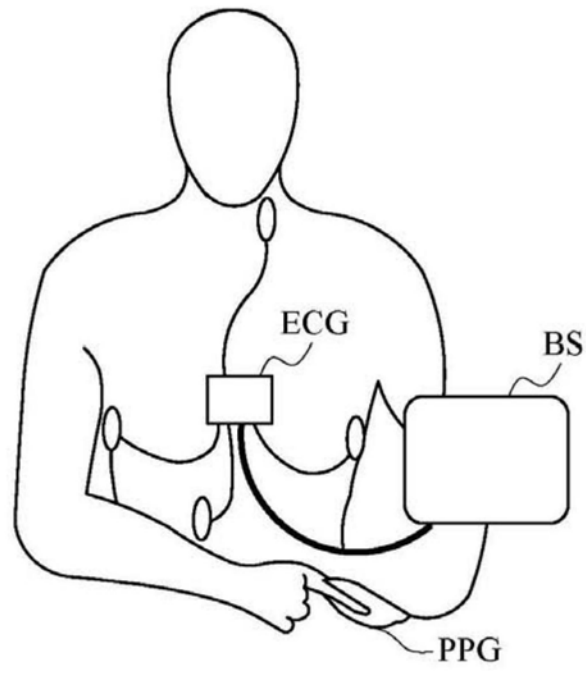


图1

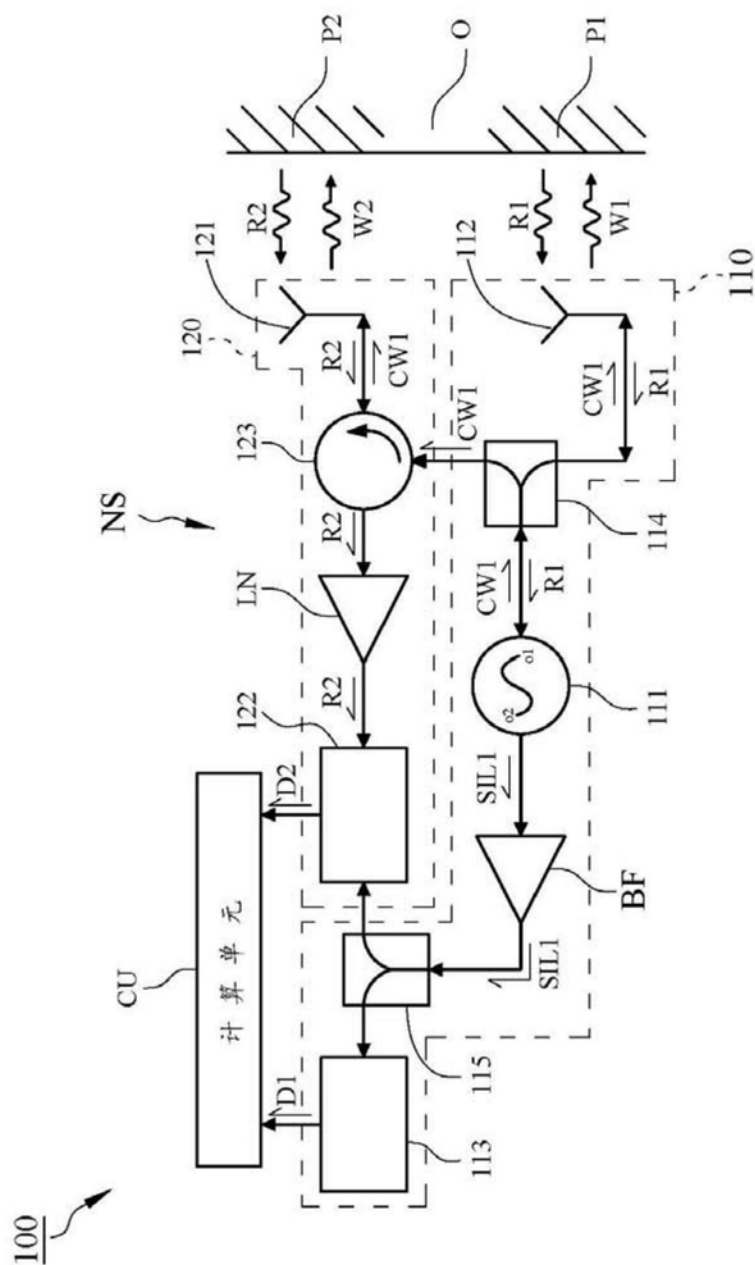


图2

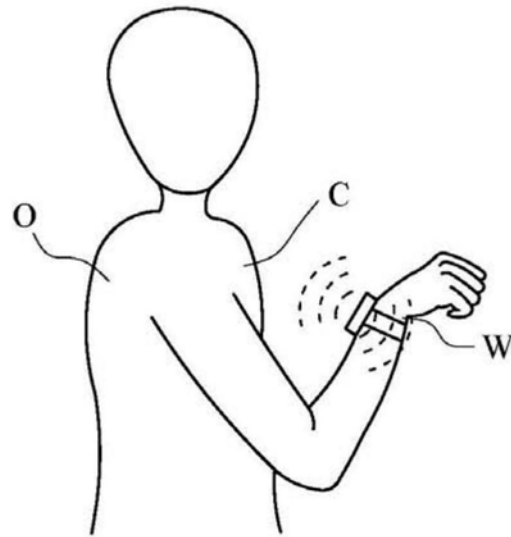


图3

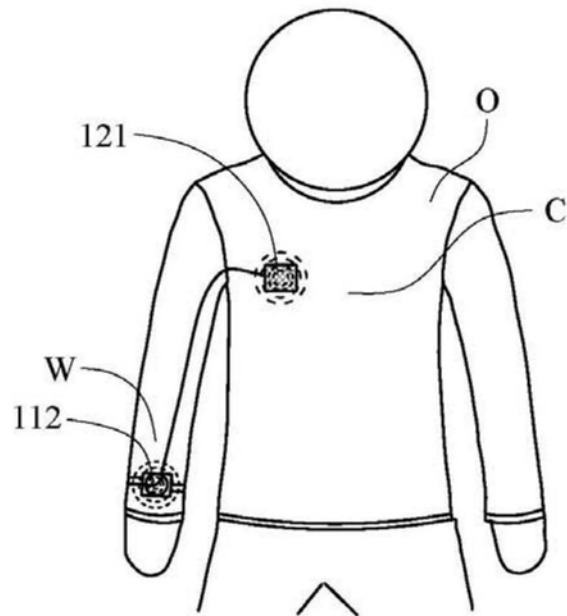


图4

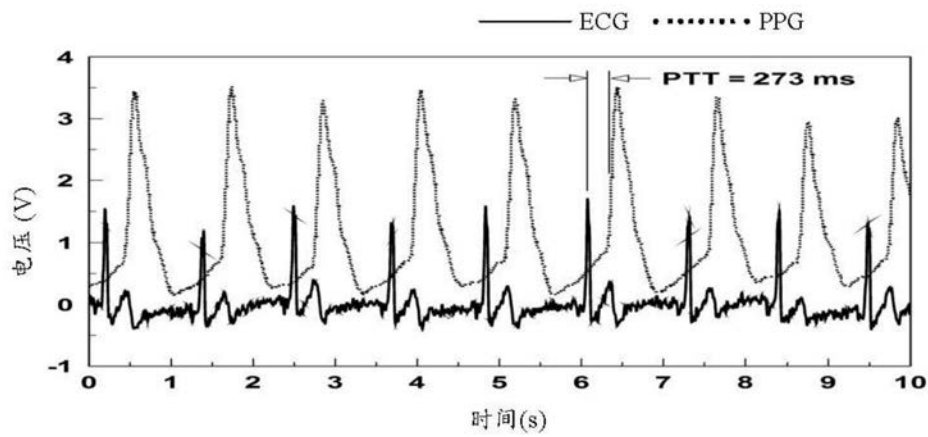


图5

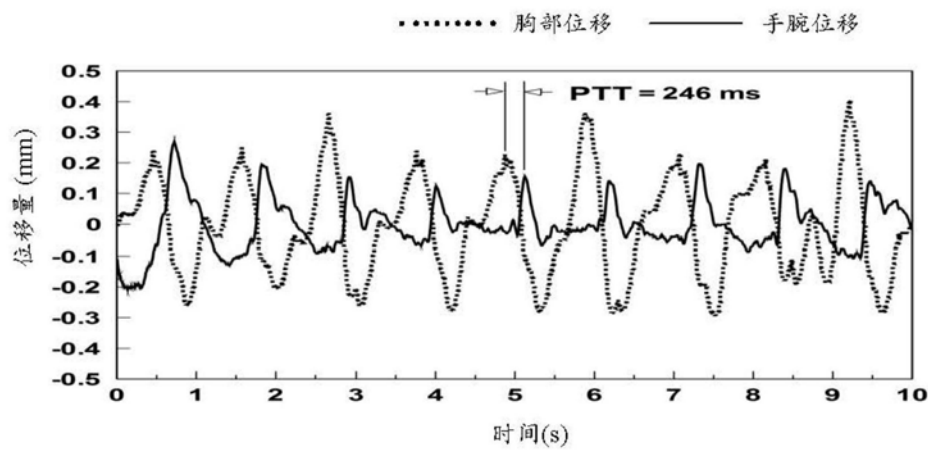


图6

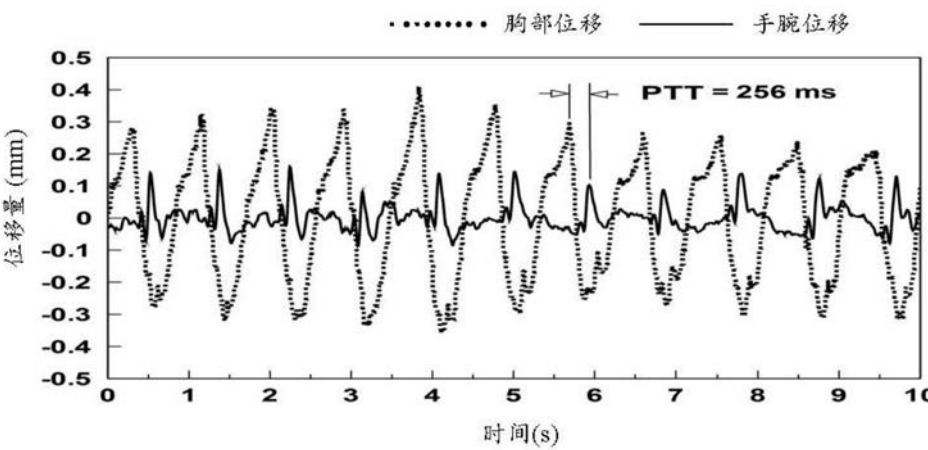


图7

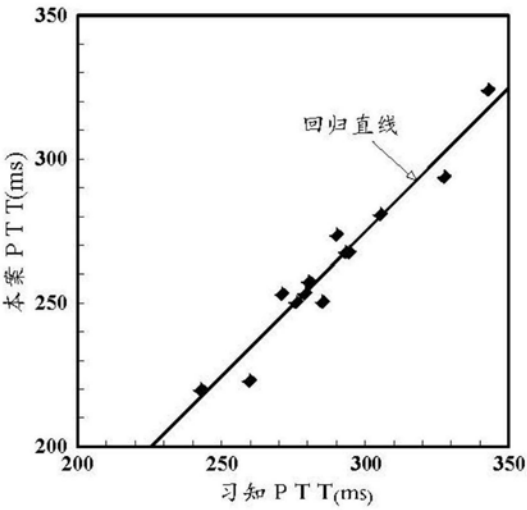


图8

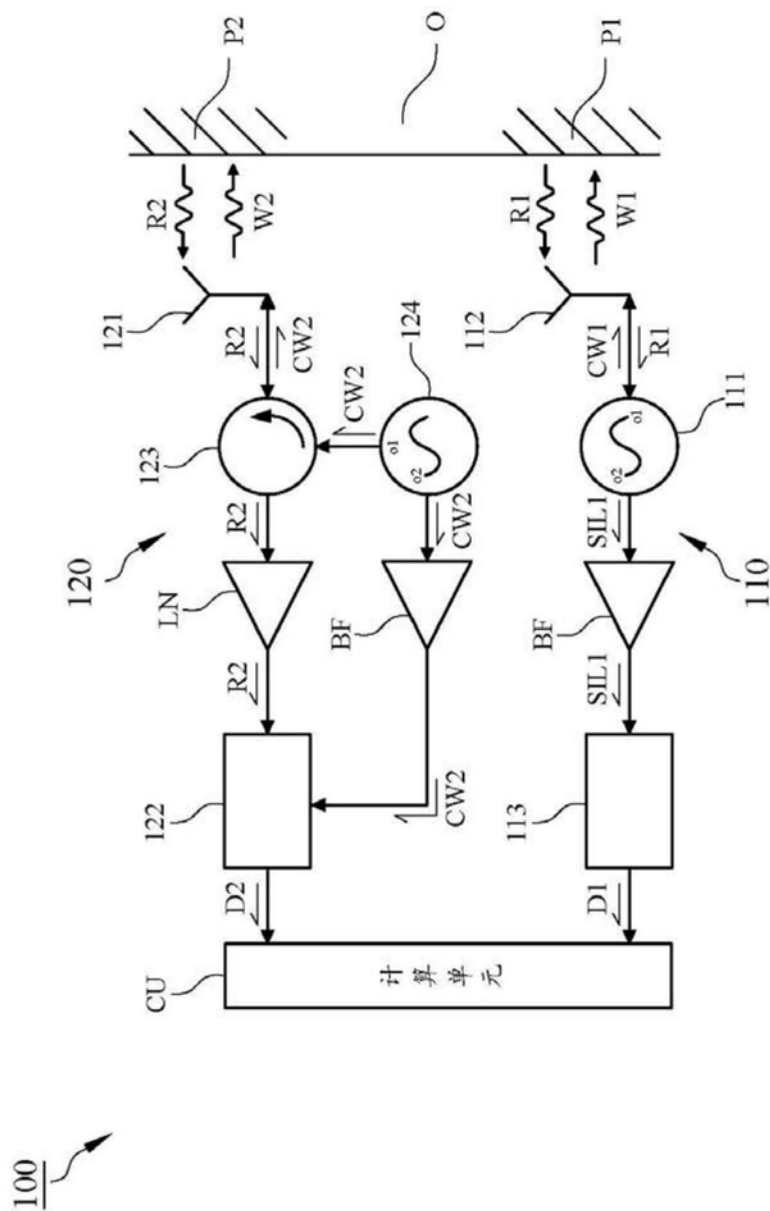


图9

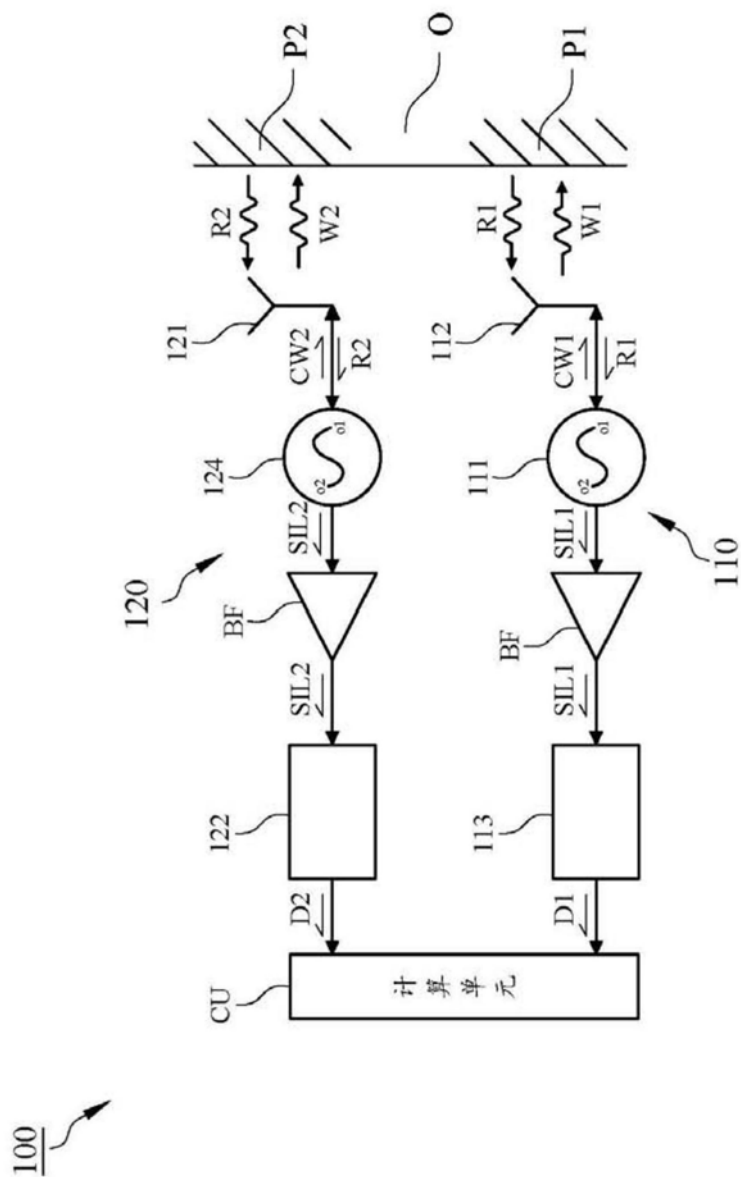


图10

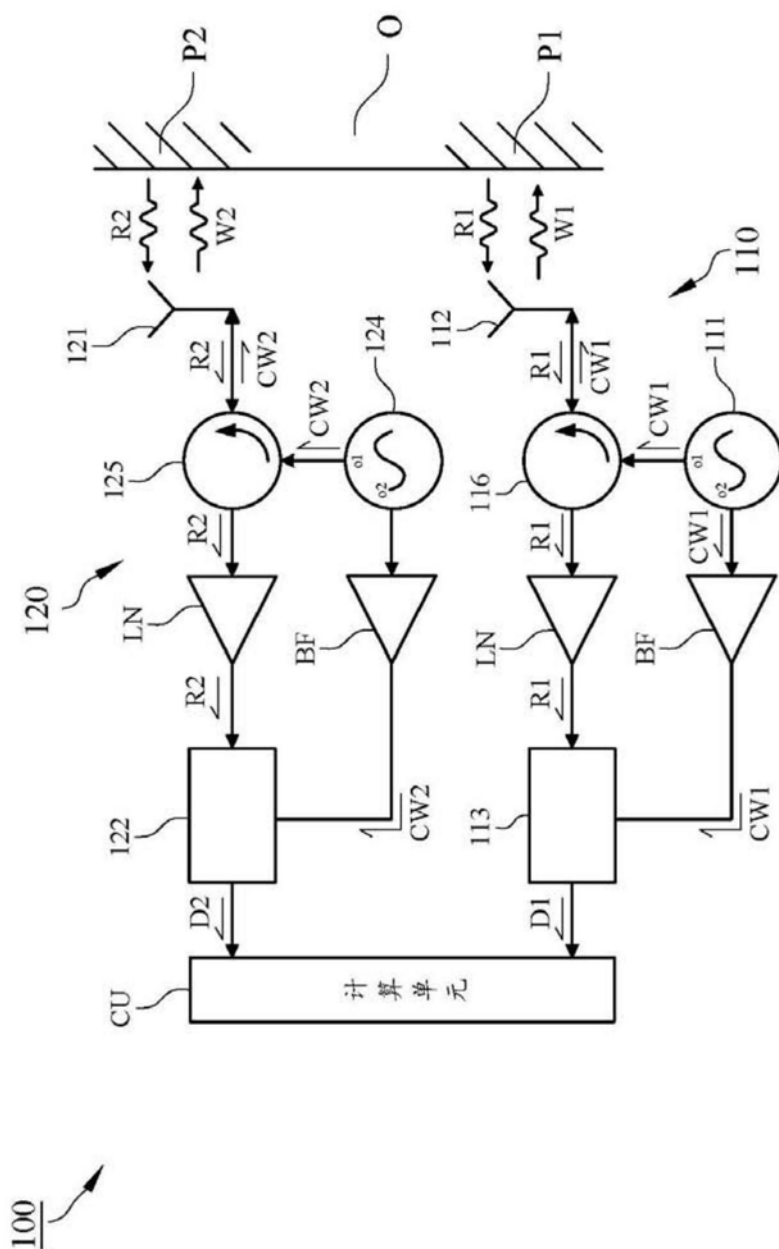


图11