



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110575151 A

(43)申请公布日 2019.12.17

(21)申请号 201910499545.4

(22)申请日 2019.06.11

(30)优先权数据

62/683,626 2018.06.11 US

(71)申请人 当代汉云企业有限公司

地址 中国台湾台北市

(72)发明人 郭育诚

(74)专利代理机构 深圳新创友知识产权代理有

限公司 44223

代理人 方艳平

(51)Int.Cl.

A61B 5/0225(2006.01)

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

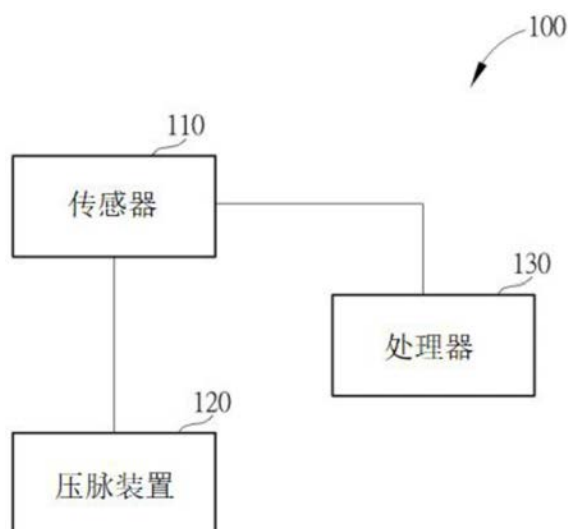
权利要求书2页 说明书9页 附图6页

(54)发明名称

脉诊测量装置及方法

(57)摘要

一种脉诊测量装置,包含有一传感器,用来感测一生物体的一血压波,以产生一脉波信号;一压脉装置,用以施加一压力于该生物体的脉搏,其中该压脉装置具有一弹性系数,该弹性系数对应于该血压波的一谐波的频率,该谐波为一整数谐波或一分数谐波;以及一处理器,用以依据该脉波信号,产生该谐波的脉诊信息。



1. 一种脉诊测量装置,其特征在于,包含有:
 - 一传感器,用来感测一生物体的一血压波,以产生一脉波信号;
 - 一压脉装置,用以施加一压力于该生物体的一脉搏,其中该压脉装置具有一第一弹性系数,该第一弹性系数对应于该血压波的一第一谐波的一第一频率,该第一谐波为一第一整数谐波或一第一分数谐波;以及
 - 一处理器,用以依据该脉波信号,产生该第一谐波的脉诊信息。
2. 如权利要求1所述的脉诊测量装置,其特征在于,该压脉装置可切换为具有不同于该第一弹性系数的一第二弹性系数,该第二弹性系数对应于该血压波的一第二谐波的一第二频率,该第二谐波为一第二整数谐波或一第二分数谐波。
3. 如权利要求2所述的脉诊测量装置,其特征在于,该第二谐波的该第二频率大于该第一谐波的该第一频率,且该第二弹性系数大于该第一弹性系数。
4. 如权利要求1所述的脉诊测量装置,其特征在于,该第一弹性系数是一径向弹性系数,其对应于该生物体的一血管的一压力应变系数。
5. 如权利要求4所述的脉诊测量装置,其特征在于,当该第一谐波为该第一整数谐波时,该第一谐波的该第一频率为该血压波的一基频的 n 倍, n 为一整数且 $1 \leq n \leq 10$ 。
6. 如权利要求5所述的脉诊测量装置,其特征在于,当该第一谐波为该第一整数谐波且该血压波的该基频为 f 赫兹, $0.8 \leq f \leq 1.5$ 时,该第一弹性系数不小于 $3.5 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$,或是该第一弹性系数不小于 $3.5 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ 且不大于 $9.82 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ 。
7. 如权利要求4所述的脉诊测量装置,其特征在于,当该第一谐波为该第一分数谐波时,该第一谐波的该第一频率为该血压波的一基频的 n 倍, n 为一分数且 $0 < n < 1$ 。
8. 如权利要求7所述的脉诊测量装置,其特征在于,当该第一谐波为该第一分数谐波且该血压波的该基频为 f 赫兹, $0.8 \leq f \leq 1.5$ 时,该第一弹性系数不小于 $0.16 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ 且不大于 $3.5 \times 10^6 \text{dyn/cm}^2$ 。
9. 如权利要求1所述的脉诊测量装置,其特征在于,该第一弹性系数还对应于该第一谐波的至少一周期的波形所涵盖的一面积,或者对应于该第一谐波的一振幅。
10. 一种脉诊测量方法,其特征在于,包含有:
 - 通过一压脉装置,施加一压力于一生物体的一脉搏;
 - 通过一传感器感测该生物体的一血压波,产生一第一脉波信号;
 - 根据该第一脉波信号,计算一脉搏压;
 - 持续调整该压脉装置的该压力,直至该脉搏压不再增加为止,此时该压力具有一最适压力值;以及
 - 根据该最适压力值感测该血压波,以产生一第二脉波信号。
11. 如权利要求10所述的脉诊测量方法,其特征在于,还包含:
 - 根据该第二脉波信号,产生该生物体的一脉诊信息,其中该脉诊信息包含以下至少其一:一心率、一收缩压、一舒张压及该血压波的至少一谐波。
12. 如权利要求10所述的脉诊测量方法,其特征在于,根据该最适压力值感测该血压波的步骤包含有:
 - 根据一微调值调整该压脉装置的该压力,以测量该血压波的一谐波,其中该微调值对应于该谐波的一频率。

13. 如权利要求12所述的脉诊测量方法,其特征在于,根据该微调值调整该压脉装置的该压力,以测量该血压波的该谐波的步骤包含以下至少其一:

当该谐波的该频率低于该血压波的一基频时,根据该微调值减少该压脉装置的该压力,以测量该谐波;以及

当该谐波的该频率高于该血压波的该基频时,根据该微调值增加该压脉装置的该压力,以测量该谐波。

14. 如权利要求12所述的脉诊测量方法,其特征在于,该微调值还对应于该谐波的至少一周期的一波形所涵盖的一面积,或者对应于该谐波的一振幅。

15. 一种脉诊测量装置,其特征在于,包含有:

一传感器,用来感测一生物体的一血压波,产生一第一脉波信号;

一压脉装置,用以施加一压力于该生物体的一脉搏;以及

一处理器,用来根据该第一脉波信号,计算一脉搏压,以及持续调整该压脉装置的该压力,直到该脉搏压不再增加为止,此时该压力具有一最适压力值,其中该处理器还根据该最适压力值感测该血压波,以产生一第二脉波信号。

16. 如权利要求15所述的脉诊测量装置,其特征在于,该处理器还根据该第二脉波信号,产生该生物体的一脉诊信息,其中该脉诊信息包含以下至少一者:一心率、一收缩压、一舒张压及该血压波的至少一谐波。

17. 如权利要求15所述的脉诊测量装置,其特征在于,当该处理器根据该最适压力值感测该血压波时,还根据一微调值调整该压脉装置的该压力,以测量该血压波的一谐波,其中该微调值对应于该谐波的一频率。

18. 如权利要求17所述的脉诊测量装置,其特征在于,该处理器在根据该微调值调整该压脉装置的该压力,以测量该血压波的该谐波时,执行以下至少其一:

当该谐波的该频率低于该血压波的一基频时,根据该微调值减少该压脉装置的该压力,以测量该谐波;以及

当该谐波的该频率高于该血压波的该基频时,根据该微调值增加该压脉装置的该压力,以测量该谐波。

19. 如权利要求17所述的脉诊测量装置,其特征在于,该微调值还对应于该谐波的至少一周期的一波形所涵盖的一面积,或者对应于该谐波的一振幅。

脉诊测量装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及生物体的脉诊,尤其涉及一种脉诊测量装置及方法。

背景技术

[0002] 在以电子血压计或脉诊仪测量生物体(如人或其他动物)的血压波或进行脉诊时,测量者通常会以压脉带(tourniquet)来接触脉搏的位置,以进行测量,借以了解该生物体的生理状况。然而,压脉带会影响测量的准确度,特别是在需要精确测量血压波的各个谐波分量时,压脉带的好坏更有重大的影响。因此,如何设计合适的压脉带为一重要的问题。

[0003] 此外,现有技术测量过程中,需要持续加压压脉带的压力到超过收缩压以阻断动脉血流,接着再降低压脉带的压力直到柯氏音(Korotkoff sound)出现(在电子血压计中则以柯氏音对应的取样点来代表),才能获得收缩压及舒张压。此种测量方式不仅需花费更多时间外,更会因阻断动脉血流而对动脉造成干扰,影响测量的准确度。因此,如何适当的执行脉诊测量也为一重要的问题。

发明内容

[0004] 本发明提供了一种脉诊测量装置及方法,用来改善生物体的脉诊,以解决上述问题。

[0005] 在本发明的一实施例中,公开一种脉诊测量装置,其包含有一传感器,用来感测一生物体的一血压波,以产生一脉波信号;一压脉装置,用以施加一压力于该生物体的一脉搏,其中该压脉装置具有一第一弹性系数,该第一弹性系数对应于该血压波的一第一谐波的一第一频率,该第一谐波为一第一整数谐波(integer harmonic)或一第一分数谐波(fractional harmonic);以及一处理器,用以依据该脉波信号,产生该第一谐波的脉诊信息。

[0006] 在本发明的另一实施例中,公开一种脉诊测量方法,其包含通过一压脉装置,施加一压力于一生物体的一脉搏;通过一传感器感测该生物体的一血压波,产生一第一脉波信号;根据该第一脉波信号,计算一脉搏压;持续调整该压脉装置的该压力,直至该脉搏压不再增加为止,此时该压力具有一最适压力值;以及根据该最适压力值感测该血压波,以产生一第二脉波信号。

[0007] 在本发明的另一实施例中,公开一种脉诊测量装置,其包含有一传感器,用来感测一生物体的一血压波,产生一第一脉波信号;一压脉装置,用以施加一压力于该生物体的一脉搏;以及一处理器,用来根据该第一脉波信号,计算一脉搏压,以及持续调整该压脉装置的该压力,直到该脉搏压不再增加为止,此时该压力具有一最适压力值,其中该处理器还根据该最适压力值感测该血压波,以产生一第二脉波信号。

附图说明

[0008] 图1为本发明的脉诊测量装置的一实施例的方块图。

图2为依据本发明的一实施例所绘示的不同频率谐波与人体经脉的对应表。

图3为依据本发明的一实施例所绘示的谐波频率及压力应变系数的对应表。

图4为依据本发明的另一实施例所绘示的谐波频率及压力应变系数的对应表。

图5为本发明的脉诊测量装置的另一实施例的方块图。

图6为本发明的脉诊测量方法的一实施例的流程图。

图7为依据本发明的一实施例所绘示的谐波频率 $f(1/2^n)$ 及时间区间T的对应表。

图8为本发明的脉诊分析方法的一实施例的流程图。

[0009] 附图标记说明：

100、500	脉诊测量装置
110、510	传感器
120、520	压脉装置
130、530	处理器
20、22、30、40、70	对应表
60、80	流程
600、602、604、606、608、610、 612、800、802、804、806、808、 810、812、814	步骤

具体实施方式

[0010] 图1是本发明的脉诊测量装置的一实施例的方块图。图中，脉诊测量装置100可为脉诊仪、电子血压计、指诊仪或其他血压波测量装置。如图1所示，脉诊测量装置100包含有一传感器110，用来感测一生物体（如人或其他动物）的一血压波，以产生一脉波信号。脉诊测量装置100还包含有一压脉装置120，用以施加一压力于该生物体的一脉搏，以利于传感器110感测血压波。例如，压脉装置120可为一压脉带（tourniquet），当所测量的脉搏位置为手腕、手臂、手指或颈部时，压脉带可将其围住，以施加压力；再例如，压脉装置120可设计为一夹子，以通过夹住脉搏的方式进行测量，如指诊仪，即可通过夹住手指尖端来进行测量；再例如，压脉装置120可使用弹性材质如弹性布料，制成具有弹性的穿戴式装置，如指套、手表、手环、护腕、臂环、脚环、头巾或颈圈等，以感测身体不同部位的脉搏。在一实施例中，传感器110为一压力感测器如压电元件，可将所感测到的压力转换为电子信号。传感器110可接触脉搏位置，压脉装置120则从传感器110之上施加压力，使传感器110能准确感测脉搏的跳动。在另一实施例中，传感器110为压力感测器，压脉装置120为可充气的压脉带或压脉袋。压脉装置120可通过充放气调节对脉搏的施压，而传感器110则连接压脉装置120，以感测压脉装置120因感应脉搏跳动所导致的内部气压的变化。此种充气式压脉装置的工作方式为本领域普通技术人员所熟知，在此不赘述细节。在另一实施例中，传感器110为一光体积描记法（Photoplethysmography，简称PPG）模块，其内包含发光二极管（LED）及光传感器（photo detector）（图未示），可通过光电手段，在脉搏跳动时侦测血液容积的变化，达到测量血压波的功效。压脉装置120则可固定PPG模块于脉搏位置，并提供与脉搏共振的效果。

[0011] 脉诊测量装置100还包含一处理器130，用以对传感器110产生的脉波信号进行处理，例如傅立叶转换（Fourier transform），以产生所需要的脉诊信息。根据傅立叶分析

(Fourier analysis)或傅立叶转换的理论,任何时域(time domain)的周期波皆可转换为频域(frequency domain)的各个谐波(或称为谐波分量)。由于血压波可视为一周期波,因此处理器130可对传感器110感测血压波所得的脉波信号进行傅立叶转换,以产生血压波在各个谐波。脉诊测量装置100的设计,即是要通过测量血压波,得到特定谐波的精确信息,也就是说,脉诊测量装置100可以精确测量血压波的某个或某些特定谐波。要能精确测量特定谐波,压脉装置120需具备特定的物理条件,以与该特定谐波产生共振。具体而言,在测量血压波时,压脉装置120(如压脉带)会随着脉搏的跳动而起伏,因此压脉装置120须具备适当的弹性系数,才能充分地配合脉搏的舒张与收缩而起伏。弹性系数不足或过高,压脉装置120会过软或过硬,导致量不到或是阻尼(damping)过高的现象,使测量失准。例如,使用压力感测器的脉诊测量装置,会因压脉装置的弹性系数不适当,而量不准脉搏跳动所造成的压力变动;利用PPG技术的脉诊测量装置,也会因压脉装置的弹性系数不适当,而量不准因血管舒张收缩而造成的光体积变化。进一步地,越高频的谐波,需要越大的弹性系数才能与之共振,以取得准确的谐波信息;反之,越低频的谐波,则需要越小的弹性系数。换言之,压脉装置120的弹性系数与所要测量的谐波频率有某种对应关系,也可说压脉装置120的弹性系数是依据所要测量的谐波频率来选择或决定的。例如,压脉装置120具有第一弹性系数,该第一弹性系数对应于血压波的一第一谐波的第一频率,处理器130则可对所测得的脉波信号进行处理(包含傅立叶转换),以产生该第一谐波的脉诊信息。该第一谐波可为一第一整数谐波(integer harmonic)或一第一分数谐波(fractional harmonic)。应注意,在本说明书中,第一谐波或第二谐波仅是谐波的一般性称谓,用以区别彼此,并非特指信号分析理论中的一次谐波或二次谐波。一般而言,血压波的整数谐波的振幅会随着频率增加而降低,因而高频的整数谐波不易精确测量。此外,低频的分数谐波也不易测量。因此,对于这些不易测量的谐波,决定适当的压脉装置120的弹性系数便极为重要。

[0012] 在一实施例中,压脉装置120的弹性系数为可调整或切换的。例如,压脉装置120可切换为具有不同于前述第一弹性系数的一第二弹性系数,该第二弹性系数对应于血压波的一第二谐波的第二频率,该第二谐波为一第二整数谐波或一第二分数谐波,而处理器130则可对所测得的脉波信号进行处理,以产生该第二谐波的脉诊信息。换言之,压脉装置120的弹性系数可根据所要测量的谐波的频率来进行调整。具体而言,当第二谐波的第二频率大于第一谐波的第一频率时,第二弹性系数大于第一弹性系数。需注意的是,弹性系数与谐波频率的对应关系并非一对一的,而是一个弹性系数可对应至一个频带,换言之,同一弹性系数的压脉装置120可适用于测量某一频带的谐波。因此,压脉装置120的弹性系数是否需要调整,需视所要测量的谐波频率是否落在该弹性系数适于测量的频带而定。在一实施例中,压脉装置120包含有复数条压脉带,用以进行弹性系数的调整或切换。例如,当这些压脉带各具不同弹性系数时,可分别单独使用这些压脉带;或者,以串联或并联方式连接数条压脉带,以产生不同的弹性系数。

[0013] 在一实施例中,当第一谐波为第一整数谐波时,第一谐波的第一频率为血压波的基频(即心率(heart rate))的 n 倍, n 为一整数且 $1 \leq n \leq 10$ 。在此实施例中,第一弹性系数对应于一压力应变系数(pressure-strain modulus) E_p ,当第一谐波为第一整数谐波且血压波的基频为 f 赫兹, $0.8 \leq f \leq 1.5$ 时,第一弹性系数不小于 $3.5 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$,或是第一弹性系数不小于 $3.5 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$ 且不大于 $9.82 \times 10^6 \text{ dyn/cm}^2$ 。在血液动力学(hemodynamics)中,压

力应变系数 E_p 用来代表血管的弹性系数,其定义为 $E_p = \Delta P \cdot R_0 / \Delta R_0$,其中 E_p 的单位为 dyn/cm^2 , R_0 为血管的半径, ΔR_0 为相较于 R_0 的长度变化量, ΔP 则为压力的变化量。前述式子可改写为 $E_p = \Delta P / (\Delta R_0 / R_0)$, $\Delta R_0 / R_0$ 为径向的单位长度变化量,所以 E_p 可视为血管的径向弹性系数。进一步地,若将血压波分解为各个谐波来看, ΔP 即为谐波所施加的压力, ΔR_0 则为此压力所造成的径向长度变化量,换言之,各谐波有其对应的压力应变系数 E_p 。因此,若压脉装置120的弹性系数可匹配于各谐波的压力应变系数 E_p ,就能与血管产生较佳的共振,获得较精确的测量结果。换言之,在此实施例中,压脉装置120的弹性系数是用以衡量径向的应力与应变间的关系。例如,当压脉装置120为压脉带时,由于圈围住脉搏位置(如手腕、手臂、手指等)会形成一圆圈或圆弧,因而可计算其径向的弹性系数。压脉装置120若制成穿戴式装置如指套、手表、手环、护腕、臂环、脚环、头巾或颈圈等,在穿戴时也会形成一圆圈或圆弧,而可计算其径向的弹性系数。再例如,当压脉装置120为一夹子时,夹子两端与生物体接触的部位可视为圆弧,也可计算其径向的弹性系数。因此,前述第一弹性系数的数值范围,即是适用于测量 n 次整数谐波($1 \leq n \leq 10$)的径向弹性系数值。

[0014] 在一实施例中,当第一谐波为第一分数谐波时,第一谐波的第一频率为血压波的基频的 n 倍, n 为一分数且 $0 < n < 1$ 。在此实施例中,第一弹性系数对应于一压力应变系数 E_p ,当第一谐波为第一分数谐波且血压波的基频为 f 赫兹, $0.8 \leq f \leq 1.5$ 时,第一弹性系数不小于 $0.16 \cdot 10^6 \text{dyn}/\text{cm}^2$ 且不大于 $3.5 \cdot 10^6 \text{dyn}/\text{cm}^2$ 。此实施例表明,不只是整数谐波,低频的分数谐波也有其适用的径向弹性系数范围。

[0015] 在一实施例中,脉诊测量装置100是用于测量人体血压波的基频谐波与基频的 n 倍频谐波(共10个整数谐波,其中 $n=1,2,3,4,5,6,7,8,9,10$,而 $n=1$ 即为基频谐波)以及基频以下10个分数谐波(即基频的 $1/2,1/4,1/8,1/16,1/32,1/64,1/128,1/256,1/512,1/1024$ 倍频谐波),其可表示为 $1/2^m$ 倍频谐波,其中 $m=1,2,3,4,5,6,7,8,9,10$ 。此二十个谐波分别对应至中医理论所述的十二经脉与奇经八脉,如图2所示。图2包含对应表20与22,对应表20显示基频(含)以上10个整数倍频谐波所对应的经脉,对应表22则显示10个 $1/2^m$ 倍频谐波所对应的经脉。每个谐波可显示对应经脉的能量状态,具有生理及病理上的意义。因此,脉诊测量装置100通过测量人体的这些谐波,极有助于中医的分析与诊断。图3为此二十个谐波与适用的压脉装置120的弹性系数的一对应表30,其中弹性系数的单位为 dyn/cm^2 。在决定待测量的谐波频率所属的频率范围(即谐波频率群组)后,可根据对应表30,将压脉装置120切换为对应的弹性系数,以进行测量。相较于现有的测量装置并无考虑压脉部分所需的弹性系数,此作法可提高测量的准确度。图4为此二十个谐波与适用的压脉装置120的弹性系数的另一对应表40,其中弹性系数的单位也为 dyn/cm^2 。相较于对应表30,对应表40简化了谐波频率群组的数量,可简化压脉装置120的设计。需注意的是,图3与图4中的对应表仅是用来举例说明本发明,本发明的涵盖范围当不限于此。

[0016] 在另一实施例中,由于不同生物体所具有的经脉数量不同,所以可根据所测量的生物体,调整前述的 n 及 m 值,以测量该生物体的 n 个整数谐波与 m 个分数谐波。至于这些谐波所对应的压脉装置120的弹性系数,本领域普通技术人员应该可以依据本发明诸多实施例的作法,参考待测生物体血管的压力应变系数 E_p 来评估及选择。

[0017] 应注意的是,本领域普通技术人员皆熟知,弹性系数可能因各种因素而有些许的变动,所以本发明的范围不应局限于前述弹性系数的具体范围,而应包含调整的空间,例如

数值范围的上下限可分别容许10%~20%的调整。此外,前述实施例所提到的血压波基频的范围,也应配合实际状况而有调整空间,如频率上下限可分别容许10%~20%的调整。

[0018] 本发明还提供压脉装置120的设计方法。依据前述,要能精确测量血压波的各个不同频率的谐波,压脉装置120须具备匹配的共振条件,其中压脉装置120的弹性系数是最关键的因素。而决定弹性系数的主要因素之一,即在于压脉装置120所使用的材质,特别是与生物体接触的部分(如脉搏及其周遭区域)。因此,在一实施例中,是根据血压波的傅立叶分析结果,来决定适当的压脉材质。具体来说,使用以某材质做成的压脉装置120来测量血压波,再以傅立叶分析得到血压波的各个谐波的振幅大小,并记录下来。接着,以各种不同材质(或混合式材质)所制成的压脉装置120重复前述流程,就可进一步比较各个材质在测量各个谐波时的表现。就某个特定谐波而言,振幅越大者,表示该材质的弹性系数能使压脉装置120与该谐波产生更大的共振,因而越适合测量该谐波。因此,针对特定谐波,可选取能产生该谐波最大振幅的材质,来制作压脉装置120。在另一实施例中,可改用谐波的最大面积,来选择适当的压脉材质。此处谐波面积是指该谐波之一或多个周期的波形所涵盖的面积。因此,以谐波的最大面积作为参考标准,即是在测量过程中,比较不同压脉材质下不同频率的谐波所能产生的最大面积,以选出在特定频率/频带下,能产生谐波的最大面积的压脉材质。

[0019] 在一实施例中,若以压脉装置120轻压在动脉上来测量血压波,以谐波的最大振幅来选择压脉材质。在此情况下,当谐波具有最大振幅时,即为最适当的测量状态,此时压脉装置120的压力为舒张压。在另一实施例中,若以充气式的压脉装置120来测量血压波,则以谐波的最大面积来选择压脉材质。在此情况下,当谐波具有最大面积时,即为最适当的测量状态,此时压脉装置120的压力为舒张压。

[0020] 决定压脉装置120的弹性系数的因素,除了前述的压脉材质外,也包括压脉装置120的外在形式。例如,若压脉装置120为压脉带,即使是相同材质,围一圈与围两圈便具有不同的弹性系数(围两圈相当于将同材质的两条压脉带并联)。再例如,将压脉带制作成网状,也与同材质的实心压脉带的弹性系数不同。然而,本发明的主要特征之一,即在于设计压脉装置时,能根据血管的压力应变系数(其随不同谐波的频率而有不同),产生匹配的径向弹性系数。换言之,在所测量的谐波频率与压脉装置的弹性系数之间,需具有适当的对应关系。不论压脉装置使用何种材质或外在形式,若忽略此种对应关系,在测量某些谐波如高倍频的整数谐波或低频的分数谐波时,就会产生问题。因此,本领域普通技术人员只要掌握这个主要特征,应当就可实际应用状况,设计出具有匹配弹性系数的压脉装置,而不限于前述的材质及外在形式。例如,在实际应用上,生物体的不同测量部位会因脉搏所在位置的深浅不同,而产生不同的阻尼。表浅部位的脉搏,如手指或手腕,阻尼较低,而被较厚的生物体组织所包覆的脉搏,如手臂,阻尼比较高。因此,在测量阻尼较高的部位时,可选取较轻盈的材质,以降低阻尼。此外,低频的谐波由于波长较长,比较不易受到生物体组织的影响,因而也可依据所要测量的谐波频率,选择适合的测量部位。

[0021] 为了准确测量血压波及其不同频率的谐波,压脉装置需要具备适当的共振条件。此共振条件除了前述最关键的匹配弹性系数外,还包含压脉装置对于脉搏所施加的适当压力。压力太小无法形成共振,压力太大以至于超过舒张压,谐波皆难以被准确地测量。因此,本发明还提供另一脉诊测量装置的实施例,其在测量过程中,可动态地调整压脉装置的压

力以改变共振条件,以匹配所要测量的血压波及其谐波,达到更好的测量结果。图5是本发明的脉诊测量装置的一实施例的方块图。图中,脉诊测量装置500可为脉诊仪、电子血压计、指诊仪或其他血压波测量装置。如图5所示,脉诊测量装置500包含有一传感器510,用来感测一生物体的一血压波,产生一第一脉波信号。脉诊测量装置500另包含有一压脉装置520,用以施加一压力于该生物体的一脉搏。脉诊测量装置500另包含有一处理器530,用来根据该第一脉波信号,计算一脉搏压(pulse pressure),并持续调整压脉装置520的压力,直至脉搏压不再增加为止,此时压脉装置520的压力具有一最适压力值。处理器530还根据此最适压力值来感测血压波,以产生一第二脉波信号。动态调整压脉装置520的压力的方式有很多种,举例来说,压脉装置520可具有一气袋,通过控制打入气袋的空气量,即可调整压脉装置520的压力。

[0022] 前述实施例是利用脉搏压的大小来判断何为适当的测量状态。根据定义,脉搏压为收缩压与舒张压之差。在测量过程中,处理器530持续增加压脉装置520的压力,并对于传感器510所测得的第一脉波信号中的每个血压波,侦测其最大值及最小值,再将两者相减以获得脉搏压。当压脉装置520的压力增加而脉搏压不再增加时,即为适当的测量状态。因此,压脉装置520为达到最大脉搏压所施加的压力值,即为最适压力值,其代表测量血压波的适当共振条件,可使脉诊测量装置500达到适当的测量状态,而此时所产生的第二脉波信号,会比先前未达适当测量状态而产生的第一脉波信号,具有更为精确的脉诊信息。所以,在一实施例中,处理器530还根据第二脉波信号,产生生物体的一脉诊信息,其包含以下至少一者:心率、收缩压、舒张压及血压波的谐波。例如,前述最适压力值即为舒张压,而舒张压加上当时的脉搏压,即为收缩压。在现有技术中,在测量血压波时,需要持续增加压脉带的压力到超过收缩压以阻断动脉血流,接着再降低压脉带的压力直到柯氏音(Korotkoff sound)出现(在电子血压计中则以柯氏音对应的取样点来代表),才能获得收缩压及舒张压。此种测量方式不仅需花费更多时间外,更会因阻断动脉血流而对动脉造成干扰,影响测量的准确度。相较之下,本发明的前述实施例不仅只需要较少的测量时间即可完成测量,更可大幅减少对动脉的干扰,以准确测量血压波及其谐波,有助于后续的分析。

[0023] 进一步地,若要有更精确的测量结果,不同频率的谐波所需的压脉装置120的压力值,也有些微的不同。一般来说,高频的谐波需要较高的压力值,低频的谐波需要较低的压力值。在一实施例中,当处理器530根据最适压力值感测血压波时,还根据一微调值调整压脉装置520的压力,以测量血压波的一特定谐波(如分数谐波),其中微调值对应于该特定谐波的频率。例如,当谐波的频率低于血压波的基频时,根据微调值减少压脉装置520的压力,以测量谐波;再例如,当谐波的频率高于血压波的基频时,根据微调值增加压脉装置520的压力,以测量谐波。压脉装置520的压力在经过微调后,就能提升压脉装置520与特定谐波的共振,而得到更好的测量结果,例如,在对所测量的血压波进行傅立叶转换时,可看到特定谐波的振幅变大,或是特定谐波至少一周期的波形所涵盖面积变大。在一实施例中,前述微调值可依据血压波的傅立叶分析结果来决定或进行动态调整。例如,微调值可选取(或动态调整为)能使特定谐波的振幅或特定谐波的波形涵盖面积变大者。具体来说,根据血压波的傅立叶分析结果,可得到特定谐波H的振幅。微幅增加或减少压脉装置520的压力,谐波H的振幅为最大时的测量状态即为最适当的测量状态,而此时压脉装置520的压力具有最适合测量谐波H的压力值。将此压力值与前述最适压力值相比,即可得出谐波H所对应的微调值。

前述依据最大谐波振幅来决定微调值的做法,也可改为依据最大谐波面积(即至少一周期的波形所涵盖的面积最大)来进行。

[0024] 上述实施例可归纳为图6,其为依据本发明的一实施例所绘示的一流程60的流程图,通过脉诊测量装置500来执行一脉诊测量方法。流程60包含以下步骤:

[0025] 步骤600:开始。

[0026] 步骤602:通过压脉装置520,施加一压力于一生物体的一脉搏。

[0027] 步骤604:通过传感器510感测该生物体的一血压波,产生第一脉波信号。

[0028] 步骤606:处理器530根据第一脉波信号,计算一脉搏压。

[0029] 步骤608:处理器530持续调整压脉装置520的一压力,直至该脉搏压不再增加为止,此时该压力具有一最适压力值。

[0030] 步骤610:传感器510根据该最适压力值感测该血压波,以产生第二脉波信号。

[0031] 步骤612:结束。

[0032] 本发明还提供一种脉诊分析方法,可应用于前述的脉诊测量装置100与脉诊测量装置500,或是其他脉诊测量装置如脉诊仪、电子血压计、指诊仪或其他血压波测量装置等。若是应用于脉诊测量装置100(或脉诊测量装置500),则由传感器110(或传感器510)与压脉装置120(或压脉装置520)进行血压波测量,并由处理器130(或处理器530)依据测量结果进行后续的数据分析及处理。在此脉诊分析方法的一实施例中,在测量生物体的血压波时,以t秒时间对血压波进行稳定及良好的测量(t的一较佳值为6),以得到血压波的波长(即涵盖的取样点数)及取样频率,进而得到心率HR。接着,对测得的血压波做傅立叶分析,得到基频f1(含)以上10个整数谐波fn的谐波振幅An及谐波相位差 θ_n ,其中n=1,2,3,4,5,6,7,8,9,10。在一实施例中,稳定及良好的测量是指测量时会过滤掉心脏的早发性收缩(premature contraction)。

[0033] 接着,再将血压波的心率HR及各谐波的谐波振幅An及谐波相位差 θ_n 分别计算平均值(Mean)及标准差(Standard Deviation,简称SD)。将标准差除以平均值得到变异系数(coefficient of variation),其包含有心率变异系数HRCV、各谐波的谐波振幅变异系数HCVn及谐波相位差变异系数HPCVn。再将谐波振幅变异系数HCVn及谐波相位差变异系数HPCVn分别除以心率变异系数HRCV,以获得各谐波的谐波振幅An及谐波相位差 θ_n 的衰竭指数(Failure index)。谐波振幅An的衰竭指数FIAn代表气分的病理条件,谐波相位差 θ_n 的衰竭指数FIPn代表血分的病理条件。衰竭指数FIAn及FIPn的数值越高,表示被测量的生物体(例如患者)的生理状况越不佳或越危险。因此,若对该生物体进行的处置或治疗可使衰竭指数FIAn及FIPn的数值下降,表示处置或治疗是有效的。

[0034] 为便于理解,将各参数的计算方式整理如下。谐波振幅An的衰竭指数FIAn及谐波相位差 θ_n 的衰竭指数FIPn可表示如下:

[0035] $FIAn = HCVn / HRCV$,其中n=1,2,3,4,5,6,7,8,9,10 (式1)

[0036] $FIPn = HPCVn / HRCV$,其中n=1,2,3,4,5,6,7,8,9,10 (式2)

[0037] 心率的平均值HRM及标准差HRV的相关参数可表示如下:

[0038] $HRCV = HRV / HRM$ (式3)

[0039] $HRVM = HRV * HRM$ (式4)

[0040] 谐波振幅变异系数HCVn及谐波相位差变异系数HPCVn可表示如下:

[0041] $HCV_n = n \text{次谐波振幅标准差} / n \text{次谐波振幅平均值}$, 其中 $n=1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$ (式5)

[0042] $HPCV_n = n \text{次谐波相位差标准差} / n \text{次谐波相位差平均值}$, 其中 $n=1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$ (式6)

[0043] 上述参数中, 式3的心率变异系数HRCV及HRVM与脑死(braindeath)相关。基频($n=1$)及四次谐波($n=4$)与心脏衰竭(heart failure)相关。因此, 可利用基频及四次谐波的谐波振幅变异系数HCV_n(即HCV₁及HCV₄)与谐波相位差变异系数HPCV_n(即HPCV₁及HPCV₄)来辅助相关的诊断与治疗。

[0044] 在一实施例中, 根据前述参数, 可定义一谐波病理矩阵(Pathological Matrix)如下:

[0045] $[\text{Mean}[A_n] / P \quad \text{Mean}[\theta_n] \quad HCV_n \quad HPCV_n \quad FIA_n \quad FIP_n]$ (式7)

[0046] 其中, $n=1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$, Mean[A_n]与Mean[θ_n]分别为谐波振幅A_n及谐波相位差θ_n的平均值, P为四脏六腑的能量(四脏为肝、肾、脾及肺, 六腑为胃、胆、膀胱、大肠、三焦及小肠), 其定义如下:

[0047] $P = \sum_{i=1}^{10} A_i$ (式8)

[0048] 接着, 对一特定时间区间T(即血压波的测量时间)中每t秒连续测量到的复数个血压波序列进行傅立叶分析(t的一较佳值为6), 以获得基频f₁以下10个分数谐波f(1/2ⁿ)($n=1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$)的谐波振幅A(1/2ⁿ)及谐波相位差θ(1/2ⁿ)。对血压波的心率、各谐波振幅A(1/2ⁿ)谐波相位差θ(1/2ⁿ)分别计算平均值及标准差。将标准差除以平均值可得到变异系数, 其包含有心率变异系数HRCV、谐波振幅变异系数HCV(1/2ⁿ)及谐波相位差变异系数HPCV(1/2ⁿ)。再将HCV(1/2ⁿ)及HPCV(1/2ⁿ)分别除以心率变异系数HRCV, 以获得各谐波的谐波振幅及谐波相位差的衰竭指数。谐波振幅的衰竭指数FIA(1/2ⁿ)代表气分的病理条件, 谐波相位差的衰竭指数FIP(1/2ⁿ)代表血分的病理条件。衰竭指数FIA(1/2ⁿ)及FIP(1/2ⁿ)的数值越高, 表示被测量的生物体(例如患者)的生理状况越不佳或越危险。因此, 若对该生物体进行的处置或治疗可使衰竭指数FIA(1/2ⁿ)及FIP(1/2ⁿ)的数值下降, 表示处置或治疗是有效的。

[0049] 在一实施例中, 根据前述参数, 可定义一低频病理矩阵(Low Frequency Pathological Matrix)如下:

[0050] $[\text{Mean}[A(1/2^n)] / Q \quad \text{Mean}[\theta(1/2^n)] \quad HCV(1/2^n) \quad HPCV(1/2^n) \quad FIA(1/2^n) \quad FIP(1/2^n)]$ (式9)

[0051] 其中 $n=1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10$, Mean[A(1/2ⁿ)]与Mean[θ(1/2ⁿ)]分别为谐波振幅A(1/2ⁿ)及谐波相位差θ(1/2ⁿ)的平均值, Q为心脏与大动脉的能量, 其定义如下:

[0052] $Q = \sum_{i=1}^{10} A(1/2^i)$ (式10)

[0053] 接着, 对一特定时间区间T(即血压波的测量时间)中每连续t秒内的低频病理矩阵取平均(t的一较佳值为6), 以获得平均低频病理矩阵Mean[Low f Pathological Matrix]。时间区间T可根据谐波频率被决定(即随着n而改变)。举例来说, 当n越大时, 所需的时间区间T越大。图7为依据本发明的一实施例所绘示的谐波频率f(1/2ⁿ)及时间区间T的一对应表70。对应表70说明各个谐波频率f(1/2ⁿ)所对应的时间区间T。

[0054] 谐波病理矩阵及低频病理矩阵的结合可以用来分析生物体的生理、病理、药理、心

理的基本条件及其变化。若其结合搭配人工智能 (artificial intelligence) 分析, 可做为
人因界面平台的基础。

[0055] 在一实施例中, 本发明还定义两个脉诊的相关参数如下:

[0056]

$$R = \sum_{i=8}^{10} A(1/2^i) = \text{心脏与主动脉的能量} \quad (\text{式11})$$

[0057] $S = A(1/2^{10}) = \text{心脏的能量}$ (式12)

[0058] 上述实施例可归纳为图8, 其为依据本发明的一实施例所绘示的一流程80的流程图, 用来执行一脉诊分析方法。流程80包含以下步骤:

[0059] 步骤800: 开始。

[0060] 步骤802: 在一时间区间中, 测量一生物体的一血压波, 以获得该血压波的一波长及一取样频率。

[0061] 步骤804: 根据该波长及该取样频率, 获得该生物体的一心率。

[0062] 步骤806: 对该血压波执行一傅立叶分析, 以获得该血压波的至少一谐波的一谐波振幅及一谐波相位差。

[0063] 步骤808: 根据该心率、该谐波振幅及该谐波相位差, 获得一心率变异系数及该至少一谐波的一谐波振幅变异系数及一谐波相位差变异系数。

[0064] 步骤810: 根据该谐波振幅变异系数及该心率变异系数, 获得该至少一谐波的一第一衰竭指数。

[0065] 步骤812: 根据该谐波相位差变异系数及该心率变异系数, 获得该至少一谐波的一第二衰竭指数。

[0066] 步骤814: 结束。

[0067] 本发明所提供的脉诊测量装置、脉诊测量方法及脉诊分析方法有多种应用方式。在一实施例中, 本发明可应用于医疗云 (medical cloud)。详细来说, 用户端可使用前述脉诊测量装置100或脉诊测量装置500获得病患的脉诊数据, 并通过网络上传脉诊数据到云端服务器。云端服务器执行本发明的脉诊分析方法进行分析及诊断。接着, 根据分析及诊断的结果, 云端服务器产生药方, 以及回传药方 (甚至一并回传分析及诊断的结果) 到用户端, 以完成医疗程序。在另一实施例中, 本发明可应用于病情监控。例如, 可设计一病情监控系统, 其应用前述的脉诊测量装置100或脉诊测量装置500来产生病患的脉诊数据, 以进行监控。当侦测到脉诊数据发生异常时, 例如特定谐波的变异系数或衰竭指数发生异常, 病情监控系统即发出示警。

[0068] 本领域的普通技术人员应当可依本发明的精神加以结合、修饰或变化以上所述的实施例, 而不限于此。前述的陈述、步骤及/或流程 (包含建议步骤) 可通过装置实现, 装置可为硬件、软件、固件 (为硬件装置与计算机指令与数据的结合, 且计算机指令与数据属于硬件装置上的只读软件)、电子系统、或上述装置的组合。

以上所述仅为本发明的较佳实施例, 凡依本发明权利要求所做的均等变化与修饰, 皆应属本发明的涵盖范围。

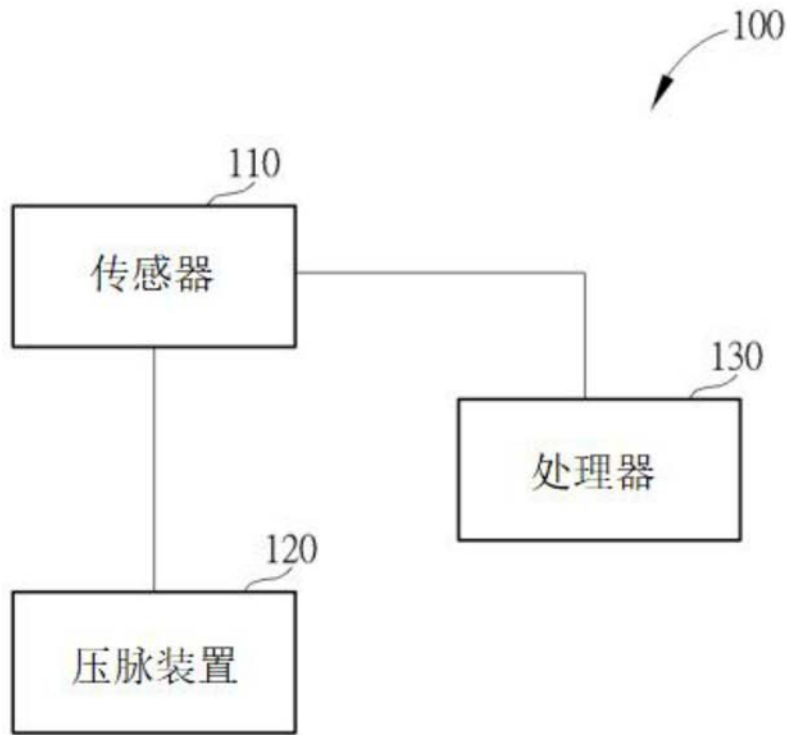


图1

n 倍频谱波		$(1/2)^m$ 倍频谱波	
n = 1	足厥阴肝经	m = 1	手厥阴心包经
n = 2	足少阴肾经	m = 2	手少阴心经
n = 3	足太阴脾经	m = 3	阳维脉
n = 4	手太阴肺经	m = 4	阴维脉
n = 5	足阳明胃经	m = 5	阳跷脉
n = 6	足少阳胆经	m = 6	阴跷脉
n = 7	足太阳膀胱经	m = 7	带脉
n = 8	手阳明大肠经	m = 8	督脉
n = 9	手少阳三焦肝经	m = 9	任脉
n = 10	手太阳小肠经	m = 10	冲脉

图2

30

谐波倍频	压力应变系数
$1/2^{10} \sim 1/2^8$	$0.16 \times 10^6 \sim 0.76 \times 10^6$
$1/2^7 \sim 1/2^4$	$0.76 \times 10^6 \sim 1.26 \times 10^6$
$1/2^3 \sim 1$	$1.26 \times 10^6 \sim 4.22 \times 10^6$
1 ~ 4	$4.22 \times 10^6 \sim 5.77 \times 10^6$
5 ~ 9	$5.77 \times 10^6 \sim 9.82 \times 10^6$
10 (含)以上	9.82×10^6 以上

图3

40

谐波倍频	压力应变系数
$1/2^{10} \sim 1/2$	$0.16 \times 10^6 \sim 3.5 \times 10^6$
1~10 (或10以上)	$3.5 \times 10^6 \sim 9.82 \times 10^6$ (或 9.82×10^6 以上)

图4

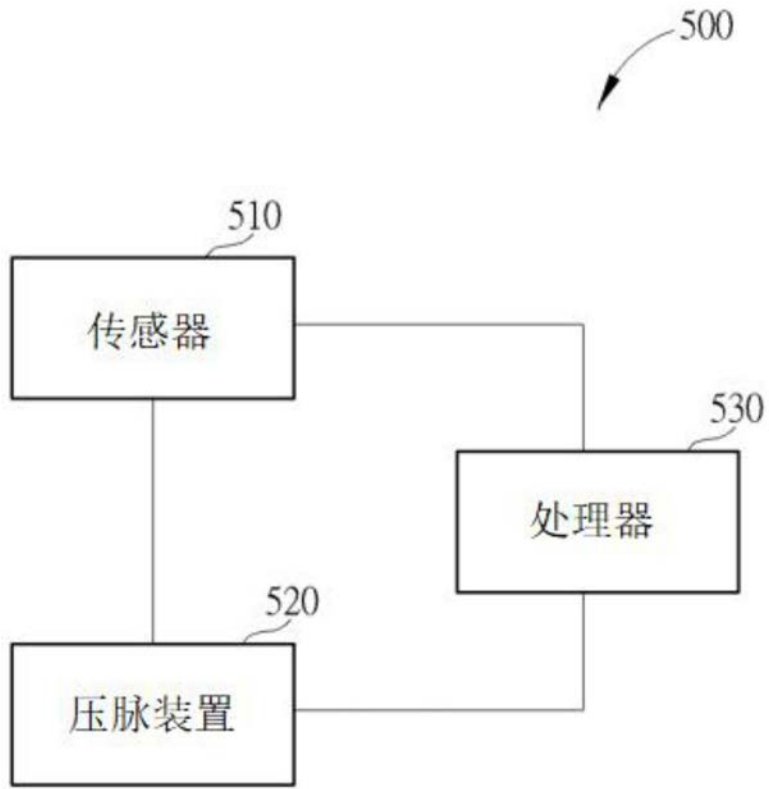


图5

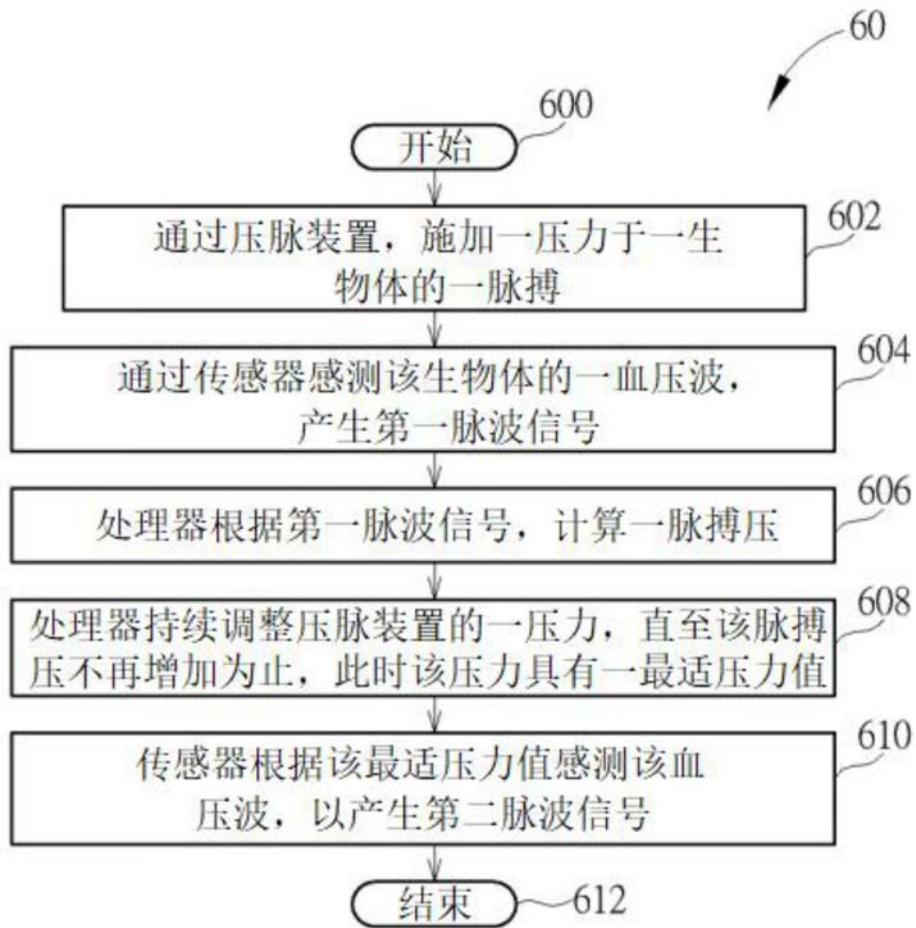


图6


n = 1	T > 6 秒	
n = 2	T > 6 秒	
n = 3	T > 7 秒	
n = 4	T > 14 秒	
n = 5	T > 28 秒	
n = 6	T > 56 秒	
n = 7	T > 1.875 分	
n = 8	T > 3.75 分	
n = 9	T > 7.5 分	
n = 10	T > 15 分	

图7

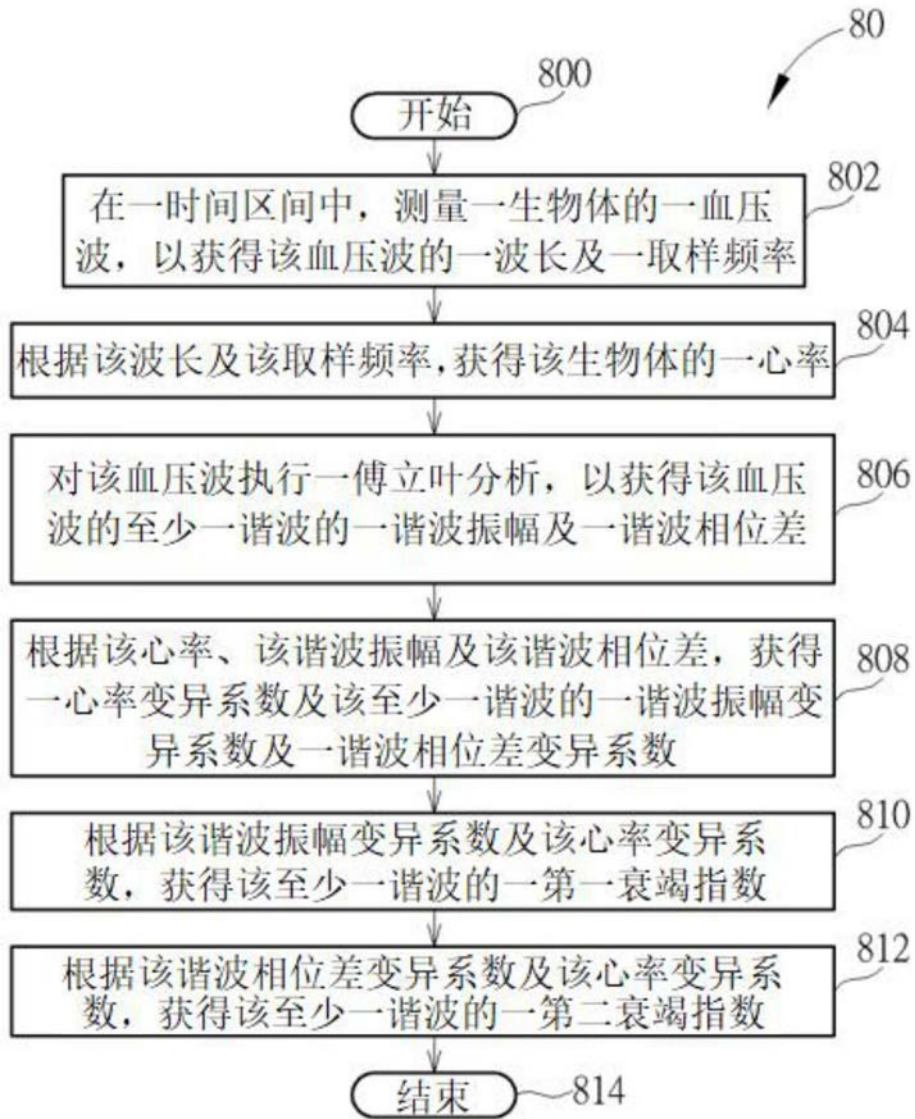


图8

专利名称(译)	脉诊测量装置及方法		
公开(公告)号	CN110575151A	公开(公告)日	2019-12-17
申请号	CN201910499545.4	申请日	2019-06-11
[标]发明人	郭育诚		
发明人	郭育诚		
IPC分类号	A61B5/0225 A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0004 A61B5/02 A61B5/0225 A61B5/4854 A61B5/6803 A61B5/681 A61B5/6822 A61B5/6824 A61B5/6826 A61B5/6829 A61B5/7235 A61B5/7257 A61B5/02108 A61B5/022 A61B5/026 A61B5/6831 A61B5/7264		
代理人(译)	方艳平		
优先权	62/683626 2018-06-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种脉诊测量装置，包含有一传感器，用来感测一生物体的一血压波，以产生一脉波信号；一压脉装置，用以施加一压力于该生物体的脉搏，其中该压脉装置具有一弹性系数，该弹性系数对应于该血压波的一谐波的频率，该谐波为一整数谐波或一分数谐波；以及一处理器，用以依据该脉波信号，产生该谐波的脉诊信息。

