



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106725363 A

(43)申请公布日 2017. 05. 31

(21)申请号 201611075504.5

(22)申请日 2016.11.28

(71)申请人 中国科学院微电子研究所

地址 100029 北京市朝阳区北土城西路3号

(72)发明人 张海英 张以涛 张劭龙 刘苏

耿兴光 侯洁娜

(74)专利代理机构 北京康信知识产权代理有限

责任公司 11240

代理人 赵囡囡 吴贵明

(51)Int.Cl.

A61B 5/02(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

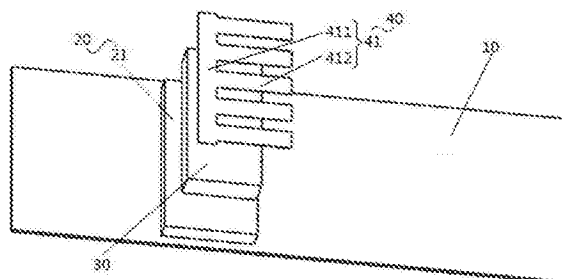
权利要求书2页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法

(57)摘要

本发明提供了一种脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法,其中,脉搏波采集装置用于采集人体脉搏检测处在受到不同外压时的脉搏波,脉搏波采集装置包括:固定带,固定带用于缠绕在人体脉搏检测处;压力调节部,压力调节部与固定带连接;脉搏传感器,脉搏传感器包括传感薄膜,传感薄膜与压力调节部的远离固定带的一端连接以使压力调节部将传感薄膜压紧在人体脉搏检测处,传感薄膜用于将脉搏波转换成压电信号,其中,传感薄膜由柔性材料制成;压力传递部,压力调节部通过压力传递部与传感薄膜连接以将压力调节部产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜的表面。本发明解决了现有技术中的脉搏波采集装置无法准确地反应出人体的脉象信息的问题。



1. 一种脉搏波采集装置,用于采集人体脉搏检测处(1)在受到不同外压时的脉搏波,其特征在于,包括:

固定带(10),所述固定带(10)用于缠绕在所述人体脉搏检测处(1);

压力调节部(20),所述压力调节部(20)与所述固定带(10)连接;

脉搏传感器(40),所述脉搏传感器(40)包括传感薄膜(41),所述传感薄膜(41)与所述压力调节部(20)的远离所述固定带(10)的一端连接以使所述压力调节部(20)将所述传感薄膜(41)压紧在所述人体脉搏检测处(1),所述传感薄膜(41)用于将所述脉搏波转换成压电信号,其中,所述传感薄膜(41)由柔性材料制成;

压力传递部(30),所述压力调节部(20)通过所述压力传递部(30)与所述传感薄膜(41)连接以将所述压力调节部(20)产生的挤压力均匀地传递到所述传感薄膜(41)的表面。

2. 根据权利要求1所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述传感薄膜(41)为聚偏氟乙烯膜。

3. 根据权利要求1所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述传感薄膜(41)包括连接支撑段(411)和与所述连接支撑段(411)相连接的脉搏波采集段(412),其中,所述脉搏波采集段(412)为多个,多个所述脉搏波采集段(412)沿所述连接支撑段(411)的长度方向间隔设置。

4. 根据权利要求3所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述脉搏波采集段(412)为五个,各所述脉搏波采集段(412)均与所述连接支撑段(411)相垂直。

5. 根据权利要求1所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述压力传递部(30)由柔性材料制成,且所述压力传递部(30)上开设有网孔结构。

6. 根据权利要求5所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述压力传递部(30)为橡胶、硅胶或海绵中的一种。

7. 根据权利要求1所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述脉搏传感器(40)还包括:

传感电路,所述传感电路与所述传感薄膜(41)连接以传输所述压电信号;

信号处理单元,所述信号处理单元通过所述传感电路与所述传感薄膜(41)电连接并用于接收和处理所述压电信号;

信号显示单元,所述信号显示单元与所述信号处理单元电连接并用于显示所述压电信号的数值。

8. 根据权利要求1所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述压力调节部(20)包括压力调节气囊(21),所述压力调节气囊(21)设置在所述固定带(10)上,且所述压力调节气囊(21)呈立方体结构。

9. 根据权利要求8所述的脉搏波采集装置,其特征在于,所述压力调节部(20)还包括压力传感器、气泵和三通结构,其中,所述三通结构的第一端口与所述压力调节气囊(21)的囊腔连通,所述三通结构的第二端口与所述气泵连通,所述三通结构的第三端口与所述压力传感器连通。

10. 一种脉搏波采集标定方法,其特征在于,包括:

步骤S1:通过压力调节部(20)调整人体脉搏检测处(1)的外部静态压力值至P;

步骤S2:通过脉搏传感器(40)得到所述人体脉搏检测处(1)的脉搏波作用在所述脉搏传感器(40)的传感薄膜(41)上而产生的与所述外部静态压力值P相对应的幅值X;

步骤S3:分别以多个所述幅值X和与多个所述幅值X相对应的多个电信号值U作为纵坐标和横坐标,在二维坐标系中标定出多个幅值压力点B;

步骤S4:通过多个所述幅值压力点B绘制出所述脉搏波的幅值压力曲线。

11.根据权利要求10所述的脉搏波采集标定方法,其特征在于,所述外部静态压力值P满足公式: $P=n \times \Delta P$,其中, ΔP 为每次的压力增加量,n为压力增加的次数。

12.根据权利要求11所述的脉搏波采集标定方法,其特征在于,所述 ΔP 大于等于5mmHg且小于等于30mmHg。

13.根据权利要求10所述的脉搏波采集标定方法,其特征在于,所述步骤S2包括:

步骤S21:通过所述脉搏传感器(40)测量所述人体脉搏检测处(1)的脉搏波作用在所述脉搏传感器(40)的传感薄膜(41)上而产生的与所述外部静态压力值P相对应的压电信号值U;

步骤S22:通过所述压电信号值U计算得到所述脉搏波的幅值X。

14.根据权利要求13所述的脉搏波采集标定方法,其特征在于,所述压电信号值U和所述幅值X满足公式: $X = \frac{U}{g_{3n} \cdot t}$;其中, g_{3n} 为所述传感薄膜(41)的压电系数,t为所述传感薄膜(41)的厚度。

15.根据权利要求10所述的脉搏波采集标定方法,其特征在于,在所述步骤S1之前,还包括步骤S0:将脉搏波采集装置安装到人体脉搏检测处(1)。

脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及脉搏波采集技术领域,具体而言,涉及一种脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法。

背景技术

[0002] 中医诊脉经历了两千多年临床实践,是我国传统中医四诊的精髓之一。中医理论认为,人体脏腑气血发生病变,血脉运行就会受到影响,脉象就有变化。传统诊脉指法以“三指并齐”的下指诊脉方法为基础,主要是了解“寸、关、尺”三部同时下指时,脉象的特征和随施加压力变化而出现脉象的变化情况;观察“寸、关、尺”三部在同等加压的条件下脉象图的相似性或差异性;必要时还以“指指交替”的变换方法,调正指压,分别在“浮、中、沉”三种按压力度下分别诊脉,进一步比对和确认各部的特异性。三部九候的诊脉方法,能采集更为丰富的脉象信息,充分发扬传统脉学的理论特色,为临床提供识病、辨证、治疗的重要依据。

[0003] 近年来,国内外研制出了不同的脉象仪,用于代替人对患者进行诊脉,但是大部分脉象仪的传感器都无法准确地定位中医切脉时所取“寸、关、尺”三部,也无法模拟中医手法“浮、中、沉”三种按压力度,而且在采集人体脉搏检测处的脉搏波过程中经常会由于患者的脉管的滑动或者患者的手臂不自主抖动而导致脉搏波的采集失效,损失了重要的脉搏波信息,从而不能得到完整的人体生理机能的变化情况的信息,进而很难实现对患者的疾病进行确诊。

发明内容

[0004] 本发明的主要目的在于提供一种脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法,以解决现有技术中的脉搏波采集装置无法准确地反应出人体的脉象信息的问题。

[0005] 为了实现上述目的,根据本发明的一个方面,提供了一种脉搏波采集装置,用于采集人体脉搏检测处在受到不同外压时的脉搏波,包括:固定带,固定带用于缠绕在人体脉搏检测处;压力调节部,压力调节部与固定带连接;脉搏传感器,脉搏传感器包括传感薄膜,传感薄膜与压力调节部的远离固定带的一端连接以使压力调节部将传感薄膜压紧在人体脉搏检测处,传感薄膜用于将脉搏波转换成压电信号,其中,传感薄膜由柔性材料制成;压力传递部,压力调节部通过压力传递部与传感薄膜连接以将压力调节部产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜的表面。

[0006] 进一步地,传感薄膜为聚偏氟乙烯膜。

[0007] 进一步地,传感薄膜包括连接支撑段和与连接支撑段相连接的脉搏波采集段,其中,脉搏波采集段为多个,多个脉搏波采集段沿连接支撑段的长度方向间隔设置。

[0008] 进一步地,脉搏波采集段为五个,各脉搏波采集段均与连接支撑段相垂直。

[0009] 进一步地,压力传递部由柔性材料制成,且压力传递部上开设有网孔结构。

[0010] 进一步地,压力传递部为橡胶、硅胶或海绵中的一种。

[0011] 进一步地,脉搏传感器还包括:传感电路,传感电路与传感薄膜连接以传输压电信

号;信号处理单元,信号处理单元通过传感电路与传感薄膜电连接并用于接收和处理压电信号;信号显示单元,信号显示单元与信号处理单元电连接并用于显示压电信号的数值。

[0012] 进一步地,压力调节部包括压力调节气囊,压力调节气囊设置在固定带上,且压力调节气囊呈立方体结构。

[0013] 进一步地,压力调节部还包括压力传感器、气泵和三通结构,其中,三通结构的第一端口与压力调节气囊的囊腔连通,三通结构的第二端口与气泵连通,三通结构的第三端口与压力传感器连通。

[0014] 根据本发明的另一方面,提供了一种脉搏波采集标定方法,包括:步骤S1:通过压力调节部调整人体脉搏检测处的外部静态压力值至P;步骤S2:通过脉搏传感器得到人体脉搏检测处的脉搏波作用在脉搏传感器的传感薄膜上而产生的与外部静态压力值P相对应的幅值X;步骤S3:分别以多个幅值X和与多个幅值X相对应的多个电信号值U作为纵坐标和横坐标,在二维坐标系中标定出多个幅值压力点B;步骤S4:通过多个幅值压力点B绘制出脉搏波的幅值压力曲线。

[0015] 进一步地,外部静态压力值P满足公式: $P=n \times \Delta P$,其中, ΔP 为每次的压力增加量,n为压力增加的次数。

[0016] 进一步地, ΔP 大于等于5mmHg且小于等于30mmHg。

[0017] 进一步地,步骤S2包括:步骤S21:通过脉搏传感器测量人体脉搏检测处的脉搏波作用在脉搏传感器的传感薄膜上而产生的与外部静态压力值P相对应的压电信号值U;步骤S22:通过压电信号值U计算得到脉搏波的幅值X。

[0018] 进一步地,压电信号值U和幅值X满足公式: $X = \frac{U}{g_{3n} \cdot t}$;其中, g_{3n} 为传感薄膜的压电系数,t为传感薄膜的厚度。

[0019] 进一步地,在步骤S1之前,还包括步骤S0:将脉搏波采集装置安装到人体脉搏检测处。

[0020] 应用本发明的技术方案,由于脉搏波采集装置包括用于缠绕在人体脉搏检测处的固定带,从而医务人员能够将固定带缠绕在人体的脉搏处,进而提高了脉搏波采集装置与人体之间的连接稳定性。

[0021] 由于脉搏波采集装置包括压力调节部和脉搏传感器,压力调节部与固定带连接,脉搏传感器包括传感薄膜,传感薄膜与压力调节部的远离固定带的一端连接以使压力调节部将传感薄膜压紧在人体脉搏检测处,传感薄膜用于将脉搏波转换成压电信号,其中,传感薄膜由柔性材料制成。这样,压力调节部通过挤压在固定带和人体脉搏检测处之间从而能够为传感薄膜提供有效的挤压力,使传感薄膜与人体脉搏检测处有效地贴紧,进而使传感薄膜能够全面地采集人体脉搏检测处的脉搏波,不仅如此,由于传感薄膜由柔性材料制成,传感薄膜能够随着人体脉搏的搏动而发生往复形变运动,因此传感薄膜能够准确地将人体脉搏检测处产生的脉搏波转换成压电信号,通过对压力调节部施加给人体脉搏检测处的外部压力和压电信号的处理分析,便能够得到幅值压力曲线,从而准确地反应出人体的脉象信息。

[0022] 由于脉搏波采集装置包括压力传递部,压力调节部通过压力传递部与传感薄膜连接以将压力调节部产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜的表面。这样,压力传递部设置在压力调节部与传感薄膜之间,保证了将压力调节部产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜的

表面上,从而使传感薄膜与人体脉搏检测处充分地贴紧,进而使脉搏波采集装置可靠地采集到人体脉搏检测处的脉搏波。

附图说明

[0023] 构成本申请的一部分的说明书附图用来提供对本发明的进一步理解,本发明的示意性实施例及其说明用于解释本发明,并不构成对本发明的不当限定。在附图中:

[0024] 图1示出了根据本发明的一种可选实施例的脉搏波采集装置在人体脉搏检测处的分解结构示意图;

[0025] 图2示出了图1中的脉搏波采集装置的另一个视角的分解结构示意图;

[0026] 图3示出了图1中的脉搏波采集装置的传感薄膜的结构示意图;

[0027] 图4示出了图1中的脉搏波采集装置的带有压力调节气囊的固定带的结构示意图;

[0028] 图5示出了使用本发明的一种可选实施例的脉搏波采集标定方法得到的人体脉搏检测处的脉搏波的幅值压力曲线图。

[0029] 其中,上述附图包括以下附图标记:

[0030] 1、人体脉搏检测处;10、固定带;20、压力调节部;21、调节气囊;30、压力传递部;40、脉搏传感器;41、传感薄膜;411、连接支撑段;412、脉搏波采集段;413、寸上采集段;414、寸采集段;415、关采集段;416、尺采集段;417、尺下采集段。

具体实施方式

[0031] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。以下对至少一个示例性实施例的描述实际上仅仅是说明性的,决不作为对本发明及其应用或使用的任何限制。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有作出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0032] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、操作、器件、组件和/或它们的组合。

[0033] 除非另外具体说明,否则在这些实施例中阐述的部件和步骤的相对布置、数字表达式和数值不限制本发明的范围。同时,应当明白,为了便于描述,附图中所示出的各个部分的尺寸并不是按照实际的比例关系绘制的。对于相关领域普通技术人员已知的技术、方法和设备可能不作详细讨论,但在适当情况下,所述技术、方法和设备应当被视为授权说明书的一部分。在这里示出和讨论的所有示例中,任何具体值应被解释为仅仅是示例性的,而不是作为限制。因此,示例性实施例的其它示例可以具有不同的值。应注意到:相似的标号和字母在下面的附图中表示类似项,因此,一旦某一项在一个附图中被定义,则在随后的附图中不需要对其进行进一步讨论。

[0034] 在本发明的描述中,需要理解的是,方位词如“前、后、上、下、左、右”、“横向、竖向、垂直、水平”和“顶、底”等所指示的方位或位置关系通常是基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,在未作相反说明的情况下,这些方位词并不指示

和暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位或者以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明保护范围的限制;方位词“内、外”是指相对于各部件本身的轮廓的内外。

[0035] 为了便于描述,在这里可以使用空间相对术语,如“在……之上”、“在……上方”、“在……上表面”、“上面的”等,用来描述如在图中所示的一个器件或特征与其他器件或特征的空间位置关系。应当理解的是,空间相对术语旨在包含除了器件在图中所描述的方位之外的在使用或操作中的不同方位。例如,如果附图中的器件被倒置,则描述为“在其他器件或构造上方”或“在其他器件或构造之上”的器件之后将被定位为“在其他器件或构造下方”或“在其他器件或构造之下”。因而,示例性术语“在……上方”可以包括“在……上方”和“在……下方”两种方位。该器件也可以其他不同方式定位(旋转90度或处于其他方位),并且对这里所使用的空间相对描述作出相应解释。

[0036] 此外,需要说明的是,使用“第一”、“第二”等词语来限定零部件,仅仅是为了便于对相应零部件进行区别,如没有另行声明,上述词语并没有特殊含义,因此不能理解为对本发明保护范围的限制。

[0037] 为了解决现有技术中的脉搏波采集装置无法准确地反应出人体的脉象信息的问题,本发明提供了一种脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法,其中,通过上述的脉搏波采集装置使用上述的脉搏波采集标定方法能够得到人体脉搏检测处的脉搏波的幅值压力曲线,上述的脉搏波采集标定方法不局限于仅使用上述的脉搏波采集装置,脉搏波采集装置为下述的脉搏波采集装置。

[0038] 如图1至图4所示,脉搏波采集装置用于采集人体脉搏检测处1在受到不同外压时的脉搏波,脉搏波采集装置包括固定带10、压力调节部20、压力传递部30和脉搏传感器40;固定带10用于缠绕在人体脉搏检测处1,压力调节部20与固定带10连接,脉搏传感器40包括传感薄膜41,传感薄膜41与压力调节部20的远离固定带10的一端连接以使压力调节部20将传感薄膜41压紧在人体脉搏检测处1,传感薄膜41用于将脉搏波转换成压电信号,其中,传感薄膜41由柔性材料制成,压力调节部20通过压力传递部30与传感薄膜41连接以将压力调节部20产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜41的表面。

[0039] 由于脉搏波采集装置包括用于缠绕在人体脉搏检测处1的固定带10,从而医务人员能够将固定带10缠绕在人体的脉搏处,进而提高了脉搏波采集装置与人体之间的连接稳定性。

[0040] 由于脉搏波采集装置包括压力调节部20和脉搏传感器40,压力调节部20与固定带10连接,脉搏传感器40包括传感薄膜41,传感薄膜41与压力调节部20的远离固定带10的一端连接以使压力调节部20将传感薄膜41压紧在人体脉搏检测处1,传感薄膜41用于将脉搏波转换成压电信号,其中,传感薄膜41由柔性材料制成。这样,压力调节部20通过挤压在固定带10和人体脉搏检测处1之间从而能够为传感薄膜41提供有效的挤压力,使传感薄膜41与人体脉搏检测处1有效地贴紧,进而使传感薄膜41能够全面地采集人体脉搏检测处1处的脉搏波,不仅如此,由于传感薄膜41由柔性材料制成,传感薄膜41能够随着人体脉搏的搏动而发生往复形变运动,因此传感薄膜41能够准确地将人体脉搏检测处1处产生的脉搏波转换成压电信号,通过对压力调节部20施加给人体脉搏检测处1的外部压力和压电信号的处理分析,便能够得到幅值压力曲线,从而准确地反应出人体的脉象信息。

[0041] 由于脉搏波采集装置包括压力传递部30,压力调节部20通过压力传递部30与传感

薄膜41连接以将压力调节部20产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜41的表面。这样,压力传递部30设置在压力调节部20与传感薄膜41之间,保证了将压力调节部20产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜41的表面上,从而使传感薄膜41与人体脉搏检测处1充分地贴紧,进而使脉搏波采集装置可靠地采集到人体脉搏检测处1的脉搏波。

[0042] 可选地,传感薄膜41为聚偏氟乙烯膜。即PVDF膜。使用由聚偏氟乙烯材质制成的传感薄膜41贴合在人体脉搏检测处1时,有效地增大了脉搏波采集装置与人体脉搏检测处1的接触面积,从而保证了在采集脉搏波的过程中不会因为人体血管的移动或者手部的抖动而导致采集,偏离测量位置,更加稳定客观地采集出脉搏波数据。

[0043] 如图1至图3所示,传感薄膜41包括连接支撑段411和与连接支撑段411相连接的脉搏波采集段412,其中,脉搏波采集段412为多个,多个脉搏波采集段412沿连接支撑段411的长度方向间隔设置。这样,多个脉搏波采集段412均作为传感器以采集人体脉搏检测处1的不同点位的脉搏波,且保证了多个脉搏波采集段412之间互不干扰,从而提高了脉搏波采集装置可靠对脉搏波采集的稳定性。

[0044] 如图3所示,脉搏波采集段412为五个,各脉搏波采集段412均与连接支撑段411相垂直。

[0045] 可选地,如图1所示,人体脉搏检测处1为人体手腕处。

[0046] 五个脉搏波采集段412分别为寸上采集段413、寸采集段414、关采集段415、尺采集段416和尺下采集段417,分别用于采集人体手腕处的寸上、寸、关、尺、尺下五处的脉搏波信息。

[0047] 需要说明的是,在使用脉搏波采集装置时,连接支撑段411沿着人体手腕的方向设置,同时各脉搏波采集段412垂直与人体手腕的方向设置,这样保证了各脉搏波采集段412能够充分地模拟人的手指。

[0048] 可选地,压力传递部30由柔性材料制成,且压力传递部30上开设有网孔结构。这样,压力传递部30能够吸收脉搏波采集段412向外传递的振动势能,避免脉搏波采集段412的振动而影响到与其相邻的脉搏波采集段412,保证了传感薄膜41采集到的脉搏波信息的有效性。而且设有网孔结构且由柔性材料制成的压力传递部30能够可靠地适应传感薄膜41的运动而发生形变,从而能够可靠地反应出传感薄膜41的形变量,进行使传感薄膜41处产生的压电信号更加清晰。

[0049] 可选地,压力传递部30为橡胶、硅胶或海绵中的一种。

[0050] 在本发明的一个未图示的可选实施例中,脉搏传感器40还包括传感电路、信号处理单元和信号显示单元,传感电路与传感薄膜41连接以传输压电信号,信号处理单元通过传感电路与传感薄膜41电连接并用于接收和处理压电信号,信号显示单元与信号处理单元电连接并用于显示压电信号的数值。

[0051] 如图1、图2和图4所示,压力调节部20包括压力调节气囊21,压力调节气囊21设置在固定带10上,且压力调节气囊21呈立方体结构。这样,当向压力调节气囊21内充气时,压力调节气囊21的朝向传感薄膜41一侧的表面会整体运动,从而保证了压力调节气囊21的朝向传感薄膜41一侧的表面将整个传感薄膜41压紧,使传感薄膜41各点处的受力均匀。

[0052] 可选地,压力调节气囊21由硅胶制成。

[0053] 固定带10缠绕在人体脉搏检测处1并通过设置在固定带10长度方向两端的连接装

置连接。

[0054] 可选地,连接装置为设置在固定带10长度方向两端的尼龙扣。

[0055] 在本发明的另一个未图示的可选实施例中,压力调节部20还包括压力传感器、气泵和三通结构,其中,三通结构的第一端口与压力调节气囊21的囊腔连通,三通结构的第二端口与气泵连通,三通结构的第三端口与压力传感器连通。这样,通过气泵为压力调节气囊21充气,压力传感器能够实施检测压力调节气囊21内的气压,这样也就得到了人体脉搏检测处1的外部静态压力值P。

[0056] 脉搏波采集标定方法,包括步骤S1、步骤S2、步骤S3和步骤S4,其中,步骤S1为:通过压力调节部20调整人体脉搏检测处1的外部静态压力值至P;步骤S2为:通过脉搏传感器40得到人体脉搏检测处1的脉搏波作用在脉搏传感器40的传感薄膜41上而产生的与外部静态压力值P相对应的幅值X;步骤S3为分别以多个幅值X和与多个幅值X相对应的多个电信号值U作为纵坐标和横坐标,在二维坐标系中标定出多个幅值压力点B;步骤S4为:通过多个幅值压力点B绘制出脉搏波的幅值压力曲线。

[0057] 图5示出了根据上述脉搏波采集标定方法得到的一个可选实施例的人体脉搏检测处的脉搏波的幅值压力曲线图。在图中示出的坐标系中,横坐标轴为人体脉搏检测处1的外部静态压力值P,纵坐标为与外部静态压力值P相对应的幅值X。在中医学中,通过幅值压力曲线的运动趋势便能够别出的人体的脉象,如浮脉、沉脉或芤脉,从而为医生对患者的疾病诊断中提供有效的诊断依据。

[0058] 如图5所示,图中的曲线A1、曲线A2、曲线A3、曲线A4和曲线A5分别对应寸上采集段413、寸采集段414、关采集段415、尺采集段416和尺下采集段417测量并转化得到幅值压力曲线,也就是反应了人体手腕处的寸上、寸、关、尺、尺下五处的脉象信息。

[0059] 需要说明的是,外部静态压力值P满足公式: $P=n \times \Delta P$,其中, ΔP 为每次的压力增加量,n为压力增加的次数。这样,通过压力调节部20调整人体脉搏检测处1的外部静态压力值至P,外部静态压力值P由零开始增加,以 ΔP 为增加量进行标定横坐标点。

[0060] 可选地, ΔP 大于等于5mmHg且小于等于30mmHg。

[0061] 脉搏波采集标定方法的步骤S2包括:步骤S21和步骤S22,其中,步骤S21为:通过脉搏传感器40测量人体脉搏检测处1的脉搏波作用在脉搏传感器40的传感薄膜41上而产生的与外部静态压力值P相对应的压电信号值U;步骤S22为:通过压电信号值U计算得到脉搏波的幅值X。

[0062] 这样,通过传感薄膜41上产生并测量到的压电信号值U便能够可靠地计算出脉搏波的幅值X,从而标定得到了与横坐标点相对应的纵坐标点,通过横坐标点和纵坐标点便能够绘制出图5中的多个幅值压力点B,通过连接多个幅值压力点B进而能够准确地得到脉搏波的幅值压力曲线。

[0063] 可选地,压电信号值U和幅值X满足公式: $X = \frac{U}{g_{3n} \cdot t}$;其中, g_{3n} 为传感薄膜41的压电系数,t为传感薄膜41的厚度。

[0064] 需要说明的是,在步骤S1之前,还包括步骤S0:将脉搏波采集装置安装到人体脉搏检测处1。

[0065] 从以上的描述中,可以看出,本发明上述的实施例实现了如下技术效果:。

[0066] 1、由于传感薄膜相较于普通的应变片式脉搏传感器,覆盖人体脉搏的面积能够大

大地增加,在采集脉搏波的过程中不会因为人体血管的移动或者人体手部的抖动而偏离测量位置,更加稳定客观地采集出脉搏波数据;

[0067] 2、由于压力传递部的设置,使得各脉搏波采集段之间的震动串扰降到极低,使得采集到的脉搏波数据更加客观真实;

[0068] 3、由于使用压力调节部加压,人体手腕处的脉管的浮中沉每处压力受力均匀,保证了采集到的不同位置处的脉搏波的真实可靠性;

[0069] 4、通过使用本发明的脉搏波采集装置或脉搏波采集标定方法,能够客观地反应出人体脉搏检测处的脉象信息,通过调节部加压方便地控制加压范围,定位浮取、中取、沉取;

[0070] 5、本发明的脉搏波采集装置的结构构小巧轻便,方便携带。

[0071] 需要注意的是,这里所使用的术语仅是为了描述具体实施方式,而非意图限制根据本申请的示例性实施方式。如在这里所使用的,除非上下文另外明确指出,否则单数形式也意图包括复数形式,此外,还应当理解的是,当在本说明书中使用术语“包含”和/或“包括”时,其指明存在特征、步骤、工作、器件、组件和/或它们的组合。

[0072] 需要说明的是,本申请的说明书和权利要求书及上述附图中的术语“第一”、“第二”等是用于区别类似的对象,而不必用于描述特定的顺序或先后次序。应该理解这样使用的数据在适当情况下可以互换,以便这里描述的本申请的实施方式能够以除了在这里图示或描述的那些以外的顺序实施。

[0073] 以上所述仅为本发明的优选实施例而已,并不用于限制本发明,对于本领域的技术人员来说,本发明可以有各种更改和变化。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

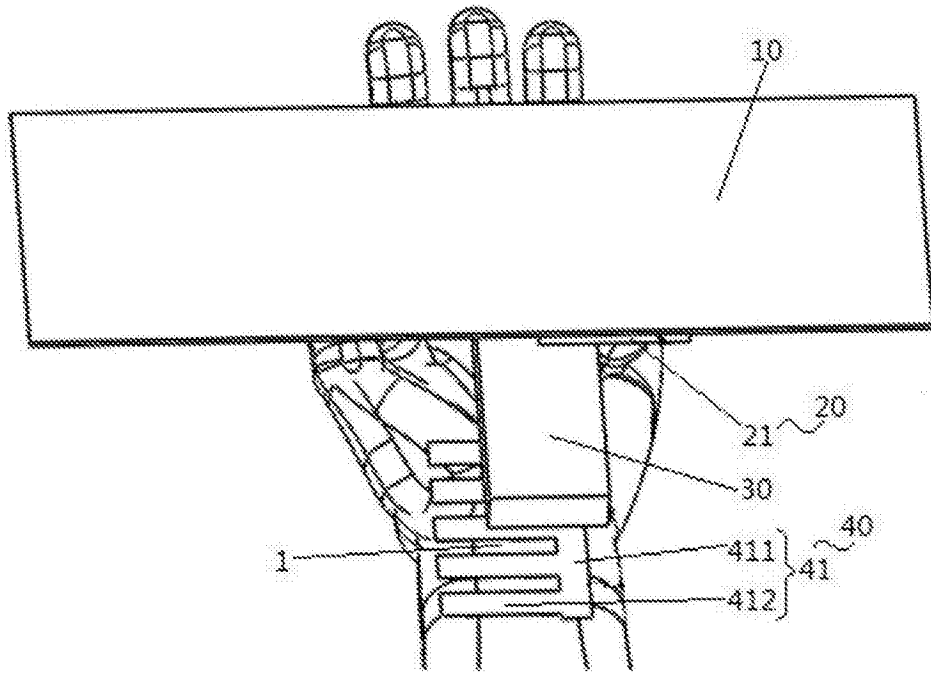


图1

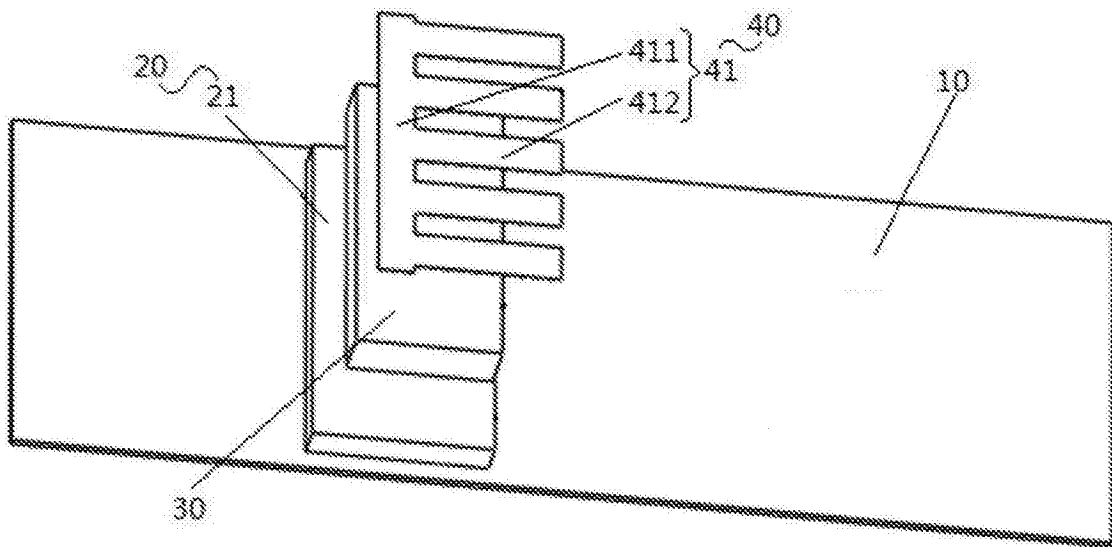


图2

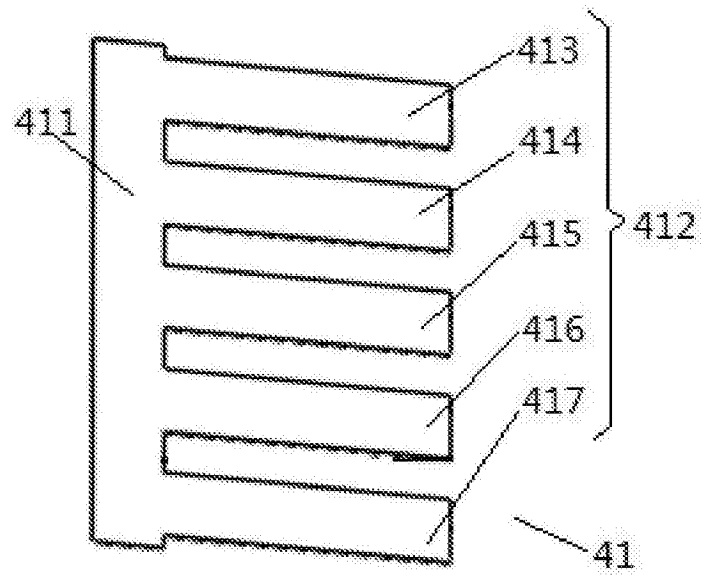


图3

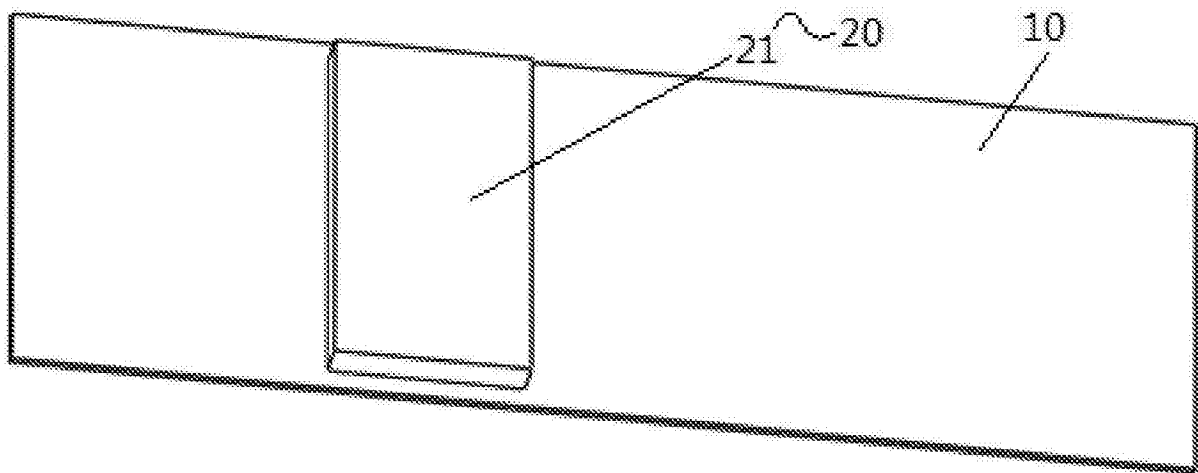


图4

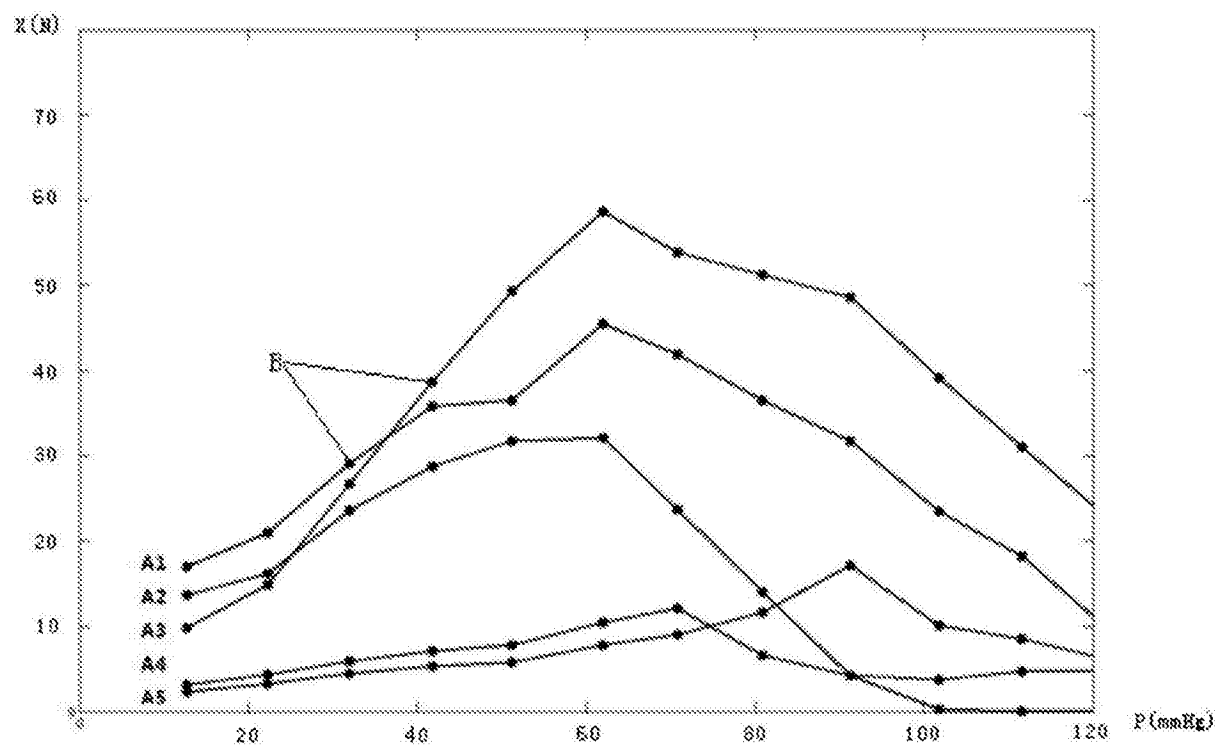


图5

专利名称(译)	脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法		
公开(公告)号	CN106725363A	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201611075504.5	申请日	2016-11-28
[标]申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国科学院微电子研究所		
[标]发明人	张海英 张以涛 张劭龙 刘苏 耿兴光 侯洁娜		
发明人	张海英 张以涛 张劭龙 刘苏 耿兴光 侯洁娜		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02 A61B5/4854 A61B2560/0223 A61B2562/0247		
代理人(译)	赵囡囡 吴贵明		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种脉搏波采集装置和脉搏波采集标定方法，其中，脉搏波采集装置用于采集人体脉搏检测处在受到不同外压时的脉搏波，脉搏波采集装置包括：固定带，固定带用于缠绕在人体脉搏检测处；压力调节部，压力调节部与固定带连接；脉搏传感器，脉搏传感器包括传感薄膜，传感薄膜与压力调节部的远离固定带的一端连接以使压力调节部将传感薄膜压紧在人体脉搏检测处，传感薄膜用于将脉搏波转换成压电信号，其中，传感薄膜由柔性材料制成；压力传递部，压力调节部通过压力传递部与传感薄膜连接以将压力调节部产生的挤压力均匀地传递到传感薄膜的表面。本发明解决了现有技术中的脉搏波采集装置无法准确地反应出人体的脉象信息的问题。

