



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102293652 B

(45) 授权公告日 2014. 05. 21

(21) 申请号 201010524843. 3

CN 1451351 A, 2003. 10. 29, 全文.

(22) 申请日 2010. 10. 29

US 2006195035 A1, 2006. 08. 31, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 胡新芬

10-2010-0059708 2010. 06. 23 KR

(73) 专利权人 朝鲜大学校产学协力团

地址 韩国光州市东区瑞石洞 375 朝鲜大学

(72) 发明人 申晔淑

(74) 专利代理机构 北京汇泽知识产权代理有限公司 11228

代理人 徐乐慧

(51) Int. Cl.

A61B 5/117(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 2010110380 A, 2010. 05. 20, 全文.

CN 1242728 C, 2006. 02. 22, 全文.

JP 2009069981 A, 2009. 04. 02, 全文.

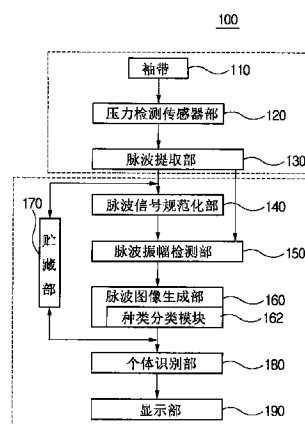
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

基于示波法测量动脉血压的个体识别装置及方法

(57) 摘要

本发明提供一种基于示波法测量动脉血压的个体识别装置及方法,其包括检测包含脉波影响的气囊压力的压力检测传感器部;从上述压力检测传感器部测出的袖带气囊压力提取动脉脉波信号的脉波提取部;由上述脉波提取部提取的脉波信号分割到复数窗口区间,提供各窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值的脉波振幅检测部,利用由上述脉波振幅检测部测出的各窗口区间内的最大振幅值及最小振幅值,来生成个性化脉波图像的脉波图像生成部;贮藏由上述脉波图像生成部生成的个性化脉波图像的生物信息贮藏部。



1. 一种基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其特征在于,该装置包括:压力检测传感器部,检测包括脉波影响的袖带气囊压力;脉波提取部,所述脉波提取部从上述压力检测传感器部检测出的袖带气囊压力提取动脉脉波信号;脉波振幅检测部,所述脉波振幅检测部从上述脉波提取部提取的脉波信号分割到多个窗口区间,在各窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值;脉波图像生成部,所述脉波图像生成部利用上述脉波振幅检测部检测出的各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值,生成个性化脉波图像;生物信息贮藏部,所述生物信息贮藏部贮藏由上述脉波图像生成部生成的个性化脉波图像;

该装置还包括:个体识别部,所述个体识别部将所述生物信息贮藏部贮藏的个性化脉波图像与利用缠绕在被测者手臂上的袖带气囊压力检测出的脉波图像相比较后,检测脉波图像相对应的个体识别。

2. 根据权利要求1所述的基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其特征在于,该装置还包括:脉波信号规范化部,所述脉波信号规范化部利用从同一被测者得出的上述脉波提取部提取的多个脉波信号,将被测者的规范化脉波信号输出到上述脉波振幅检测部;所述脉波振幅检测部将所述脉波信号规范化部输出的规范化脉波信号分割为多个窗口区间后,对各窗口区间检测出最大振幅值及最小振幅值。

3. 根据权利要求2所述的基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其特征在于,所述脉波图像生成部是对最大振幅值及最小振幅值采用线形判别解析(LDA:Linear Discriminant Analysis)运算法则,来生成个性化脉波图像。

4. 根据权利要求3所述的基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其特征在于,所述脉波振幅检测部是将一个窗口区间的振幅值加以平均得出平均振幅值,所述脉波图像生成部是将平均振幅值包括在内,采用线形判别解析运算法则。

5. 根据权利要求2~4任何一项所述的基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其特征在于,所述脉波信号规范化部利用所述脉波提取部提取的多个脉波信号的平方相加值,再求根数来进行规范化。

6. 根据权利要求2~4任何一项所述的基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其特征在于,当所述脉波提取部提取的脉波信号分割为多个窗口区间时,窗口的个数由根据最小振动波数与包含1次脉搏在内的最大期间的脉波最大波数而得到。

7. 一种基于示波法测量动脉血压的个体识别方法,其特征在于,该方法包括:检测包含从缠绕在被测者手臂上的袖带来脉波影响的袖带气囊压力阶段;从上述检测出的袖带气囊压力提取动脉脉波信号的阶段;上述提取的脉波信号分割到多个窗口期间,在各窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值的阶段;利用上述各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值,生成个性化脉波图像的阶段;贮藏上述生成的个性化脉波图像的阶段;

该方法还包括:上述贮藏的个性化脉波图像与利用缠绕在被测者手臂上的袖带气囊压力检测出的脉波图像相比较,检测脉波图像相对应的个体识别阶段。

8. 根据权利要求7所述基于示波法测量动脉血压的个体识别方法,其特征在于,该方法还包括:利用从同一被测者得到的,由上述脉波提取部提取的多个脉波信号,也包括输出规范化脉波信号阶段;上述检测各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值的阶段利用上述规范化脉波信号检测最大振幅值及最小振幅值。

9. 根据权利要求8所述基于示波法测量动脉血压的个体识别方法,其特征在于,上述

生成个性化脉波图像的阶段对最大振幅值及最小振幅值采用线形判别解析 (LDA : Linear Discriminant Analysis) 运算法则, 来生成个体脉波图像。

10. 根据权利要求 9 所述基于示波法测量动脉血压的个体识别方法, 其特征在于, 上述窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值的阶段是将同一窗口区间的振幅值加以平均得出平均振幅值, 上述生成个性化脉波图像的阶段包括上述得出的平均振幅值, 采用线形判别解析运算法则。

基于示波法测量动脉血压的个体识别装置及方法

技术领域

[0001] 本发明涉及基于示波法 (oscillometric) 测量动脉血压的个体识别装置及方法。更具体地讲,涉及利用从相当于复数窗口区间的脉波信号中检测出的各个最大振幅值及最小振幅值,生成能够识别个体的脉波图像,基于这种示波动脉血压测量原理的个体识别装置及方法。

背景技术

[0002] 目前,通过指纹、气色、虹膜属性等普遍性生物统计学技术的技术开发占据主流。但,这些基于生物统计学技术的个体识别技术却不能彻底杜绝伪造及仿制。例如:指纹可通过乳胶剂 (latex) 来复制,虹膜可通过复制其特征的人工隐形眼镜进行伪造。

[0003] 近年来,心电图 (electrocardiogram) 技术正在被提议用作新的生物学个体识别技术。用于测量和识别生物体的心电图技术是利用生物节奏,从这一点上具有很难伪造的优点。但是,心电图信号根据个体的活动量,其生理学变化也很大。

[0004] 另一方面,因为可以通过血压预测心血管疾病发生,因此关于血压的精确测量及改进的多项研究踊跃开展至今。每当心脏跳动时,都会通过动脉输出血液,此时的血流将不停地膨胀与舒张动脉,这就是脉搏。作为血压测量方法之一,示波法 (oscillometric) 就是将心脏收缩及舒张时,对手臂等部位的血压进行线性或阶段性测量,从测量得出的血压值中提取脉波信号,得出最大血压收缩压及最小血压舒张压。

[0005] 但迄今为止,示波法唯独利用在测量血压上,还没有采用在用生物信息识别个体的数据上。

发明内容

[0006] 为了解决上述问题,本发明的目的在于提供利用从相当于复数窗口区间的脉波信号中检测出的各个最大振幅值及最小振幅值,生成能够识别个体的脉波图像,基于这种示波动脉血压测量原理的个体识别装置及方法。

[0007] 其次,本发明首先掌握对最大振幅值及最小振幅值的线形判别解析,并使用生物节律来生成识别个体的个性化脉波图像,根据示波法测量动脉血压,来提供识别个体装置及方法。

[0008] 为达到上述目的,依照本发明,基于示波法测量动脉血压的个体识别装置,其包括检测包含脉波影响气囊压力的压力检测传感器部、从上述压力检测传感器部测出的袖带气囊压力提取动脉脉波信号的脉波提取部、由上述脉波提取部提取的脉波信号分割到复数窗口区间,提供各窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值的脉波振幅检测部、利用由上述脉波振幅检测部测出的各窗口区间内的最大振幅值及最小振幅值,来生成个性化脉波图像的脉波图像生成部、贮藏由上述脉波图像生成部生成的个性化脉波图像的生物信息贮藏部。

[0009] 上述个体识别装置是利用从同一被测者得出的,由上述脉波提取部提取的复数脉波信号,包括将被测者规范化的脉波信号输入到上述脉波振幅检测部的脉波信号规范化

部,脉波振幅检测部再从上述脉波信号规范化部输出的规范化脉波信号分割到各复数窗口区间,由各窗口区间来检测最大振幅值及最小振幅值。

[0010] 上述脉波图像生成部对最大振幅值及最小振幅值,利用线形判别解析(LDA: Linear Discriminant Analysis)运算法则,来生成个性化脉波图像。

[0011] 上述脉波振幅检测部是将同一窗口区间的振幅值加以平均,再得出其平均振幅值。上述脉波图像生成部包括平均振幅值,可使用线形判别解析运算法则。

[0012] 上述脉波信号规范化部可将上述脉波提取部提取的复数脉波信号加以平方,利用相加值得出的根进行规范化。

[0013] 由上述脉波提取部提取的脉波信号分割到复数窗口区间时,窗口的个数可通过振动波数及包含1次脉搏在内的最大期间的脉波振动波数而得之。

[0014] 上述个体识别装置应将上述生物信息贮藏部贮藏的个性化脉波图像与利用缠绕在被测者手臂上的袖带气囊压力测出的脉波图像相比较,包括与脉波图像相对应,个体识别的个体识别部。

[0015] 依照本发明,基于示波法测量动脉血压的个体识别方法,提供包括脉波影响在内的将缠绕在被测者手臂上的袖带测量气囊压力的阶段、从上述测量出的袖带气囊压力提出动脉脉波信号阶段、上述提取的脉波信号分割到复数窗口区间,利用各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值生成脉波图像阶段、提供贮藏上述生成个性化脉波图像的阶段,来达到上述目的。

[0016] 上述个体识别方法是从同一被测者得出的利用上述脉波提取部提取的复数脉波信号,包括规范化脉波信号输出阶段。上述各窗口区间,检测最大振幅值及最小振幅值的阶段,应利用上述规范化脉波信号来检测出最大振幅值及最小振幅值。

[0017] 上述生成个性化脉波图像的阶段,应对最大振幅值及最小振幅值采用线形判别解析(LDA: Linear Discriminant Analysis)运算法则,来生成个体的脉波图像。

[0018] 上述各窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值的阶段,要将同一窗口区间的振幅值加以平均,得出新的平均振幅值,上述个性化脉波图像生成阶段,应采用包括上述平均振幅值在内的线形判别解析运算法则。

[0019] 上述个体识别方法应将上述已贮藏的个性化脉波图像与利用缠绕在被测者手臂上的袖带气囊压力测出的脉波图像相比较,来包括与检测脉波图像相应的个体识别的阶段。

[0020] **【发明的效果】**

[0021] 根据上述的组成,本发明是利用测量血压时的脉波信息,得到个性化生物信息,能够利用无法伪造的生物节律准确地进行个体识别。

[0022] 其次,本发明是利用从同一被测者得到的复数脉波信号加以规范化,减少同一被测者在每一次检测中的脉波信号变化,能够准确地进行个体识别。

[0023] 还有,本发明是利用了线形判别解析运算法则,来寻找已分类的种类之间最佳个性化可能的特征空间,因此能够有效地分类出个体识别的特征。

附图说明

[0024] 图1为本发明依照实施例一,基于示波法测量动脉血压,图示个体识别装置的结

构框图；

[0025] 图 2 为依照图 1 所示,基于示波法测量动脉血压,图示个体识别方法的流程图；

[0026] 图 3 为对复数被测者进行各 5 次测量后,将得到数据做出记录的图纸；

[0027] 图 4 为依照图 1 所示,图示袖带压力信号的图纸；

[0028] 图 5 为依照图 1 所示,图示脉波提取部提取的脉波信号的图纸；

[0029] 图 6 所示为在同一窗口区间内的最大振幅值及最小振幅值的图纸；

[0030] 图 7 所示为同一被测者在各窗口检测出的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值的图纸；

[0031] 图 8 为依照图 3 所示,图示被测者在所有各窗口检测出的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值的图纸；

[0032] 图 9 所示为本发明采用线形判别解析运算法则的个性化脉波图像的图纸。

具体实施方式

[0033] 参照以下附加图纸,依照本发明的实施例一,详细说明基于示波法动脉血压测量的个体识别装置及方法。

[0034] 图 1 为依照本发明的实施例一,基于示波法测量动脉血压,图示个体识别装置的图纸。

[0035] 如图 1 所示,个体识别装置 100 包括:袖带 110、压力检测传感器部 120、脉波提取部 130、脉波信号规范化部 140、脉波振幅检测部 150、脉波图像生成部 160、贮藏部 170、个体识别部 180 及显示部 190 等。

[0036] 袖带 110 在测量血压时,用在缠绕测量部位,主要缠绕在手臂上,通过内部管线(未图示)与加压气阀(未图示)及排气阀(未图示)等相互连接。

[0037] 压力检测传感器部 120 通过内部管线与袖带 110 相互连接,来检测包括脉波影响在内的袖带气囊压力,即袖带 110 的压力。从压力检测传感器部 120 检测出的袖带 110 压力信号如图 4 所示。

[0038] 脉波提取部 130 将从压力检测传感器 120 检测出的袖带气囊压力提取所有区间的动脉脉波信号。同时,为了使脉波信号规范化,如需从同一被测者中得到复数脉波信号时,将从脉波提取部 130 提取的脉波信号贮藏到贮藏部 170 的脉波信号贮藏领域。

[0039] 脉波信号规范化部 140 为了减少同一被测者在每一次检测当中的脉波信号变化,将从同一被测者中得到的,由脉波提取部提取的复数脉波信号进行规范化,并输出被测者极为规范化的脉波信号。

[0040] 脉波振幅检测部 150 将输入到脉波提取部 130 脉波信号或被测者的规范化脉波信号分割到复数窗口区间,并对各窗口区间检测最大振幅值(MXAP:Maximum Amplitude Pulse)及最小振幅值((MIAP:Minimum Amplitude Pulse)。

[0041] 脉波图像生成部 160 利用由脉波振幅检测部 150 检测出的各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值,生成个体的个性化脉波图像。

[0042] 贮藏部 170 将由脉波图像生成部 160 生成的个体的个性化脉波图像贮藏到生物信息领域。同时,如上所述,为了使脉波信号规范化,当需从同一被测者中得出复数脉波信号时,由脉波提取部 130 提取的脉波信号将贮藏到贮藏部 170 的脉波信号贮藏领域。

[0043] 个体识别部 180 将上述贮藏部 170 贮藏的个性化脉波图像与利用缠绕在被测者手臂上的袖带 110 的气囊压力测出的脉波图像相比较,来识别与脉波图像相应的个体。

[0044] 显示部 190 依照个体识别部 180 的个体识别结果,可以显示出被测者的信息等。

[0045] 同时,图 1 所示的个体识别装置 100 可体现为一种装置,也可分为袖带 110、压力检测图像部 120 及包括脉波提取部 130 在内的血压计、脉波信号规范化部 140、脉波振幅检测部 150、脉波体现生成部 160、贮藏部 170、个体识别部 180 及包括显示器 190 的电脑 / 显示器等,加以实施。

[0046] 图 2 为依照图 1 所示,基于示波法测量动脉血压,图示个体识别方法的流程图,图 3 为对复数被测者进行各 5 次测量后,将其数据做出记录的图纸,图 4 为依照图 1 所示,图示袖带压力信号的图纸,图 5 为依照图 1 所示,图示从脉波提取部提取的脉波信号的图纸,图 6 所示为同一窗口区间内的最大振幅值及最小振幅值的图纸,图 7 所示为同一被测者在各窗口检测出的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值的图纸,图 8 为图 3 所示的,图示被测者在所有各窗口检测出的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值的图纸,图 9 为本发明采用线形判别解析运算法则,图示个性化脉波图像的图纸。

[0047] 以下,不仅是对图 2 所示流程图的说明,而且还要一同说明基于示波法测量动脉血压,能够准确个体识别。

[0048] 袖带 110 缠绕在人体手臂上,为测量血压,个体识别装置 100 启动时,可通过压力检测传感器部 120 测出袖带气囊压力 S202。压力检测传感器部 120 测出的袖带气囊压力信号图示在图 4 上面。

[0049] 从压力检测传感器部 120 检测到的袖带气囊压力,由脉波提取部 130 提取所有区间的动脉脉波信号 S204。由脉波提取部 130 提取的脉波信号图示在图 5 上。这一脉波信号由压力检测传感器部,利用依次输入的袖带气囊压力的差分信息,通过消除包含在差分信息内的袖带气囊压力的平均减压量的影响来提取信号。

[0050] 直到从同一被测者得到复数脉波信号,脉波提取部 120 提取的脉波信号可贮藏到贮藏部 170 阶段 S206。对于各被测者通过 5 次测量得到的数据图示在图 3 中。

[0051] 即,贮藏部 170 贮藏从袖带气囊压力提取的脉波信号 508 即脉波信号的振动波数 509,同时还可贮藏被测者的年龄 504 及性别 506,通过听诊器测量出的最大血压(收缩期血压)516 及最小血压(舒张期血压)518。并且可将各被测者通过数次测量得到的各种数据,即通过数次由脉波提取部 130 提取的脉波信号、从袖带气囊压力提取的脉波信号及通过听诊器测量出的最大血压计最小血压可贮藏到贮藏部 170。

[0052] 为得到良好的个性化脉波图像,本发明的测量室组成要达到准确地测量出血压,被测者也能够能够在候诊室等得到充分的安定。图 3 所示的表格的数据为被测者在候诊室安定 15 分后,反复进行 1 分钟测量 1 分钟休息为周期得到的数据,也可随意休息后得其数据。

[0053] 从图 3 可看出同一被测者经 5 次测量得出的振动波数结果比较类似。这意味着同一被测者具有大小类似的脉波信号。

[0054] 对同一被测者的测量次数达到 N 次时,脉波信号规范化部 140 为了减少同一被测者在每次测量中出现的脉波信号变化,而进行规范化(normalization)S208。即,为得到基于示波法测量动脉血压,准确地识别出个体的数据,对贮藏部 170 贮藏的同一被测者的复数脉波信号进行规范化。

[0055] 脉波信号规范化部 140 进行的规范化, 根据以下数学式 1 可将与被测者相对应的脉波信号进行规范化。

[0056] 首先, 将得到的总数据的数 (图 3 中为 30) 用 W 来表示, 被测者的数 (图 3 中为 6 名) 用 N 来表示, 可得出 $W = \{W_i\}_{i=1}^N$ 。而且从同一被测者得出的脉波信号可用 $W_i = \{w_{ij}\}_{j=1}^{N_i}$ 来表示, 脉波信号 (w_{ij}) 意味着第 i 个被测者的第 j 次脉波信号。

[0057] 【数学式 1】

[0058]

$$\varphi = \text{sqrt}(\sum_{j=1}^{N_i} (w_{ij})^2)$$

[0059]

$$W_i^* = W_i / \varphi$$

[0060] 在这里, 同一被测者的脉波大小值 φ 为将同一被测者脉波信号的平方值相加, 求到的根数值。以及规范化的脉波信号 W_i 为将被测者的脉波信号按脉波大小值 φ 分出的规范化脉波信号。

[0061] 脉波振幅检测部 150 将从脉波信号规范化部 140 得到的规范化脉波信号的整个区间区分为窗口区间 S210。这种情况, 特征窗口的个数是根据各被测者的规范化的脉波信号最小振动波数 (图 3 中被测者 S1 的情况振动波数为 4591) 及 1 次脉搏发生的振动波数而定。并且为了比较待识别被测者的映射 (mapping) 窗口间的特征, 所有规范化脉波信号都应分成同一窗口个数。

[0062] 特征窗口的个数 (FW) 可由二个参数来决定。最小振动波数用 α 表示, 包含 1 次脉搏在内的最大期间的脉波振动波数用 β 表示, 那么特征窗口的个数 (FW) 可通过下列数学式 2 来算出。

[0063] 【数学式 2】

$$\alpha = \min\{W_{ij}\}^{N_i}$$

$$FW = \alpha / \beta$$

[0066] 利用上方的数学式 2, 本发明将从脉波信号规范化部 140 得到的规范化脉波图像的整个区间分成 29 个窗口区间。

[0067] 以及脉波振幅检测部 150 从复数窗口区间各检测出最大振幅值及最小振幅值 S212。

[0068] 同一窗口区间的各自的最大振幅值及最小振幅值图示在图 6 中。图 6 所示的脉波信号中, 最上端标示的领域为最大振幅值, 最下端标示的领域为最小振幅值。因此, 一个窗口区间至少要包含 1 次脉波信号, 一个窗口区间如果有复数次脉波信号时, 其中最大值为最小振幅值, 最小值为最小振幅值。同时, 脉波振幅检测部可将一个窗口区间的振幅值加以平均, 得出平均振幅值 (MAP: Mean Amplitude Pulse)。

[0069] 本发明, 将从脉波信号规范化部 140 得到的规范化脉波图像的整个区间分成 29 个窗口区间, 检测各窗口的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值。同一被测者在各窗口检测出的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值图示在图 7 中, 图 3 所示的 6 名被测者在所有各窗口检测出的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值图示在图 8 中。

[0070] 脉波图像生成部 160 利用脉波振幅检测部 150 检测出的各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值,生成个体的个性化脉波图像 S214。

[0071] 脉波图像生成部 160 将由脉波振幅检测部 150 检测出的各窗口区间的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值采用线形判别解析 (LDA: Linear Discriminant Analysis) 运算法则,分类为复数的种类,根据分类的种类生成个性化的脉波图像。线形判别解析运算法则用于外观接近方法中减少数据的次元及提取个性化特征。这种线形判别解析运算法则在面部识别方法上的较高的成功率已经得到证明,也成为本发明中个体识别的有用工具。线形判别解析运算法则将提取的种类之间提供最佳可能的个性化特征空间,可将目标各类间出现最大平均差异的特征空间,记述为线形组合。

[0072] 脉波图像生成部 160 的种类分类模块 162 对脉波振幅检测部 150 检测出的各窗口区间的最大振幅值、最小振幅值及平均振幅值,采用线形判别解析运算法则,利用基于外观接近,可分类成复数的种类。

[0073] 训练集合 $(X = \{W_i^*\}_{i=1}^C)$ 具备时, C 表示被分类的种类的数,各种类 $(W_i^* = \{w_{ij}^*\}_{j=1}^{C_i})$ 特征 (Wij) 构成。总体个性化才脉波图像可表现为 $N = \sum_{i=1}^C C_i$ 。

[0074] 本发明为所有种类的标本集合定义出两种测定值。

[0075] 假定训练集合包含 C 种类,各种类包含特殊的数,并包含脉波图像的全体数,那么对所有种类的样本可定义出两种测定。SWT 定义为在训练数据集合种类之内的分散力大小, SBT 定义为训练数据集合种类间的分散力大小。

[0076] SWT 及 SBT 可得出数学式 3 及数学式 4。

[0077] 【数学式 3】

$$[0078] \quad S_{WT} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^C \sum_{j=1}^{C_i} (w_{ij}^* - \mu_i)(w_{ij}^* - \mu_i)^T$$

[0079] 【数学式 4】

$$[0080] \quad S_{BT} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^C (\mu_i - \mu)(\mu_i - \mu)^T$$

[0081] 数学式 3 及数学式 4, Wij 表示种类 i 的 j 次样本, C_i 表示种类 i 的样本的数量, μ_i 表示种类 i 的平均, μ 则表示所有种类的平均。线形判别解析接近法表示将 S_{BT} 及 S_{WT} 之间的比例最大化的 φ 意味着基本向量的集合。

[0082] 【数学式 5】

[0083]

$$\varphi = \arg \max \frac{|\varphi^T S_{BT} \varphi|}{|\varphi^T S_{WT} \varphi|}$$

[0084] 在这里,假设 S_{WT} 为非特殊的,基本向量 $(\varphi) S_{WT}^{-1} S_{BT}$ 找出的最大固有值 (eigenvalue) 的第一个 N 个固有向量 (eigenvector) 的题。基于线形判别解析的特殊代表式 $y = \varphi^T w^*$ 由 N 个固有向量进行扩张,可从下位空间上的振动振幅投影规范化的输入特征 (w^*) 来生成。这种,采用线形判别解析运算法则的个性化脉波图像图示在图 9 中。图 9

图示有 18 个固有向量。即,本发明从图 8 的 87 个振幅值中,利用 18 个振幅值来生成个体的脉波图像。

[0085] 个体识别部 180 将利用缠绕在被测者手臂上的袖带 110 的气囊压力检测出的脉波图像与贮藏部 170 贮藏的个性化脉波图像相比较,识别与所测脉波图像相对应的个体 S216。即,个体识别装置 100 为了个体识别,将缠绕在被测者手臂的袖带 110 的气囊压力输入到压力检测传感器时,脉波提取部 130 将从压力检测传感器 120 检测出的袖带气囊压力提取脉波信号,脉波振幅检测部 150 将输入到脉波提取部 130 的脉波信号分割到复数窗口区间,各窗口区间检测最大振幅值及最小振幅值,脉波图像生成部 160 利用由脉波振幅检测部 150 检测出的各窗口区间的最大振幅值及最小振幅值来生成测量脉波图像,并与贮藏部 170 贮藏的个性化脉波图像进行比较。

[0086] 依照本发明的 18 个固有向量的认识结果率记载到下面的图 1

[0087] 【表 1】

[0088]

子集	特征要素	识别率
1	MAP(平均振幅值)	34.30%
2	MXAP(最大振幅值)	67.44%
3	MIAP(最小振幅值)	72.09%
4	MXAP+MIAP	93.02%
5	MAP+MXAP+MIAP	94.70%

[0089] 通过表 1 可看出,利用最大振幅值与最小振幅值时的认识率为 93.02%,利用最大振幅值与最小振幅值的平均振幅值时的认识率为 94.70%。

[0090] 通过图 9 可看出,利用血压的个体个性化的脉波图像,可利用于能够区别个体的生物信息。

[0091] 本发明为了便于说明,将被测者的人数限定为 6 名,但利用 85 名的数据也能够充分个体识别的事实已得到确认。

[0092] 以上说明,只不过是本发明的技术思想做出的举例说明。在属于本发明的技术领域里,只要是具备通常知识的人,在不超出本发明的本质特征的范围,都可以进行多种多样的修改与改造。因此,本发明刚开始的实施例并不是为了限定本发明的技术思想,而是为了更好地加以说明。由于这种实施例,本发明的技术思想范围并不会受到限定。本发明的保护范围要由以下请求范围来进行解释,属于与此同等范围内的一切技术思想都要包含在本发明的权利范围内来进行解释。

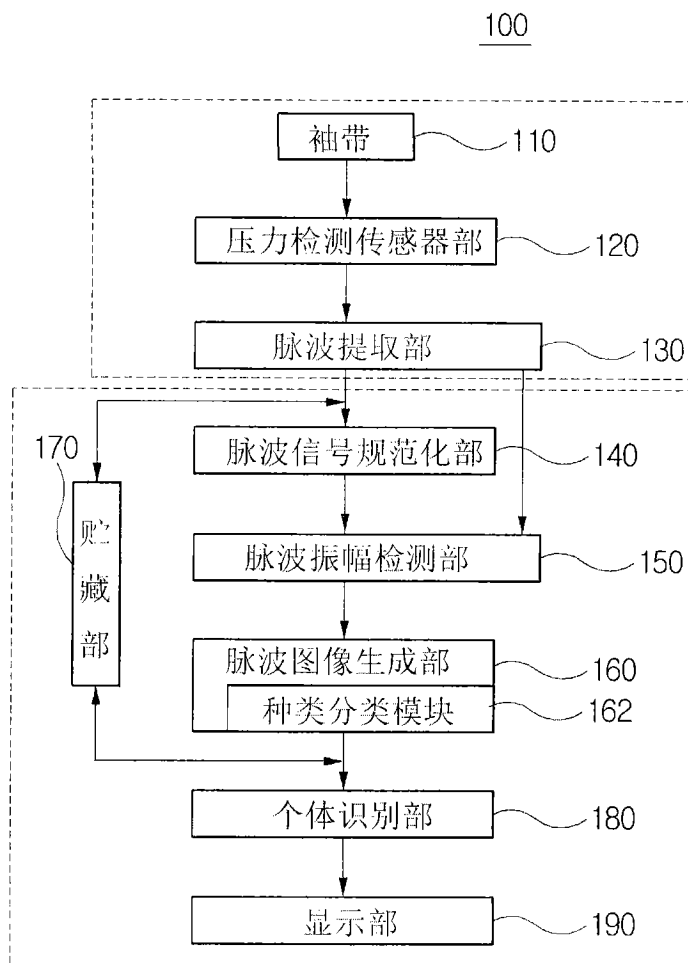


图 1

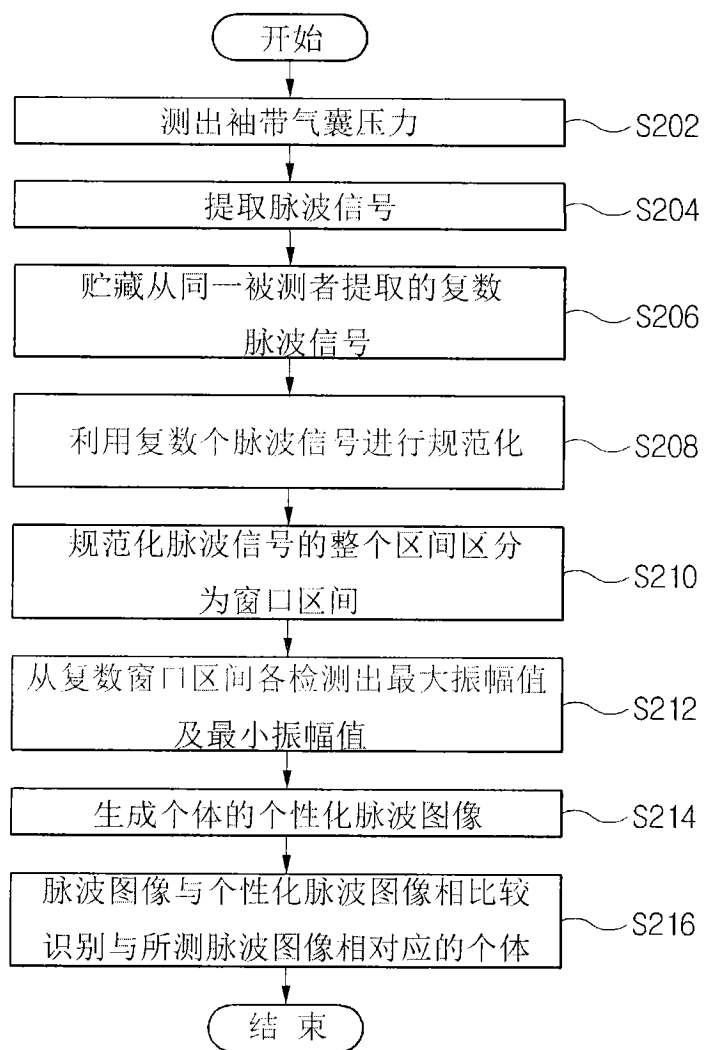


图 2

被测量者	年龄	性别	次数	脉波信号	震动波形数	血压		备注
						收缩	膨胀	
S1	50	Male	1	PWS11	4591	127	98	Prehypertension
			2	PWS12	4679	128	98	
			3	PWS13	4684	126	98	
			4	PWS14	4705	126	98	
			5	PWS15	4698	125	99	
S2	22	Female	1	PWS21	3457	113	67	Normal
			2	PWS22	3499	104	68	
			3	PWS23	3530	112	66	
			4	PWS24	3551	104	61	
			5	PWS25	3523	108	65	
S3	54	Female	1	PWS31	3721	145	88	Stage 1 Hypertension
			2	PWS32	3845	142	83	
			3	PWS33	3892	143	84	
			4	PWS34	3935	140	80	
			5	PWS35	3979	135	78	
S4	34	Male	1	PWS41	8401	131	82	Prehypertension
			2	PWS42	8500	131	86	
			3	PWS43	8746	130	79	
			4	PWS44	8808	131	78	
			5	PWS45	8948	130	82	
S5	36	Male	1	PWS51	3957	109	67	Normal
			2	PWS52	4069	106	71	
			3	PWS53	4159	104	72	
			4	PWS54	4220	103	71	
			5	PWS55	4218	108	70	
S6	43	Female	1	PWS61	3991	109	69	Normal
			2	PWS62	4106	112	69	
			3	PWS63	4041	109	70	
			4	PWS64	4139	112	69	
			5	PWS65	4100	114	71	

图 3

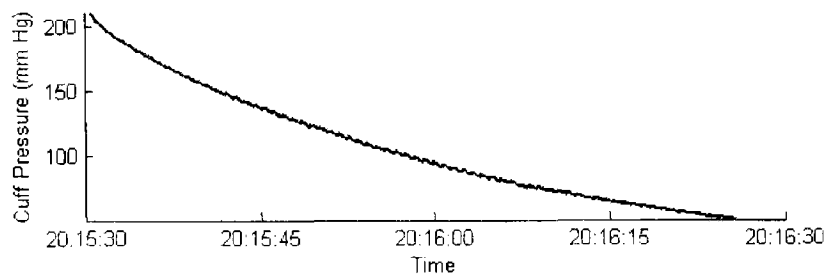


图 4

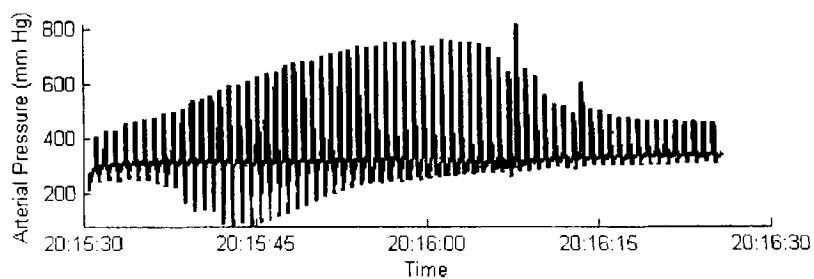


图 5

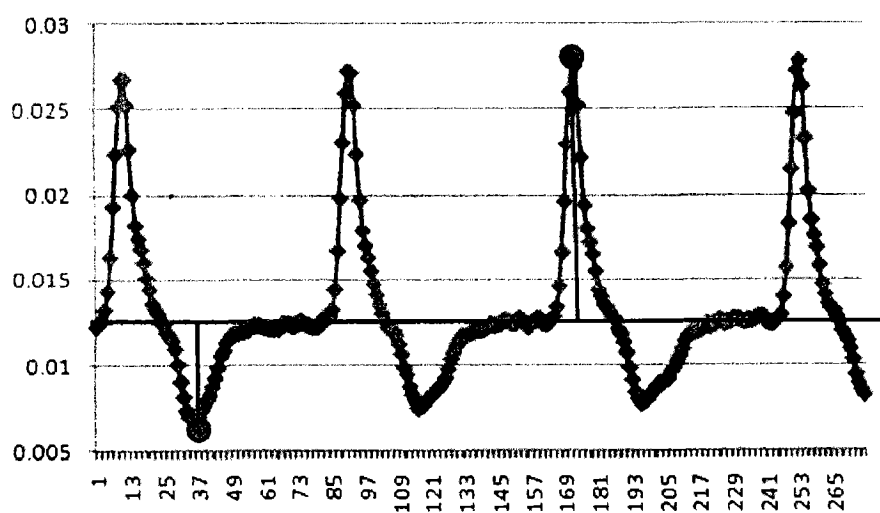


图 6

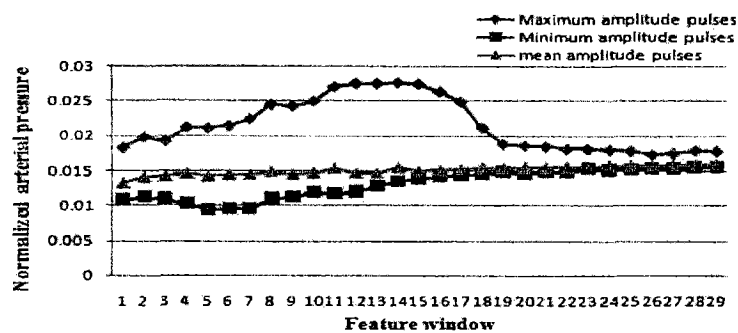


图 7

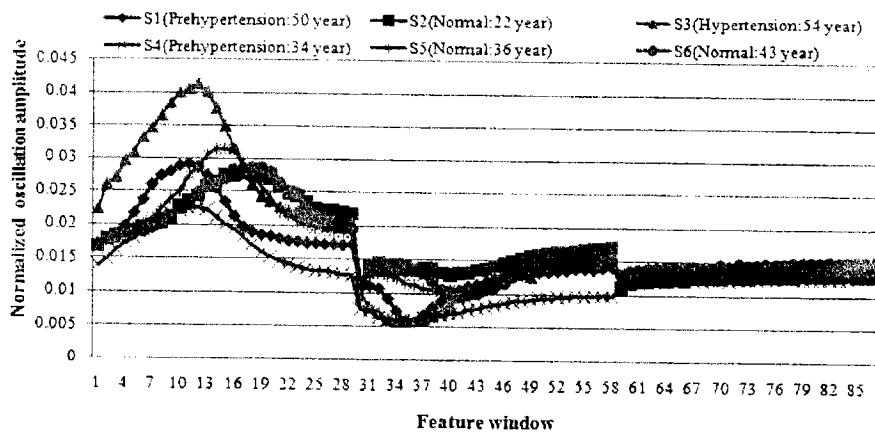


图 8

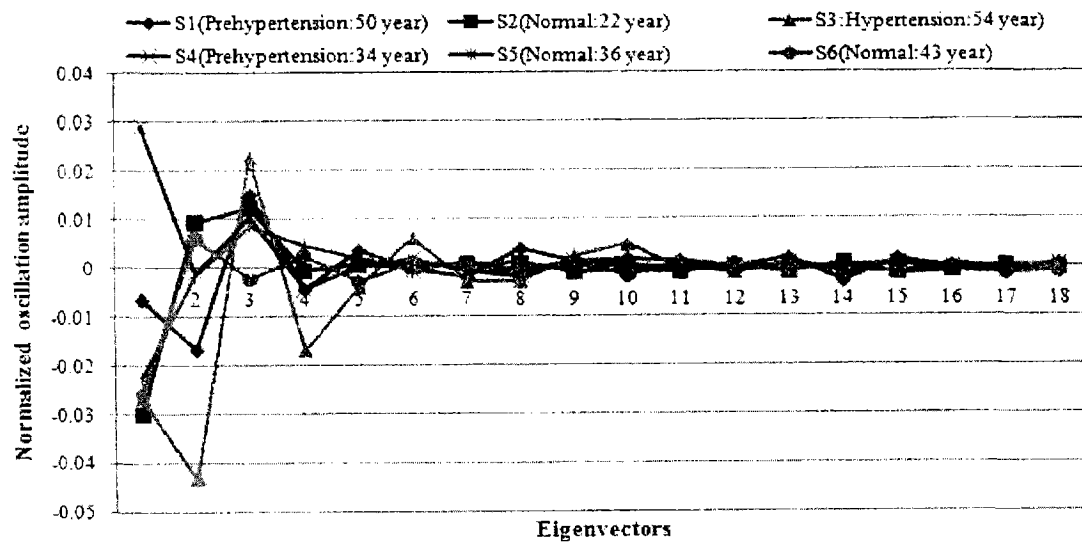


图 9