



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 114052676 B

(45) 授权公告日 2024.05.07

(21) 申请号 202111374218.X

CN 109124579 A, 2019.01.04

(22) 申请日 2021.11.19

CN 109949900 A, 2019.06.28

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 113317782 A, 2021.08.31

申请公布号 CN 114052676 A

CN 1638693 A, 2005.07.13

(43) 申请公布日 2022.02.18

JP W02020090770 A1, 2021.09.24

(73) 专利权人 南开大学

KR 20080084003 A, 2008.09.19

地址 300350 天津市津南区海河教育园区

US 2003212335 A1, 2003.11.13

同砚路38号南开大学津南校区

WO 2017169996 A1, 2017.10.05

(72) 发明人 刘国华 吴虹 谭佳源 张全

KR 20120034985 A, 2012.04.13

刘之洋

CN 103565424 A, 2014.02.12

(51) Int. Cl.

CN 103565423 A, 2014.02.12

A61B 5/02 (2006.01)

CN 105030195 A, 2015.11.11

A61B 5/00 (2006.01)

CN 109124595 A, 2019.01.04

CN 109938705 A, 2019.06.28

审查员 吴怡欣

(56) 对比文件

CN 102551696 A, 2012.07.11

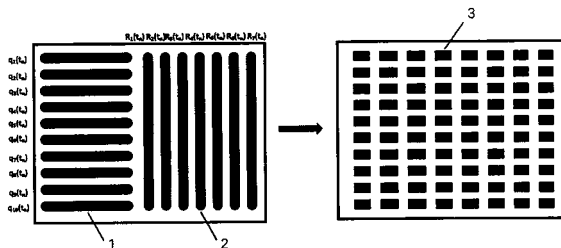
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54) 发明名称

一种中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法

(57) 摘要

本发明提出了一种中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法。精简阵列传感器由一组纵向传感单元(沿桡动脉方向排列)和一组横向传感单元(垂直桡动脉方向排列)两部分组成,分别获取纵向和横向脉搏跳动强度数值及变化规律。然后根据每个时刻各传感单元感知的脉搏强度数值及其沿纵向和横向强度数值变化规律,计算获取全阵列各单元在该时刻的脉搏强度数值。这样,采用较少的传感单元即可达到获取高空间分辨率脉搏信息的目的。本发明解决了其它脉搏阵列传感器空间分辨率与传感灵敏度之间的矛盾。提供了一种成本低、工艺限制低、准确度高、实时性好、空间分辨率高、获取信息完整的脉搏采集方案。



1. 一种中医脉搏精简阵列传感器,其特征在于:精简阵列传感器由一组纵向传感单元和一组横向传感单元两部分组成,其中纵向传感单元沿桡动脉方向排列,横向传感单元沿垂直桡动脉方向排列,分别获取纵向和横向脉搏跳动强度数值及变化规律;根据每个时刻各传感单元感知的脉搏强度数值及其沿纵向和横向强度数值变化规律,通过计算获取全阵列各单元在某时刻的脉搏强度数值,形成二维脉搏强度阵列,即可实现二维脉搏图像重构;

其中,一组纵向传感单元和一组横向传感单元排列方式为每组集中排列,或两组穿插分散排列;

在使用过程中中医脉搏精简阵列传感器为小面积的三个独立精简阵列,分别覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位,获取各部位的脉搏信息;或为一个大的精简阵列,完全覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位,获取全区域的脉搏信息;

其中,一组纵向传感单元和一组横向传感单元排列方式可在仍然保持纵横两种方向排列的两组传感单元的情况下,分割各组传感单元,增加传感单元数量;

不同传感单元将覆盖全部桡动脉及其周边区域,根据各传感器单元信号强度及沿纵向和横向强度变化规律运算获取脉搏采集区域各点的脉搏强度信息,形成二维动态数值矩阵,即全阵列脉搏信息,从而获取脉搏采集区域高空间分辨率脉搏信息,

获取脉搏采集区域各点的脉搏强度信息算法步骤如下:

1-1信号采集与处理;

1-2记录一段采样时间不同传感器单元的脉搏信号;

1-3对传感器阵列中横向传感器单元每一时刻的脉搏强度数值归一化;

1-4对一段采样时间内传感器单元信号数值运算;

1-5获取每一时刻高空间分辨率脉搏信息以形成二维动态数值矩阵;

其中信号采集与处理包括:传感器阵列覆盖桡动脉及其周边区域以获取各传感单元响应值,将采集到的响应值通过电路进行滤波放大,再经过A/D转换电路进行模数转化,最后得到各传感单元对应的脉搏强度数值;

其中记录一段采样时间不同传感器单元的脉搏信号包括:将传感器阵列的不同传感单元位置坐标化,并记录每个传感器单元对应的每一时刻的脉搏强度数值,得到一系列横向和纵向传感器单元的信号强度数值;

其中对传感器阵列中横向传感器单元每一时刻的脉搏强度数值归一化包括:将传感器阵列的横向传感器不同周期的信号幅值分别进行归一化得到一系列横向传感器的信号强度归一化矩阵;

其中对一段采样时间内传感器单元信号数值运算包括:利用传感器一段采样时间内同一个脉搏周期得到横向原始矩阵的对角矩阵和横向归一化矩阵相乘得到合成横向矩阵,将纵向信号强度矩阵和横向归一化矩阵合成纵向矩阵;

其中获取每一时刻高空间分辨率脉搏信息以形成二维动态数值矩阵包括:将一系列信号强度合成横向矩阵和合成纵向矩阵合并,获取高空间分辨率脉搏信息,构成全阵列脉搏动态信息,即二维脉搏动态图像。

2. 如权利要求1所述的一种中医脉搏精简阵列传感器,其特征在于:中医脉搏精简阵列传感器的各传感单元为压力传感器或光电传感器,压力传感器包括压阻传感器、压电传感器、压力电容传感器、压力电感传感器、谐振式压力传感器,光电传感器包括红外传感器、光

纤传感器、光栅传感器。

3. 如权利要求1所述的一种中医脉搏精简阵列传感器,其特征在于:中医脉搏精简阵列传感器在柔性衬底上制备,或在刚性或半刚性衬底上制备。

4. 如权利要求1所述的一种中医脉搏精简阵列传感器,其特征在于:采用中医脉搏精简阵列传感器获取的脉搏信息直接用于脉搏诊断分析,或通过计算获取全阵列脉搏信息后再用于脉搏诊断分析。

一种中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法

技术领域

[0001] 本发明属于新一代信息技术,脉搏信号处理领域,涉及一种阵列式脉搏传感器及其脉搏二维动态图像重构方法。

背景技术

[0002] 当今社会随着科学技术的不断进步,医疗水平和需求不断提升,传统中医融合科技元素引起了人们的广泛关注。传统中医通过“脉诊”分析脉搏信息,进而实现对人体的健康程度和病人所患疾病的诊断。由于传统中医的诊断方式无创,并且具有低风险、低成本和稳定性高的优点,因此,能够利用现代化技术自动进行中医诊脉就成为了人们关注的热点。

[0003] 现有的电子脉诊仪采用力敏传感器,通过采集人体寸、关、尺三个部位的脉搏信号,获取脉搏跳动的频率、强度等基本信息,上述方法还存在着许多缺陷。第一,单点传感器受限采集面积、采集位置的影响不能客观反映脉搏信息,诊断结果可信度低;第二,已存在的阵列传感器由于传感单元受物理空间(较小尺寸内需求较多传感单元)、最小工艺尺寸(单位面积上工艺能达到的最大传感密度)和传感器传感机理(随着最小传感单元尺度减小,传感单元物理特性:压阻、压电、电容、光电等特性减弱,所造成传感器灵敏度和精度降低)以及传感器较多管脚和引线时所带来的生产工艺等因素影响,无法做到高空间分辨率、高精度地部署传感单元,导致诊断结果不能真实、准确、全面的反映脉搏信息;第三,已提出的一种阵列传感器虽然获取了“脉宽”、“脉压”、“跳动规律”等信息,但不能呈现脉搏二维动态图像。因此,提出一种成本低、工艺限制低、准确度高、实时性好、空间分辨率高可以克服传统阵列传感器所需空间分辨率与传感灵敏度之间矛盾的中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法具有积极意义。

发明内容

[0004] 本发明的目的是为了克服传统阵列传感器所需空间分辨率与传感灵敏度之间矛盾,实现脉搏二维动态图像的重构,获取高空间分辨率脉搏信号,克服现有脉搏采集技术由于物理和工艺等原因所造成的测量位置和测量范围和测量结果的不真实、不准确、不全面的问题。由于脉搏具有周期协同性变化的特点,且空间上跃动传递的连贯程度较为显著,因此本发明提出一种适用于采集脉搏信号的精简阵列传感器及对应的幅值矩阵运算方式,以实现获取随时间相位动态变化,准确度高,实时性好的脉搏信号及其二维动态重构图像。

[0005] 本发明是这样实现的:

[0006] 精简阵列传感器由一组纵向传感单元(沿桡动脉方向排列)和一组横向传感单元(垂直桡动脉方向排列)两部分组成,分别获取纵向和横向脉搏跳动信息及变化规律;根据每个时刻各传感单元感知的脉搏数值及纵向和横向数值变化规律,计算并获取全阵列各单元在该时刻的脉搏数值。

[0007] 具体的,所述中医脉搏精简阵列传感器包括横向传感器组与纵向传感器组。横向传感器组用于探测垂直桡动脉方向脉搏信息,纵向传感器组用于采集桡动脉方向的脉搏信

息。两种排列形式的传感器组共同组成了中医脉搏精简阵列传感器。

[0008] 可选的,所述中医脉搏精简阵列传感器的各传感单元可以是压力传感器(包括压阻传感器、压电传感器、压力电容传感器、压力电感传感器、谐振式压力传感器等),也可以是光电传感器(包括红外传感器、光纤传感器、光栅传感器)。

[0009] 可选的,中医脉搏精简阵列传感器中的一组纵向传感单元和一组横向传感单元可以是每组集中排列,也可以是两组穿插分散排列。

[0010] 可选的,中医脉搏精简阵列传感器可以是面积较小的三个独立精简阵列,分别覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位,获取各部位的脉搏信息;也可以是一个较大的精简阵列,完全覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位,获取全区域的脉搏信息。

[0011] 可选的,中医脉搏精简阵列传感器在仍然保持纵横两种方向排列的两组传感单元的情况下,可以分割各组传感单元,增加传感单元数量。

[0012] 可选的,中医脉搏精简阵列传感器可以在柔性衬底上制备,也可在刚性或半刚性衬底上制备。

[0013] 具体的,采集脉搏信息,重构脉搏二维动态图像包括:

[0014] 将上述中医脉搏精简阵列传感器阵列覆盖桡动脉以采集脉搏信号,然后将采集到的信号通过滤波电路进行滤波,经过A/D转换电路后进行数字滤波,最后将处理后的信号传至上位机;

[0015] 记录一段采样时间不同传感器脉搏波信号;

[0016] 传感器阵列中横向传感器归一化;

[0017] 对一段采样时间内传感器单元信号数值运算;

[0018] 获取高空间分辨率脉搏信号并动态重构二维动态脉搏图像;

[0019] 可选的,其中记录一段采样时间不同传感器脉搏波信号包括:

[0020] 将传感器阵列的不同传感器位置坐标化并将记录每个传感器的信号幅值,得到一系列横向和纵向传感器的信号强度矩阵分别为 $q_1 \sim q_n$ 和 $R_1 \sim R_n$;

[0021] 可选的,其中传感器阵列中横向传感器归一化包括:

[0022] 将传感器阵列的横向传感器不同周期的信号幅值分别进行归一化得到一系列横向传感器的信号强度归一化矩阵 $Q_1 \sim Q_n$;

[0023] 可选的,对一段采样时间内传感器单元信号数值运算:

[0024] 将传感器一段采样时间内同一个脉搏周期得到横向原始矩阵 q_n 的对角矩阵A和横向归一化矩阵 Q_n 相乘得到合成横向矩阵 V_n ,将横向归一化矩阵 Q_n 和纵向信号强度矩阵 R_n 相乘得到合成纵向矩阵 W_n ;

[0025] 可选的,其中脉搏二维动态图像重构包括:

[0026] 将上述一系列信号强度合成横向矩阵 V_n 和合成纵向矩阵 W_n 合并,构成二维图像重构矩阵 D_n ,其中矩阵 V_n 为重构矩阵 D_n 的第一列数据。

[0027] 可选的,采用中医脉搏精简阵列传感器获取的脉搏信息可以直接用于脉搏诊断分析,也可通过计算获取全阵列脉搏信息后用于脉搏诊断分析。

[0028] 与现有技术相比,本发明的有益效果:一是通过上述方法克服了传感器阵列由于物理、工艺等原因所造成的脉搏传感单元低空间分辨率、低精度的问题,很好的对脉搏位置信息、压力信息真实、准确、全面地获取;二是基于脉搏具有周期协同性变化的特点,本发明

提出的传感器幅值矩阵运算方式保持了脉搏在空间上跃动传递的连贯程度,可以获取高空间分辨率脉搏信号并实现脉搏随时间相位动态变化、准确度高和实时性好的脉搏二维动态图像重构,从而提升了诊断的准确度。

附图说明

[0029] 图1是一种中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法原理示意图;

[0030] 图2是一种中医脉搏精简阵列传感器的传感单元穿插分散排列示意图;

[0031] 图3是一种中医脉搏精简阵列传感器的分别覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位的较小精简阵列传感器和完全覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位的一个较大精简阵列传感器示意图;

[0032] 图4是一种中医脉搏精简阵列传感器进一步分割传感单元,增加传感单元数量示意图;

[0033] 图5是一种中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法的全阵列脉搏信息获取算法流程示意图。

[0034] 图中各标记如下:

[0035] 1——横向传感器单元,2——纵向传感器单元,3——计算后得到的全阵列脉搏强度数值矩阵,4——独立精简阵列传感器,5用于完全覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位的较大精简阵列传感器。

具体实施方式

[0036] 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。在不脱离本发明的原理情况下,对本发明实施例做出变化、修改、替换和变形都属于本发明保护的范围。本发明实施例提供了一种中医脉搏精简阵列传感器及其全阵列脉搏信息获取算法。

[0037] 其中精简阵列传感器由一组纵向传感单元(沿桡动脉方向排列)和一组横向传感单元(垂直桡动脉方向排列)两部分组成,分别获取纵向和横向脉搏跳动信息及变化规律;根据每个时刻各传感单元感知的脉搏数值及纵向和横向数值变化规律,通过计算获取全阵列各单元在该时刻的脉搏数值。如图1所示,通过本发明提出的传感器获取纵向和横向脉搏跳动信息及变化规律,并通过计算获取测量范围内各点的脉搏信号。其中1为横向传感器,2为纵向传感器,3为计算后得到的阵列单元响应值。

[0038] 具体的,中医脉搏精简阵列传感器的各传感单元可以是压力传感器(包括压阻传感器、压电传感器、压力电容传感器、压力电感传感器、谐振式压力传感器等),或光电传感器(包括红外传感器、光纤传感器、光栅传感器)。

[0039] 具体的,中医脉搏精简阵列传感器中的一组纵向传感单元和一组横向传感单元可以是每组集中排列,也可以是两组穿插分散排列。如图2所示,图2为若干种设计方案,其中1为横向传感器,2为纵向传感器。图2表示了众多可能的传感器排布设计方案,但并非所有方案,任何基础改动都在保护的范围内。

[0040] 具体的,在使用过程中中医脉搏精简阵列传感器也可以是面积较小的三个独立精

简阵列,分别覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位,获取各部位的脉搏信息;也可以是一个较大的精简阵列,完全覆盖寸、关、尺三个脉搏采集部位,获取全区域的脉搏信息,如图3示。其中,4分别代表三个独立精简阵列,5为较大的精简阵列。

[0041] 其中中医脉搏精简阵列传感器在仍然保持纵横两种方向排列的两组传感单元的情况下,可以分割各组传感单元,增加传感单元数量。如图4所示,一种特殊的分割方式如图2d分割为图4b,但不代表所有的分割方式。图中1为纵向传感器,2为横向传感器。

[0042] 具体的,通过中医脉搏精简阵列传感器获取测量范围各点脉搏信号,重构二维脉搏图像过程如图5示,包括:

[0043] S81、信号采集与处理。

[0044] 具体的,将中医脉搏精简阵列传感器覆盖桡动脉以采集脉搏信号,将采集到的信号通过滤波电路进行滤波,再经过A/D转换电路进行数字滤波,最后将处理后的信号传至上位机;该方法能够提升信号的质量。

[0045] 传感器的排布示意图由图1示。由图1所示,横向传感器与纵向传感器分别用于采集垂直于桡动脉方向和沿桡动脉方向的脉搏信息。其中,传感器为压力传感器(包括压阻传感器、压电传感器、压力电容传感器、压力电感传感器、谐振式压力传感器等),或光电传感器(包括红外传感器、光纤传感器、光栅传感器)。且阵列传感器在柔性衬底上制备,或在刚性或半刚性衬底上制备。

[0046] 中医脉搏精简阵列传感器中的传感器排布也可以按具体需求进行修改,如图2-图4所示。

[0047] S82、记录一段采样时间不同传感器脉搏波信号;

[0048] 具体的,为了便于信号处理,本发明将传感器阵列中不同位置的传感器标以相应坐标。可选的,可以将中医脉搏精简阵列传感器的不同传感器位置坐标化:

$$[0049] \begin{bmatrix} (x_1, y_1) & \cdots & (x_1, y_8) \\ \vdots & 0 & 0 \\ (x_{10}, y_1) & \cdots & (x_{10}, y_8) \end{bmatrix} \quad (1)$$

[0050] 并将记录每个传感器的信号幅值,按周期得到一系列横向和纵向传感器的信号强度矩阵分别为 $q_1 \sim q_n$ 和 $R_1 \sim R_n$;

[0051] 第n个周期:

[0052] 横向传感器信号强度矩阵 q_n 为:

$$[0053] \begin{bmatrix} q_1(t) \\ q_2(t) \\ \vdots \\ q_9(t) \\ q_{10}(t) \end{bmatrix} \quad (2)$$

[0054] 纵向传感器信号强度矩阵 R_n 为:

$$[0055] [R_1(t) \ R_2(t) \ \dots \ R_6(t) \ R_7(t)] \quad (3)$$

[0056] 上述纵向传感器为连通纵向传感单元,若分割纵向传感单元,则可采取信号强度矩阵均值化处理,仍可得到类似于如(3)所示矩阵,继续后续计算。

[0057] S83、传感器阵列中横向传感器归一化;

[0058] 可选的,为实现不同人的脉宽信息的完整性,本发明采用权重计算方式即归一化

方法预处理横向传感器信号,并将传感器阵列中每个传感器归一化后的信号幅值构成归一化幅值矩阵 Q_n :

$$[0059] \quad \begin{bmatrix} Q_1(t) \\ Q_2(t) \\ \vdots \\ Q_9(t) \\ Q_{10}(t) \end{bmatrix} \quad (4)$$

[0060] 本发明利用传感器阵列中横向传感器的一段采样时间内(大于一个脉搏周期)信号幅值变化得到一系列归一化后的信号幅值构成归一化幅值矩阵 $Q_1 \sim Q_n$ 。

[0061] S84、对一段采样时间内传感器单元信号数值运算;

[0062] 将传感器一段采样时间内同一个脉搏周期得到横向原始矩阵 q_n 的对角矩阵A和横向归一化矩阵 Q_n 相乘得到合成横向矩阵 V_n ,将横向归一化矩阵 Q_n 和纵向信号强度矩阵 R_n 相乘得到合成纵向矩阵 W_n ;

$$[0063] \quad V_n = A * Q_n = \begin{bmatrix} q_1(t) & \cdots & 0 \\ \vdots & \ddots & \vdots \\ 0 & \cdots & q_{10}(t) \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} Q_1(t) \\ Q_2(t) \\ \vdots \\ Q_9(t) \\ Q_{10}(t) \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$[0064] \quad W_n = Q_n * R_n = \begin{bmatrix} Q_1(t) \\ Q_2(t) \\ \vdots \\ Q_9(t) \\ Q_{10}(t) \end{bmatrix} * [R_1(t) \quad R_2(t) \quad \cdots \quad R_6(t) \quad R_7(t)] \quad (6)$$

[0065] S85、获取高空间分辨率脉搏信息,脉搏二维动态图像重构;

[0066] 可选的,其中脉搏二维动态图像重构,将上述一系列信号强度合成横向矩阵 V_n 和合成纵向矩阵 W_n 合并,构成二维图像重构矩阵 D_n ,其中矩阵 V_n 和矩阵 W_n 为重构矩阵 D_n 的分块矩阵(矩阵 V_n 为重构矩阵 D_n 的第一列数)。

$$D_n = [V_n \quad W_n] = \begin{bmatrix} V_{11} & W_{11} & \cdots & W_{17} \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots \\ V_{101} & W_{101} & \cdots & W_{107} \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$[0067] \quad = \begin{bmatrix} q_1(t_n) * Q_1(t_n) & R_1(t_n) * Q_1(t_n) & R_2(t_n) * Q_1(t_n) & R_3(t_n) * Q_1(t_n) & R_4(t_n) * Q_1(t_n) & R_5(t_n) * Q_1(t_n) & R_6(t_n) * Q_1(t_n) & R_7(t_n) * Q_1(t_n) \\ q_2(t_n) * Q_2(t_n) & R_1(t_n) * Q_2(t_n) & R_2(t_n) * Q_2(t_n) & R_3(t_n) * Q_2(t_n) & R_4(t_n) * Q_2(t_n) & R_5(t_n) * Q_2(t_n) & R_6(t_n) * Q_2(t_n) & R_7(t_n) * Q_2(t_n) \\ q_3(t_n) * Q_3(t_n) & R_1(t_n) * Q_3(t_n) & R_2(t_n) * Q_3(t_n) & R_3(t_n) * Q_3(t_n) & R_4(t_n) * Q_3(t_n) & R_5(t_n) * Q_3(t_n) & R_6(t_n) * Q_3(t_n) & R_7(t_n) * Q_3(t_n) \\ q_4(t_n) * Q_4(t_n) & R_1(t_n) * Q_4(t_n) & R_2(t_n) * Q_4(t_n) & R_3(t_n) * Q_4(t_n) & R_4(t_n) * Q_4(t_n) & R_5(t_n) * Q_4(t_n) & R_6(t_n) * Q_4(t_n) & R_7(t_n) * Q_4(t_n) \\ q_5(t_n) * Q_5(t_n) & R_1(t_n) * Q_5(t_n) & R_2(t_n) * Q_5(t_n) & R_3(t_n) * Q_5(t_n) & R_4(t_n) * Q_5(t_n) & R_5(t_n) * Q_5(t_n) & R_6(t_n) * Q_5(t_n) & R_7(t_n) * Q_5(t_n) \\ q_6(t_n) * Q_6(t_n) & R_1(t_n) * Q_6(t_n) & R_2(t_n) * Q_6(t_n) & R_3(t_n) * Q_6(t_n) & R_4(t_n) * Q_6(t_n) & R_5(t_n) * Q_6(t_n) & R_6(t_n) * Q_6(t_n) & R_7(t_n) * Q_6(t_n) \\ q_7(t_n) * Q_7(t_n) & R_1(t_n) * Q_7(t_n) & R_2(t_n) * Q_7(t_n) & R_3(t_n) * Q_7(t_n) & R_4(t_n) * Q_7(t_n) & R_5(t_n) * Q_7(t_n) & R_6(t_n) * Q_7(t_n) & R_7(t_n) * Q_7(t_n) \\ q_8(t_n) * Q_8(t_n) & R_1(t_n) * Q_8(t_n) & R_2(t_n) * Q_8(t_n) & R_3(t_n) * Q_8(t_n) & R_4(t_n) * Q_8(t_n) & R_5(t_n) * Q_8(t_n) & R_6(t_n) * Q_8(t_n) & R_7(t_n) * Q_8(t_n) \\ q_9(t_n) * Q_9(t_n) & R_1(t_n) * Q_9(t_n) & R_2(t_n) * Q_9(t_n) & R_3(t_n) * Q_9(t_n) & R_4(t_n) * Q_9(t_n) & R_5(t_n) * Q_9(t_n) & R_6(t_n) * Q_9(t_n) & R_7(t_n) * Q_9(t_n) \\ q_{10}(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_1(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_2(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_3(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_4(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_5(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_6(t_n) * Q_{10}(t_n) & R_7(t_n) * Q_{10}(t_n) \end{bmatrix}$$

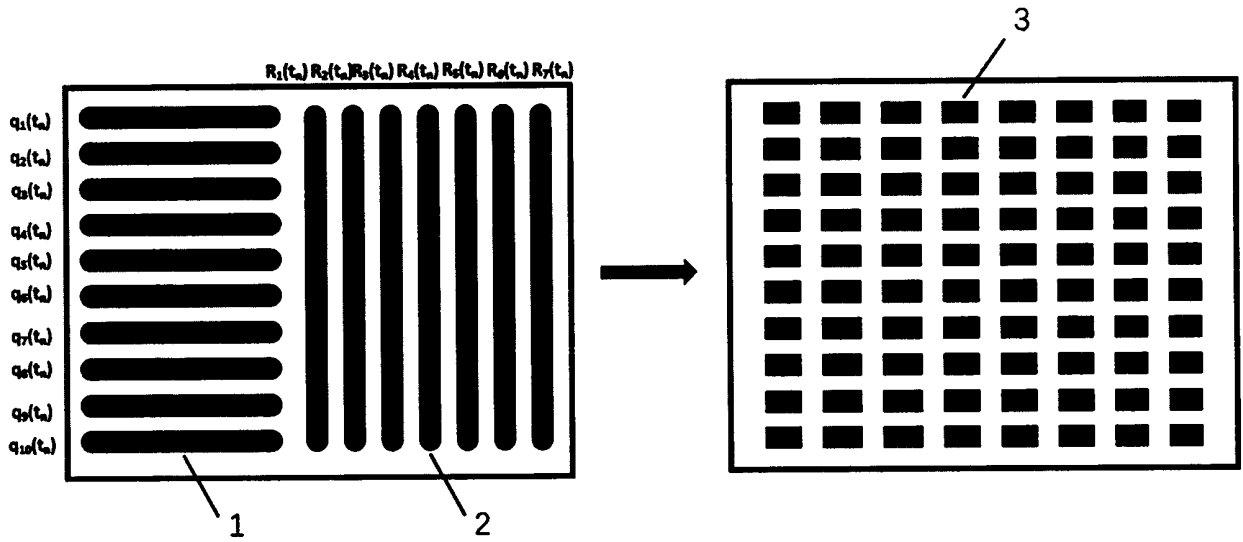


图1

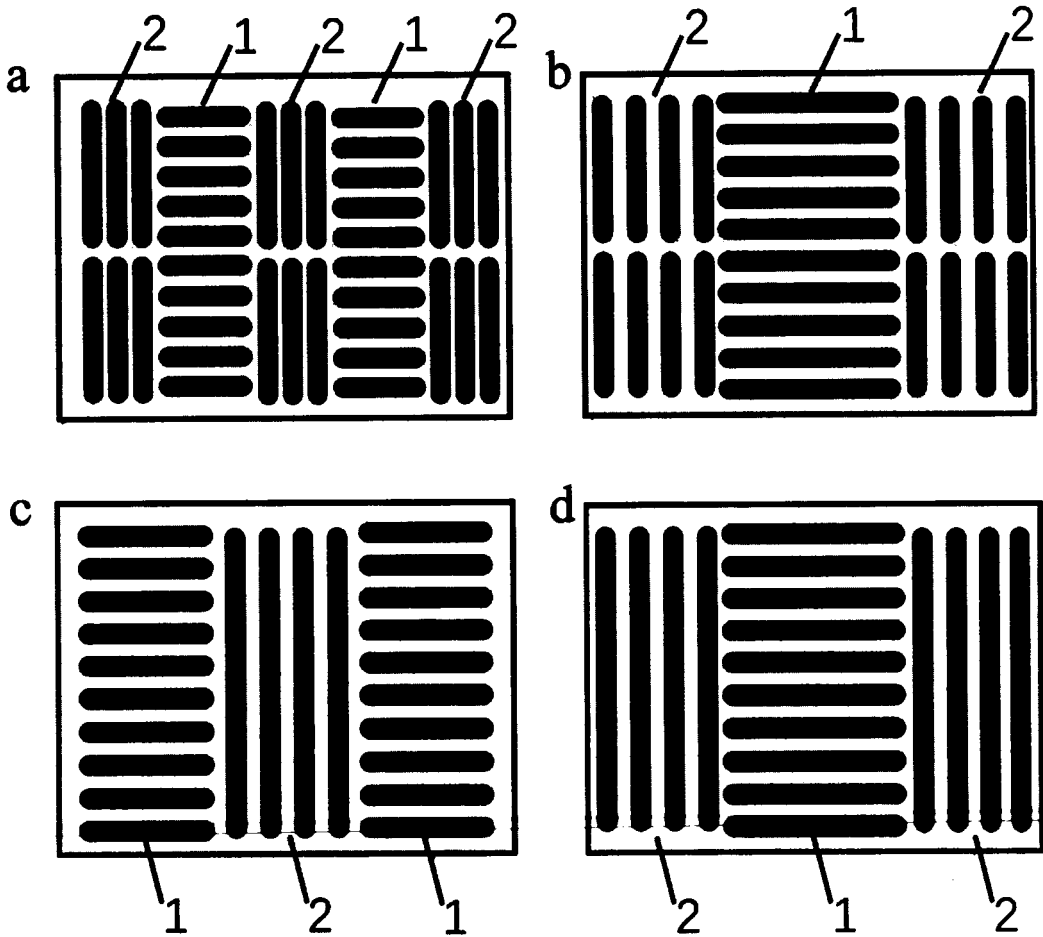


图2

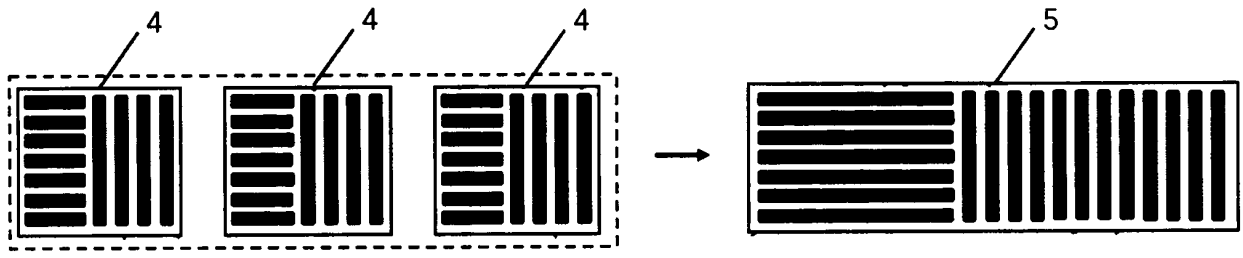


图3

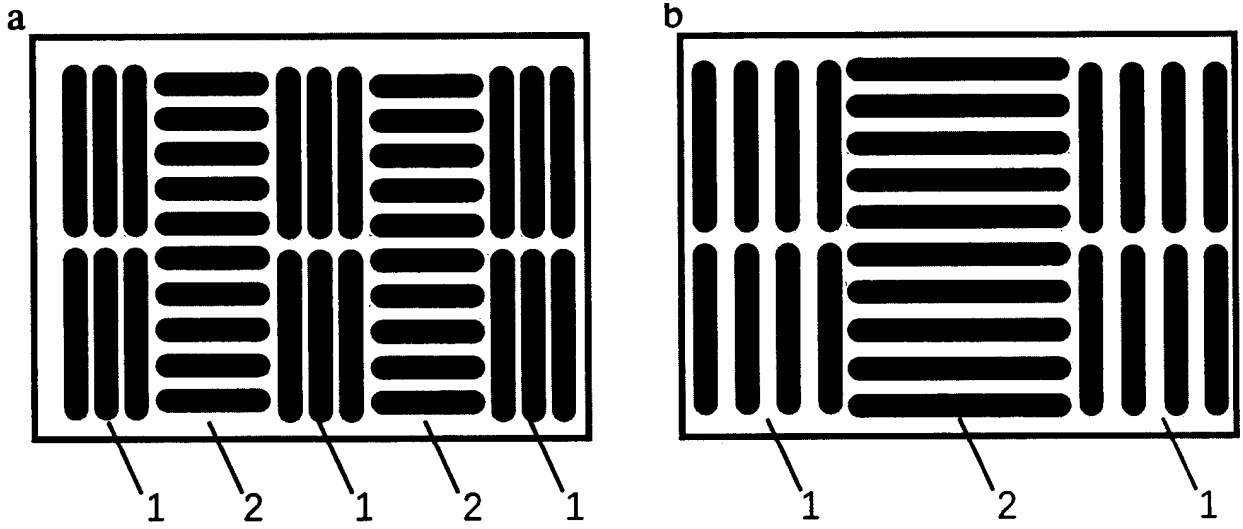


图4

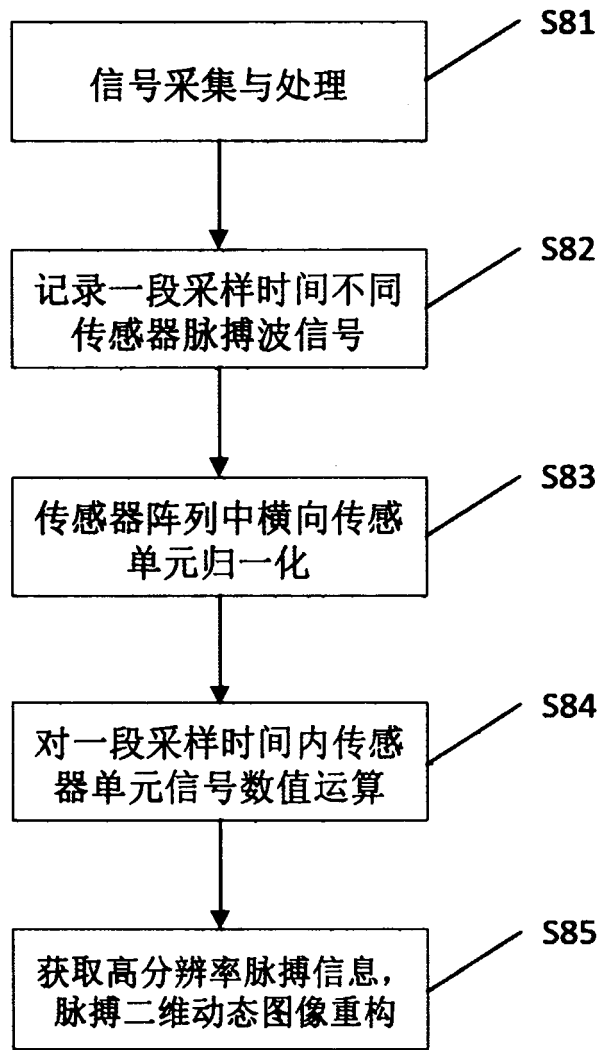


图5