



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103429144 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 04

(21) 申请号 201280004738. 4

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2012. 01. 04

代理人 刘鹏 汪扬

(30) 优先权数据

11150151. 6 2011. 01. 05 EP

(51) Int. Cl.

A61B 5/024(2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 07. 05

A61B 5/00(2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2012/050033 2012. 01. 04

(87) PCT申请的公布数据

W02012/093358 EN 2012. 07. 12

(71) 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 A. J. 范里斯特 G. 德哈安

W. 维克鲁伊斯塞

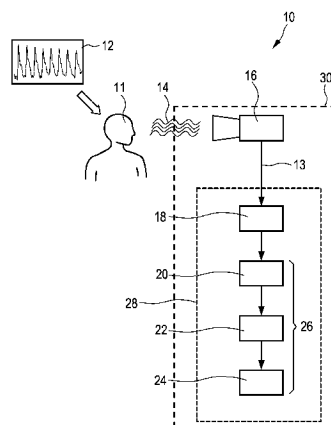
权利要求书2页 说明书22页 附图6页

(54) 发明名称

用于从特征信号提取信息的装置和方法

(57) 摘要

本发明涉及一种用于从所检测的特征信号提取信息的装置和方法。接收可来自从物体(11)发射或反射的电磁辐射的数据流(76, 78, 80, 82)且可从其提取随时间的过去而变化的多个特征指标元素(50)。这些指标元素(50)包括指示至少一个至少部分地周期性的生命信号(12)的生理信息(48), 以及干扰信号分量(58)。为在很大程度上消除该干扰信号分量(58), 可将这些特征指标元素(50)投影至减少了干扰的指标元素(64), 该减少了干扰的指标元素(64)关于该干扰信号分量(58)的假设定向具有相异定向。该减少了干扰的指标元素(64)经选择以便反映该干扰信号分量(58)随时间的过去占优势的主要定向及长度。因此, 可将以此方式从该数据流(76, 78, 80, 82)所提取的主要地真正的生理信息(48)用于确定该至少一个至少部分地周期性的生命信号(12)。



1. 一种用于从所检测的特征信号提取信息的装置,其包含:
 - 界面(18),其用于接收可来自从物体(11)所发射或反射的电磁辐射(14)的数据流(76、78、80、82),该数据流(76、78、80、82)包含包括生理信息(48)的连续或离散的特征信号(13),该生理信息(48)表示至少一个至少部分地周期性的生命信号(12),
 - 提取器构件(20),其用于从该数据流(76、78、80、82)提取该生理信息(48),该提取器构件(20)从该数据流(76、78、80、82)得到多个特征指标元素(50),该多个特征指标元素(50)指示该生理信息(48)和干扰信号分量(58),其中该多个特征指标元素(50)与表示该电磁辐射(14)的特征的信号空间(36)相关联,该信号空间(36)包含具有指示参考生理信息的设定定向的预定指标元素(46),该预定指标元素(46)可至少近似地藉由对各个参考值的上游确定而确定,
 - 转换器构件(22),其用于藉由将该多个特征指标元素(50)投影至来自该多个特征指标元素(50)的给定定向及长度的减少了干扰的指标元素(64)来转换该多个特征指标元素(50),该减少了干扰的指标元素(64)关于该干扰信号分量(58)的假设定向具有相异定向,其中该减少了干扰的指标元素(64)藉由在考虑该预定指标元素(46)的该定向的情况下最优化表达式而确定。
2. 如权利要求1所述的装置,其进一步包含分析构件(24),该分析构件(24)用于确定投影型指标元素(66)的时间变化,并用于检测由该生理信息(48)所表示的该至少一个至少部分地周期性的生命信号(12)。
3. 如权利要求2所述的装置,其中该分析构件(24)经进一步调适以补偿该投影型指标元素(66)与具有该设定定向的该预定指标元素(46)之间的角偏移(70)。
4. 如权利要求1所述的装置,其中该多个特征指标元素(50)为一组差值向量,其表示该连续或离散的特征信号(13)在该信号空间(36)中的时间变化。
5. 如权利要求1所述的装置,其进一步包含传感器构件(16),该传感器构件(16)用于检测在选自由以下各项组成的组的至少一个特定波长范围内的电磁辐射(14):可见光、红外光和紫外辐射,该传感器构件(16)可连接至该界面(18)。
6. 如权利要求5所述的装置,其中该传感器构件(16)包含照相机,该照相机经调适以用于在选自由以下各项组成的组的信号空间(36)内俘获信号:RGB、sRGB、Rg色度、HSV、HSL、CMYK、YPbPr、YCbCr以及xvYCC。
7. 如权利要求1所述的装置,其中该至少一个至少部分地周期性的生命信号(12)选自由以下各项组成的组:心跳、呼吸速率以及心率变化性。
8. 如权利要求1所述的装置,其中该信号空间(36)为归一化色空间,其中至少一个自由度(38、40、42)藉由归一化处理来至少暂时地补偿。
9. 如权利要求1所述的装置,其中该提取器构件(20)进一步包括归一化构件,该归一化构件用于藉由以下步骤而将该数据流(76、78、80、82)转移至该信号空间(36)中:藉由将原色的各个确定组合应用于该数据流的色彩表示性分量来归一化嵌入于该数据流(76、78、80、82)中的实际照度值,和/或藉由将该数据流的各个时间平均值应用于其色彩表示性分量的实际值来归一化该数据流(76、78、80、82)的色彩强度。
10. 如权利要求2所述的装置,其中该分析构件(24)进一步包含滤波器构件,该滤波器构件用于对该数据流(76、78、80、82)滤波且用于在0.2Hz与10Hz之间、优选在0.5Hz与

3. 5Hz 之间的带宽下增强信号分量(106)。

11. 如权利要求 2 所述的装置,其进一步包含处理单元(26),该处理单元(26)包括该提取器构件(20)、该转换器构件(22)以及该分析构件(24)。

12. 如权利要求 1 所述的装置,其中该转换器构件(22)经调适以用于籍由定义包含由该提取器构件(20)所得到的一组特征指标元素值的数据集以及藉由执行该数据集至坐标系统的变换、优选为实质上正交线性变换来确定该减少了干扰的指标元素(64),其中其占优势的分量与该坐标系统的轴对准,且其中该占优势的分量与该减少了干扰的指标元素(64)重合。

13. 如权利要求 12 所述的装置,其中加权函数用于确定该减少了干扰的指标元素(64),以便使该减少了干扰的指标元素(64)收敛至该预定指标元素(46)。

14. 一种用于从所检测的特征信号提取信息的方法,其包含以下步骤:

接收可来自从物体(11)所发射或反射的电磁辐射(14)的数据流(76、78、80、82),该数据流(76、78、80、82)包含包括生理信息(48)的连续或离散的特征信号(13),该生理信息(48)表示至少一个至少部分地周期性的生命信号(12),

藉由从该数据流(76、78、80、82)得到多个特征指标元素(50)而从该数据流(76、78、80、82)提取该生理信息(48),该多个特征指标元素(50)指示该生理信息(48)和干扰信号分量(58),其中该多个特征指标元素(50)与表示该电磁辐射(14)的特征的信号空间(36)相关联,该信号空间(36)包含具有指示参考生理信息的设定定向的预定指标元素(46),该预定指标元素(46)可至少近似地籍由对各个参考值的上游确定而确定,

籍由将该多个特征指标元素(50)投影至来自该多个特征指标元素(50)的给定定向及长度的减少了干扰的指标元素(64)来转换该多个特征指标元素(50),该减少了干扰的指标元素(64)关于该干扰信号分量(58)的假设定向具有相异定向,其中该减少了干扰的指标元素(64)籍由在考虑该预定指标元素(46)的该定向的情况下最优化表达式而确定。

15. 一种包含程序代码构件的计算机程序,该程序代码构件用于使得计算机在该计算机程序执行于计算机上时执行如权利要求 14 所述的方法的步骤。

用于从特征信号提取信息的装置和方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于从特征信号提取信息的装置及方法,其中这些特征信号嵌入可来自电磁辐射的数据流中,具体地,其中该数据流包含连续或离散信号,该连续或离散信号包括指示至少一个至少部分地周期性的生命征兆的生理信息。

背景技术

[0002] WO 2010/100594 A2 公开了用于处理生物的图像的方法及系统。该方法包含以下步骤:

- 获得在连续时间点所拍摄的数字图像的序列;
- 选择包含多个图像点的至少一个测量区,其中
- 选择至少一个测量区的步骤包括:基于这些图像中的至少一个中的多个图像部分的像素数据来分析信息,每一图像部分包括至少一个图像点,以及从被确定为具有类似特征的连续部分来选择每一测量区;及
- 针对每一测量区,获得信号以用于确定在该信号的频谱中的至少一峰值的存在及频率值中的至少一者,该信号表示在至少数个图像点处的像素值的组合的时变平均值的至少变化,该频谱对应于周期性生理现象的频率。

[0003] 该文件进一步公开了该方法的若干改进。总体而言,在图像处理的领域中,因为使得能够对所记录的数据进行深远的分析,所以产生了巨大进步。在此背景中,可设想以一方式从所记录的数据提取信息以便使得能够关于所观测的有生命个体的个性或甚至健康得出详细结论。

[0004] 然而,由于所记录的数据(诸如,所俘获的反射或发射的电磁辐射),尤其是所记录的图像帧,除了要从其提取的所期望的信号之外也总是包含来自总干扰的另外的信号分量(藉由实例,诸如归因于改变的照度条件或所观测的物体的移动的噪声),因此对所期望的信号的详细的准确提取仍对处理这种数据造成主要挑战。

[0005] 当干扰信号分量的振幅和/或标称值远大于要提取的所期望的信号分量的振幅和/或标称值时,这尤为适用。可能地,可预期各个分量之间的差的量值甚至包含若干级。

[0006] 一种解决此挑战的可能方法可针对在俘获感兴趣信号时提供经充分准备且稳定的周围条件,其中所期望的信号分量经嵌入以便最小化覆盖(overlay)该信号的干扰信号分量。然而,不可将这些实验条件转移至日常领域应用,这是因为为此将需要高的努力及准备工作。

[0007] 例如,所需的准备可包含安装及定向若干标准光源,以及此外,用于固定要观测的物体的措施,以便避免对甚至更大的噪声水平负责的干扰移动。

发明内容

[0008] 因此,本发明的目标是提供一种用于从所检测的特征信号提取信息的系统和方法,其提供进一步改进以促进获得具有更高的精确度的所期望的信号。

[0009] 此外,提供甚至经调适成使得能够在相当差的周围条件(例如,小的信噪比、变化的照度条件和/或待观测的物体的甚至不稳定移动的)下提取所期望的信号的系统将是有利的。

[0010] 在本发明的第一方面中,提出一种用于从所检测的特征信号提取信息的系统,该系统包括:

- 界面,其用于接收可来自从物体所发射或反射的电磁辐射的数据流,该数据流包含包括生理信息的连续或离散的特征信号,该生理信息表示至少一个至少部分地周期性的生命信号,

- 提取器构件,其用于从该数据流提取该生理信息,该提取器构件从该数据流得到多个特征指标元素,该多个特征指标元素指示该生理信息及干扰信号分量,其中该多个特征指标元素与表示该电磁辐射的特征的信号空间相关联,该信号空间包括具有指示参考生理信息的设定定向的预定指标元素,该预定指标元素可至少近似地籍由对各个参考值的上游确定(upstream determination)而确定,

- 转换器构件,其用于籍由将该多个特征指标元素投影至来自该多个特征指标元素的给定定向及长度的减少了干扰的指标元素来转换该多个特征指标元素,该减少了干扰的指标元素关于该干扰信号分量的假设定向具有相异定向,其中该减少了干扰的指标元素是籍由在考虑该预定指标元素的该定向的情况下最优化(optimize)表达式而确定。

[0011] 本发明是基于以下见解:在旨在提取所期望的生命信号时,一般而言,必须考虑差的信噪比。考虑到该一般比率,很可能假定感兴趣的信号分量(即,特征指标元素)一般包含指示噪声及其类似物的主要部分(即,干扰分量)以及指示所期望的生命信号的可能非常小的部分(即,生理信息)。由于干扰信号分量可受众多干扰源影响,因此不可预先精确地预测其关于信号空间的位置及定向。然而,生理信息在信号空间中的一般定向可至少近似地籍由与信号空间相关联的预定指标元素来预定及体现。换言之,可籍由上游处理来确定生理信息的仅仅预期的标称定向(例如,轴或曲线)。另一方面,除小的所期望的部分之外,待检测的信号包含主要干扰分量,该主要干扰分量的定向、位置和值是完全未知的。

[0012] 在此背景中,欧洲专利申请第 09172337.9 号(以与本发明相同的申请人的名义、在本申请的优先权日期之前申请且在其之后公开)提出对所期望的信号的提取的增强,这是因为本质上所检测的表示所期望的信号及噪声的总信号将投影至信号空间中的预定轴,藉此消除与此预定轴正交的噪声。可以此方式在某种程度上改善信噪比。然而,作为另一改进,将需要籍由也消除指示大体被定向成与预定轴或线平行的噪声的信号分量来进一步增强该比率。

[0013] 考虑可用的输入变量及给定约束,应注意,似乎不太可能针对上文所概述的问题而提供仅基于旨在得出清楚及唯一结果的分析及类似方法的解。对比而言,本发明依赖于多变量统计方法以便达到近似解。不用说,也考虑近似解以适当地改善信噪比,因此相当促进对所期望的生命信号的提取。可以说,以一方式分析特征信号以检测若干特征指标元素的特征图案,该图案指示覆盖干扰信号分量的主要定向。在至少近似地确定主要干扰或噪声定向后,可将特征指标元素投影至与此所确定的主要定向正交的元素(即所谓的减少了干扰的指标元素),藉此消除与其正交的噪声。因此,可得到噪声减少以及信号品质方面的很大改善。

[0014] 存在提取器构件及转换器构件的若干实施例。在第一相当简单的实施例中,由处理单元(具体地,个人计算机的处理单元)来体现检测器构件与转换器构件两者,该处理单元由各个逻辑命令来驱动。此处理单元也可包含合适的输入和输出界面。

[0015] 然而,在替代方案中,可藉由由各个命令所驱动或可由各个命令驱动的处理单元来体现提取器构件及转换器构件中的每一者。因此,每个各个处理单元可适应于其特殊目的。因此,可应用任务的分配,其中在多处理器处理单元的单个处理器上处理(例如,执行)相异任务,或再次参考个人计算机,在图像处理器上执行与图像处理有关的任务,而在中央处理单元上执行其他操作任务。

[0016] 根据用于提取信息的装置的优选实施例,该装置进一步包含分析构件,该分析构件用于确定投影型(projected)指标元素的时间变化以及用于检测籍由生理信息所表示的至少一个至少部分地周期性的生命信号。

[0017] 同样,可藉由由逻辑命令所驱动的处理单元来体现分析构件。为此,可利用单独处理单元或为提取器构件、转换器构件以及分析构件所共用的处理单元。可以说,藉由投影型指标元素随时间的过去的脉动来表示感兴趣信号(至少一个至少部分地周期性的生命信号)。可将构成此脉动的基础的特征频率视为高程度指示所期望的生命信号。

[0018] 应注意,投影型指标元素仍大体不与预定指标元素确切地重合。这将仅在该多个特征指标元素的干扰信号分量的所确定的主要定向应与预定指标元素正交的状况下发生。若这将适用,则该多个特征指标元素中的每一者至预定指标元素的已经纯粹投影(在此状况下,其与减少了干扰的指标元素重合)将达到对至少一个至少部分地周期性的生命信号的完全准确确定。然而,即使预定指标元素与减少了干扰的指标元素形成角(较佳为锐角), (投影至减少了干扰的指标元素的)投影型指标元素仍使得能够至少在相当大的程度上精确地确定至少一个至少部分地周期性的生命信号,这是因为指示噪声的干扰信号分量自其消除。倘若主要地将分析投影型指标元素的时间变化的频率以便检测感兴趣信号,则在与预定指标元素对准时投影型指标元素的纯粹长度(其不同于生理信息的假定长度)并不导致频率分析的错误或曲解的结果,这是因为构成时间脉动的基础的频率不受影响。

[0019] 可替换地,提出经进一步改进的装置将是进一步有利的,这是因为投影型指标元素的振幅是藉由取决于减少了干扰的指标元素与预定指标元素之间的角度的因数而被校正。

[0020] 就此而论,根据该实施例的进一步改进,分析构件经进一步调适以补偿投影型指标元素与具有设定定向的预定指标元素之间的角偏移(offset)。

[0021] 可藉由三角法计算来执行补偿。以此方式,可将特征指标元素精确地分为干扰信号分量和生理信息,该生理信息精确地表示感兴趣的信号分量。换言之,生理信息可几乎完全从含噪声的原始特征指标元素还原。

[0022] 根据用于提取信息的装置的较佳实施例,该多个特征指标元素为一组差值向量,其表示连续或离散的特征信号在信号空间中的时间变化。

[0023] 就此而论,WO 2010/100594 A2 以及欧洲专利申请第 09172337.9 号基本上例证了用于检测这种特征指标元素的方法及装置,并且此外,用于分析来自其的处理了的信号以便在原则上得到所期望的生命信号的方法及装置。

[0024] 根据甚至另一实施例,用于提取信息的装置进一步包含传感器构件,该传感器构

件用于检测在选自由以下各项组成的组的至少一特定波长范围内的电磁辐射：可见光、红外光以及紫外辐射，该传感器构件可连接至该界面。

[0025] 在替代例中，已经俘获及储存了的数据可递送至界面且由装置处理。当观测到生物（具体地，动物，或更具体地，人）时，可从所发射的辐射（例如，红外光）和 / 或所反射的辐射（例如，可见光及紫外辐射）的微小变化来导出生命信号。对于日常应用而言，应了解是否检测到及分析实质上可见光。为此，除普通自然或人造光源外，在分析期间不需要另外辐射源和 / 或无需考虑另外辐射源。

[0026] 可进一步发展此实施例，其中传感器构件包含相机，该相机经调适以用于在选自由以下各项组成的组的信号空间内俘获信号：RGB、sRGB、Rg 色度、HSV、HSL、CMYK、YPbPr、YCbCr 以及 xvYCC。

[0027] 换言之，可将提供足够色彩深度的视频摄像机（甚至所谓的网络摄像机）用于观测感兴趣的物体以及记录待分析的数据流。不言而喻，也可利用指定的信号空间类型的导数，诸如 logRGB。可进一步设想至少部分地组合若干相异信号空间以便提供用于所需的分析处理的更宽的光谱基础。

[0028] 在此背景中，作为替代例，也可设想包含可见光的波长范围及红外光的波长范围的信号空间。以此方式，装置可合适地适应变化的总条件（诸如，照度条件的更大改变，或甚至昼夜改变）。

[0029] 根据本发明的另一实施例，可籍由对所检测的多个特征指标元素取对数来进一步变换信号空间。换言之，也可将藉由信号空间所表示的电磁辐射的光谱分量或特征的标度转换为对数标度。就此而言，可促进信号空间中的后续计算。此外，可检测及处理输入信号的值的一范围的若干量的值，同时仍使得能够清楚地概述及理解其表示。

[0030] 根据用于提取信息的装置的甚至另一实施例，该至少一个至少部分地周期性的生命信号选自由以下各项组成的组：心跳、呼吸速率以及心率变化性。

[0031] 不用说，应了解是否可藉由应用各个转换及分析步骤而将各个生命信号类型转换为彼此。

[0032] 指定的生命信号与血液循环有关，当记录表示感兴趣物体（例如，人）的指示性区域的图像序列时，血液循环可籍由传感器构件观测到。当分析所记录的数据流时，可藉由所得到的多个特征指标元素来表示由所观测的物体所发射或反射的电磁辐射的微小变化。然而，如上文所提及，除这些微小变化之外，干扰信号分量也嵌入于该多个特征指标元素中。

[0033] 根据用于提取信息的装置的另一实施例，信号空间为归一化色空间，其中籍由归一化处理来至少暂时地补偿至少一个自由度。

[0034] 实践中，藉由实例，包含生理信息的该多个特征指标元素的“脉动”可描述信号空间中的三维曲线。倘若可将该三维曲线转换为二维曲线或甚至二维直线，则可在很大程度上简化分析及计算。

[0035] 在此背景中，信号空间为归一化二维色空间是进一步优选的，其中执行照度归一化以及色彩归一化。

[0036] 根据用于提取信息的装置的甚至另一实施例，提取器构件进一步包含归一化构件，该归一化构件用于籍由归一化嵌入于数据流中的实际照度值（借助于将原色的各个确定组合应用于数据流的色彩表示性分量）和 / 或籍由归一化数据流的色彩强度（借助于将

数据流的各个时间平均值应用于其色彩表示性分量的实际值) 而将数据流转移至信号空间中。

[0037] 根据用于提取信息的装置的另一甚至进一步优选实施例, 分析构件进一步包含滤波器构件, 该滤波器构件用于对数据流滤波以及用于在 0.2Hz 与 10Hz 之间、优选在 0.5Hz 与 3.5Hz 之间的带宽处增强信号分量。

[0038] 以此方式, 可从数据流移除不指示所期望的生命信号的甚至另外的干扰信号分量。在此背景中, 应提及, 可以单独每一步骤的方式或以其两个或三个步骤的任意组合的方式将照度归一化步骤、色彩归一化步骤以及滤波步骤应用于数据流。

[0039] 根据用于提取信息的装置的另一优选实施例, 转换器构件经调适以用于藉由定义包含藉由提取器构件所得到的一组特征指标元素值的数据集及藉由执行该数据集至坐标系统的变换、优选为实质上正交线性变换来确定减少了干扰的指标元素, 其中其占优势的分量与该坐标系统的轴对准, 且其中该占优势的分量与减少了干扰的指标元素重合。

[0040] 藉由将此统计分析应用于该多个特征指标元素, 即使输入数据以及给定约束的缺乏阻碍了分析解法, 仍可确定减少了干扰的指标元素。可进一步发展此实施例, 这是因为减少了干扰的指标元素是藉由在一段时间间隔内最小化所投影的特征指标元素的能量而确定。

[0041] 根据另一实施例, 藉由在一段时间间隔中对该多个特征指标元素或其导数执行主要分量分析以及藉由将由其产生的具有最小本征值且与已知的预定指标元素显著相关的元素选择作为减少了干扰的指标元素来确定减少了干扰的指标元素。

[0042] 在替代例中, 若应用加权函数以用于确定减少了干扰的指标元素以便使该减少了干扰的指标元素收敛至预定指标元素, 则可为进一步有利的。

[0043] 在本发明的另一方面中, 提出一种用于从所检测的特征信号提取信息的方法, 其包含以下步骤:

- 接收可来自从物体所发射或反射的电磁辐射的数据流, 该数据流包含包括生理信息的连续或离散的特征信号, 该生理信息表示至少一个至少部分地周期性的生命信号,

- 藉由从该数据流得到多个特征指标元素而从该数据流提取该生理信息, 该多个特征指标元素指示该生理信息以及干扰信号分量, 其中该多个特征指标元素与表示该电磁辐射的特征的信号空间相关联, 该信号空间包含具有指示参考生理信息的设定定向的预定指标元素, 该预定指标元素可至少近似地藉由对各个参考值的上游确定而确定,

- 藉由将该多个特征指标元素投影至来自该多个特征指标元素的给定定向以及长度的减少了干扰的指标元素来转换该多个特征指标元素, 该减少了干扰的指标元素关于该干扰信号分量的假设定向具有相异定向, 其中该减少了干扰的指标元素是藉由在考虑该预定指标元素的该定向的情况下最优化表达式来确定。

[0044] 有利地, 可利用本发明的用于提取信息的装置来执行该方法。

[0045] 根据本发明的甚至另一方面, 提出一种计算机程序, 该计算机程序包含程序代码构件, 该程序代码构件用于使得计算机在该计算机程序执行于计算机上时执行本发明的用于提取信息的方法的步骤。

[0046] 在从属权利要求中定义本发明的优选实施例。应理解, 所主张的方法具有与所主张的装置类似和 / 或相同的且如在从属权利要求中所定义的优选实施例。

附图说明

[0047] 通过参考以下描述的实施例,本发明的这些和其他方面将是清楚的并得到阐述。在附图中

图 1 示出可使用本发明的装置的总体布局的示意性说明,

图 2 示出信号空间的样本示意性说明,可将归一化应用于该信号空间,

图 3 示出归一化信号空间的样本示意性说明,其中说明了预定指标元素和减少了干扰的指标元素,

图 4 示出与图 3 的信号空间相当的归一化信号空间的进一步示意性说明,

图 5 示出信号空间的甚至进一步示意性说明,其中说明了多个特征指标元素,以及

图 6 示出说明性框图,其表示根据本发明的方法的实施例的若干步骤。

具体实施方式

[0048] 最近,使用传感器(诸如,照相机或远程光学体积描记装置)来对生命征兆(藉由实例,心跳、心率变化性以及呼吸速率)进行不引人注目的监视已得到证实。基本上,基础算法追踪由人(或一般地,生物)所发射或反射的平均信号(例如,所观测的物体的皮肤的色彩或色调)。所俘获的信号可随时间的过去而随血容量及血氧合(blood oxygenation)而变化。然而,一般而言,此方法易受以下因素的影响:待观测的物体的运动或传感器相对照相机的运动,进一步地,感兴趣的信号中的局部变化(例如,皮肤色调);并且照明度改变和/或光谱改变,其一般被怀疑不利地影响监视结果。换言之,待提取的信号嵌入于具有差的(也即,相当小)信噪比的所俘获的信号中。

[0049] 在此背景中,提出另外措施以籍由改善指示感兴趣生命征兆的所嵌入的生命信号的鲁棒性来增强从含噪声的总信号提取感兴趣的信号。当旨在分析所俘获的图像帧序列时,一般而言,这可籍由在一时间间隔中归一化平均肤色来达成,由此消除照明光谱的缓慢改变以及归因于运动而发生的平均肤色的缓慢改变的效应。此外,可籍由照明归一化调平(level)从而减小不稳定的周围照明条件的影响来消除局部亮度变化的效应。

[0050] 可以说,假定所检测的信号(例如,肤色)在归一化色彩条件以及归一化局部照明条件下随时间的过去的剩余变化至少在相当大的程度上反映感兴趣的生命信号的变化。当进一步将此预处理信号映射至信号空间时,该预处理信号可投影于其上,该信号空间包含被假设为至少近似地表示感兴趣信号的假定范围或定向的预定指标元素(例如,所谓的心跳轴)。以此方式,可消除仍然保留于预处理信号中的含噪声的信号分量,其与预定元素正交。

[0051] 当采用该方法以籍由实质上从随时间的过去的肤色改变得到生命信号来评价该生命信号时,必须考虑到,作为在此方面的主要挑战,生物(具体地,人)的皮肤是复杂的光学层。实质上,皮肤由薄的表面层、表皮及真皮(其为置放于表皮下的较厚层)构成。一般而言,皮肤的光反射发生于表皮表面处,其中仅小部分(例如,约近似5%)的入射光被反射。入射光的剩余部分进入皮肤,其中其被吸收并在皮肤层内散射。换言之,表皮主要地吸收光;其具有光学滤光片的性质,其中光取决于其波长以及表皮中的黑色素浓度(即,皮肤的“色彩”)而被透射。光在真皮中进一步被散射且减弱为漫反射抑或吸收于真皮中,最有可能被血液或毛发吸收。漫反射光含有信号,这是因为其强度是籍由血容量分数(blood volume

fraction) 的周期性改变而暂时调制。吸收主要地取决于血液的含量及其成份(诸如, 色素、胆红素及 β 胡萝卜素)。利用了这些特征, 这是因为可应用图像处理方法来检测肤色细节的小变化(例如, 归因于血液循环)。

[0052] 就此而言, 可设想藉由采用传感器构件(例如, 照相机)来执行生命信号检测, 该传感器构件对所观测物体的被假定为高程度指示所期望的信号的区域拍摄图像。籍由实例, 人的面颊可相当地表示随时间的过去的血液循环及与其有关的生命信号。为此, 可计算并分析感兴趣区域的像素平均值以便确定信号的至少部分地周期性的变化。可手动地或藉由执行用于检测具有高程度代表性的皮肤区域的算法来选择感兴趣区域。

[0053] 不言而喻, 也可将已经记录的所储存数据(例如, 图像序列或视频数据)用作待分析的输入数据, 以便检测其中的生命信号的存在。

[0054] 原则上, 可如下应用藉由视频摄像机或远程 PPG 进行的心跳检测: 皮肤中归因于心跳的血容量变化引起皮肤的随时间的过去的色彩变化。可相应地检测并记录各个皮肤区域。对图像帧序列中表示皮肤区域的所选像素求平均值、检测被求平均值的信号并且随时间的过去来追踪其可产生一信号形式(即, 波形), 可自该信号形式获得心跳(或总体而言, 另一生命信号)。

[0055] 然而, 如上文所提及, 这种所谓的基本系统面临以下挑战: 心跳并非所提取的信号的变化的唯一原因。皮肤相对于照相机(也即, 传感器构件)的微小移动以及暂时的照明改变可被视为可容易地超过纯心跳信号的振幅若干数量级的噪声的主要来源。

[0056] 又, 当籍由实质上从由相机所俘获的随时间的过去的肤色改变而得到生命信号来评价其时, 可设想, 对于已知的照明光谱、照相机中的彩色滤光片的已知敏感性以及皮肤的已知的彩色滤光效应而言, 改善信噪比可为可行的, 这是因为可预测感兴趣的色彩改变依赖于色空间中的已知向量。通过将所测量的信号投影于此向量上, 有可能消除导致与此向量正交的噪声的伪像。

[0057] 当进一步针对从被空间地求平均值的皮肤反射光或辐射提取心跳信号时, 应了解消除照明的时变光谱的效应, 其可改变心跳信号在信号空间中的方向且一般而言可由于在具有光谱不同的光源的环境中的运动或相对于彩色反射表面的运动而引起。

[0058] 此外, 消除局部肤色的空间变化效应可以是期望的, 这可由以下事实产生: 并非总是相同的肤色位置被求平均值, 又有可能籍由运动及由于某种不完美的肤色检测而诱发。

[0059] 在陈述照明的时变光谱之后, 可设想将籍由传感器构件所使用的信号空间(例如, 色空间)变换为归一化信号空间, 在该归一化信号空间中, 相对缓慢的色彩改变(原则上, 其并非感兴趣的)不具有效应。要在照度归一化之后、之前抑或与其一起执行的另一步骤是基于以下领会: 待观测的物体的复杂运动和/或相机相对于物体的复杂运动致使难以或甚至不可能追踪感兴趣像素区域的位置。由于更大的皮肤像素区域展现归因于心跳和/或血氧合的色彩变化, 因此可有利地仅追踪归因于运动等而具有可变组合的所谓图案的皮肤像素的平均值的改变。为此, 尽管运动自身可引起亮度变化, 但应进一步提出在对个别皮肤像素求平均值之前归一化其亮度。

[0060] 又, 不用说, 可随意地选择该两个步骤的次序, 并且两个选项促成改善的信噪比。

[0061] 可籍由将所检测的信号投影于至少近似地固定的预定指标元素(例如, 以经验方式确定的心跳向量)上以及籍由将带通滤波应用于所提取的信号形式来进一步增强从经平

均值归一化的皮肤像素的时间变化来提取生命信号。这种后处理利用感兴趣生命信号的频率大体处于已知频率范围内的事实。

[0062] 两个归一化步骤的另一优点是所得肤色像素最终应在很大程度上彼此类似,也即,可容易地检测并消除以信号形式保留(例如,归因于不精确的初始肤色检测)的离群值(outlier)(例如,基于非人为伪像)。

[0063] 应注意,遍及此文件,向量和矩阵未必由连续文字部分中的单独向量箭头表示。具体地,应理解,本领域技术人员知晓叙述的是标量值或向量值。

[0064] 藉由实例,可假定生物的皮肤中的血容量改变(例如,归因于心跳)引起藉由皮肤所反射或发射的电磁辐射的色彩改变。显然,显而易见,可利用反射光以从其得到感兴趣输入数据。当藉由(例如,在 RGB 或类似的色空间,或一般地,信号空间的范围中为敏感的)多光谱照相机来检视时,在位置 x 和时间 t 的所登记(register)的色彩改变 H_c ,

$$\vec{H}_c(\vec{x}, t) = \frac{d\vec{I}_c(\vec{x}, t)}{dt} = \frac{d}{dt} \begin{bmatrix} R_c(\vec{x}, t) \\ G_c(\vec{x}, t) \\ B_c(\vec{x}, t) \end{bmatrix} \quad (1),$$

受照明源的光谱 $\vec{I}_l(t) = [R_l(t) \ G_l(t) \ B_l(t)]^T$ 、相机的原色滤光片 $\vec{F}_c(t) = [F_{rc}(t) \ F_{gc}(t) \ F_{bc}(t)]^T$ 以及覆盖改变血容量的皮肤的局部色彩 $\vec{F}_s(\vec{x}) = [F_{rs}(\vec{x}) \ F_{gs}(\vec{x}) \ F_{bs}(\vec{x})]^T$ 的影响。可进一步假定,照明 I_l 的光谱在空间意义上实质上不变化,且局部肤色 F_s 暂时不变化,所期望的生命信号除外。

[0065] 由于归因于变化的生命信号(在本实例中,更精确而言,血容量)的所检测的色彩改变 H_c 受影响且在某种程度上受到局部肤色与时变照明光谱 I_l 两者的影响,因此必须着手乘法处理。因此,应了解是否为简单起见而应用一些归一化措施。

[0066] 为此,在第一步骤中,可藉由用红色值、绿色值及蓝色值(例如,倘若应用 RGB 或类似的信号空间)的对应的时间平均值来除(divide)色彩向量 I_c 的瞬时光谱分量(例如,RGB 分量)来归一化色空间:

$$\vec{I}_n(\vec{x}, t) = \begin{bmatrix} R_n(\vec{x}, t) \\ G_n(\vec{x}, t) \\ B_n(\vec{x}, t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{R_c(\vec{x}, t)}{\overline{R}_c(t)} \\ \frac{G_c(\vec{x}, t)}{\overline{G}_c(t)} \\ \frac{B_c(\vec{x}, t)}{\overline{B}_c(t)} \end{bmatrix} \quad (2),$$

其中,考虑本样本确定, $\overline{R}_c(t)$ 、 $\overline{G}_c(t)$ 和 $\overline{B}_c(t)$ 分别对应于感兴趣区域中的平均红色值、平均绿色值和平均蓝色值(例如,皮肤像素 X 随时间 t 的过去的图案):

$$\begin{aligned} \overline{R}_c(t) &= \frac{1}{2\epsilon|X|} \int_{z=t-\epsilon}^{t+\epsilon} \int R_c(\vec{x}, z) d\vec{x} dz, \\ \overline{G}_c(t) &= \frac{1}{2\epsilon|X|} \int_{z=t-\epsilon}^{t+\epsilon} \int G_c(\vec{x}, z) d\vec{x} dz, \\ \overline{B}_c(t) &= \frac{1}{2\epsilon|X|} \int_{z=t-\epsilon}^{t+\epsilon} \int B_c(\vec{x}, z) d\vec{x} dz \end{aligned} \quad (3),$$

其中 $|X|$ 对应于该感兴趣区域 X 的面积。可如下确定该归一化色空间中归因于感兴趣生命信号(例如,心跳)的色彩改变 $H_n(x, t)$:

$$H_n(\vec{x}, t) = \frac{d\vec{I}_n(\vec{x}, t)}{dt} \quad (4),$$

在该范围下,色彩改变 $H_n(x, t)$ 不受照明的时变光谱影响。

[0067] 在可由表达式(其中 t 可取以下值 $t = 0, 1, 2, \dots, n$, 且 x 对应于像素位置)中的额外下标 d 所表示的时间离散系统中,最终可如下诠释色彩归一化:

$$\vec{I}_{n,d}(\vec{x}, t) = \begin{bmatrix} R_{n,d}(\vec{x}, t) \\ G_{n,d}(\vec{x}, t) \\ B_{n,d}(\vec{x}, t) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{R_{c,d}(\vec{x}, t)}{\bar{R}_{c,d}(t)} \\ \frac{G_{c,d}(\vec{x}, t)}{\bar{G}_{c,d}(t)} \\ \frac{B_{c,d}(\vec{x}, t)}{\bar{B}_{c,d}(t)} \end{bmatrix} \quad (5),$$

其中 $R_{c,d}(x, t)$ 、 $G_{c,d}(x, t)$ 和 $B_{c,d}(x, t)$ 对应于像素 x 在时间 t 的红色值、绿色值和蓝色值(例如,由各个图像帧所表示)。值 $\bar{R}_{c,d}(t)$ 、 $\bar{G}_{c,d}(t)$ 和 $\bar{B}_{c,d}(t)$ 分别对应于各个所概述图案(即,帧 t 中的感兴趣区域)的平均红色值、平均绿色值和平均蓝色值。此外,可藉由下式来近似该归一化色空间中归因于心跳的色彩改变 $H_{n,d}(x, t)$:

$$\vec{H}_{n,d}(\vec{x}, t) = \frac{\vec{I}_{n,d}(\vec{x}, t) - \vec{I}_{n,d}(\vec{x}, t-1)}{\vec{I}_{n,d}(\vec{x}, t) + \vec{I}_{n,d}(\vec{x}, t-1)} \quad (6).$$

[0068] 所例证的步骤可引起肤色像素的归一化中性(例如,灰色)色彩,其可被视为大体独立于与心跳相比缓慢地变化的照明源光谱且独立于由皮肤对血容量改变的滤波(即,独立于对由血容量改变所诱发的反射光改变的滤波)。因此,可以说,可关于剩余的含噪声的总信号来增强感兴趣生命信号。在此背景中,应注意,当将 RGB 值转换至 $\log\text{RGB}$ 信号空间中时,可藉由减法来替代上文所概述的应用于 RGB 值的各个除法。

[0069] 在可在以上步骤之后或之前的另一步骤中,可归一化照明度以便消除一般而言可藉由待观测的物体的运动和 / 或照相机的运动或藉由照明条件的总改变所引起的其的改变。藉由实例,给定肤色像素的照明度可归因于运动而从一个图像改变至下一图像。此外,皮肤的局部透射率、反射率及吸收率(或总体地,光学性质)可出于若干原因而变化。由于再次归因于运动效应并非总是相同的皮肤像素可被提取以用于产生平均值确定所基于的图案,因此消除这些局部照明差异将是非常有利的。

[0070] 为归一化振幅(即,为变得独立于皮肤的变化的局部亮度水平及局部透射等级),设想用局部像素值的 RGB 分量的线性组合除这些局部像素值:

$$\vec{I}_b(\vec{x}, t) = \frac{1}{\alpha R_n(\vec{x}, t) + \beta G_n(\vec{x}, t) + \gamma B_n(\vec{x}, t)} \vec{I}_n(\vec{x}, t) \quad (7).$$

[0071] 以此方式,可在很大程度上减小俘获不同皮肤像素的效应及俘获不同的后续图像帧中的经不同地照明的皮肤像素的效应。为此,可假定所有原色以相同百分数受到上文所指定的差值的影响。因此,可使用 R、G 及 B 的每一线性组合且其可产生改善的结果。理论

上,可将 α 、 β 及 γ 的最佳选择视为引起所得归一化像素处朴与归一化色空间中的心跳向量平行的平面中的其组合。实践中,事实上,也可应用其他组合,但与最佳线性组合相比其产生心跳信号的由于某种原因而减小的振幅,但一般而言,不存在 α 、 β 及 γ 的实质上相反的值。

[0072] 对藉由增强信噪比来改善信号提取的鲁棒性的另一进一步贡献基于以下事实:在归一化信号空间(例如,色空间(诸如,RGB 色空间))中,所俘获的信号归因于心跳和 / 或血氧合的变化(即,色彩变化)由于某种原因与所利用的信号空间中的曲线(例如,线或轴)相关联。换言之,可以假定,一般而言,感兴趣信号藉由沿指示该感兴趣信号的所期望的波形的曲线或线的两个点之间的脉动表示。可将此曲线或线指定为所谓的心跳线或轴,该心跳线或轴可至少近似地藉由经验研究和 / 或分析方法来预定。

[0073] 优选地,可将所俘获及经预处理的信号投影至心跳线或轴,藉此消除被定向成与该线正交的噪声。倘若信号空间经归一化(具体地,当剩余信号空间为二维信号空间时),则也可将预定曲线或线转移至所得归一化信号空间中(例如,至平面中)。在此背景中,至少在某种程度上,在考虑预定指标元素的给定定向的情况下将照度归一化应用于感兴趣信号空间以便达到与预定指标元素对准的归一化信号空间将是另外有利的。以此方式,可执行待应用于预定指标元素的投影,从而避免相当大的信号损失,例如,归因于原始预定指标元素与转移至归一化信号空间的所得预定指标元素之间的大角度的过度压缩。

[0074] 根据另一实施例,设想将两个归一化步骤及随后的投影步骤应用于包含感兴趣生命信号的所俘获的数据。在另一优选实施例中,可将后续的后处理步骤应用于从输入数据所获得的信号,这些后处理步骤包含(藉由实例)带通滤波和 / 或傅立叶域分析以便达到对增强且相异的输出信号的准确确定(例如,在指示所期望的心率或频率的波形下)。

[0075] 然而,当将生命征兆指示性信号(无论是否经归一化)投影至预定指标元素(例如,所谓的心跳轴)时,主要地可消除被定向成与该预定指标元素正交的含噪声的信号分量。然而,仍然,至少部分地被定向成与预定指标元素平行或对准的含噪声的信号分量保留于信号中。如上文所提及,当评价嵌入于可来自物体所发射或反射的电磁辐射的所俘获数据中的生命信号时,可预期噪声指示性分量实质上大于指示生命信号的其另外分量。因此,即使当将针对预定指标元素的投影应用于各个信号时,所得经处理的改善信号(尽管具有改善的信噪比)可能仍备有主要指示噪声的主要分量。

[0076] 以一方式修改投影以便进一步改善信噪比将是进一步有利的,这是因为也可消除或在某种程度上至少减少未被定向成与其将被最初投影至的预定指标元素正交的含噪声的信号分量。

[0077] 在此背景中,可设想针对特征指标元素至减少了干扰的指标元素的投影的改进。在失真(即,含噪声的信号分量)不与预定指标元素(例如,已知的心跳线或轴)正交的情况下,当将特征指标元素投影至以至少近似地与失真的主要定向正交的定向所配置的所谓的减少了干扰的指标元素时,可甚至进一步改善信噪比。以此方式,实践中,倘若失真由于某种原因而被定向成平行于心跳轴,则可减少指定的(named)失真,而同时感兴趣信号、生理信息(若完全)仅仅被压缩或拉伸(即,具有减小或扩大的振幅)。此外,当预定指标元素与减少了干扰的指标元素之间的角度是已知的时,可确定及校正振幅损失。

[0078] 换言之,该改进基于以下领会:在将特征指标元素投影至减少了干扰的指标元素

而非指示感兴趣信号的定向的预定指标元素时,失真可在很大程度上消失,同时与生理信息有关的所得信号仅仅将经历可甚至被校正的某些振幅损失或改变。

[0079] 在此背景中,参考图 1,说明用于提取信息的装置且籍由附图标记 10 来表示该装置。可将装置 10 用于记录表示物体 11 的图像帧。这些图像帧可来自物体 11 所发射或反射的电磁辐射 14。物体 11 可为人或动物,或一般地为生物。为从所记录的数据(例如,图像帧序列)提取信息,可籍由传感器构件 16 来检测物体 11 的已定义部分。传感器构件 16 可(籍由实例)籍由照相机来体现,该照相机经调适以俘获属于电磁辐射 14 的至少光谱分量的信息。不言而喻,装置 10 也可经调适以处理预先已经被记录且同时被储存或缓冲的输入信号(即,输入数据流)。如上文所指示,电磁辐射 14 可含有可高程度指示至少一个至少部分地周期性的生命信号 12 的连续或离散的特征信号 13。在图 1 中,生命信号 12 可允许得出关于心率、心率变化性或甚至呼吸速率的若干结论。

[0080] 用于获得这种生命信号的现有方法可包含(例如)触觉心率监视或心电图描记。然而,为此,需要引人注目的监视。如上文所指示,一替代性方法是针对利用图像处理方法的非引人注目的远程测量。

[0081] 可将连续或离散的特征信号 13 从传感器构件 16 递送至界面 18。不用说,也可将缓冲器构件介入于传感器构件 16 与界面 18 之间。在界面 18 的下游提供提取器构件 20,其经调适以从连续或离散特征信号 13 提取所期望的生理信息(仍嵌入于特征指标元素中)。此外,可接着是转换器构件 22,其经调适以用于处理藉由提取器构件 20 所得到的生理信息。籍由提取器构件 20 所提取的预处理信号仍可包含大的噪声指示性分量。就此而言,可应用转换器构件 22 以用于隔离以及增强来自递送至其的总信号的指示感兴趣生命信号 12 的所期望的信号分量。

[0082] 在已提取增强的信号分量后,可籍由分析构件 24 来执行对数据的进一步后处理。为此,后处理可包含带宽滤波和/或傅立叶分析。可设想促成对感兴趣的所期望的信号(例如,指示连续或离散特征信号 13 中的频率峰值的占优势的心跳)的甚至进一步改善检测的另外后处理措施。

[0083] 提取器构件 20、转换器构件 22 以及分析构件 24 可共同地籍由共用处理单元 26 例如,具有单个处理器或多个处理器的中央处理单元)来体现。又,可在容纳这些各个子组件的共用处理装置 28 中将界面 18 连接至其。藉由实例,处理装置 28 可藉由由各个逻辑命令所驱动的个人计算机来体现。倘若传感器构件 16 也藉由硬件而共同地连接至界面 18,则俘获单元 30 可容纳这些各个子组件。

[0084] 然而,在替代例中,可设想将单独传感器构件 16 与处理装置 28 组合。该连接可籍由电缆链路或藉由无线链路来建立。包含预先记录的数据的储存构件也可替代传感器构件 16 而连接至处理装置 28。

[0085] 如上文所指示,提取器构件 20 可经进一步调适以执行对所接收的数据的某一预处理,以便已增强信噪比从而为着手于所期望的生命信号的后续分析作准备。可能的预处理步骤可为照度归一化,从而产生鉴于所表示的维度的数目(或可以说,光谱分量的数目或光谱多样性)而由于某种原因被简化的信号空间。藉由实例,可将所得信号空间称为色度平面。就此而言,图 2 描绘样本信号空间 36,可将照度归一化应用于信号空间 36。基本信号空间 36 指示三个主要光谱分量 38、40 及 42,例如,当利用 RGB 空间时可见光谱的红色分

量、绿色分量及蓝色分量。

[0086] 应理解,当感兴趣信号为随时间的过去而变化的信号(即,最后为至少一个至少部分地周期性的生命信号 12)时,差值而非绝对值将被考虑用于评价嵌入于所俘获信号中的生命信息。藉由实例,当旨在从物体 11 所反射的可见辐射提取心率或其类似物时,可从所俘获信号(即,图像序列)提取与色空间(即,信号空间 36)相关联的多个特征指标元素 50。这些特征指标元素 50 中的每一者可表示“实际”差值,这是因为主要地,归因于至少一个至少部分地周期性的生命信号 12 的变化而变化的信号分量是感兴趣的。为此,这些特征指标元素 50 中的每一者可表示色空间中经确定为在甚至接连时间点中的两个相异时间点之间的色彩改变;在此方面,也参考方程式(6)。

[0087] 因此,应注意,原则上,信号空间 36 也可包括指示光谱分量 38、40 及 42 的负值的另外象限或半空间。由于在信号空间 36 中表示差值,因此也可出现负值。不用说,当考虑差值时,多个特征指标元素 50 中的每一者源自原点,也参考图 5。藉由应用照度归一化(参考方程式(7)),可确定信号空间 36 中的子空间。在图 2 中,色度平面或归一化信号空间藉由附图标记 44 来指示。藉由照度归一化,可将各个信号分量转移至色度平面或归一化信号空间 44,藉此使得能够进行其简化分析。

[0088] 进一步参考图 3、图 4 及图 5,其中以平面图来更详细地说明色度平面或归一化信号空间 44,可理解,可藉由归一化措施来减少构成从所俘获数据来对生命信号进行所期望提取之基础的问题的维度。换言之,再次参考可将特征指标元素 50 中的每一者视为向量的事实,可在很大程度上减少规定向量所需的向量行值(vector row value)的数目。

[0089] 图 2 进一步显示预定指标元素 46,可将该预定指标元素 46 视为(例如)被假定表示预期的生命信号在信号空间 36 中的设定定向的所谓的心跳轴。优选地,也将预定指标元素 46 转移至色度平面或归一化信号空间 44。如上文所指示,可设想将特征指标元素 50 投影至预定指标元素 46,藉此达到信号分量 56,参见图 3 及图 4。然而,此分量(也被称为含噪声的信号 56)仍包含指示噪声的分量,这是因为应用于特征指标元素 50 的投影仅仅消除与预定指标元素 46 正交的噪声。此外,高程度地表示至少一个至少部分地周期性生命信号 12 的生理信息由附图标记 48 来表示。生理信息 48 被假定与预定指标元素 46 重合。

[0090] 根据上文所概述的方法,定义另一指标元素(所谓的减少了干扰的指标元素 64)将是进一步有利的,该指标元素具有来自覆盖数据流中的所期望的信号的干扰噪声分量的主要定向的定向。

[0091] 然而,对该所期望的线或轴的确定提供另一挑战。基本上,可将特征指标元素 50 投影至预定指标元素 46 或投影至另外替代性元素(例如,信号空间 36 中的任何所期望的轴)。当将投影应用于偏离预定指标元素 46 的替代性元素时,必须预期感兴趣信号(生理信息 48)的一些振幅损失。然而,如上文所提及,可藉由在考虑两个元素的不同定向的情况下应用转换因子来校正振幅损失。

[0092] 图 3、图 4 及图 5 说明了解决上文所概述的缺点的所提出方法。每个图描绘了藉由色度平面或归一化信号空间 44 所体现的归一化信号空间 36'。参考图 3,其例证一样本实施例,即图像帧中的心率信号的检测。向量 d 对应于仅由心跳诱发的色差向量,或可以说,对应于所期望的生理信息 48。向量 v 对应归因于失真或噪声的色差;向量 v 也可称为藉由附图标记 56 所表示的干扰信号分量。向量 s 对应于所俘获及提取的特征指标元素 50,其可

被视为向量 d 与 v (或分别为干扰信号分量 56 与所期望的生理信息 48) 的组合物。在图 3 中, 假定失真由于某种原因而扩增至所期望的信号。不用说, 原则上, 可假设在归一化信号空间 $36'$ 中向量的任何线性组合。此外, 向量 q 对应于所谓的心跳轴, 即, 可至少近似地以经验方式确定的预定指标元素 46。当仅将所测量的向量 s 投影于所谓的心跳轴 q 上时, 可获得对应于含噪声的信号 56 的向量 s_q , 含噪声的信号 56 仍含有被定向成平行于心跳轴 q 的噪声分量。

[0093] 换言之, 向量 s_q (含噪声的信号 56) 仍含有不期望的失真向量 v 的一部分。失真向量 v 对应于所谓的干扰信号分量 58, 干扰信号分量 58 是大体未知的且因此不可用于从其立即得到所期望的生理信息 48。可将特征指标元素 50 视为干扰信号分量 58 与所期望的生理信息 48 的线性组合; 在此方面, 其也被称为藉由 $48'$ 所表示的平行平移。然而, 在初始状态下, 仅仅已知经特征化的指标元素 50 的定向及长度与预定指标元素 46 的总定向(使得能够近似理解生理信息 48 的一般定向)。

[0094] 然而, 对比而言, 当可将至完全未知的向量 z (其被假设为近似与失真向量 v 正交) 的投影应用于向量 s 时, 可获得向量 d_z 。向量 z 对应于藉由附图标记 64 所表示的所谓的减少了干扰的指标元素, 而向量 d_z 对应于藉由附图标记 66 所表示的投影型指标元素。基本上, 向量 d_z 不含有值得提及的合噪声的分量。向量 d_z 的长度与心跳差值向量 d 的长度成比例且因此高程度地指示所期望的生命信号。可将向量 z 视为“动态”心跳轴, 其定向根据向量 v (即干扰信号分量 58) 的变化而随时间的过去变化。

[0095] 对向量 z (减少了干扰的指标元素 64) 的确定建立主要挑战, 这是因为向量 v 的定向(向量 z 应与其正交) 是完全未知的。为此, 可将统计方法用于分析来自随时间的过去而俘获的序列的多个向量 s (所谓的多个特征指标元素 50)。图 5 中说明该多个特征指标元素且藉由附图标记 50、 $50'$ 及 $50''$ 来表示它们。

[0096] 为完整起见, 再次参考图 3 及图 4, 提出另外的元素。指示特征指标元素 50 至预定指标元素 46 的投影从而产生信号分量 56 的投影线藉由附图标记 52 来表示。不言而喻, 预定指标元素 46 与投影线 52 形成直角 54。

[0097] 基本上, 相同情况适用于指示特征指标元素 50 至减少了干扰的指标元素 64 的投影的投影线 60, 该特征指标元素 50 与该减少了干扰的指标元素 64 两者形成基本上直角 62。投影线 60 基本上平行于干扰信号分量 58。因此, 干扰信号分量 58 与减少了干扰的指标元素 64 也形成基本上直角 68。然而, 如下文中所提出, 倘若“仅仅”可执行对减少了干扰的指标元素 64 的近似确定(其可甚至基于可能具有不同长度及定向的多个特征指标元素), 则应注意, 可将角 68 视为仅近似直角 68。

[0098] 倘若信号空间 36 为藉由二维“差异”色空间所表示的归一化信号空间 $36'$, 则需要至少两个特征指标元素 50 来用于对减少了干扰的指标元素 64 进行近似确定。然而, 当藉由三维“差异”色空间来表示信号空间 36 时, 需要至少三个特效指标元素 50。由于特征指标元素 50 中的每一者可归因于总信号的变化而不同于其前任(precursor) 和 / 或其后任(successor), 因此所提出的方法不可同时针对确定确切地与所提取的经特征化的指标元素 50 中的每一者正交的减少了干扰的指标元素 64。

[0099] 对比而言, 假定与所要的生理信息 48 相比干扰信号分量 58 是相当大的, 可设想以一方式确定减少了干扰的指标元素 64 以便获得至少在某种程度上与预定指标元素 46 相关

的“参考轴”。此外,当投影于减少了干扰的指标元素 64 上时,该确定可进一步针对最小化特征指标元素 50 的能量(即,投影型指标元素 66)。

[0100] 在如此进行时,所获得的投影型指标元素 66 中的失真的影响被清楚地限制。然而,由于所确定的减少了干扰的指标元素 64 与“原始”预定指标元素 46 相关,因此可来自投影型指标元素 66 随时间的过去的脉动的所获得的信号仍高程度地指示所期望的生命信号(例如,心率)。又,不用说,所获得的投影型指标元素 66 可在其投影至的向量 z 不与“原始”向量 q (也即,预定指标元素 46) 重合的状况下被定标。就此而言,应注意,倘若减少了干扰的指标元素 64 (对照向量 z) 随时间的过去而变化,则在也将应用时变标度因子的情况下是优选的。

[0101] 在下文中,依据数学符号而非附图标记(其在上文中也用以表示各个元素)来描绘所期望的元素的样本导出。然而,为了形象化,也可参见图 3、图 4 及图 5,其中图 3 提供元素的某种“平移”。

[0102] 籍由实例,当参考二维状况时,可设想将多个(由 N 所表示)差值行向量 s^T (对照特征指标元素 50) 堆叠为 $N \times 2$ 矩阵 S 。为找到具有(藉由实例)最小化所投影的差值向量 Sz 的能量的长度一的向量 z ,可考虑表达式 $\|S_z\|^2 = (S_z)^T S_z = z^T (S^T S) z$ 。

[0103] 遍及此文件,可籍由 $\|x\| = \sqrt{(x,x)} = \sqrt{x^T x} = \sqrt{x_0^2 + x_1^2 + \dots + x_{N-1}^2}$ 来表示向量的(欧几里德)长度 $x \in \mathbb{R}^N$, $x = [x_0, \dots, x_{N-1}]^T$, 其中 T 表示转置。

[0104] 可籍由多变量统计方法(诸如,藉由利用主分量分析)来确定最小化上文所提供的表达式的向量 z 。最终,可假设被选择的向量 z 等于矩阵 $s^T s$ 的本征向量,该本征向量与最小本征值相关联。倘若所检测的向量 z 不与心跳轴 q 正交,则获得解。在其他方面,在逐步处理中,可考虑 $s^T s$ 的与下一最小本征值相关联的本征向量,等等。

[0105] 可籍由将阈值应用于所检测的本征值以便检测解来进一步改善此方法,其中所检测的向量 z 接近于与心跳轴 q 正交。就此而言,该改进的解决可能导致相当大的标度因子应用于向量 d_z (倘若需要用于与其有关的振幅损失的校正时)的可能缺点。一般而言,标度因子可等于 $\langle z, q \rangle^{-1}$, 其直接从 $\langle z, q \rangle = \|z\| \|q\| \cos \varphi = \cos \varphi$ 得出。基本上,补救方法将是应用该阈值。倘若实际本征值小于此阈值,则可丢弃各个本征向量且将考虑剩余的本征向量。

[0106] 然而,避免该阈值将是进一步有利的。事实上,当考虑(藉由实例)二维状况时,若失真非常小或若失真主要地被定向成沿着心跳轴 q , 则可将接近于与心跳轴 q 正交的本征向量视为最佳值。在该状况下,可将与心跳轴 q 高程度地相关的向量视为良好选择,这是因为在心跳轴 q 上区分所期望的信号(例如,心跳)与合噪声的失真分量 v 是困难的。

[0107] 另一挑战可来自以下事实:所提出的本征向量方法最有可能不提供封闭解(closed-form solution)。取决于相关联的本征值及与心跳轴 q 的相关而从本征向量的集合来选择最佳向量 z 。

[0108] 将在下文中提出用于检测最佳向量 z (遍及此文件由 z 所表示)的替代性方法。如上文所指示,在可检测到封闭解的情况下将是优选的,进一步优选的,该封闭解包含与心跳轴 q 高程度相关的趋势。

[0109] 基本上,可籍由将加权函数 $\langle z, q \rangle^{-1}$ 应用于所投影的差 Sz 来获得该解。可以一方式定义该加权函数以便在向量 z 接近完全与心跳轴 q 正交的定向时变大。最终,可获得具备保持远离此状态的趋势的解。不言而喻,可使用看起来类似的其他加权函数。藉由实例,也可使用加权函数 $1 + c(1 - \langle z, q \rangle^2) / \langle z, q \rangle$ 以及 $\pi^2 / (\pi^2 - 4c \arccos^2 \langle z, q \rangle)$, 其中 c 为正的常数。总而言之,将需要找到具有最小化 $\|\langle z, q \rangle^{-1} Sz\|^2$ 的长度一的向量 z 。

[0110] 在下文中,将详细证实所得最小值具有基本上诠释为 $\hat{z} = \|(S^T S)^{-1} q\|^{-1} (S^T S)^{-1} q$ 的封闭解。各个样本导出与二维及三维状况有关。又,应注意,(例如)当考虑照度归一化或类似预处理时,分析所应用于的信号空间可包含两个、三个或甚至另外维度。可作出进一步假定,这是因为总是存在矩阵 $S^T S$ 的倒置形式。只要感兴趣的差值向量 s 横跨在考虑中的完整信号空间(即,这些向量也包含二维、三维或甚至另外维度中的分量),便可实现此条件。

[0111] 通过利用此方法,可确定最佳向量 \hat{z} ,若此向量 z 与心跳轴 q 之间的角度保持为相当小,则该最佳向量 \hat{z} 未显著地偏离籍由本征向量方法所找到的最佳向量。在该情况下,加权函数将接近于产生项 $\|\langle z, q \rangle^{-1} Sz\|^2 \approx \|Sz\|^2$ 的加权函数。

[0112] 然而,当所提及的角度(对照图 3 中籍由附图标记 70 所表示的角 Φ) 变得更大时,具体地,当其接近 90° (度) 时,可预期在该两种方法之间的偏离。在该状况下,籍由应用所提出的方法所确定的最佳向量 \hat{z} 也变成与心跳向量 q 正交。尽管如此,实践中,这是非常不可能发生的,这是因为总是必须预期某些失真。

[0113] 在另一高级的实施例中,可设想籍由应用巴塞伐尔(Parseval)能量定理,可在傅立叶域中改进最优化。以此方式,可在最优化期间选择高程度指示感兴趣生命信号的所期望的频带。

[0114] 振据甚至进一步改进,可将带通滤波应用于所获得的信号形式。为此,优选地,选择或至少增强对应于心跳范围的频带。籍由实例,感兴趣频率范围可包括从 40 BPM (每分钟心跳)至 210 BPM 的范围。以此方式,最佳向量 \hat{z} 未受在此感兴趣范围外部的噪声的影响。

[0115] 根据一实施例,在下文中导出二维解。在二维状况下,最佳向量 \hat{z} 基本上诠释为

$$\hat{z} = \arg \min_{z \in \mathbb{R}^2, \|z\|=1} \left\| \frac{Sz}{\langle z, q \rangle} \right\|^2。$$

[0116] 其中向量 q (考虑 $\|q\| = 1$) 对应于(以经验方式找到的)心跳轴 q 。此外, $N \times 2$ 矩阵 S 包含对应于信号空间(例如,色度平面)中的平均差(例如,籍由多个向量 v 所体现)的行。

[0117] 该方程式可以矩阵形式重写:

$$\left\| \frac{Sz}{\langle z, q \rangle} \right\|^2 = \frac{z^T S^T S z}{\langle z, q \rangle^2}。$$

[0118] 在此方程式中,可将矩阵 $S^T S$ 视为对称性正(半)定矩阵,且可将其表达为 $S^T S = EDE^T$, 其中矩阵 E 的列对应于本征向量,且对角矩阵 D 的对角元素对应于矩阵 $S^T S$ 的本征值:

$$\frac{z^T S^T S z}{\langle z, q \rangle^2} = \frac{z^T EDE^T z}{\langle z, q \rangle^2}。$$

[0119] 籍由使用矩阵 E 的单式性质(unitary property) (也即, $E^T = E^{-1}$), 可注意下式:

$$\frac{z^T EDE^T z}{\langle z, q \rangle^2} = \frac{z^T EDE^T z}{\langle E^T z, E^T q \rangle^2}。$$

[0120] 此外, 可应用代入 $y = E^T z$ 和 $v = E^T q$, 其产生诠释为下式的中间结果

$$\left\| \frac{SEy}{\langle Ey, q \rangle} \right\|^2 = \frac{y^T D y}{\langle y, v \rangle^2} \quad (8)。$$

[0121] 应注意, $\|y\| = \|E^T z\| = \|z\| = 1$ 且 $\|v\| = \|E^T q\| = \|q\| = 1$, 这是因为矩阵 E 为单式的。出于方便, 可使用以下标记法

$$y = E^T z = \begin{bmatrix} y_0 \\ y_1 \end{bmatrix}, \quad D = \begin{bmatrix} \lambda_0 & 0 \\ 0 & \lambda_1 \end{bmatrix}, \quad v = E^T q = \begin{bmatrix} v_0 \\ v_1 \end{bmatrix}, \quad (9)$$

其中 λ_0 和 λ_1 为矩阵 $S^T S$ 的本征值。进一步寻找单位圆上的向量 y 的解, 可因此依据极坐标来书写向量 y (即, $y_0 = \cos \varphi$ 且 $y_1 = \sin \varphi$)。籍由使用标记法(9)和极坐标, 依据角 φ 的中间结果(8) 诠释为

$$C(\varphi) = \frac{\lambda_0 \cos^2 \varphi + \lambda_1 \sin^2 \varphi}{(v_0 \cos \varphi + v_1 \sin \varphi)^2} \quad (10)。$$

[0122] 为针对给定向量 v 及本征值 λ_0 和 λ_1 来检测此表达式 $C(\varphi)$ 的最小值, 可将此表达式关于角 φ 的一阶导数计算为:

$$\frac{dC(\varphi)}{d\varphi} = \frac{2v_0\lambda_1 \sin \varphi - 2v_1\lambda_0 \cos \varphi}{(v_0 \cos \varphi + v_1 \sin \varphi)^3}。$$

[0123] 将此一阶导数设定为等于零, 该解从下式得出

$$\lambda_1 v_0 \sin \varphi - \lambda_0 v_1 \cos \varphi = 0, \quad (11)$$

其限制条件为

$$\langle y, v \rangle = v_0 \cos \varphi + v_1 \sin \varphi \neq 0。$$

[0124] 可直接得出: 角 $\varphi = \varphi_s$, 而 $\tan \varphi_s = \lambda_0 v_1 / \lambda_1 v_0$ 为解, 且因此, 最佳向量 \hat{y} 和 \hat{z} 诠释为

$$\hat{y} = \begin{bmatrix} \cos \varphi_s \\ \sin \varphi_s \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{\lambda_0^2 v_1^2 + \lambda_1^2 v_0^2}} \begin{bmatrix} \lambda_1 v_0 \\ \lambda_0 v_1 \end{bmatrix}, \quad \text{且} \quad \hat{z} = E \hat{y} \quad (12)。$$

[0125] 应注意

$$\langle \hat{y}, v \rangle = v_0 \cos \varphi_s + v_1 \sin \varphi_s = \frac{\lambda_1 v_0^2 + \lambda_0 v_1^2}{\sqrt{\lambda_1^2 v_0^2 + \lambda_0^2 v_1^2}} \geq 0,$$

这是因为本征值 $\lambda_0 \geq 0$ 以及 $\lambda_1 \geq 0$ 。

[0126] 倘若两个本征值等于零(若本征值 $\lambda_0 = 0$ 且 $v_0 = 0$, 或若本征值 $\lambda_1 = 0$ 且 $v_1 = 0$), 则必须执行其他考虑。

[0127] 两个本征值等于零可仅为在矩阵 S 仅含有零或等效地在所有差为零的情况下的结果。实践中,这将最有可能永不发生。

[0128] 当矩阵 S 中的所有差与心跳轴 q 重合或与心跳轴 q 正交时,将要发生第二或第三状况。在此状况下,与最大本征值相关联的本征向量与心跳轴 q 重合,且与零本征值相关联的本征向量与心跳轴 q 正交,或反之亦然。对于这两种状况而言,中间结果(10)等于用于所有角 Φ 的常数,且不存在最小值。换言之,单位圆上的所有向量 z 是同等地正确的。在此状况下,完全不清楚在极限情况下获得哪一向量。然而,实践中,归因于差值向量 s 中的不可避免的噪声,可能不发生等于零的一个本征值。

[0129] 对最佳向量 \hat{z} 的进一步考虑 [见方程式(9)和(12)],以及使用矩阵 $S^T S$ 的倒置形式的表达式

$$\det(S^T S) (S^T S)^{-1} = \det(ED E^T) E D^{-1} E^T = \det(D) E D^{-1} E^T = E \hat{D} E^T,$$

其中

$$\hat{D} = \det(D) D^{-1} = \begin{bmatrix} \lambda_1 & 0 \\ 0 & \lambda_0 \end{bmatrix},$$

揭示了

$$\hat{z} = E \hat{y} = \frac{1}{\sqrt{\lambda_0^2 v_1^2 + \lambda_1^2 v_0^2}} E \hat{D} E^T q = \frac{(S^T S)^{-1} q}{\|(S^T S)^{-1} q\|},$$

其限制条件为所有本征值大于零(即,存在矩阵 $S^T S$ 的倒置形式)。因此,可在不计算矩阵 $S^T S$ 的本征向量及本征值的情况下计算最佳向量 \hat{z} 。

[0130] 应注意,对于所有可能的心跳轴 q 而言

$$\langle q, \hat{z} \rangle = \frac{q^T (S^T S)^{-1} q}{\|(S^T S)^{-1} q\|} \geq 0$$

这是因为 $(S^T S)^{-1}$ 为正定矩阵。或者,换言之,向量 \hat{z} 总是在心跳轴 q 的正方向上被指引。此外,最佳向量 \hat{z} 的最小值等于

$$\left\| \frac{S \hat{z}}{\langle \hat{z}, q \rangle} \right\|^2 = \frac{1}{q^T (S^T S)^{-1} q}.$$

[0131] 且最终,籍由使用巴塞伐尔能量定理而达到

$$\left\| \frac{S z}{\langle z, q \rangle} \right\|^2 = \left\| \frac{F S z}{\langle z, q \rangle} \right\|^2,$$

其中 F 为单式 $N \times N$ 傅立叶矩阵(即, $F^{-1} = F^*$)。或者,换言之,在傅立叶域中进行最优化产生相同的最佳向量 \hat{z} 。

[0132] 该观测产生最优化改进,这是因为可在感兴趣范围中选择矩阵 FS 的经傅立叶变换的列的频率区间,例如,对应于从(籍由实例)40 BPM 至 210 BPM 的心跳范围的频率区间。以此方式,最佳值未受在感兴趣范围外部的频率区间中的噪声的影响。

[0133] 或者,更正式地表达,可用 $N \times N$ 选择矩阵 R 乘矩阵 FS ,该选择矩阵 R 为在对角线上

具有零和一的对角矩阵以便达到最佳向量 \hat{z} :

$$\hat{z} = \arg \min_{z \in \mathbb{R}^2, \|z\|=1} \left\| \frac{RFSz}{\langle z, q \rangle} \right\|^2 = \arg \min_{z \in \mathbb{R}^2, \|z\|=1} \left\| \frac{\tilde{S}z}{\langle z, q \rangle} \right\|^2$$

其中 $\tilde{S} = RF S$ 。

[0134] 最终,最佳向量变成

$$\hat{z} = \frac{(\tilde{S}^* \tilde{S})^{-1} q}{\|(\tilde{S}^* \tilde{S})^{-1} q\|},$$

其中 S^* 对应于厄米特转置矩阵 S 。应强调该表达式并可将其视为优选的典雅的实施例,此外,其实施本发明的装置或方法是完全简单的。

[0135] 根据一替代性实施例,在下文中,导出三维解。在三维状况下,感兴趣的最佳向量 \hat{z} 诠释为

$$\hat{z} = \arg \min_{z \in \mathbb{R}^3, \|z\|=1} \left\| \frac{Sz}{\langle z, q \rangle} \right\|^2,$$

其中向量 q (其中 $\|q\| = 1$), 且 $N \times 3$ 矩阵 S , 其行对应于信号空间中(例如, RGB 色空间中或甚至对数 \log RGB 域中)的平均差。

[0136] 中间结果的导出类似于在二维状况下对中间结果的导出 [见方程式(8)] :

$$\left\| \frac{SEy}{\langle Ey, q \rangle} \right\|^2 = \frac{y^T D y}{\langle y, v \rangle^2} \quad (13).$$

[0137] 然而,在三维状况下,矩阵 E 的列含有三个本征向量,且对角矩阵 D 的对角元素对应于 3×3 矩阵 $S^T S$ 的三个本征值。

[0138] 现在,利用以下标记法 [对照方程式(9)]

$$y = E^T z = \begin{bmatrix} y_0 \\ y_1 \\ y_2 \end{bmatrix}, \quad D = \begin{bmatrix} \lambda_0 & 0 & 0 \\ 0 & \lambda_1 & 0 \\ 0 & 0 & \lambda_2 \end{bmatrix}, \quad v = E^T q = \begin{bmatrix} v_0 \\ v_1 \\ v_2 \end{bmatrix} \quad (14),$$

其中 λ_0 、 λ_1 和 λ_2 表示矩阵 $S^T S$ 的本征值。在此状况下,也可考虑向量 y 的极坐标(尤其是球形极坐标),即 $y_0 = \cos \theta \sin \varphi$, $y_1 = \sin \theta \sin \varphi$ 以及 $y_2 = \cos \varphi$ 。可依据这些极坐标来表达中间结果(13)

$$C(\varphi, \theta) = \frac{\lambda_0 \cos^2 \theta \sin^2 \varphi + \lambda_1 \sin^2 \theta \sin^2 \varphi + \lambda_2 \cos^2 \varphi}{(v_0 \cos \theta \sin \varphi + v_1 \sin \theta \sin \varphi + v_2 \cos \varphi)^2}.$$

[0139] 此外,为确定此表达式的最小值,可计算关于角 φ 及 θ 的一阶导数

$$\frac{dC(\varphi, \theta)}{d\varphi} = \frac{c_{0,\theta} \sin \varphi - c_{1,\theta} \cos \varphi}{(v_0 \cos \theta \sin \varphi + v_1 \sin \theta \sin \varphi + v_2 \cos \varphi)^3},$$

其中

$$c_{0,\theta} = v_2(\lambda_0 + \lambda_1 + (\lambda_0 - \lambda_1) \cos 2\theta), \quad \text{且} \quad c_{1,\theta} = 2\lambda_2(v_0 \cos \theta + v_1 \sin \theta) \quad (15),$$

且

$$\frac{dC(\varphi, \theta)}{d\theta} = \frac{d_{0,\varphi} \cos \theta + d_{1,\varphi} \sin \theta + d_{2,\varphi} \sin \theta \cos \theta}{(v_0 \cos \theta \sin \varphi + v_1 \sin \theta \sin \varphi + v_2 \cos \varphi)^3} \quad (16),$$

其中

$$d_{0,\varphi} = -2v_1(\lambda_2 \cos^2 \varphi + \lambda_0 \sin^2 \varphi) \sin \varphi, \quad d_{1,\varphi} = 2v_0(\lambda_2 \cos^2 \varphi + \lambda_1 \sin^2 \varphi) \sin \varphi$$

且

$$d_{2,\varphi} = -2v_2(\lambda_0 - \lambda_1) \cos \varphi \sin^2 \varphi.$$

[0140] 在第一例子中,可更详细地考虑关于 Φ 的导数。将此一阶导数设定为等于零,该解从下式得出

$$c_{0,\theta} \sin \Phi - c_{1,\theta} \cos \Phi = 0,$$

其限制条件为

$$\langle y, v \rangle = v_0 \cos \theta \sin \Phi + v_1 \sin \theta \sin \Phi + v_2 \cos \Phi \neq 0.$$

[0141] 直接得出:角 $\Phi = \Phi_s$,其中 $\tan \Phi_s = c_{1,\theta} / c_{0,\theta}$ 为解。将此解 $\Phi = \Phi_s$ 代入关于 θ 的一阶导数[见方程式(16)]中且藉由使用

$$\cos \varphi = \frac{c_{0,\theta}}{\sqrt{c_{0,\theta}^2 + c_{1,\theta}^2}}, \quad \text{且} \quad \sin \varphi = \frac{c_{1,\theta}}{\sqrt{c_{0,\theta}^2 + c_{1,\theta}^2}} \quad (17),$$

可获得以下方程式

$$-2v_1 c_{1,\theta} (\lambda_2 c_{0,\theta}^2 + \lambda_0 c_{1,\theta}^2) \cos \theta + 2v_0 c_{1,\theta} (\lambda_2 c_{0,\theta}^2 + \lambda_1 c_{1,\theta}^2) \sin \theta - 2v_2 c_{0,\theta} c_{1,\theta} (\lambda_0 - \lambda_1) \sin \theta \cos \theta = 0,$$

[0142] 用 $-2 c_{1,\theta}$ 除且进一步假定 $c_{1,\theta} \neq 0$,得出

$$v_1 (\lambda_2 c_{0,\theta}^2 + \lambda_0 c_{1,\theta}^2) \cos \theta - v_0 (\lambda_2 c_{0,\theta}^2 + \lambda_1 c_{1,\theta}^2) \sin \theta + v_2 c_{0,\theta} c_{1,\theta} (\lambda_0 - \lambda_1) \sin \theta \cos \theta = 0$$

[0143] 代入 $c_{0,\theta}$ 及 $c_{1,\theta}$ 的值[见方程式(15)]且重新排到该表达式产生

$$2\lambda_2(\lambda_0 v_1 \cos \theta - \lambda_1 v_0 \sin \theta)(e_0 + e_1 \cos 2\theta + e_2 \sin 2\theta) = 0 \quad (18),$$

其中

$$e_0 = \lambda_2(v_0^2 + v_1^2) + (\lambda_0 + \lambda_1)v_2^2, \quad e_1 = \lambda_2(v_0^2 - v_1^2) + (\lambda_0 - \lambda_1)v_2^2, \quad \text{且}$$

$$e_2 = 2\lambda_2 v_0 v_1 \quad (19).$$

[0144] 从方程式(18),得出可获得基本上两个解

$$1. \lambda_0 v_1 \cos \theta - \lambda_1 v_0 \sin \theta = 0;$$

$$2. e_0 + e_1 \cos 2\theta + e_2 \sin 2\theta = 0,$$

或本征值 $\lambda_2 = 0$,但将在下文考虑该状况。

[0145] 考虑所作的假定($\langle y, v \rangle \neq 0$ 且 $c_{1,\theta} \neq 0$),可详述第一解法。最终,可证实,一般而言,实践中,第二方程式不产生具有实数的解。

[0146] 第一表达式的解为 $\theta = \theta_s$, 其中 $\tan \theta_s = \lambda_0 v_1 / \lambda_1 v_0$ 。对于此角 θ_s 而言, 可利用以下恒等式

$$\cos \theta_s = \frac{\lambda_1 v_0}{\sqrt{\lambda_0^2 v_1^2 + \lambda_1^2 v_0^2}}, \quad \sin \theta_s = \frac{\lambda_0 v_1}{\sqrt{\lambda_0^2 v_1^2 + \lambda_1^2 v_0^2}}, \quad \text{且}$$

$$\cos 2\theta_s = \cos^2 \theta_s - \sin^2 \theta_s = \frac{\lambda_1^2 v_0^2 - \lambda_0^2 v_1^2}{\lambda_1^2 v_0^2 + \lambda_0^2 v_1^2},$$

从其得出系数 c_{0, θ_s} 和 c_{1, θ_s} 变成 [见方程式 (15)]

$$c_{0, \theta_s} = \frac{2\lambda_0 \lambda_1 v_2 (\lambda_1 v_0^2 + \lambda_0 v_1^2)}{\lambda_1^2 v_0^2 + \lambda_0^2 v_1^2}, \quad \text{且}$$

$$c_{1, \theta_s} = \frac{2\lambda_2 (\lambda_1 v_0^2 + \lambda_0 v_1^2)}{\lambda_1^2 v_0^2 + \lambda_0^2 v_1^2},$$

此外, 可将这些表达式用于系数 c_{0, θ_s} 和 c_{1, θ_s} , 且藉由在 (17) 中使用这些恒等式, 可获得三维状况的最佳向量和 \hat{z} [对照方程式 (12) 中二维状况下的解]

$$\hat{y} = \begin{bmatrix} \cos \theta_s \sin \varphi_s \\ \sin \theta_s \sin \varphi_s \\ \cos \varphi_s \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{\lambda_1^2 \lambda_2^2 v_0^2 + \lambda_0^2 \lambda_2^2 v_1^2 + \lambda_0^2 \lambda_1^2 v_2^2}} \begin{bmatrix} \lambda_1 \lambda_2 v_0 \\ \lambda_0 \lambda_2 v_1 \\ \lambda_0 \lambda_1 v_2 \end{bmatrix} = \frac{\hat{D}v}{\|\hat{D}v\|} \quad \text{且} \quad \hat{z} = E\hat{y} \quad (20),$$

其中 $\hat{D} = \det(D)D^{-1}$ 。同样在此状况下

$$(y, v) = v_0 \cos \theta \sin \varphi + v_1 \sin \theta \sin \varphi + v_2 \cos \varphi = \frac{\lambda_1 \lambda_2 v_0^2 + \lambda_0 \lambda_2 v_1^2 + \lambda_0 \lambda_1 v_2^2}{\lambda_1^2 \lambda_2^2 v_0^2 + \lambda_0^2 \lambda_2^2 v_1^2 + \lambda_0^2 \lambda_1^2 v_2^2} \geq 0$$

适用, 这是因为本征值 $\lambda_0 \geq 0$, $\lambda_1 \geq 0$ 且 $\lambda_2 \geq 0$ 。

[0147] 就此而言, 当所有本征值为零时 (当 $\lambda_0 = v_0 = 0$, $\lambda_1 = v_1 = 0$, 或当 $\lambda_2 = v_2 = 0$ 时), 可预期问题。然而, 实践中, 这不太可能出现。

[0148] 此外, 将证实, 第二方程式 $e_0 + e_1 \cos 2\theta + e_2 \sin 2\theta = 0$ 实际上不产生具有实数的解。以下式来重写此表达式

$$e_0 + e_1 \cos 2\theta + e_2 \sin 2\theta = e_0 + \sqrt{e_1^2 + e_2^2} \sin(2\theta + \arctan 2(e_1, e_2))$$

(其中 $\arctan 2$ 对应于四象限反正切) 直接产生以下解

$$\hat{\theta}_s = -\frac{1}{2} \arcsin \left(\frac{e_0}{\sqrt{e_1^2 + e_2^2}} \right) - \frac{1}{2} \arctan 2(e_1, e_2) + k\pi,$$

其中 k 为整数。然而, 若 $|e_0/\sqrt{e_1^2 + e_2^2}| > 1$ (或等效地, 若 $e_1^2 + e_2^2 - e_0^2 < 0$), 则此产生具有复杂角度的解。在 (12) 中使用 e_0 , e_1 和 e_2 的表达式, 我们得到

$$e_1^2 + e_2^2 - e_0^2 = -4v_2^2 (\lambda_1 \lambda_2 v_0^2 + \lambda_0 \lambda_2 v_1^2 + \lambda_0 \lambda_1 v_2^2)$$

其总是小于零,在至少两个本征值为零时或在 $v_2 = 0$ 时除外。然而,如上文所陈述,不太可能发生至少两个本征值等于零。

[0149] 不可能发生第二状况 $v_2 = 0$ 。等式 $v_2 = 0$ 意味着 $\langle E_2, E^T q \rangle = 0$, 其中 E_2 对应于矩阵 E 的第三列中的本征向量(或等效地, $\langle EE_2, q \rangle$)。然而,此表达式等于 $q_2 \neq 0$ 。因此,若存在在照度改变的方向上的心跳分量 q_2 , 则永远不出现 $v_2 = 0$ 。

[0150] 且最终,类似于二维状况,最佳向量 \hat{z} 的封闭解诠释为

$$\hat{z} = \frac{(S^T S)^{-1} q}{\|(S^T S)^{-1} q\|},$$

其中最佳向量 \hat{z} 总是在心跳轴 q 的正方向上被指引

$$\langle q, \hat{z} \rangle = \frac{q^T (S^T S)^{-1} q}{\|(S^T S)^{-1} q\|} \geq 0,$$

且其中最佳向量 \hat{z} 的最小值等于

$$\left\| \frac{S \hat{z}}{\langle \hat{z}, q \rangle} \right\|^2 = \frac{1}{q^T (S^T S)^{-1} q}.$$

[0151] 最后,在频率区间选择之后所获得的最佳向量 \hat{z} 变成

$$\hat{z} = \frac{(\tilde{S}^* \tilde{S})^{-1} q}{\|(\tilde{S}^* \tilde{S})^{-1} q\|}.$$

[0152] 也应强调此表达式且可将其视为优选的典雅的实施例,此外,其实施本发明的装置或方法是完全简单的。

[0153] 在证实藉由本发明所涵盖的若干替代性样本方法后,参考图 6,其示意性地说明一种用于从特征信号提取信息的方法。

[0154] 最初,在步骤 84 中,接收输入数据流 76a、76b、76c。可处传感器构件 16 或数据缓冲器或储存构件来递送数据流 76a、76b、76c。藉由实例,可藉由随时间 t 的过去而变化的图像帧序列来体现数据流 76a、76b、76c。

[0155] 在后续步骤 86 中,可处理来自输入数据流 76a、76b、76c 的感兴趣信号且将其转移至信号空间,藉此产生预处理数据流 78a、78b、78c。与此有关的处理可包含对物体(输入数据流 76a、76b、76c 来自该物体)的感兴趣区域的检测。此外,步骤 86 也可包含输入数据流 76 a、76b、76c 中所表示的物体的运动的补偿。换言之,可随时间的过去在输入数据流 76a、76b、76c 中追踪指示所期望的信息的感兴趣区域。

[0156] 随后,可将色彩归一化 88 和 / 或照度归一化 90 应用于预处理数据流 78a、78b、78c。因此,可促进提取所期望的信息的问题,藉由实例,这是因为多维问题可转移至具有如由经归一化的预处理数据流 80a、80b、80c 所指示的更少维度的问题。如上文已经提及,色彩归一化 88 可在照度归一化 90 之前,且反之亦然。

[0157] 在后续步骤 92 中,利用从数据流所提取的所俘获信号来执行对减少了干扰的指标元素的确定。如上文所提及,该确定可包含多变量统计方法。此外,可在考虑预定指标元素(诸如,近似地确定的心跳轴)的定向的情况下检测减少了干扰的指标元素。

[0158] 在另一后续步骤 94 中,将指示所期望的信息的所检测的特征指标元素 50、50' 及

50'' 投影至在步骤 92 中所确定的减少了干扰的指标元素中的各个,藉此至少在某种程度上消除特征指标元素 50、50' 及 50'' 的含噪声的分量。以此方式,可产生高程度指示所期望的信息的数据流 82a、82b、82c。

[0159] 在甚至另一后续步骤 96 中,从数据流 82a、82b 及 82c 提取所期望的信息。换言之,分析及提取所投影的特征指标元素的时间脉动。另外,可将带通滤波和 / 或傅里叶域分析应用于所提取的数据,以便进一步增强含噪声的数据中的所期望的信息。可籍由具备振幅轴 102 及频率轴 104 的坐标系统来描绘带通滤波。信号形式被表示于其中,其一些区域(块状区 108a、108b)被抑制或甚至消除,而剩余带宽 106 可得到增强。可设想将进一步分析应用于剩余带宽 106 中所含有的数据。在剩余带宽中,可确定表示所期望的信息的占优势的频率峰值 110。最终,可使以此方式所修改的输出信号在输出界面处可用且经分布以供进一步使用。

[0160] 藉由实例,可在健康护理的领域中应用本发明,例如,不引人注目的远程患者监视、一般监督、安全监视以及所谓的生活方式应用(诸如,健身器材或其类似物)。

[0161] 为此,可设想提取并递送详细的生命信息(例如,心率、心率变化性或甚至呼吸速率)。另一方面,也可递送来自其的信息(例如,藉由实例,生物的存在,或仅仅其图片的存在)。

[0162] 此外,应注意,可设想也应用运动检测或图像追踪以用于监视感兴趣的移动物体。为此,可确定感兴趣图案,例如,可在俘获及后续处理期间追踪的高程度指示性面部区域。在此状况下,在对图案级别而非整个图像帧级别进行求平均值及归一化的情况下可为进一步优选的。

[0163] 尽管已在附图以及前述描述中详细说明及描述了本发明,但该说明及描述将被视为说明性或例示性的而非限制性的;本发明并不限于所公开的实施例。本领域技术人员在实践所主张的本发明时可从对附图、公开内容及附加的权利要求的研究来理解并实现所公开的实施例的其他变化。

[0164] 在权利要求中,词语“包含”不排除其他元素或步骤,且不定冠词“一”不排除复数个。单个元素或其他单元可实现权利要求中所叙述的若干项的功能。在相互不同的从属权利要求中叙述某些措施的仅有事实并不指示不可有利地使用这些措施的组合。

[0165] 计算机程序可储存 / 分布于合适的非暂时性介质(诸如,与其他硬件一起供应或供应作为其他硬件的一部分的光学存储介质或固态介质)上,但也可以以其他形式分布(诸如,经由互联网或者其他有线或无线通信系统)。

[0166] 不应将权利要求中的任何附图标记解释为限制范围。

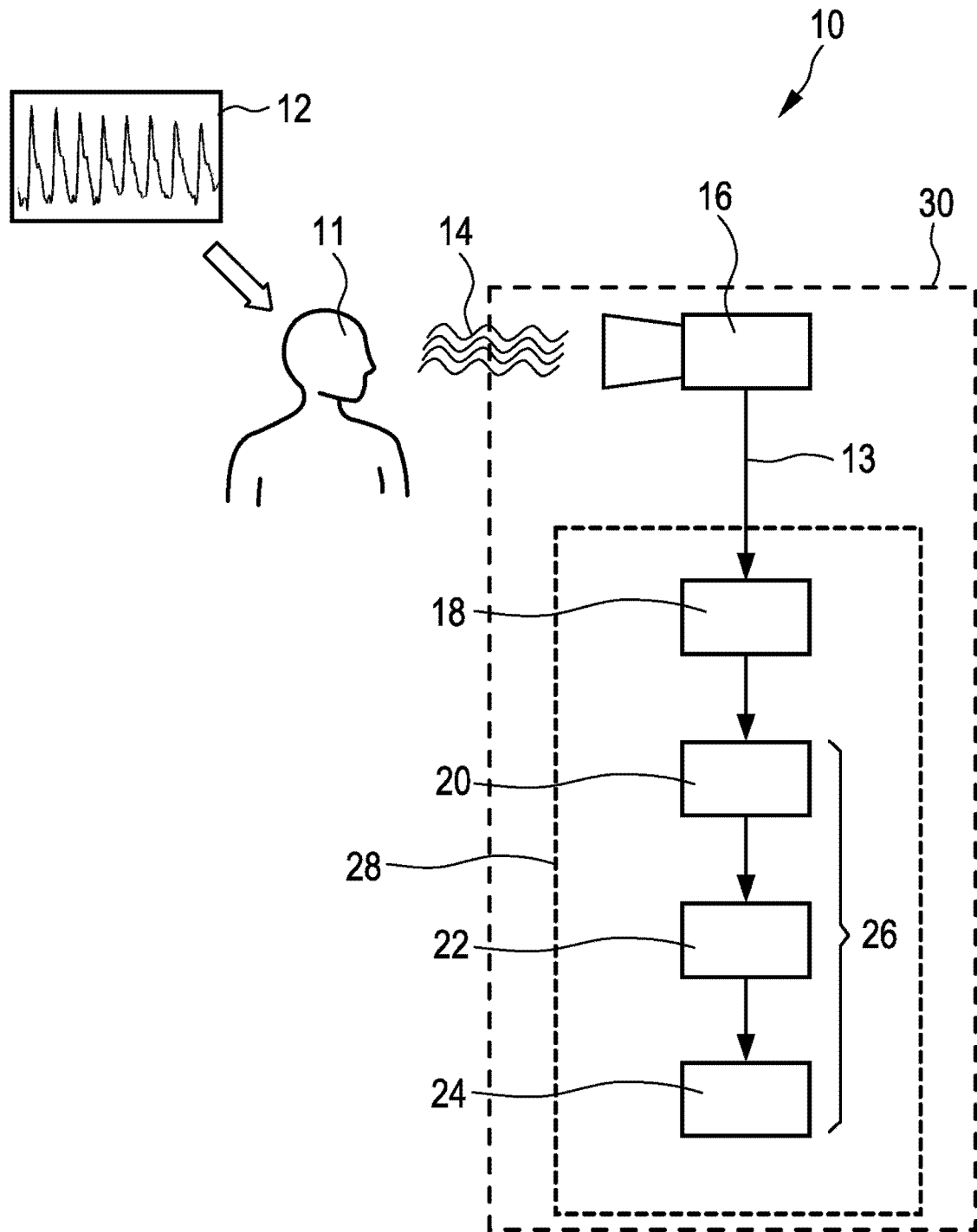


图 1

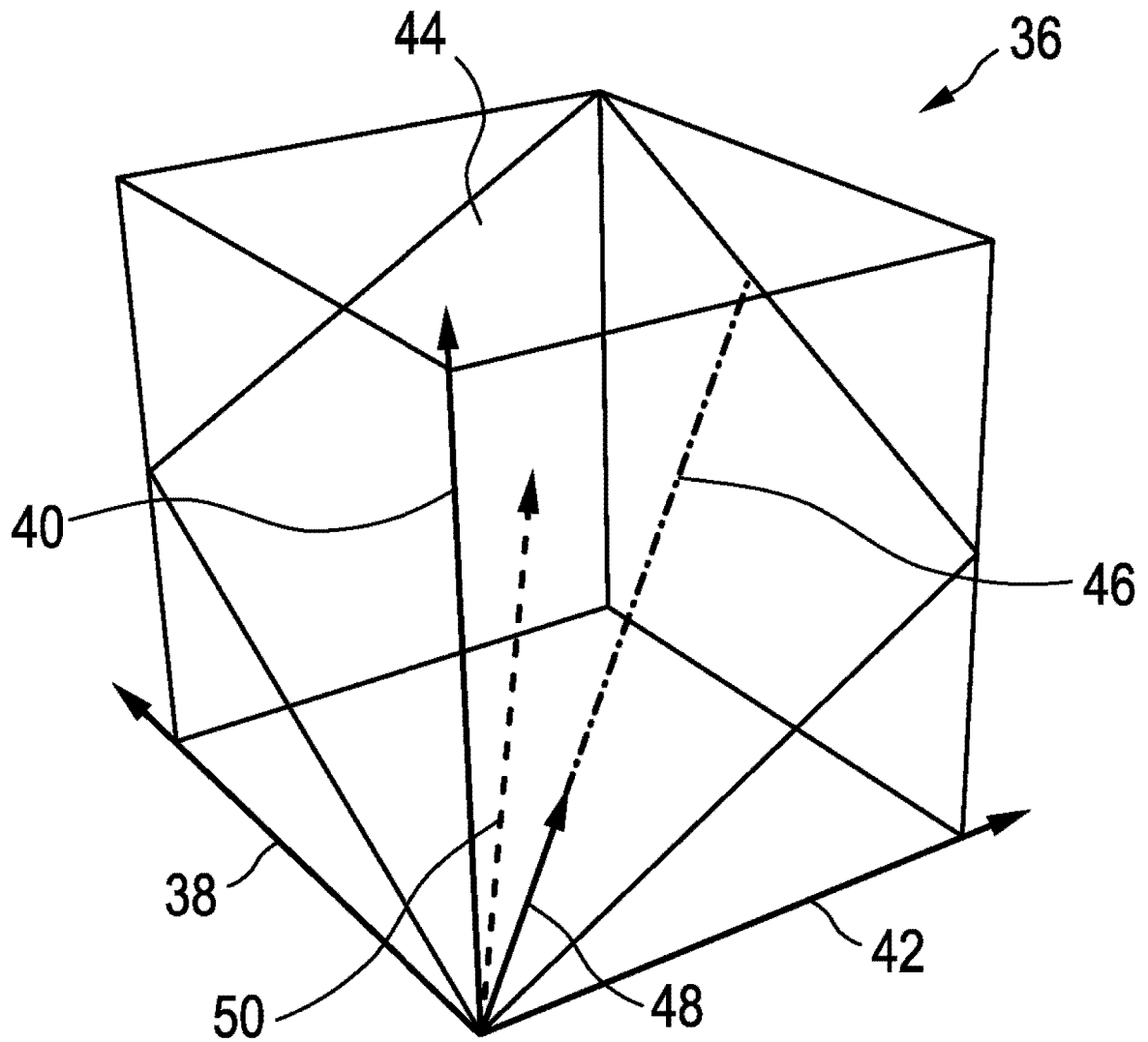


图 2

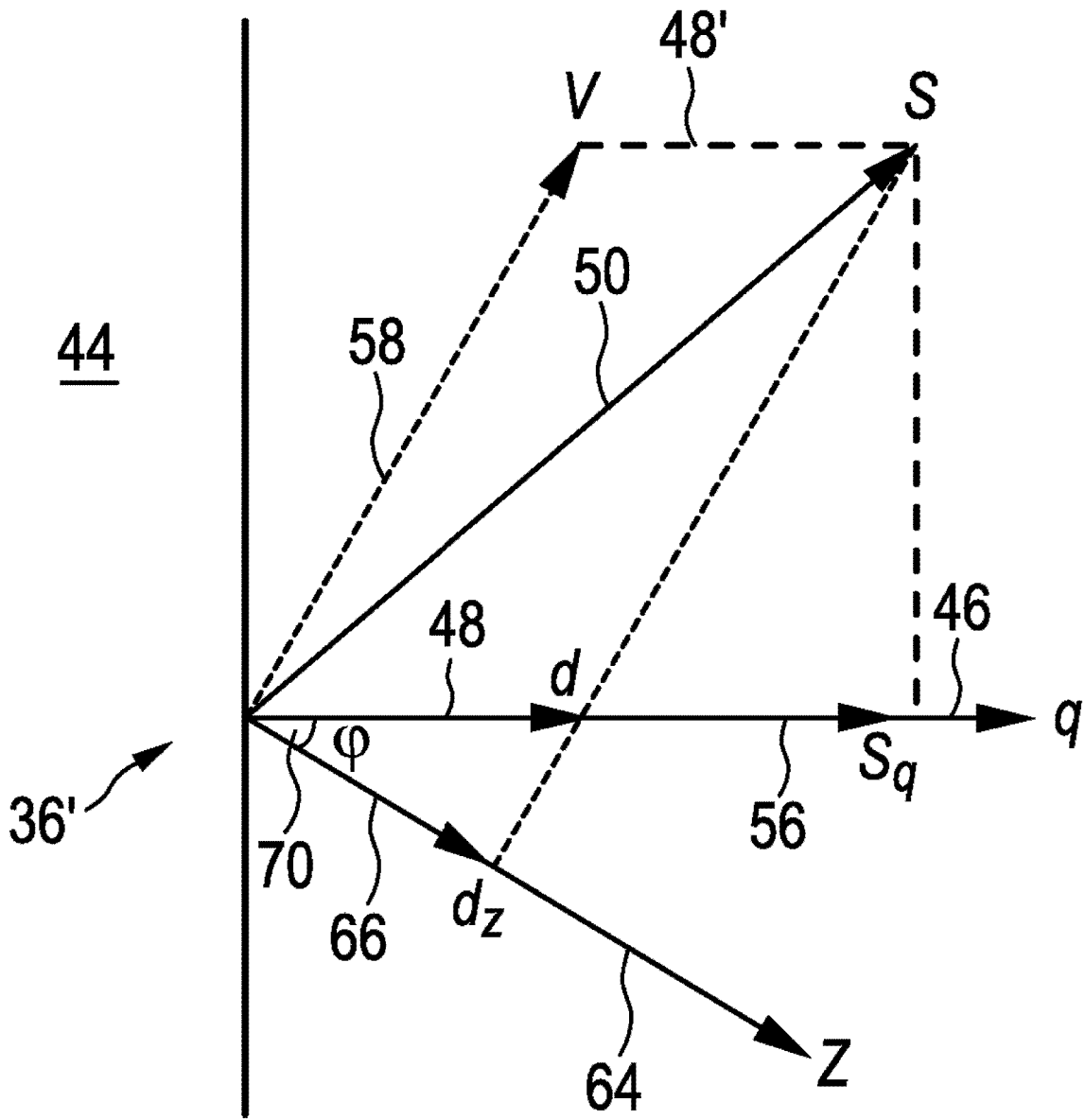


图 3

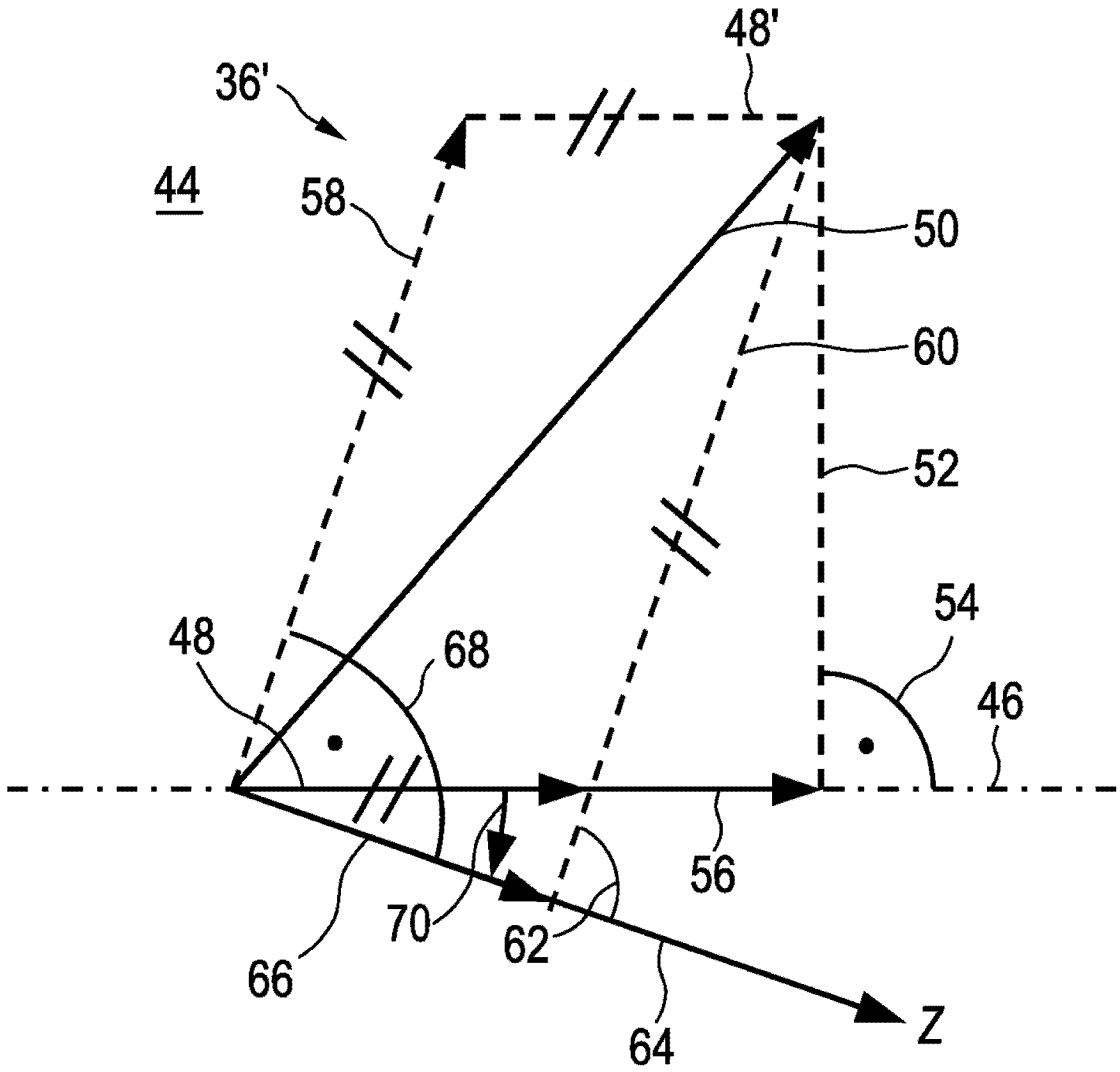


图 4

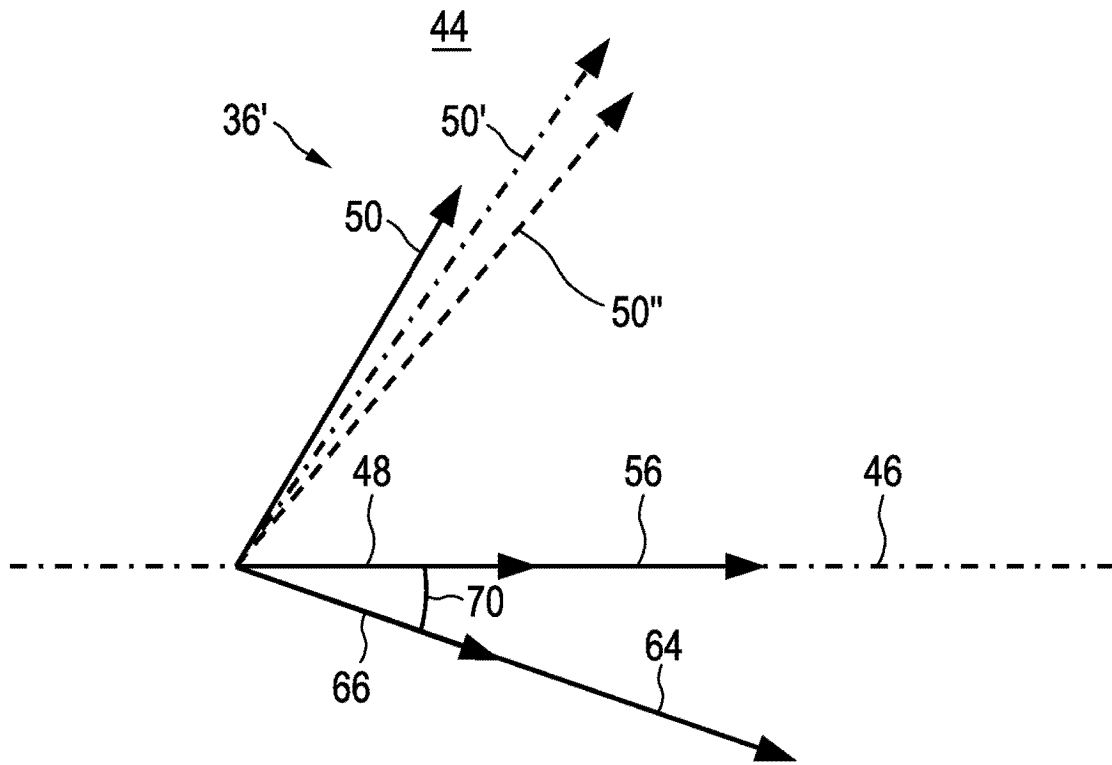


图 5

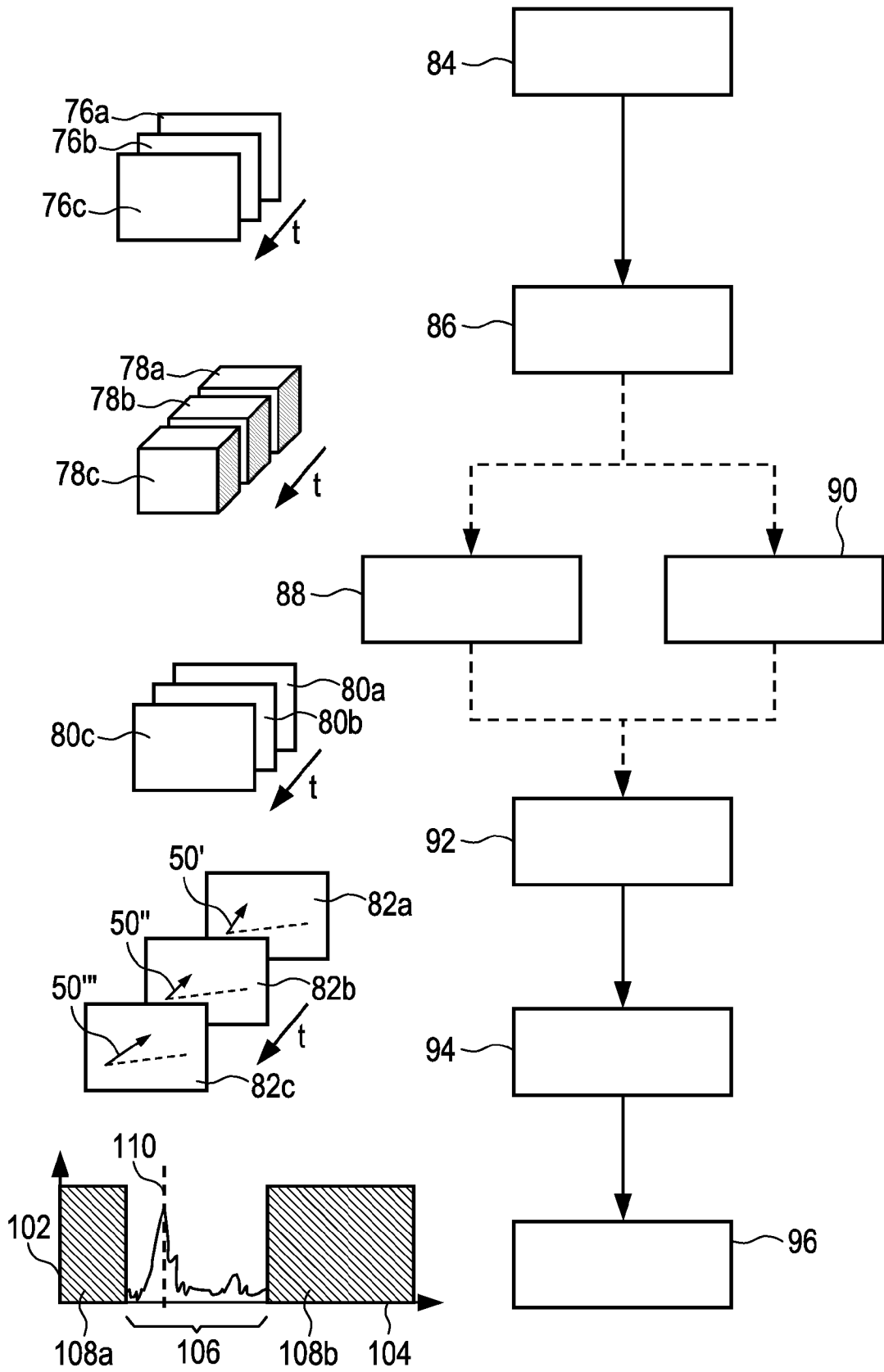


图 6

专利名称(译)	用于从特征信号提取信息的装置和方法		
公开(公告)号	CN103429144A	公开(公告)日	2013-12-04
申请号	CN201280004738.4	申请日	2012-01-04
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	A J 范里斯特 G 德哈安 W 维克鲁伊斯塞		
发明人	A.J.范里斯特 G.德哈安 W.维克鲁伊斯塞		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/02438 A61B5/0064 H04N7/18		
代理人(译)	刘鹏 汪扬		
优先权	2011150151 2011-01-05 EP		
其他公开文献	CN103429144B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于从所检测的特征信号提取信息的装置和方法。接收可来自从物体(11)发射或反射的电磁辐射的数据流(76,78,80,82)且可从中提取随时间的过去而变化的多个特征指标元素(50)。这些指标元素(50)包括指示至少一个至少部分地周期性的生命信号(12)的生理信息(48),以及干扰信号分量(58)。为在很大程度上消除该干扰信号分量(58),可将这些特征指标元素(50)投影至减少了干扰的指标元素(64),该减少了干扰的指标元素(64)关于该干扰信号分量(58)的假设定向具有相异定向。该减少了干扰的指标元素(64)经选择以便反映该干扰信号分量(58)随时间的过去占优势的主要定向及长度。因此,可将以此方式从该数据流(76,78,80,82)所提取的主要地真正的生理信息(48)用于确定该至少一个至少部分地周期性的生命信号(12)。

