



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110753515 A

(43)申请公布日 2020.02.04

(21)申请号 201880032949.6

(22)申请日 2018.05.17

(30)优先权数据

17171812.5 2017.05.18 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.11.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2018/062841 2018.05.17

(87)PCT国际申请的公布数据

W02018/210985 EN 2018.11.22

(71)申请人 普瑞温迪克斯有限责任公司

地址 德国耶拿

(72)发明人 托马斯·许布纳

(74)专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

代理人 王萍 杨林森

(51)Int.Cl.

A61B 5/024(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/021(2006.01)

A61B 5/08(2006.01)

A61B 5/1455(2006.01)

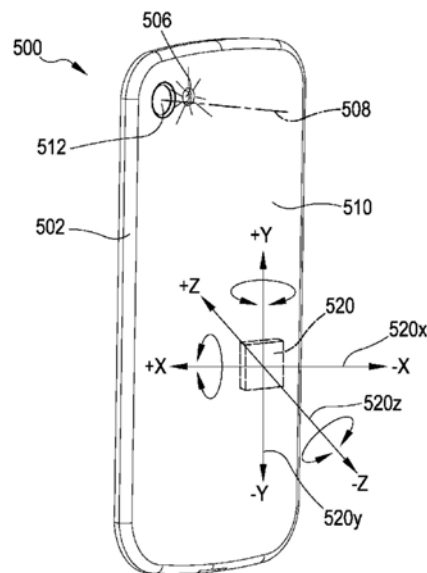
权利要求书4页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

光体积描记图形数据的可靠获取

(57)摘要

公开了一种用于确定表示对象的生命体征的脉搏波信号的装置。该装置包括：控制单元；第一传感器，其耦接至控制单元并且被配置成用于发射指示对象的脉搏波的第一信号；以及第二传感器，其耦接至控制单元并且被配置成用于检测所述装置经受的运动并用于基于所检测到的运动发射第二信号。控制单元被配置成：接收来自第一传感器的第一信号，基于第一信号确定脉搏波信号，接收来自第二传感器的第二信号，以及基于第二信号确定可靠性信号。可靠性信号指示第一信号的可靠性。



1. 一种用于确定表示对象的生命体征的脉搏波信号的装置(500),所述装置包括:
 - 控制单元(530);
 - 第一传感器(512),所述第一传感器耦接至所述控制单元并且被配置成用于发射指示对象的脉搏波的第一信号;
 - 第二传感器(520),所述第二传感器耦接至所述控制单元,并且被配置成用于检测所述装置经受的运动并用于基于所检测到的运动来发射第二信号;其中所述控制单元被配置成:
 - 接收来自所述第一传感器(512)的所述第一信号;
 - 基于所述第一信号确定脉搏波信号;
 - 接收来自所述第二传感器(520)的所述第二信号;以及
 - 基于所述第二信号确定可靠性信号,所述可靠性信号指示所述第一信号的可靠性。
2. 根据前述权利要求所述的装置,其中,所述可靠性信号还指示所述脉搏波信号的可靠性。
3. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中:
 - 所述控制单元(530)还被配置成基于所述脉搏波信号确定一个或更多个相关性值;并且
 - 且
 - 确定所述可靠性信号还基于所述一个或更多个相关性值。
4. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中:
 - 所述控制单元(530)还被配置成基于所述脉搏波信号确定一个或更多个灌注指数;并且
 - 且
 - 确定所述可靠性信号还基于所述一个或更多个灌注指数。
5. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中:
 - 所述控制单元(530)还被配置成基于所述脉搏波信号确定一个或更多个频谱;并且
 - 确定所述可靠性信号还基于所述一个或更多个频谱。
6. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述控制单元(530)还被配置成基于所述脉搏波信号和所述可靠性信号来确定验证的脉搏波信号。
7. 根据前一权利要求所述的装置,其中,确定所述验证的脉搏波信号包括以下中的一个或更多个:
 - 基于所述可靠性信号选择性地丢弃所述脉搏波信号的一个或更多个部分,以及基于没有所述脉搏波信号的所丢弃的一个或更多个部分的所述脉搏波信号来确定所述验证的脉搏波信号;以及
 - 基于所述可靠性信号选择性地选择所述脉搏波信号的一个或更多个部分,以及基于所述脉搏波信号的所选择的一个或更多个部分来确定所述验证的脉搏波信号。
8. 根据前述两项权利要求所述的装置,其中,确定所述验证的脉搏波信号包括:
 - 基于所述可靠性信号选择性地将信号质量指数(SQI)分配给所述脉搏波信号的一个或更多个部分;其中
 - 确定所述验证的脉搏波信号排他地基于所述脉搏波信号的所述一个或更多个部分,其中,所述脉搏波信号的所述一个或更多个部分中的每个部分为所述每个部分分配了满足最低要求的信号质量指数。

9. 根据前一权利要求所述的装置,其中:
- 所述信号质量指数包括以下中之一者或更多者:
 - 一个或更多个离散值,所述一个或更多个离散值可选地选自离散值的预定组合;以及
 - 数值,所述数值可选地落在范围从最小值到最大值的预定数值的范围内。
10. 根据前述两项权利要求中任一项所述的装置,其中
- 满足最低要求包括以下中的一个或更多个:
 - 超过最小值,
 - 落在由最小值和最大值限定的范围内,以及
 - 不超过最大值。
11. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中,所述第二传感器(520)被配置成检测以下中的一个或更多个:
- 沿第一轴(520x,520y,520z)的第一加速度;
 - 沿第二轴(520x,520y,520z)的第二加速度;
 - 沿第三轴(520x,520y,520z)的第三加速度;
 - 绕所述第一轴(520x,520y,520z)的第一旋转;
 - 绕所述第二轴(520x,520y,520z)的第二旋转;以及
 - 绕所述第三轴(520x,520y,520z)的第三旋转。
12. 根据前一权利要求所述的装置,其中:
- 确定所述可靠性信号还基于所述第一加速度、所述第二加速度和/或所述第三加速度。
13. 根据前一权利要求所述的装置,其中,确定所述可靠性信号包括确定所述第一加速度、所述第二加速度和/或所述第三加速度是否超过预定的加速度阈值。
14. 根据前述权利要求中任一项所述的装置,其中
- 确定所述可靠性信号还基于所述第一旋转、所述第二旋转和/或所述第三旋转。
15. 根据前一权利要求所述的装置,其中,确定所述可靠性信号包括确定所述第一旋转、所述第二旋转和/或所述第三旋转是否超过预定的旋转阈值。
16. 根据前述权利要求3至6、12以及14所述的装置,其中
- 所述控制单元(530)还被配置成针对所述脉搏波信号的至少一部分:
- 基于以下中之一者或更多者确定指示与所述脉搏波信号的所述至少一部分有关的信号质量的值:
 - 所述一个或更多个相关性值;
 - 所述一个或更多个灌注指数;以及
 - 所述一个或更多个频谱;
 - 确定与所述脉搏波信号的所述至少一部分有关的所述第一加速度、所述第二加速度和/或所述第三加速度;以及
 - 确定与所述脉搏波信号的所述至少一部分有关的所述第一旋转、所述第二旋转和/或所述第三旋转;并且其中
- 所述控制单元还被配置成通过确定以下来基于所述脉搏波信号的所述至少一部分确定所述验证的脉搏波信号:
- 指示信号质量的所述值超过预定的信号质量阈值;

-所述第一加速度、所述第二加速度和/或所述第三加速度不超过预定的加速度阈值；
以及

-所述第一旋转、所述第二旋转和/或所述第三旋转不超过预定的旋转阈值。

17. 根据前述权利要求中任一项所述的装置，其中：

所述装置还包括主体 (502)，所述主体被配置成承载所述控制单元、所述第一传感器 (512) 和所述第二传感器 (520)。

18. 根据前述权利要求中任一项所述的装置，其中

所述第一传感器 (512) 被配置成用于检测从所述对象的组织反射和/或透过所述对象的组织的光；并且其中，发射所述第一信号是基于所检测到的光。

19. 根据前述权利要求中任一项所述的装置，其中

所述第一传感器 (512) 包括光学传感器、CCD传感器、心率监测器 (HRM) 中的一者或更多者。

20. 根据前述权利要求中任一项所述的装置，其中

所述第二传感器 (520) 包括加速度计、磁力计和陀螺仪中的一者或更多者。

21. 根据前述权利要求中任一项所述的装置，还包括光源 (506)，所述光源耦接至所述控制单元 (530) 并且被配置成对所述对象的组织进行照明。

22. 根据前一权利要求所述的装置，其中，所述控制单元 (530) 被配置成控制所述光源 (506) 选择性地对所述对象的组织进行照明。

23. 根据前一权利要求所述的装置，其中：

-所述光源 (506) 紧邻所述第一传感器 (512) 布置；并且/或者

-所述光源 (506) 被配置成用于对被定位成与所述第一传感器 (512) 紧邻或接触的所述对象的组织进行照明。

24. 根据前述权利要求中任一项所述的装置，其中，所述控制单元 (530) 被配置成：

控制所述第一传感器 (512) 发射所述第一信号；以及/或者

控制所述第二传感器 (520) 发射所述第二信号。

25. 根据前述权利要求中任一项所述的装置 (500)，其中：

所述脉搏波信号表示所述对象的心跳；并且

所述控制单元 (530) 还被配置成执行如下步骤：

选择所述脉搏波信号的指示多个心动周期的部分；

针对所述脉搏波信号的指示多个心动周期的所述部分：

-基于所述脉搏波信号的指示多个心动周期的所述部分的脉搏波信号来确定血压变异性和/或血压；

-基于所述脉搏波信号的指示多个心动周期的所述部分的脉搏波信号来确定呼吸率变异性和/或呼吸率；以及

-基于所述脉搏波信号的指示多个心动周期的所述部分的脉搏波信号来确定心律、心率变异性和心率中的一者或更多者。

26. 根据前一权利要求所述的装置 (500)，其中，所述脉搏波信号的指示多个心动周期的所述部分指示在至少1分钟、优选地至少3分钟、更优选地至少5分钟的连续时段内的多个心动周期。

27. 根据前述权利要求中任一项所述的装置(500), 其中, 所述控制单元(530)还被配置成执行如下步骤:

基于相应参考值和所述血压变异性、所述呼吸率变异性、所述心率变异性中至少之一来确定至少一个相关性值; 以及

基于所述至少一个相关性值来确定所述对象的医疗状况。

28. 根据前述两项权利要求中任一项所述的装置, 其中, 指示多个心动周期的所述脉搏信号与彼此直接连续的多个心动周期相关。

光体积描记图形数据的可靠获取

技术领域

[0001] 本发明涉及表示对象的生命信号的光体积描记图形数据的可靠获取。该处理包括确定记录的脉搏波是否满足预定的质量要求。基于随后的脉搏波形分析,可以确定和处理与例如人类对象的心律、心率、呼吸率和/或血压有关的数据。

背景技术

[0002] 光体积描记图 (photoplethysmogram, PPG) 是光学地获得的体积描记图,是器官的体积测量。PPG可以通过使用脉搏血氧仪获得,该脉搏血氧仪对对象的皮肤或其他组织照明并且测量光吸收的变化。常规的脉搏血氧仪通常监视血液向皮肤的真皮和皮下组织的灌注。指示对象的生命信号的脉搏波数据或脉搏波信号被认为表示光体积描记图。

[0003] 在每个心动周期中,心脏都会将血液泵送到外周。即使相应的压力脉冲从心脏经过血管系统并朝向器官例如人类对象的皮肤行进时在某种程度上减弱了,但残余压力脉冲仍足够强以便扩大皮下组织中的动脉和小动脉。

[0004] 由压力脉冲引起的体积变化可以通过利用来自发光二极管(LED)的光对皮肤照明并通过测量透射或反射到光电二极管的光量来检测。每个心动周期呈现为峰值。因为流向皮肤的血液可以通过多种其他生理系统进行调节,所以PPG也可以用于监视呼吸、血容量不足和其他循环状况。另外,PPG波形的形状因对象而不同,并且随脉搏血氧仪附件的位置和方式而变化。

[0005] “Photoplethysmogram signal quality estimation using repeated Gaussian filters and cross-correlation”, W.Karlen、K.Kobayashi、J.M.Ansermino和 G.A.Dumont, *Physiol.Meas.* 33 (2012) 1617-1629, 公开了脉搏血氧仪,即无创地测量心率和血氧饱和度(SpO₂)、通常容易产生伪影的监视器,伪影对测量结果的准确度产生负面影响并且会导致大量的错误警报。描述了如下算法,该算法将脉搏血氧仪信号分割为脉冲并且实时估计信号质量。该算法迭代地计算范围从0至100的信号质量指数(Signal Quality Index, SQI)。在存在伪影和不规则信号形态的情况下,该算法输出低的SQI数。脉冲分割算法使用信号的导数来找到脉冲斜率,并且使用自适应的重复的高斯滤波器组来选择正确的斜率。连续脉冲段的互相关性用于估计信号质量。使用两个不同基准数据集的实验结果显示出良好的脉冲检测率,其中灵敏度为96.21%以及阳性预测值为99.22%,这与可用的参考算法相当。与干净信号期间的SQI值相比,在存在伪影的情况下,SQI算法有效,并且产生显著较低的SQI值。SQI算法可能有助于指导未经培训的脉搏血氧仪用户并且也有助于设计用于生成智能警报的高级算法。

[0006] “Optimal Signal Quality Index for Photoplethysmogram Signals”, Mohamed Elgendi, *Bioengineering* 2016, 3, 21, 公开了经由移动设备收集的光体积描记图(PPG)信号可能容易产生对测量准确度产生负面影响的伪影,这会导致大量误导性诊断,并且将开发出最优信号质量指数(SQI)识别为对来自这样的设备的信号质量进行分类所必不可少的。基于以下开发和测试了八个SQI:灌注、峰度、偏度、相对功率、非平稳性、零交叉、熵和收

缩波检测器的匹配。两个独立的注释器对所有PPG数据进行了注释(106条记录,每条60秒),并且第三方专家对差异进行了裁决。独立的注释器利用以下标记之一来标记每个PPG信号:优异、可接受或不适宜诊断。使用马氏距离、线性判别分析、二次判别分析和带有留一法交叉验证的支持向量机来对所有指数进行比较。偏度指数在区分优异PPG和可接受、与不适宜组合的可接受以及不适宜记录方面胜过其他七个指数,其中总体F1得分分别为86.0%、87.2%和79.1%。

[0007] 本发明的目的是提供一种用于可靠地获取表示对象的生命信号的光体积描记图形数据的装置。该装置便于确定记录的脉搏波是否满足预定的质量要求,使得不满足预定的质量要求的脉搏波数据可以被丢弃或忽略。从记录的脉搏波中,可以以无创方式确定对象的生物学参数,例如心率、呼吸、血压及其变异性。

[0008] 另一目的是提供一种用于可靠地获取表示对象的生命信号的光体积描记图形数据并且用于以更高的准确度确定对象的生物学参数及其变异性的装置。

[0009] 另一目的是提供一种用于可靠地获取表示对象的生命信号的光体积描记图形数据的装置,其中,所获取的光体积描记图形数据具有提高的质量。例如,该装置提供所获取的光体积描记图形数据,该数据基本上没有不需要的数据获取伪影,诸如测量伪影。这样的伪影包括不准确的数据或因测量错误而受损的数据。

[0010] 特别地,该装置是移动设备,并且优选地是设置有光源和光学传感器的常规智能电话。

发明内容

[0011] 根据本发明,在第一方面,提供了一种用于确定表示对象的生命体征的脉搏波信号的装置。该装置包括:控制单元;第一传感器,其耦接至控制单元并且被配置成用于发射指示对象的脉搏波的第一信号;以及第二传感器,其耦接至控制单元并且被配置成用于检测装置经受的运动并用于基于所检测到的运动发射第二信号。控制单元被配置成接收来自第一传感器的第一信号,基于第一信号确定脉搏波信号,接收来自第二传感器的第二信号,以及基于第二信号确定可靠性信号。可靠性信号指示第一信号的可靠性。

[0012] 在根据第一方面的第二方面中,可靠性信号还指示脉搏波信号的可靠性。可选地,控制单元(530)还被配置成基于脉搏波信号确定一个或更多个相关性值,并且确定可靠性信号还基于一个或更多个相关性值。

[0013] 在根据前述方面中任一项的第三方面中,控制单元还被配置成基于脉搏波信号确定一个或更多个灌注指数,并且确定可靠性信号还基于一个或更多个灌注指数。

[0014] 在根据前述方面中任一项的第四方面中,控制单元还被配置成基于脉搏波信号确定一个或更多个频谱,并且确定可靠性信号还基于一个或更多个频谱。

[0015] 在根据前述方面中的任一项的第五方面中,控制单元还被配置成基于脉搏波信号和可靠性信号来确定验证的脉搏波信号。

[0016] 在根据前述方面的第六方面中,确定经验证的脉搏波信号包括以下中的一个或更多个:基于可靠性信号选择性地丢弃脉搏波信号的一个或更多个部分,以及基于没有脉搏波信号的所丢弃的一个或更多个部分的脉搏波信号来确定经验证的脉搏波信号;以及基于可靠性信号选择性地选择脉搏波信号的一个或更多个部分,以及基于脉搏波信号的所选择

的一个或更多部分来确定经验证的脉搏波信号。

[0017] 在根据方面5的第七方面中,确定经验证的脉搏波信号包括:基于可靠性信号选择性地将信号质量指数(SQI)分配给脉搏波信号的一个或更多部分。确定经验证的脉搏波信号排他地基于脉搏波信号的一个或更多部分,其中,脉搏波信号的一个或更多部分中的每个部分为其分配了满足最低要求的信号质量指数。

[0018] 在根据前述方面的第八方面中,信号质量指数包括以下中的一者或更多者:一个或更多离散值,所述一个或更多离散值可选地选自离散值的预定组合;以及数值,该数值可选地落在范围从最小值到最大值的预定数值的范围内。

[0019] 在根据前述两个方面中任一项的第九方面中,满足最低要求包括以下中的一个或更多:超过最小值,落在由最小值和最大值限定的范围内,以及不超过最大值。

[0020] 在根据前述方面中任一项的第十方面中,第二传感器被配置成检测以下中的一个或更多:沿第一轴的第一加速度;沿第二轴的第二加速度;沿第三轴的第三加速度;绕第一轴的第一旋转;绕第二轴的第二旋转;以及绕第三轴的第三旋转。

[0021] 在根据前述方面中任一项的第十一方面中,确定可靠性信号还基于第一加速度、第二加速度和/或第三加速度。可选地,确定可靠性信号包括确定第一加速度、第二加速度和/或第三加速度是否超过预定的加速度阈值。可替选地或另外,确定可靠性信号还基于第一旋转、第二旋转和/或第三旋转。可选地,确定可靠性信号包括确定第一旋转、第二旋转和/或第三旋转是否超过预定的旋转阈值。在根据方面2至5以及11的另一方面中,控制单元还被配置成针对脉搏波信号的至少一部分进行以下操作:基于一个或更多相关性值、一个或更多灌注指数以及一个或更多频谱中的一者或更多者确定指示与脉搏波信号的至少一部分有关(pertain)的信号质量的值;确定与脉搏波信号的至少一部分有关的第一加速度、第二加速度和/或第三加速度;以及确定与脉搏波信号的至少一部分有关的第一旋转、第二旋转和/或第三旋转。根据这另一方面,控制单元还被配置成通过确定以下来基于脉搏波信号的至少一部分确定经验证的脉搏波信号:指示信号质量的值超过预定的信号质量阈值;第一加速度、第二加速度和/或第三加速度不超过预定的加速度阈值;以及第一旋转、第二旋转和/或第三旋转不超过预定的旋转阈值。

[0022] 在根据前述方面中任一项的第十二方面中,装置还包括主体,该主体被配置成承载控制单元、第一传感器和第二传感器。

[0023] 在根据前述方面中任一项的第十三方面中,第一传感器被配置成用于检测从对象的组织反射和/或透过对象的组织的光,并且发射第一信号是基于所检测到的光。

[0024] 在根据前述方面中任一项的第十四方面中,第一传感器包括光学传感器、CCD传感器、心率监测器(HRM)中的一者或更多者。

[0025] 在根据前述方面中任一项的第十五方面中,装置还包括光源,该光源耦接至控制单元并且被配置成对对象的组织进行照明。可选地,控制单元被配置成控制光源选择性地对对象的组织进行照明。

[0026] 在根据前述方面的第十六方面中,光源紧邻第一传感器布置,并且/或者光源被配置成用于对被定位成与第一传感器紧邻或接触的对象组织进行照明。

[0027] 在根据前述方面中任一项的第十七方面中,第二传感器包括加速度计、磁力计和陀螺仪中的一者或更多者。

[0028] 在根据前述方面中任一项的第十八方面中,控制单元被配置成控制第一传感器发射第一信号,以及/或者控制第二传感器发射第二信号。

[0029] 在根据前述方面中任一项的第十九方面中,脉搏波信号表示对象的心跳,并且控制单元还被配置成执行如下步骤:选择脉搏波信号的指示多个心动周期的部分;以及针对脉搏波信号的指示多个心动周期的部分:基于脉搏波信号的指示多个心动周期的部分的脉搏波信号来确定血压变异性和/或血压;基于脉搏波信号的指示多个心动周期的部分的脉搏波信号来确定呼吸率变异性和/或呼吸率;以及基于脉搏波信号的指示多个心动周期的部分的脉搏波信号来确定心律、心率变异性和心率中的一者或更多者。

[0030] 在根据前述方面的第二十方面中,脉搏波信号的指示多个心动周期的部分指示在至少1分钟、优选地至少3分钟、更优选地至少5分钟的连续时段内的多个心动周期。

[0031] 在根据前述方面的第二十一方面中,控制单元还被配置成执行如下步骤:基于相应参考值和血压变异性、呼吸率变异性、心率变异性中至少之一来确定至少一个相关性值;以及基于至少一个相关性值来确定对象的医疗状况。

[0032] 在根据前述两个方面中任一项的第二十二方面中,指示多个心动周期的脉搏波信号与彼此直接连续的多个心动周期相关。

[0033] 用于确定表示对象的生命信号的光体积描记图形数据的装置的优点包括,可以以提高的准确度和/或可靠性来获取光体积描记图形数据。

[0034] 优点还包括,该装置便于确定记录的脉搏波是否满足预定的质量要求。基于此,可以以提高的准确度和/或可靠性对记录的脉搏波进行进一步处理。

[0035] 优点还包括,该装置便于以提高的准确度和/或可靠性来确定与例如人类对象的心律、心率、呼吸率和/或血压有关的数据。

附图说明

[0036] 图1包含根据本发明的用于获取光体积描记图形数据的方法的流程图;

[0037] 图1A示出了可以根据图1的方法使用的示例性移动设备;

[0038] 图1B示出了人类对象与图2中示出的移动设备的交互;

[0039] 图2示出了基于确定灌注指数来确定信号质量;

[0040] 图3、图4和图5示出了基于获取的脉搏波信号确定SQI的若干步骤;

[0041] 图6示出了基于去趋势的脉搏波信号来确定峰值计数;以及

[0042] 图7A和图7B示出了基于执行峰值计数来确定信号质量。

具体实施方式

[0043] 图1包含根据本发明的用于使用具有视频记录能力的移动设备记录脉搏波数据的方法100的流程图。移动通信设备,特别是所谓的智能电话,具有超越仅仅电信的广泛能力。例如,大多数移动电话通常设置有可以捕获静止图像和视频的数码相机,并且设置有用于低光场景的相应光源。一般地,可以通过利用光学传感器检测从光源发出且由对象的手指反射的光来记录脉搏波。在一个实施方式中,使用配备有数码相机(如,用作光学传感器)和LED灯(如,用作光源)的通用移动设备来获得脉搏波数据。例如从放置在光学传感器和光源上的手指组织反射由光源发出的光,并且光的性质(如强度、色相、亮度、饱和度)被手指肢

端血流影响(如被调整或者被改变)。

[0044] 然而,以这种方式记录的脉搏波数据容易产生测量误差,例如当对象移动手指或者设备时,或者当对象改变手指和/或使用的设备的相对位置时。由于光学测量结果是基于反射光(或者穿过组织扩散的光)的光学性质的非常小的变化,所以测量参数的微小变化可能会极大地影响测量的质量。例如,对象可以改变他们手指在设备上的压力,从而改变流经手指的血流强度、由手指反射的光的强度或其他性质、以及/或者光进入组织的程度。这些影响中的任何一种都可能极大地改变测量结果,并且因此可能使记录的脉搏波数据对进一步的处理无用。在其他情况下,改变肢端的位置(如举起手臂或改变手的位置)也可能导致类似的效果,从而可能使记录的脉搏波数据对进一步处理无用。这同样适用于设备和手指的相对位置的改变。

[0045] 所有上述的情况通常都需要设备的运动,例如加速度(包括如振动)、平移或者旋转,使得检测这样的运动可以提供关于测量结果或者一系列测量结果的可靠性的信息。术语“可靠性”被理解为指示特定目的的适合性或者适宜性。因此,在本文的范围内,指示信号可靠性的可靠性信号意味着:如果可靠性信号表明,对于信号的一部分,所述信号是(足够)可靠的,那么可以假定与信号的一部分有关的数据(足够)准确以及/或者处理与信号的一部分有关的数据将呈现(足够)准确的结果。应当理解,可靠性包括指示对特定目标适合或者合适的任何预定的质量或者性能。此外,可靠性可以根据需要例如通过映射到一系列离散值(如,“好”、“坏”)、值的范围(如从1到10的整数、诸如 $[0.0, \dots, 1.0]$ 的小数值等),或者任何其他允许进一步处理的(数字)表示被量化。

[0046] 方法100包括基本上同时执行的两个过程。为了获取指示脉搏波信号的信号质量的可靠性信号,执行第一过程(参见步骤102'和116')。为了获取形成用于进一步处理的基础的原始脉搏波信号,执行第二过程(参见步骤102至116)。可靠性信号可以包括关于时间的连续信号或者一系列离散值。在两种情况下,可以根据连续信号或者一个或更多个离散值(如,通过插值)对于任意时间点确定可靠性值。下面描述这两个过程。

[0047] 在第一过程中,在步骤102'处,获取来自加速度计520(参见图1A)的数据。加速度计数据可以包括加速度数据(如,沿移动设备和/或加速度计的X、Y和Z轴中的一个或更多个)、运动数据(如,沿X、Y和Z轴中的一个或更多个)、和旋转数据(如,关于X、Y和Z轴中的一个或更多)中的一个或更多个。

[0048] 在一个实施方式中,以三维向量形式获取加速度计数据,向量包括沿三个轴X、Y、和Z的加速度数据。在一些实施方式中,可以以n维向量形式获取加速度计数据,所述向量包括加速度、运动和旋转数据中的一者或更多者。

[0049] 在以三维向量的形式获取加速度计数据的实施方式中,加速度数据包括多个三维向量。每个向量设置有时间戳,允许使另一带有时间戳的值或测量结果(如,使时间点被多个向量覆盖的参数测量结果)与相应向量相关。

[0050] 在步骤116'中,基于加速度数据获得可靠性信号。加速度数据可以以加权的方式处理,其中,关于特定的轴(如X、Y或Z)的加速度数据可以与其他轴采用不同的加权。以这种方式,可以认为沿一个轴的加速度(或运动、或旋转)对任何所做的测量更加(或更少)不利,并且因此用更高(或更低)因子被加权。

[0051] 此外,对多个向量的每个三维向量可以获得单个量级,以便获得每个向量的单个

带有时间戳的值。这可以包括基于每个向量计算平方根。这还可以包括忽略测量的加速度计数据可能固有的(单个)异常值。注意,确定加速度值所基于的相应等式可以取决于例如所用设备的类型。一些设备配备有标准的加速度计,而其他一些设备配备有更复杂的集成传感器,例如加速度计、磁力计和/或陀螺仪。根据设备的各个部件,可以采用不同的对应的方法以确定加速度值。

[0052] 在一个实施方式中,基于集成传感器(包括加速度计、磁力计和陀螺仪)确定单个加速度值,所述集成传感器提供三个加速度值 x_{Acc} 、 y_{Acc} 和 z_{Acc} 。以规律的间隔——如每秒一次——确定三个值,并且指示由设备用户引起的运动的值 $userMotion$ 基于等式:

$$userMotion = \sqrt{x_{Acc}^2 + y_{Acc}^2 + z_{Acc}^2} * 9.81 \frac{m}{s^2}。该值设置有时间戳并且存储在存储单元中。$$

[0053] 在另一实施方式中,仅基于加速度计确定单个加速度值,所述加速度计提供三个加速度值 x_{Acc} 、 y_{Acc} 和 z_{Acc} 。以规律的间隔——如每秒一次——确定三个值,并且指示由设备

$$userMotion = \left\| \sqrt{x_{Acc}^2 + y_{Acc}^2 + z_{Acc}^2} - 9.81 \frac{m}{s^2} \right\|。$$

该值设置有时间戳并且存储在存储单元中。

[0054] 为了确定来自加速度计数据的可靠性数据,加速度计数据或修改后的加速度计数据与预定的阈值比较。如果加速度值超过预定的阈值,与超过预定值的加速度计数据的时间戳对应的时间点的相应可靠性值被设置为与“不可靠”状态相关联的值(如数值,诸如“0”)。以这种方式,基于相应的可靠性值,可以丢弃在相同时间点充分测量或记录的脉搏波数据的值。可靠性数据包括带有时间戳的可靠性值。可靠性值可以包括整数(如0=不可靠、1=可靠)或小数(如,从0.0到1.0的范围,从而表示不同的可靠性;0.7可以认为是相对可靠的)。注意,为了定义信号的可靠性,可以使用任何定量(如数值、值、值范围或范围)或者定性(如预定义类别、状态或特性)的表示。

[0055] 上述实施方式实现了获取的脉搏波数据被认为可靠或不可靠的局部确定。这意味着,对于每个记录或数据集,与特定的时间点有关的记录或数据集,可以仅基于与相应时间点相关联的相应的可靠性值,而不考虑在邻近的时间段(如,时间点之前或者之后)确定的可靠性值来确定记录或数据集是可靠还是不可靠。在一些实施方式中,为了如对异常值或测量伪影进行滤除,可以在一段时间内对可靠性值进行平均。在这些实施方式中,可靠性值还可以基于经插值的值,以便能够提供任何时间点而不仅仅是加速度计数据被获取的各个时间点——的经平均和/或插值的可靠性值。

[0056] 在第二过程中,在步骤102处,对象优选地在不接触光源的情况下将手指放在移动设备的相机上,使得光源发出的光对肢端血流照明,并且被反射或分散以及被相机随后检测。由此产生的视频信号被记录和存储在设备的存储单元中。替选地,可以直接处理视频信号(如视频流),而不需要将脉搏波数据存储在存储单元中。关于步骤102,注意到在一些实施方式中,可以使用外部光源,使得移动设备不需要提供相应的光源。这些实施方式可以基于外部(人工或自然出现的)光源(如外部灯或阳光)。

[0057] 在关于图1描述的实施方式中,移动设备是设置有相机和相应光源的移动电话。在替选的实施方式中,移动设备可以是不同的设备并且这种不同的设备可以与人类对象的组织以另一种方式接触。例如,移动设备可以包括设置有光学传感器和光源的所谓的智能手表。光源可以被配置成对人类对象的组织(如,人类对象的手腕的区域的组织)照明,并且光

学传感器可以被配置成检测来自(或者透过)人类对象的手腕区域的组织的反射光。无论各个实施方式如何,移动设备可以被配置成检测来自(或透过)人类组织的组织——包括人类对象的拇指或手指、手臂、手腕、脚踝、耳朵、鼻中隔和前额——的反射光。

[0058] 在步骤104中,从全分辨率视频流中选择感兴趣区域(Region Of Interest,ROI)。可以基于例如视频流中包含的亮度信息进行此选择。在一个实施方式中,ROI被确定在视频帧内的最大亮度区域中,远离中心并且距边界为最小距离。这可以确保选择被足够地照亮的区域(如靠近光源的区域)。在一个实施方式中,ROI具有至少 50×50 像素(即2500平方像素)的尺寸。通常,ROI可以具有范围为625至10000平方像素、优选地900至6400平方像素、更优选地1600至3200平方像素的尺寸。

[0059] 在步骤106中,对于视频流的每一帧的ROI,基于下式计算样本 s_i ,

$$[0060] \quad s_i = \sum_{j=0}^{N-1} \sum_{k=0}^{M-1} \frac{p(j \cdot w + k)}{2}$$

[0061] 其中, p 是位于ROI内、位置 j,k 处的像素的绿色通道的值; N 和 M 是ROI的尺寸;以及 w 是ROI的宽度。除以2消除了 p 的最低位,使得有效地降低了噪声。这为每个捕获的视频帧生成样本 s_i 。

[0062] 在步骤108中,对于每个样本 s_i , (更准确地,对于计算样本所基于的每个视频帧)生成时间戳 t_i ,并且时间戳 t_i 由摄像机编码成视频流。相同的时间戳 t_i 用于生成可靠性信号。确定生成可靠性信号所基于的测量结果和脉搏波优选地基本上同时进行。

[0063] 在步骤110中,基于步骤106中得到的样本 s_i 获得脉搏波作为脉搏波信号。

[0064] 在步骤112中,基于步骤108中得到的相关联的时间戳通过从样本 s_i 中重采样脉搏波获得经重采样的脉搏波(即如在步骤110中得到的)。由于在检测、生成和编码视频数据中的技术问题,如导致帧丢失或者帧速率不恒定,这是必要的。基于这些问题,无法以固定和可靠的时间间隔获得样本 s_i 。为了获得重采样的脉搏波,使用三次样条插值来重采样脉搏波,以及将脉搏波应用于每个多项式。在此,通过三次多项式来插值两个后续的本样本。样本的位置(在时间上)对应于时间戳。范围 $[t_i, t_{i+1}]$ 的多项式 S_i 由下式计算:

[0065] $S_i = a_i + b_i(t - t_i)^2 + d_i(t - t_i)^3$ 其中 $i = 1, \dots, n-1$ 。重采样的过程包括以与1000Hz的采样率对应的1ms连续增加 t 。参数 a_i, b_i, c_i 和 d_i 必须设置为合适的值。脉搏波被获得为信号 S , 其是重采样的结果。

[0066] 在步骤114中,对重采样的脉搏波进行滤波以消除噪声并补偿漂移。这可以通过应用通用带通滤波器(如0.1至10Hz)实现。

[0067] 在步骤116中,获得原始的脉搏波信号作为进一步处理的基础。当第二过程结束时,例如当所需的脉搏波信号已被获得时,第一过程也结束,使得在第一过程获得的可靠性信号与在第二过程获得的脉搏波信号属于基本上相同的时间周期。

[0068] 图1A示出了根据图1的方法可以使用的示例移动设备。移动设备500具有框架或主体502以及设备面板510。在一些示例中,设备面板510可以是移动设备500的后面板。设备500还具有能够检测如数字静止图像和数字视频的形式的数字视频信号的相机设备512。相机设备512被配置成检测视频信号,所述视频信号表示通常沿主检测方向508以截头锥形区域定位的对象。设备500还具有光源506,该光源被配置成对任何位于相机设备512前方——

即位于截头锥形区域内和/或沿主检测方向508——的对象进行照明。

[0069] 移动设备500还包括光源506。光源506可以被配置成根据操作模式提供单个闪光和连续光束。在录制视频时,光源通常提供连续的光束。放置在相机设备512视域内的对象将反射和/或漫射光源506发出的光,使得相机设备512能够检测到反射光。

[0070] 移动设备500还包括耦接至其他部件——如相机设备512、光源506、存储单元、用户界面、输入工具、音频单元、视频单元、显示器等——的控制单元(如CPU、微处理器、SoC;未示出)。

[0071] 移动设备500还包括传感器,通常是加速度计或其他类型的配置成用于检测物理参数——如包括加速度、运动、旋转和取向——的传感器。通常,传感器包括加速度计520。然而,传感器还可以或替代地包括被配置成检测加速度、运动、取向和/或旋转的任何传感器。因此,运动传感器可以包括加速度计520、磁力计、陀螺仪(或回转仪)或者配置成检测加速度、运动、取向和/或旋转的其他传感器。合适的传感器通常以微电机系统或者MEMS的形式提供。

[0072] 磁力计可以被配置成检测磁场,例如地球的磁场。可以使用由磁力计生成的信号以检测相关联的设备的加速度、运动、取向和/或旋转。

[0073] 加速度计可以被配置成检测固有加速度(相对于坐标加速度),即绝对加速度,使得放在固定表面的加速度计可以检测取决于加速度计的取向、由于沿其轴中的一个或多个轴的方向的地球重力的加速度。因此,基于由于地球重力方向的变化检测到的加速度,可以确定加速度计的取向。由加速度计生成的信号可以因此用于检测相关联的设备的加速度、运动、取向和/或旋转。

[0074] 陀螺仪可以被配置成根据加速度和/或旋转检测运动。由陀螺仪生成的信号可以用于检测相关联的设备的加速度、运动、取向和/或旋转。

[0075] 在所述的实施方式中,移动设备500被设置有加速度计520。然而,本发明的实施方式可以基于设置有如所述的加速度计520的移动设备,并且/或者基于被配置成检测移动设备500的加速度、运动、取向和/或旋转的一个或多个传感器(如,包括磁力计、陀螺仪、加速度计、或者其他如上所述的传感器中的一个或多个),因此,不将发明概念限制于设置有加速度计520的移动设备。加速度计通常可以作为单轴或多轴加速度计使用,并且能够将适当加速度的大小和方向检测为矢量量。

[0076] 在图1A所示的实施方式中,移动设备500设置有被配置成沿三个轴——即X轴520_x、Y轴520_y和Z轴520_z——检测加速度的加速度计520。轴520_x、520_y和520_z的方向以及其极性(即,定义哪个方向例如表示+X以及哪个方向表示-X)可能与图1A所示的不同,并且移动设备500中的加速度计520的类型、位置和取向也可以变化。在其他实施方式中,可以使用其他加速度计,例如具有更多或更少轴的加速度计。

[0077] 通常,移动设备设置有单个加速度计520。在某些实施方式中,移动设备可以设置有两个或多个加速度计。例如,可能期望使移动设备500设置有提供第一精度、检测范围、分辨率和/或检测轴数的第一加速度计以及提供与第一加速度计不同的第二精度、检测范围、分辨率和/或检测轴数的第二加速度计。在这些示例中,第一(或第二)加速度计可以提供比另一个更低的功耗,使得可以基于移动设备的使用配置来选择第一加速度计和第二加速度计之一。注意,本发明的实施方式可以基于任何配置成检测加速度的加速度计,而不考

虑精度、检测范围、分辨率和/或检测轴数。然而,优选实施方式基于具有至少三个检测轴的加速度计。

[0078] 图1B示出了人类对象与图1A所示的移动设备之间的相互作用。为了进行测量,对象将手指(如拇指)放在移动设备500上,覆盖相机设备512和光源506二者。只要用合适的肢端(如手指,拇指,耳朵)覆盖相机设备512和光源506两者在物理上可行,则移动设备的各个配置(如相机设备512和光源506的位置或者其之间的距离)具有次要相关。在这方面,根据本发明可以使用任何适于(肢端)测量的肢端。一般地,只要经由对象的部分身体(如,手指、手臂、手腕、脚踝、耳朵、鼻中隔或额头)可以检测有意义的指示血流的信号,根据本发明可以使用任何与搏动血流相关联的身体部位。

[0079] 在一些实施方式中,移动设备500的控制单元将处理由相机设备512提供的信号,并且基于提供的信号来检测指示视频质量的一种或更多种参数(如亮度、对比度、焦距),所述参数由于拇指直接放置在相机设备512上造成的低光和/或近距离情况而位于优选的操作范围之外。控制单元随后可以向一个或多个部件例如向光源506提供控制信号,以便对参数进行调整(如,激活光源506以补偿低光)。

[0080] 在放置了合适的肢端(在此,如对象的拇指)时,通过激活光源506发出足够强度的连续光束来启动测量,使得肢端血流被照明。基本上同时,激活相机设备512并且由肢端血流反射的光被相机设备512检测到。通过由包括在设备500中的控制单元执行相应的程序代码可以实现激活光源506和激活相机设备512二者。

[0081] 激活可以例如通过选择设备500的用户界面上的相应的功能来手动触发,激活也可以例如由传感器(如接近传感器、光学传感器)、定时器、语音识别或其他(输入工具)来自动触发。在一个示例中,连续处理传感器信号以检查合适的信号的存在。然后,录制或传输视频数据,以在通常范围从几秒到5分钟的预定时间段内进行进一步处理。在优选实施方式中,预定的时间段范围为1分钟到5分钟,预定时间段更优选地为约1分钟、约3分钟或约5分钟。选择这些预定的时间段可以可靠地确定对象的心律。

[0082] 在一些替选的实施方式中,时间段不是预定的,而是在记录/传输正在进行时确定的,在这种情况下,根据已记录/已传输的数据计算质量测量,并且持续进行记录/传输,直到足够质量(进一步的细节参见下文)的足够数目的心动周期(如60-400)被记录/传输,从而确定对象的心律。记录/传输的完成可以例如通过设备500的音频和/或视频部件发出的声学和/或光学信号向对象表明。

[0083] 基本上同时,控制单元被配置成从加速度计520获取加速度计数据,加速度计数据指示加速度计520的加速度、取向、运动和旋转中的一个或多个,并且因此指示移动设备500的加速度、取向、运动和旋转中的一个或多个。

[0084] 注意,其他实施方式使用相同或不同的传感器和/或设备。例如,也可以使用具有如上图1A和图1B所述的相应的光源/传感器组件的智能手表。这些设备的优点是传感器保持与对象的身体(在此如手腕)邻近,从而便于连续测量以及/或者任意时间段的及任意时间点处的测量,而不影响对象(如在睡眠期间)。注意,上述概念适用于一系列传感器并不限于传感器硬件的特定或其他具体实施方式。

[0085] 如上所述,获取脉搏波信号和可靠性信号允许基于可靠性信号确定脉搏波信号是否可靠。因此,脉搏波信号与可靠性信号的组合已经是固有地可靠的。同样,控制单元530可

以被配置成基于脉搏波信号和可靠性信号确定验证的脉搏波信号,例如包括:如果指示相应时间段的脉搏波信号的可靠性的可靠性信号不在预定范围内(或低于预定阈值),则丢弃相应时间段的脉搏波信号。因此,丢弃脉搏波信号会表明该脉搏波信号被认为是不可靠的,以及/或者表明该脉搏波信号含有伪影或不准确的可能性很高。

[0086] 然而,可以应用其他、替选或另外的方法与用于获得可靠的信号的上述方法结合,以便进一步提高信号的可靠性和/或质量以及/或者以便避免记录受损的信号。接下来,介绍另外三种方法,其可以以三种方法的任意组合与上述用于获得可靠的信号的方法相结合。

[0087] 第一方法基于确定后续心动周期的相关性,以及第一方法基于在所确定的相关性是否低于最小相关性值的基础上来确定信号质量。为了该目的,通常对原始脉搏波信号进行预处理。预处理可以包括以下中的一个或多个:确定趋势和对原始脉搏波随后去趋势(参照第二方法见下文),应用低通滤波器,以及确定心动周期。

[0088] 确定趋势和对原始脉搏波去趋势可以包括:观察随后三个心动周期的运行窗口,计算非搏动血液作为运行窗口内的统计平均值。下面将参照图2进行更详细的描述。因此,获得表示原始脉搏波的低频变化的趋势。另外或替选地,可以采用低通滤波器以滤除感兴趣频率以外(如0.5Hz至7Hz范围以外)的不需要频率。低通滤波器可以大幅衰减或消除超过预定频率例如超过3Hz的频率。心动周期通常是通过确定原始脉搏波的拐点来确定的。

[0089] 可选地,为了确定后续心动周期的相关性,每个选定的周期数都可以被归一化成0到1之间的y值区间。在一个实施方式中,观察随后三个心动周期的窗口。通常,使用较大的窗口可以增加特异性而使用较小的窗口可以增加敏感性。随后三个心动周期的相关性是基于对(归一化的)周期的两两比较(如1-2、1-3、2-3)以及基于确定每对的相似度评分(局部相似度)。然后,得到的相关性系数的最大值被确定并与阈值进行比较。如果最大相关性系数低于阈值,则相应的心动周期(或相应的三个心动周期)的原始脉搏波可以由于具有不足的质量而被丢弃或忽略。

[0090] 第二方法是基于使用随后的心动周期内的运行窗口来确定灌注指数的。灌注指数是外周组织中搏动性(AC)血流与非搏动性(DC)血流或静态血流的比率。换句话说,这是当光透射穿过手指时穿过脉搏所吸收的光量的差。信号质量是基于AC与DC的比率确定的,较小的比率指示信号质量较差。

[0091] 图2示出了基于确定灌注指数来确定信号质量。图2描述的图360示出了说明第二方法的若干曲线图362、364和366。图360示出了随时间(参见横轴)的信号振幅(参见纵轴)。曲线图362指示原始脉搏波信号。在一个实施方式中,观察三个或更多个后续心动周期的运行窗口,并将DC计算为运行窗口内的统计平均值。在其他实施方式中,可以观察到不同尺寸的窗口,特别是具有三个或更多个心动周期尺寸的窗口。图360中如曲线图364所示,后续的DC值决定信号的趋势。可以看出,该趋势被插值,以便提供连续的信号。基于原始脉搏波362和趋势364,确定经去趋势和滤波的脉搏波信号366。为了确定质量指数,计算 $\frac{AC}{DC}$ 作为

$\frac{\tilde{y}_{max} - \tilde{y}_{min}}{\bar{y}}$, 其中 \tilde{y}_{max} 和 \tilde{y}_{min} 分别对应于单个心动周期内信号366的最大值和最小值,并且 \bar{y} 对应于心动周期的趋势364的值,正如前面对脉搏波信号362的确定。为了确定特定心动

周期的脉搏波信号是否满足质量要求,将比率 $\frac{AC}{DC}$ 与阈值进行比较。如果比率低于阈值,则讨论中的心动周期的脉搏波信号不具有足够的质量。

[0092] 第三方法是基于:当观察随后三个心动周期的运行窗口时,确定脉搏波信号的频谱中的相应极大值。该方法基于傅里叶变换(如,基于汉宁窗口的FFT),并且包括确定得到的频谱中的相应极大值。高质量的脉搏波信号的频谱会呈现少量的峰值和没有次级峰的显著的(即充分可见的)谐波。如果频谱中存在大量的峰值,则这说明原始脉搏波由于多个频率在频谱中占主导地位而具有较差的质量。

[0093] 图3、图4和图5示出了基于获取的脉搏波信号确定SQI的若干步骤。通常,确定SQI是基于保持尺寸为 w 的缓冲区,该缓冲区存储获取的脉搏波的样本和相应的时间戳。缓冲区通常被实现为与尺寸为 w 的移动窗口对应的环形缓冲区。图3、图4和图5所示的示例基于窗口尺寸 $w=6 \cdot FS$,其中 FS 为采样率。每个图中的横轴表示以毫秒(ms)为单位的时间,纵轴表示采样值。

[0094] 图3(a)示出了基于采样值和相关联的时间戳生成的未经处理的原始信号。然后,如图3(b)所示,将初始时间戳设置为零,使得信号及时复位。此外,使用50Hz的采样率基于三次样条对信号重采样,以确保信号呈现等距采样。详细地,三次样条逼近导致每两个随后的样本使用三阶多项式被逼近。样本的相对位置(在时间上)对应于相应的时间戳。范围 $[t_i, t_{i+1}]$ 中的多项式 S_i 基于 $S_i = a_i + b_i(t-t_i) + c_i(t-t_i)^2 + d_i(t-t_i)^3$ 被确定,其中 $i=1, \dots, N-1$ 。按照50Hz的重采样率, t 以20ms为间隔连续增加。参数 a_i, b_i, c_i, d_i 必须以合适的方式确定。图3(b)所示的信号构成以下处理步骤的基础。

[0095] 图3(c)示出了归一化后的信号(如零均值,可选地有单位方差;参见图3(b)与图3(c)相比在纵轴上不同的值范围)。随后,信号被去趋势,参见图3(d)。为此目标,基于 $S_i = S_i - \bar{S}$ 以及基于 $\bar{S} = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} S_i$,应用高斯低通滤波器以便对信号进行滤波和找到趋势,其中 $i=0, \dots, n-1$ 。图3(d)示出了原始信号和由信号确定的趋势。如图3(e)所示,基于 $S_i = -(S_i - tr_i)$ 从原始信号中减去趋势,其中 $i=0, \dots, n-1$, tr_i 对应于趋势信号中的相应采样点。此外,信号被倒置(参见图3(e))。

[0096] 为了寻找周期,确定去趋势信号的一阶导数的正极大值。这些正极大值对应于上升沿的拐点。可以基于使导数同时平滑的Savitzky-Golay算法来确定一阶导数,如图3(f)中所示。可以通过填充来扩展边界(对于左边界,参见图4(a),对于右边界,参见图4(b))。注意,图3(f)、图4(a)等的横轴显示了样本指数,从而有效地将单元尺寸设置为20ms(基于50Hz的采样率)。平滑和一阶导数是使用Savitzky-Golay滤波器计算的:

$$Y_j = \sum_{i=-\frac{m-1}{2}}^{\frac{m-1}{2}} C_i S_{j-i}, \text{ 其中 } \frac{m+1}{s} \leq j \leq n - \frac{m-1}{2}.$$
此外, $j=1, \dots, n$,其中 n 为采样点数。 C_i 表示

卷积核,在此 $C = (-3, -2, -1, 0, 1, 2, 3)$ 。此外, m 是卷积核的系数数目(在此 $m=7$)。为了在任一端设置点,使信号继续,其中, $\frac{m+1}{2}$ 个点必须在两端扩展(参见图4(a)和图4(b)): $S_{-i} = 2S_0 - S_i$ 和 $S_{n-1+i} = 2S_{n-1} - S_{n-1-i}$,其中 $i=1, \dots, 4$ 。 S 的负指数和大于 $n-1$ 的指数指示信号的扩展。图4(c)示出了说明性示例的原始信号、填充信号和一阶导数。

[0097] 为了确定周期,必须识别一阶导数的所有正极大值(参见图4(d))。随后,识别的极

大值按值、第一个最大以降序排列来排序。然后,25%的最大值和最小值均被丢弃,并且确定其余50%的平均值。然后,取均值的三分之一作为一阶导数极大值的阈值,并且在对周期的起始进行标记时考虑所有超过该阈值的极大值(参见图4(e))。每个周期都包含在两个随后的一阶导数极大值之间(参见图4(f))。

[0098] 从上述确定的周期中,选择最后三个周期用作比较步骤(参见图5(a))。在这个比较步骤中,三个选择的周期中的每一个与另外两个周期相比较(即1-2、1-3、2-3;参见图5(b)),并且相关性(或相似性)值利用互相关性函数被确定(参见图5(c)),其中,不考虑时间滞后。从三个确定的相关性值中,取最大值指示相应窗口的相似性。归一化的互相关性可以确定如下。其中x和y是比较的周期,周期的长度假定为64个单元(相应地削减长周期和填充短周期):

$$k_{xy} = \max \left\{ \frac{F^{-1}\{F\{x\} \cdot F\{y\}^*\}}{\|x\|_2 \|y\|_2} \right\},$$

其中F是固定长度的FFT,*是共轭。因此,窗口的相似程度值为 $SQI_{corr} = \max \{k_{12}, k_{13}, k_{23}\}$ 。

[0099] 比较步骤中确定的周期的起始,即图5(a)所示的拐点构成确定灌注指数的基础。这些点中的每一个标记周期的上升侧,并且对于这些点中的每一个,确定先前的最大值(即相应点的左边)和之后的最大值(即点的右边),如图5(d)和图5(e)所示。然后,将拐点投射至原始脉搏波(去趋势之前),其提供对DC(即非搏动血流)的估计,如图5(f)所示。为了不让DC范围过小,设置最小值为1000。下面的等式确定对于周期i的灌注指数(perfusion index):

$$perfIdx_i = \frac{AC_i}{DC_i}$$

随后,经排序的值的的中部50%的平均值 $\overline{perfIdx}$ (参见上文;忽略

上25%和下25%)被确定为整个perfIdx: $SQI_{perfindex} = 100 \cdot \overline{perfIdx}$ 。

[0100] 图6示出了基于去趋势的脉搏波信号来确定峰值计数(peak count)。去趋势的信号构成确定主频数目的基础。基于以下等式生成频谱,其中,N是信号长度以及NFFT是紧接着二次幂:

$$sp = \left| \frac{F\{S \cdot \text{hanning}(N)\}}{NFFT} \right|$$

在此,S与长度为N的汉宁(Hanning)窗相乘。随后,通过

零填充将向量设置为长度NFFT。对该向量,对FFT进行生成和归一化(参见图6(a)和图6(b);图(a)示出了去趋势信号,图(b)示出了相应的频谱)。

[0101] 为了从频谱中确定心率,限定频率区域,其中确定最高的峰值(参见图6(c)和图6(d))。最高峰值的频率对应于当前心率(参见图6(e)和图6(f))。频率区域(或搜索区域)限定为0.6Hz到3.0Hz。

[0102] 为了确定主频的数目,检查频谱sp中所有出现的峰值idx(参见图6(g)和图6(h)),

其中idx对应于频谱中峰值的指数: $sp(idx) = \frac{sp(idx)}{\sum_{idx} sp(idx)}$ 。每个峰值除以所有峰值的总和。

剩余峰值被分割所基于的阈值被确定为: $thr = \frac{sp(idxMax)}{500}$, 其中idxMax对应于最高峰值

的指数。当确定主频的数目时,所有大于阈值thr的峰值被考虑在内(参见图6(i)和图6(j)): $SQI_{peakcount} = \#(sp(idx) > thr)$ 。然后,根据对三个参数的判别式分析来确定总体的SQI。从示例数据集中确定的示例SQI被确定为: $SQI = 3.47723899802885 \cdot SQI_{corr} - 0.125428815152482 \cdot SQI_{peakcount} + 0.408789084581875 \cdot SQI_{perfindex} + 0.920673015347965$ 。

[0103] 通常,基于上述判别式函数确定的值必须映射到区间(0,1)。基于此,可以将指示器确定为估计信号质量的可视化工具。可能的候选项包括但不限于线性映射或分别关注各个区域的n阶多项式。

[0104] 需要注意的是,根据过程各自的实现(如,根据使用的设备和/或操作系统),可能必须提供不同的判别式函数和/或映射。此外,参数 $SQI_{\text{peakcount}}$ 不考虑当前心频率。

[0105] 图7A和图7B示出了基于执行峰值计数来确定信号质量。如上所述,进行傅里叶变换并提供频谱,例如如图7A和图7B所示。每个图示出了随频率(参见横轴;Hz)的频谱如FFT(参见纵轴)。图7A示出了指示低质量的原始脉搏波的作为结果的频谱。图7A中的图300示出了作为结果的曲线图310和各自的极小值314和极大值312。从图7A可以看出,曲线图310呈现多个峰值,如在低于5Hz的频带中呈现约八个峰值,对于5Hz到10Hz的频带呈现类似的数目。峰值的数目较高表明观察到的三个心动周期的原始脉搏波是低质量的。

[0106] 作为比较示例,图7B示出了指示高质量的原始脉搏波的作为结果的频谱。图7B中的图300再次示出了作为结果的曲线图310和各自的极小值314和极大值312。从图7B可以看出,与图7A相比,曲线图310呈现较小数目的峰值。在图7B的比较示例中,曲线图310在低于5Hz的频带呈现仅约四个峰值,对于5Hz到10Hz的频带也呈现相似的数目。峰值数目相对较低说明观察到的三个心动周期的原始脉搏波是高质量的。

[0107] 虽然已经结合目前被认为是最实用和优选的实施方式描述了本发明,但是应该理解的是本发明不局限于公开的实施方式,而相反地,旨在涵盖包括在所附权利要求的精神和范围内的各种修改和等效布置。

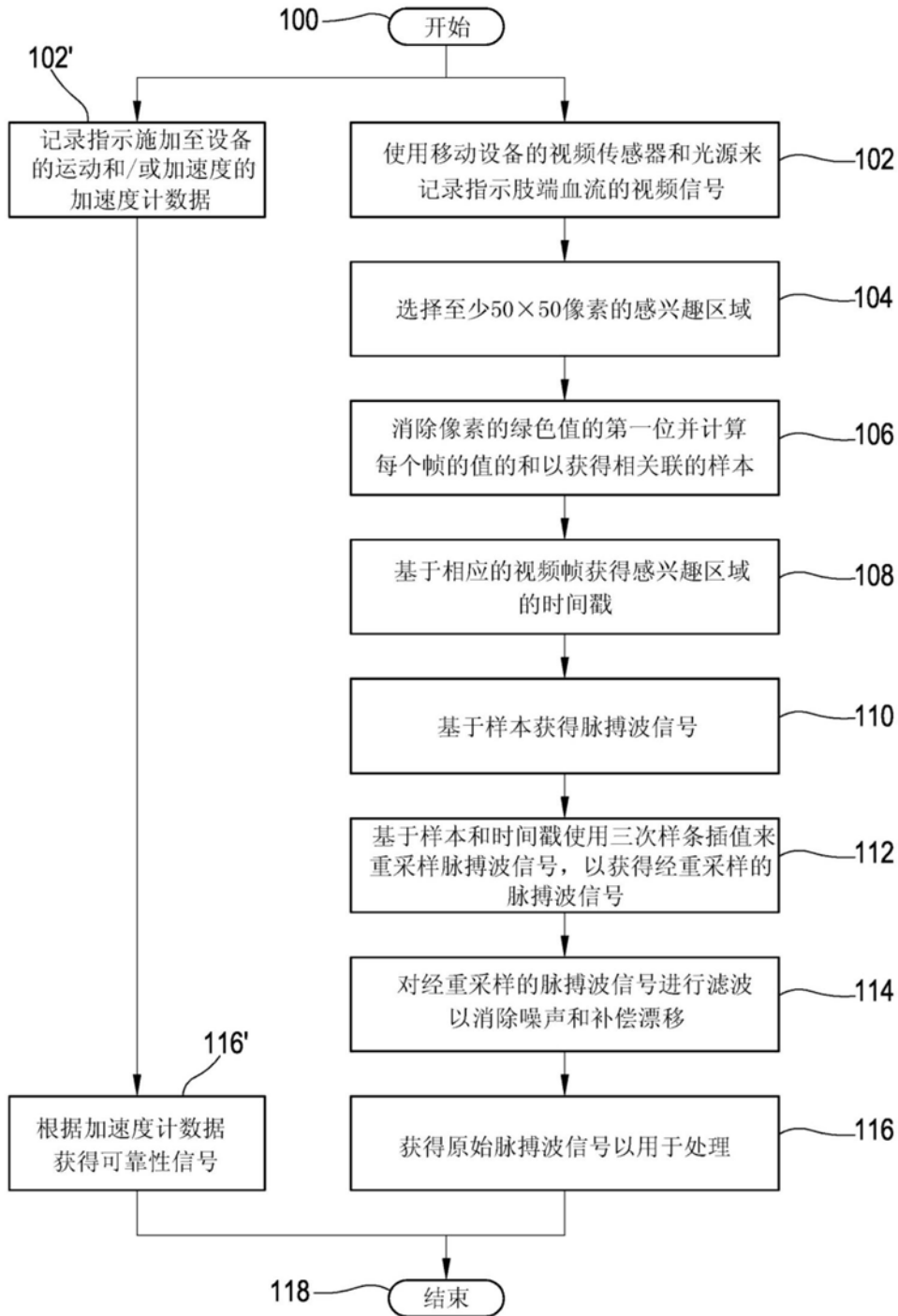


图1

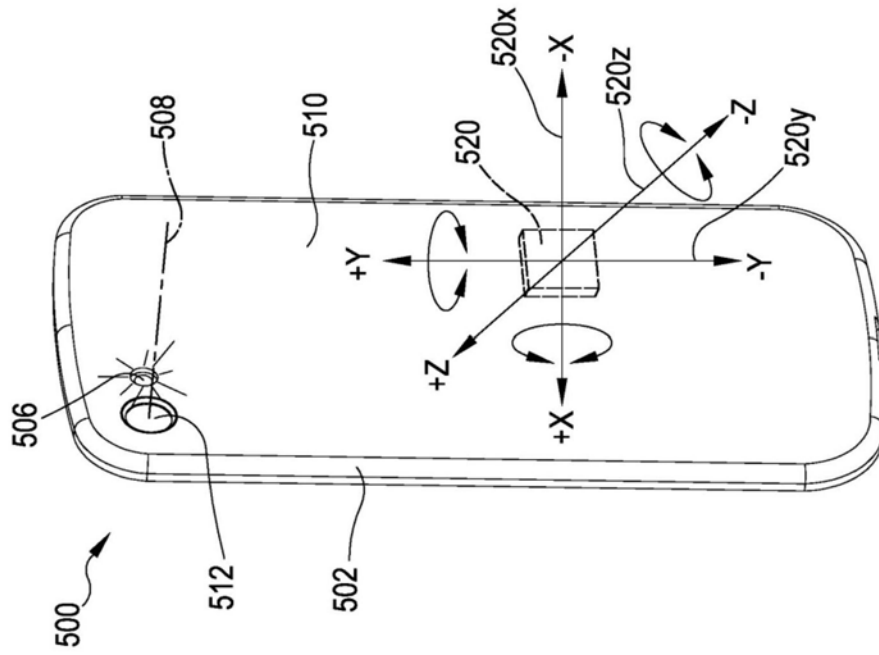


图1A

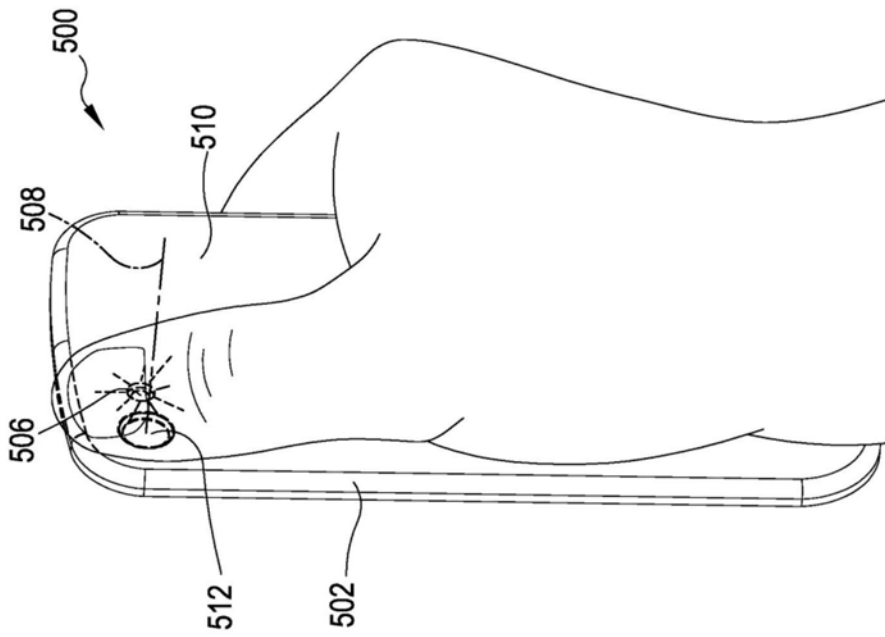


图1B

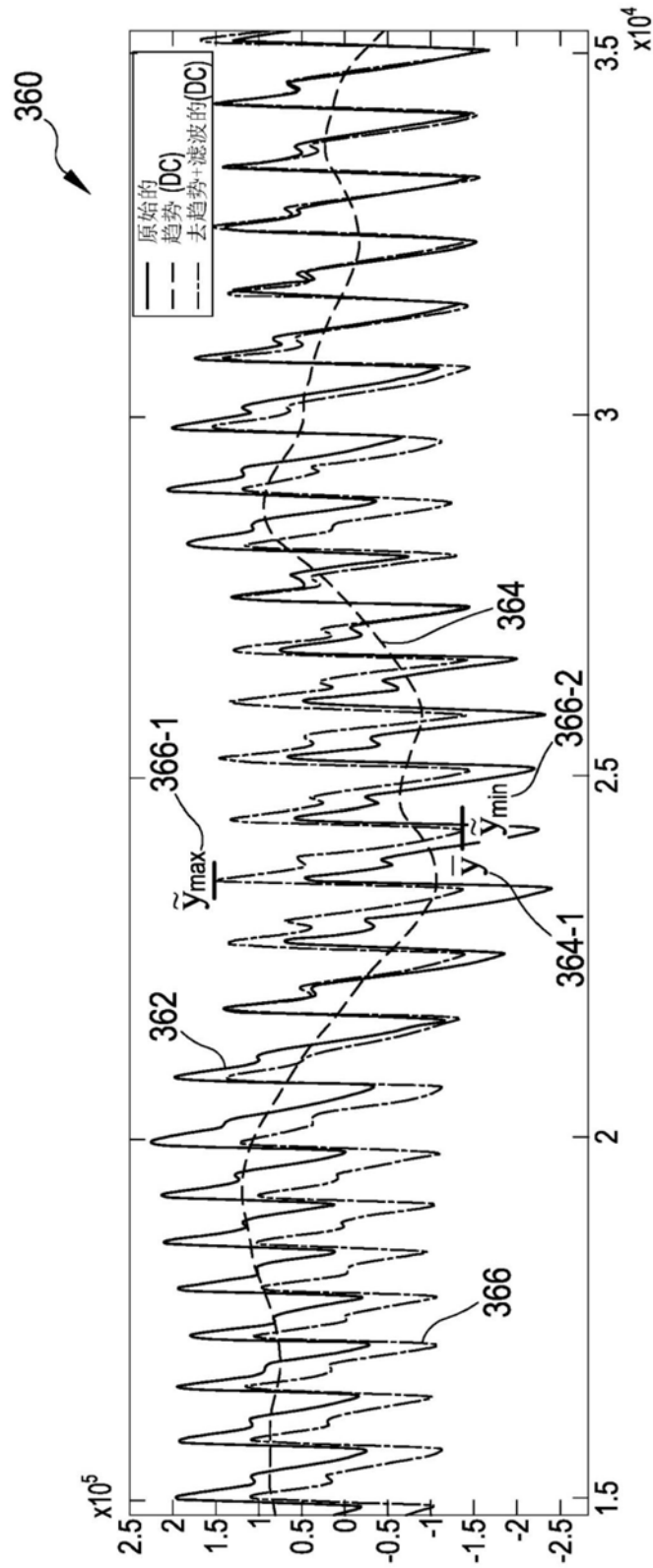


图2

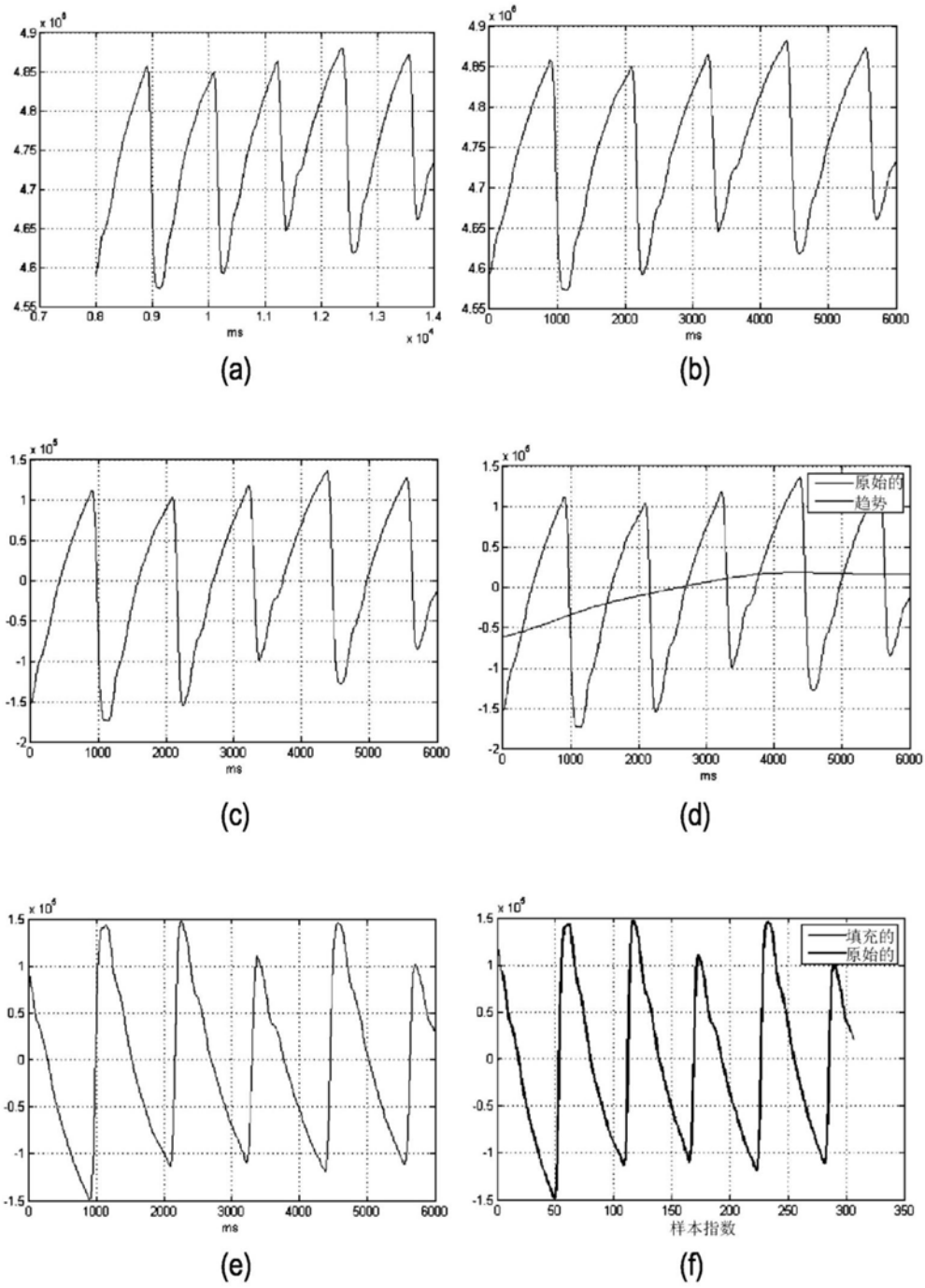


图3

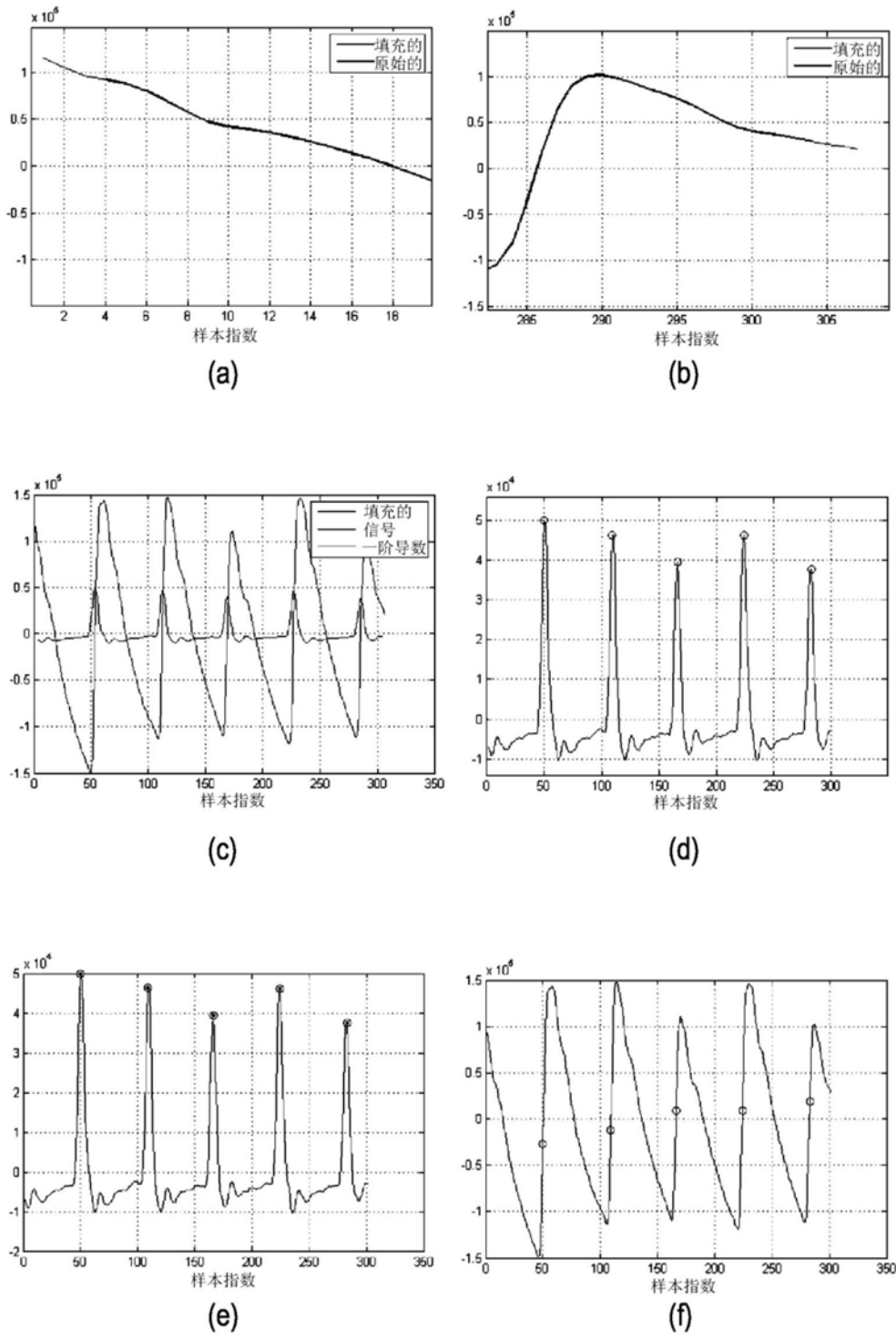


图4

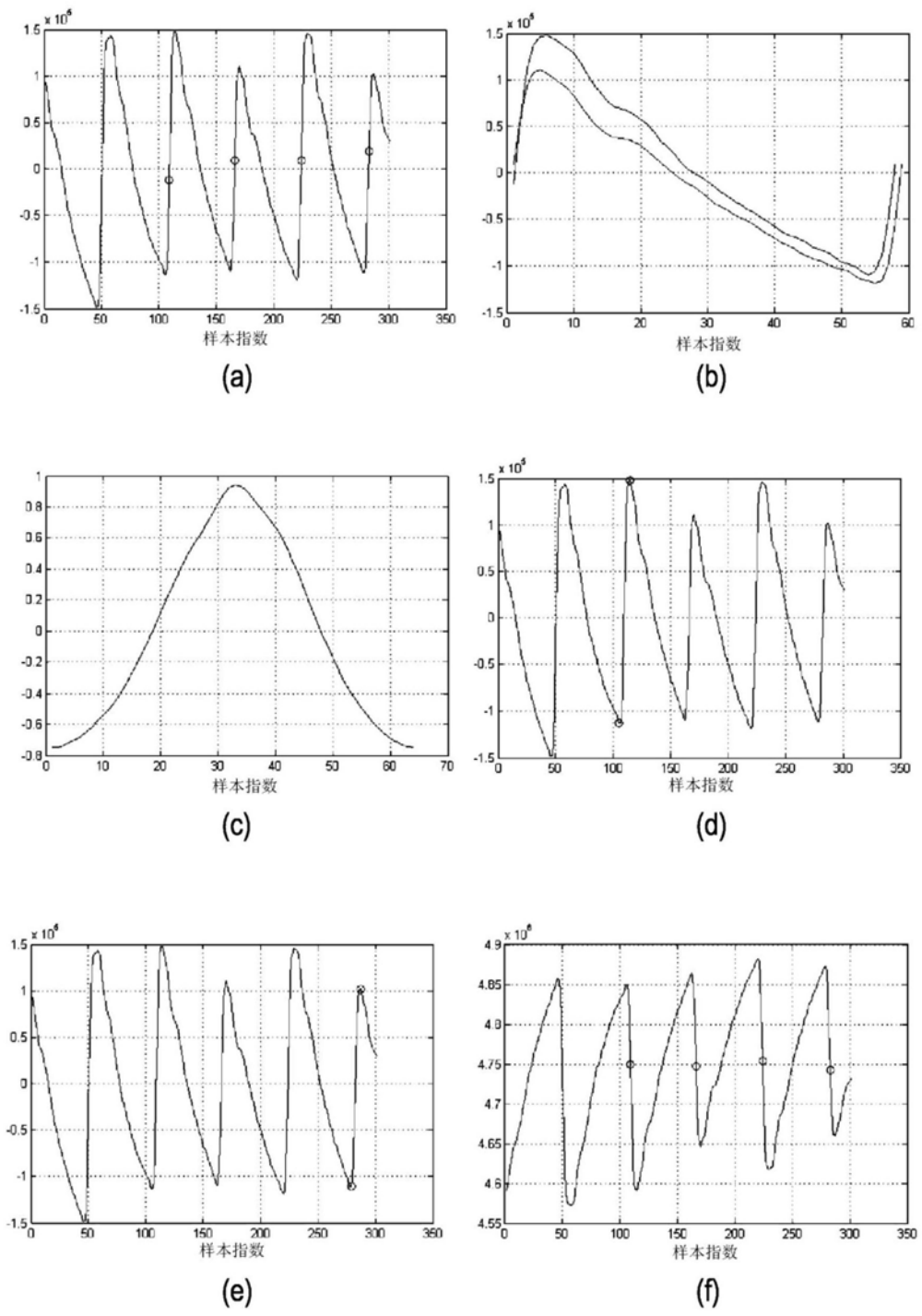


图5

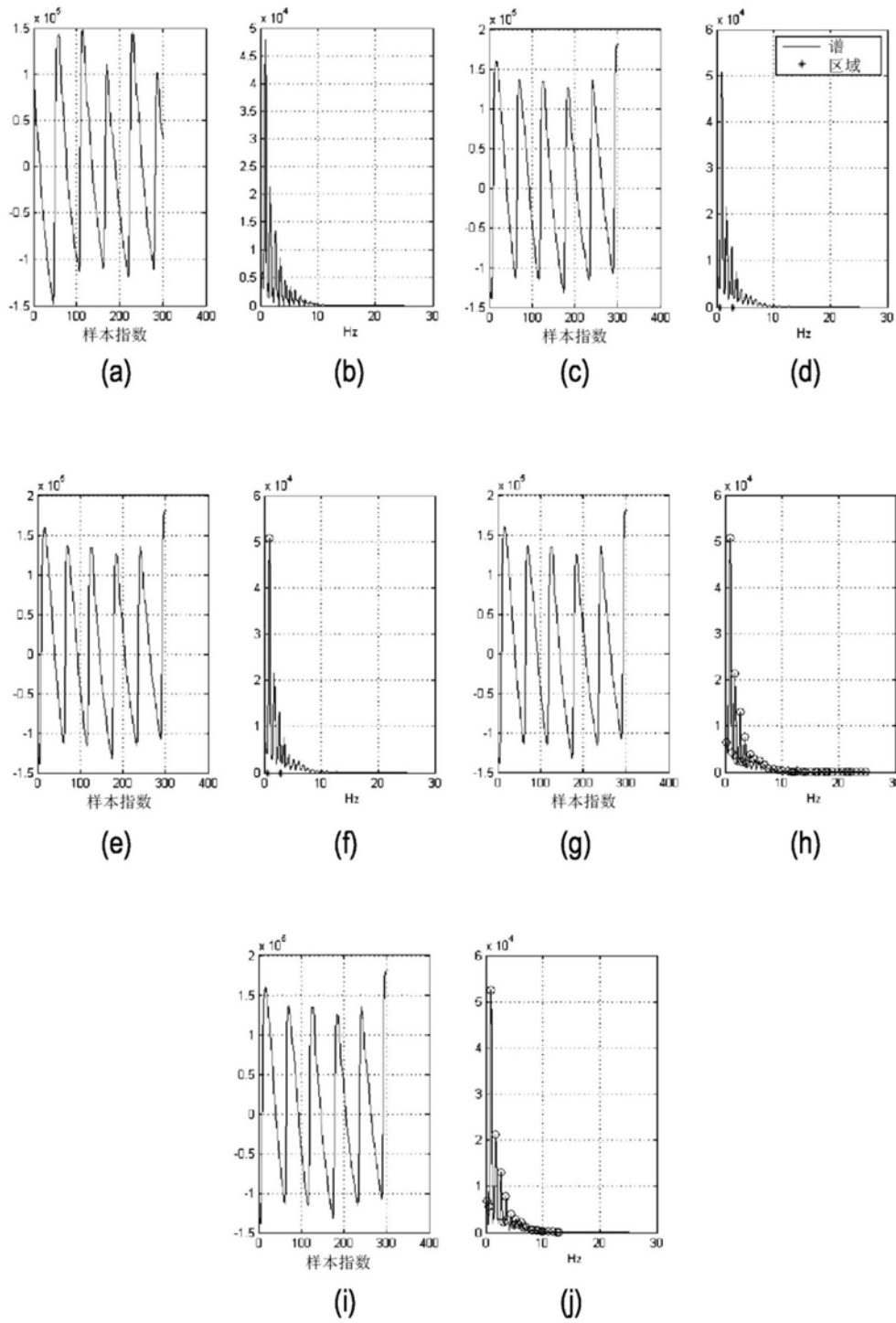


图6

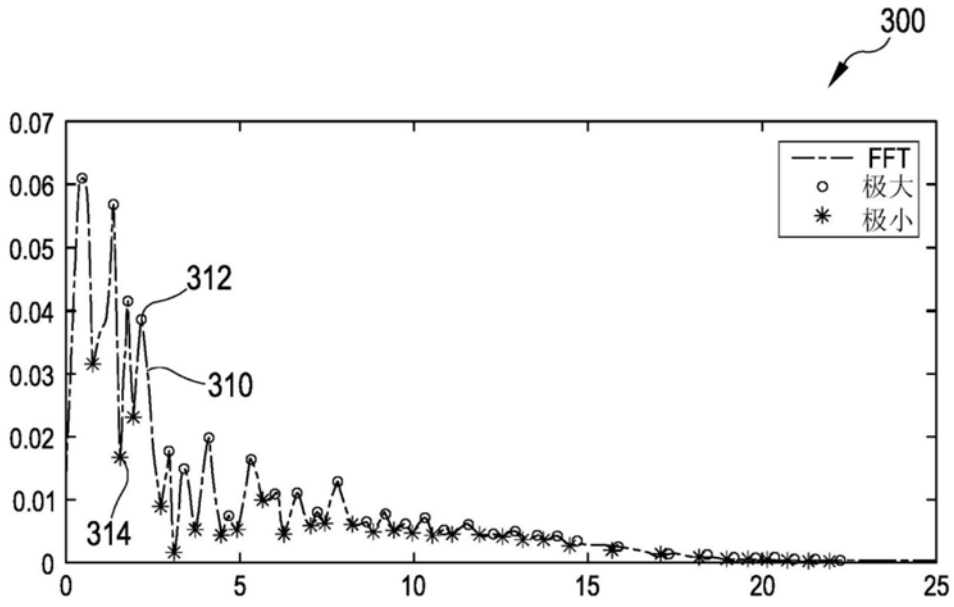


图7A

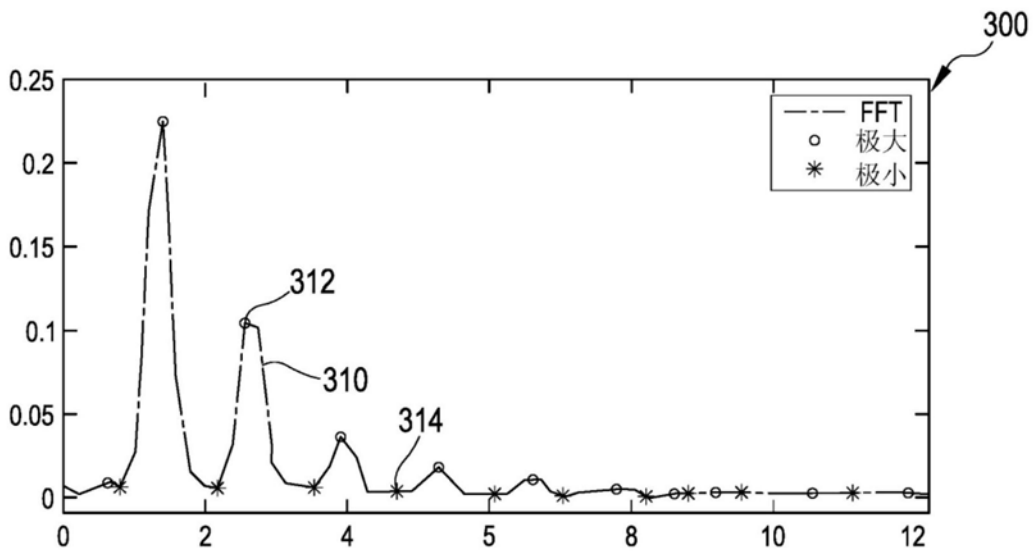


图7B

专利名称(译)	光体积描记图形数据的可靠获取		
公开(公告)号	CN110753515A	公开(公告)日	2020-02-04
申请号	CN201880032949.6	申请日	2018-05-17
[标]发明人	托马斯许布纳		
发明人	托马斯·许布纳		
IPC分类号	A61B5/024 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/08 A61B5/1455		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/02416 A61B5/02438 A61B5/0816 A61B5/14551 A61B5/6898 A61B5/721 A61B5/7221 A61B2562/0219		
代理人(译)	王萍 杨林森		
优先权	2017171812 2017-05-18 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

公开了一种用于确定表示对象的生命体征的脉搏波信号的装置。该装置包括：控制单元；第一传感器，其耦接至控制单元并且被配置成用于发射指示对象的脉搏波的第一信号；以及第二传感器，其耦接至控制单元并且被配置成用于检测所述装置经受的运动并用于基于所检测到的运动发射第二信号。控制单元被配置成：接收来自第一传感器的第一信号，基于第一信号确定脉搏波信号，接收来自第二传感器的第二信号，以及基于第二信号确定可靠性信号。可靠性信号指示第一信号的可靠性。

