(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103889325 B
(45)授权公告日 2016.08.10

(21)申请号 201280051064.3

(22)申请日 2012.10.08

(30)优先权数据
61/547,972 2011.10.17 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2014.04.17

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/IB2012/055425 2012.10.08

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2013/057622 EN 2013.04.25

(73)专利权人 皇家飞利浦有限公司
地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 J·范德拉尔 H·杜里克
T·范登赫费尔

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司 72002
代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.
A61B 5/11(2006.01)

审查员 许流芳

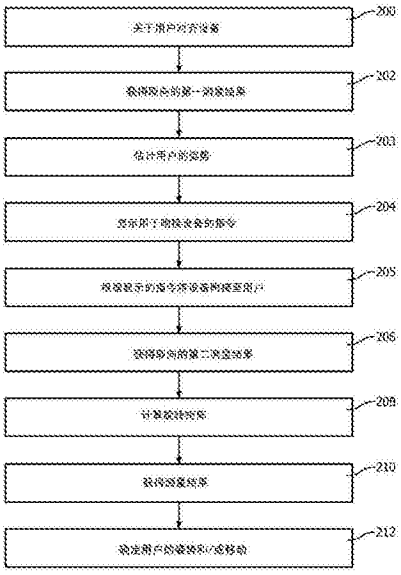
权利要求书3页 说明书12页 附图7页

(54)发明名称

用于监测用户的设备和用于校准该设备的方法

(57)摘要

提供一种校准被附接至用户的监测设备的方法。在附接设备之前，设备关于用户对齐，使得设备的测量参考系大体上与用户的参考系对齐。获得设备关于世界参考系的取向的第一测量结果。在附接设备之后，获得设备关于世界参考系的取向的第二测量结果。确定变换矩阵，所述变换矩阵用于将通过设备获得的后续测量结果变换到用户的参考系中。使用第一测量结果和第二测量结果以及在获取第一测量结果和第二测量结果之间设备相对于用户关于世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息计算所述矩阵。



CN 103889325 B

1.一种对要被附接至用户并且用于监测所述用户的设备进行校准的方法，所述方法包括以下步骤：

(i)在将所述设备附接至所述用户之前，将所述设备关于所述用户对齐，使得所述设备的测量参考系大体上与所述用户的参考系对齐，并且使用所述设备获得所述设备关于世界参考系的取向的第一测量结果b；

(ii)在将所述设备附接至所述用户之后，使用所述设备获得所述设备关于世界参考系的所述取向的第二测量结果a；以及

(iii)确定变换矩阵，所述变换矩阵用于将通过所述设备获得的后续测量结果变换到所述用户的所述参考系中，所述变换矩阵是使用获得的第一测量结果和第二测量结果以及在步骤(i)和步骤(ii)之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息来计算的。

2.根据权利要求1所述的方法，其中，在步骤(i)和步骤(ii)之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系的所述垂直轴的所述旋转量的所述信息包括：对于一些$m,p\in\{1,2,3\}$，所述用户的所述参考系中的基向量β_m到垂直于重力作用方向的水平面H上的投影与所述设备的所述测量参考系中的基向量α_p到所述水平面H上的投影之间的角度Φ_p的信息，其中，β_m和α_p不在重力的所述方向上。

3.根据权利要求2所述的方法，其中，确定变换矩阵的所述步骤包括以下步骤：

计算第一坐标向量d，所述第一坐标向量d正交于所述第一测量结果b；

计算第二坐标向量f，所述第二坐标向量f正交于b和d；

对于$i\in\{1,2,3\}$，计算支持向量s_i和基向量α_i的尖端位于的圆周C_1，C_2和C_3的半径r_i；

如果对于一些k，$|a_k|=1$，则计算$t_k:=\mathrm{sign}(a_k)b$，其中，$k:=i$；

计算所述变换矩阵的第p列；以及

计算一个或多个剩余可求解角度和变换矩阵的对应的一列或多列。

4.根据权利要求3所述的方法，其中，计算一个或多个剩余可求解角度和所述变换矩阵的所述对应的一列或多列的所述步骤包括对于$i\in\{1,2,3\backslash\{p,k\}\}$和$j:=\{1,2,3\backslash\{i,p\}\}$执行以下步骤：

计算三元组(p,i,j)的列维—齐维他符号；

计算所述设备的所述测量参考系中的所述基向量α_i和所述用户的所述参考系中的所述基向量β_m到所述平面H上的所述投影之间的角度Φ_i；以及

计算所述变换矩阵的所述对应列。

5.根据权利要求1所述的方法，还包括以下步骤：

估计所述用户的姿势；

其中，确定所述变换矩阵的所述步骤还使用所述用户的估计的姿势。

6.根据权利要求5所述的方法，其中，估计所述用户的所述姿势的所述步骤包括：

通过分析所述设备关于所述世界参考系的所述取向的所述第一测量结果或接收来自所述用户或操作者的指示所述用户的所述姿势的输入来估计所述用户的所述姿势。

7.根据权利要求5或6所述的方法，所述方法还包括以下步骤：

显示与所述用户的所述估计的姿势相关联的信息，以供所述用户或操作者在所述的将所述设备附接至所述用户中使用。

8.根据权利要求7所述的方法，其中，显示的信息包括在步骤(i)和步骤(ii)之间所述设备的容许旋转的信息。

9.根据权利要求5-6和8中的任一项所述的方法，其中，在步骤(i)和步骤(ii)之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系中的垂直轴的所述旋转量的所述信息是基于所述用户的所述估计的姿势来假设的。

10.根据权利要求7所述的方法，其中，在步骤(i)和步骤(ii)之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系中的垂直轴的所述旋转量的所述信息是基于所述用户的所述估计的姿势来假设的。

11.根据权利要求1至6中的任一项所述的方法，其中，在步骤(i)和步骤(ii)之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系中的垂直轴的所述旋转量的所述信息是由所述设备的所述用户或操作者提供的。

12.一种监测用户的方法，所述方法包括以下步骤：

根据权利要求1至11中的任一项所述的方法确定变换矩阵；

使用所述设备获得其他测量结果；

使用所述变换矩阵将获得的其他测量结果转换到所述用户的所述参考系中；以及

处理经转换获得的其他测量结果，以确定所述用户的姿势、所述用户的移动、所述用户的呼吸率和/或所述用户的脉搏率中的至少一个。

13.根据权利要求12所述的方法，其中，处理所述经转换获得的其他测量结果，以确定所述用户的活动。

14.一种对要被附接至用户并且用于监测所述用户的设备进行校准的方法，所述方法包括以下步骤：

使用第一加速度测量结果作为在将设备附接至用户之前获得的所述用户的参考系关于世界参考系的取向的指示，并且使用第二加速度测量结果作为在将所述设备附接至所述用户之后所述设备关于世界参考系的所述取向的测量结果

确定变换矩阵，所述变换矩阵用于将通过所述设备获得的后续加速度测量结果变换到所述用户的所述参考系中，所述变换矩阵是使用获得的第一测量结果和第二测量结果以及在获取所述第一测量结果和第二测量结果之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系的垂直轴的旋转量的信息来计算的。

15.一种用于监测用户的设备，所述设备适于附接至用户，所述设备包括：

传感器，其被配置为测量加速度；以及

处理器，其用于处理加速度测量结果；

其中，所述处理器被配置使得，当所述设备在以校准模式运行时：

所述处理器使用第一加速度测量结果作为在将所述设备附接至所述用户之前获得的所述用户的参考系关于世界参考系的取向的指示，并且使用第二加速度测量结果作为在将所述设备附接至所述用户之后所述设备关于世界参考系的所述取向的测量结果，以及

所述处理器确定变换矩阵，所述变换矩阵用于将通过所述设备获得的后续加速度测量结果变换到所述用户的所述参考系中，所述变换矩阵是使用获得的第一测量结果和第二测量结果以及在获取所述第一测量结果和第二测量结果之间所述设备相对于所述用户关于所述世界参考系的垂直轴的旋转量的信息来计算的。

16.根据权利要求15所述的设备，其中，所述处理器还被配置使得，当所述设备在以监测模式运行时，所述处理器使用经计算的变换矩阵来将通过所述传感器获得的其他加速度测量结果转换到所述用户的所述参考系中。

17.根据权利要求15或16所述的设备，还包括：

用户接口，其能够由所述设备的所述用户或操作者操作，其中，所述用户接口的操作引起所述设备进入所述校准模式，并且选择性地引起所述传感器获得所述第一加速度测量结果和所述第二加速度测量结果。

用于监测用户的设备和用于校准该设备的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种用于监测用户的设备和一种用于校准该设备的方法。

背景技术

[0002] 患者监测的应用已经被扩展到各种环境，包括传统重症监护病房(ICU)、观察病房和中等护理病房、医疗和外科护理楼以及在家。在许多这些环境中，具有在已经获得一组生命体征情况下的知识至关重要。一个关键信息点是，在监测时候的监测用户的身体姿势(例如，直立、仰卧、俯卧、左卧、右卧等)。

[0003] 在临床实践中，在适当地方存在许多护理协议，其要求精确地追踪并且及时记录患者位置。一些范例包括记录生命体征、解释Screen TrendsInnovative(ST)图、预防压迫溃疡、探测离床、探测跌倒、机械通气撤机、肺炎预防等的协议。目前，微型患者监测设备是可用的，所述微型监测设备包括能够测量生命体征(诸如呼吸和脉搏率)的加速度计，并且其同时能够基于对重力的观察来测量设备的倾斜。从这些设备获得的传感器信号和关于被监测用户的身体的设备的位置和/或取向的知识中，能够估计和追踪用户的姿势。

[0004] 当设备被放置在或附接至用户时，需要将在设备中的加速度计的测量参考系与用户身体的参考系对齐。然而，由于在用户的身体形状和单个设备附接中的可变性，在这些参考系之间可能有一些未对齐。为了精确地监测用户的姿势，有必要确定在测量参考系与用户身体的参考系之间的相对取向。在图1中图示了所述相对取向。

[0005] 在图1中，z_b表示用户参考系的z轴，将所述z轴垂直于用户的身体对齐(即，其垂直于用户背部的平面，朝向身体的前面)，y_b表示用户参考系的y轴，其大体垂直向上朝向用户的头部对齐，并且x_b表示用户参考系的x轴，其正交于y轴和z轴。尽管在尝试将加速度计的测量参考系(由轴x_a、y_a和z_a表示)与用户的参考系对齐中，设备已经被放置在或附接至用户，能够看到，归因于设备已经被附接至的身体的部分的形状，设备可能已经经历旋转，导致参考系之间的不同或未对齐。

[0006] 因此，需要校准过程，以便计算该未知相对取向，并且允许精确的姿势估计。

[0007] 先前提出的用于校准的方法(诸如在US6,044,297中公开的)要求用户采用多种姿势，以便记录初始状态。然而，在实践中，由于用户可能太不舒服、出于医疗理由被要求保持静止、是无意识的等，在校准过程期间请求用户配合以采用这样的一系列姿势通常是不期望的或甚至不可行的。理想地，在不具有来自用户的任何主动参与或支持的情况下，应当可能执行校准过程。

发明内容

[0008] 本发明寻求提供一种用于监测用户的设备和用于校准该设备的方法，在不具有来自利用所述设备监测的用户的任何主动参与或支持的情况下，能够执行所述校准该设备的方法，使得能够从设备中获得精确的读数。

[0009] 根据本发明的方面，这通过校准要被附接至用户并且用于监测用户的设备的方法

来实现，所述方法包括以下步骤：(i)在将设备附接至用户之前，关于用户对齐设备，使得将设备的测量参考系大体与用户的参考系对齐，并且使用设备来获得设备关于世界参考系的取向的第一测量结果；(ii)在将设备附接至用户之后，使用设备来获得设备关于世界参考系的取向的第二测量结果；以及(iii)确定变换矩阵，所述变换矩阵用于将通过设备获得的后续测量结果变换到用户的参考系中，使用获得的第一测量结果和第二测量结果以及在步骤(i)和步骤(ii)之间设备相对于用户关于世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息来计算变换矩阵。

[0010] 第一测量结果和第二测量结果可以包括由设备经历的固有加速度的测量结果。

[0011] 在步骤(i)和步骤(ii)之间设备相对于用户关于世界参考系的垂直轴的旋转量的信息可以包括，对于一些$m,p\in\{1,2,3\}$，用户参考系中的基向量β_m在垂直于重力作用方向的水平面H上的投影和设备的测量参考系中的基向量α_p到水平面H上的投影之间的角度Φ_p的信息，其中，β_m和α_p不在重力方向上。

[0012] 确定变换矩阵的步骤可以包括以下步骤：

[0013] 计算第一坐标向量d，所述第一坐标向量d正交于第一测量结果b；

[0014] 计算第二坐标向量f，所述第二坐标向量f正交于b和d；

[0015] 对于$i\in\{1,2,3\}$，计算支持向量s_i和所述α基向量的尖端位于其上的圆周C_1，C_2和C_3的半径r_i；

[0016] 如果对于一些k，$|a_k|=1$，则计算$t_k:=sign(a_k)b$；

[0017] 计算变换矩阵的第p列；以及

[0018] 计算一个或多个剩余可求解角度和变换矩阵的对应的一列或多列。

[0019] 计算一个或多个剩余可求解角度和变换矩阵的对应的一列或多列的步骤可以包括，对于$i\in\{1,2,3\backslash\{p,k\}\}$和$j:=\{1,2,3\backslash\{i,p\}\}$，执行以下步骤：

[0020] 计算三元组(p,i,j)的列维—齐维他(Levi-Civita)符号；

[0021] 计算在设备的测量参考系中的基向量α_i和用户的参考系中的基向量β_m到平面H上的投影之间的角度Φ_i；以及

[0022] 计算变换矩阵的对应列。

[0023] 所述方法还可以包括估计用户的姿势的步骤，其中，确定变换矩阵的步骤还使用估计的用户的姿势。

[0024] 估计用户的姿势的步骤可以包括，通过分析设备关于世界参考系的取向的第一测量结果或接收来自用户或操作者的指示用户的姿势的输入来估计用户的姿势。

[0025] 所述方法还可以包括显示与估计的用户的姿势相关联的信息的步骤，以供用户或操作者在将设备附接至用户中使用。

[0026] 显示信息可以包括在步骤(i)和步骤(ii)之间的设备的容许旋转的信息。

[0027] 基于估计的用户的姿势可以假设在步骤(i)和步骤(ii)之间设备相对于用户关于世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息。

[0028] 可以由设备的用户或操作者提供在步骤(i)和步骤(ii)之间设备相对于用户关于世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息。

[0029] 根据本发明的另一方面，提供一种监测用户的方法，所述方法包括以下步骤：根据以上描述的校准设备的方法确定变换矩阵；使用所述设备获得其他测量结果；使用所述变

换矩阵将获得的其他测量结果转换到用户的参考系中；以及，处理经转换获得的其他测量结果，以确定用户的姿势、用户的移动、用户的活动、用户的呼吸率和/或用户的脉搏率中的至少一个。

[0030] 根据本发明的另一方面，提供一种计算机程序产品，所述计算机程序产品包括多个程序代码部分，当由适当的计算机或处理器执行所述程序代码部分时，所述程序代码部分用于实现以上描述的校准设备的所述方法。

[0031] 根据本发明的另一方面，提供一种用于监测用户的设备，所述设备适于附接至用户，所述设备包括：传感器，其被配置为测量加速度；以及，处理器，其用于处理加速度测量结果；其中，处理器被配置使得，当设备在以校准模式运行时：处理器使用第一加速度测量结果作为在将设备附接至用户之前获得的关于世界参考系的用户的参考系的取向的指示，并且使用第二加速度测量结果作为在将设备附接至用户之后的关于世界参考系的设备的取向的测量结果，并且处理器确定变换矩阵，所述变换矩阵用于将通过设备获得的后续加速度测量结果变换到用户的参考系中，所述变换矩阵是使用获得的第一测量结果和第二测量结果以及在获取第一测量结果和第二测量结果之间设备相对于用户关于世界参考系的垂直轴的旋转量的信息来计算的。

[0032] 处理器还可以被配置使得，当设备在以监测模式运行时，处理器使用经计算的变换矩阵来将通过传感器获得的其他加速度测量结果转换为用户的参考系。

[0033] 处理器还可以被配置使得，当设备在以监测模式运行时，处理器处理经转换的其他加速度测量结果来确定用户的姿势、用户的移动、用户的活动、用户的呼吸率和/或用户的脉搏率中的至少一个。

[0034] 所述设备还可以包括用户接口，所述用户接口可由设备的用户或操作者操作，其中，用户接口的操作引起所述设备进入校准模式，并且选择性地引起传感器获得第一加速度测量结果和第二加速度测量结果。

[0035] 第一加速度测量结果和第二加速度测量结果可以包括由设备经历的固有加速度的测量结果。

[0036] 在获取第一测量结果和第二测量结果之间设备相对于用户关于世界参考系的垂直轴的旋转量的信息可以包括，对于一些$m,p\in\{1,2,3\}$，用户的参考系中的基向量β_m到垂直于重力作用方向的水平面H上的投影与设备的测量参考系中的基向量α_p到水平面H上的投影之间的角度ϕ_p的信息，其中，β_m和α_p不在重力的方向上。

[0037] 处理器能够被配置为通过以下确定变换矩阵：

[0038] 计算第一坐标向量d，所述第一坐标向量d正交于第一测量结果b；

[0039] 计算第二坐标向量f，所述第二坐标向量f正交于b和d；

[0040] 对于$i\in\{1,2,3\}$，计算支持向量s_i和所述α基向量的尖端位于其上的圆周C_1，C_2和C_3的半径r_i；

[0041] 如果对于一些k，$|a_k|=1$，则计算$t_k:=sign(a_k)b$；

[0042] 计算变换矩阵的第p列；以及

[0043] 计算一个或多个剩余可求解角度和变换矩阵的对应的一列或多列。

[0044] 处理器能够被配置为，如通过以下计算一个或多个剩余可求解角度和变换矩阵的对应的一列或多列：

[0045] 对于i∈{1,2,3\{p,k}}和j:={1,2,3\{i,p}}：

[0046] 计算三元组(p,i,j)的列维—齐维他符号；

[0047] 计算在设备的测量参考系中的基向量α_i和用户的参考系中的基向量β_m到平面H上的投影之间的角度Φ_i；以及

[0048] 计算变换矩阵的对应列。

[0049] 处理器还能够被配置为估计用户的姿势，以及在确定变换矩阵中使用估计的用户的姿势。

[0050] 处理器能够被配置为通过分析设备关于世界参考系的取向的第一测量结果或接收来自用户或操作者的指示用户的姿势的输入来估计用户的姿势。

[0051] 处理器还能够被配置为引起与估计的用户的姿势相关联的信息的显示，以供用户或操作者在将设备附接至用户中使用。

[0052] 显示的信息可以包括在获取第一测量结果和第二测量结果之间的设备的容许旋转的信息。

[0053] 基于估计的用户的姿势可以假设在获取第一测量结果和第二测量结果之间设备相对于用户关于世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息。

[0054] 可以由设备的用户或操作者提供在获取第一测量结果和第二测量结果之间设备相对于用户关于世界参考系中的垂直轴的旋转量的信息。

附图说明

[0055] 为了更好地理解本发明，并且更清晰地示出其如何实现作用，现在将仅以范例的方式参考以下附图，其中：

[0056] 图1是图示了用户和设备的参考系的示意图；

[0057] 图2是根据本发明的用于监测用户的设备的方框图；

[0058] 图3是图示了根据本发明的对要用于监测用户的移动的设备进行校准的方法的流程图；

[0059] 图4是图示了用于从两个加速度测量结果中计算变换矩阵的范例性算法的流程图；

[0060] 图5是图示了用户、设备和世界坐标系的范例性组的曲线图，其中，用户正在仰卧；

[0061] 图6是图示了用户、设备和世界坐标系的范例性组的曲线图，其中，用户正在以关于水平面π/6弧度斜卧；以及

[0062] 图7是图示了用户、设备和世界坐标系的曲线图，其中，用户正在左卧。

具体实施方式

[0063] 在图2中示出了根据本发明的用于监测用户移动的设备100的实施例。设备100适于被附接至用户的身体的一部分，并且将包括用于将设备100附接至身体部分的适当布置(例如，带子或皮带)。例如，设备将要被附接至身体的适当部分可以是用户的腰部、躯干、胸部、骨盆或胸骨。

[0064] 所述设备100包括传感器102，所述传感器102用于测量由设备100经历的固有加速度(即，由加速度计测量的物理加速度)，假设设备100由用户正确地佩戴，所述固有加速度

对应于由用户经历的固有加速度。应当理解在本应用中对加速度或加速度测量结果的任何参考涉及固有加速度(即,由加速度计测量的物理加速度),不只是设备100的速度的变化率。该传感器102(例如加速度计)将加速度测量结果(信号)输出至在设备100中的处理器104。在一些实施例中,加速度计102是微机电系统(MEMS)加速度计。

[0065] 在设备100的校准期间,并且当设备正在用于监测设备100被附接至的用户时,在处理器104中分析或处理从设备100的加速度计102中获得的加速度计信号。从加速度计获得的测量能够用于测量倾斜和/或移动,诸如,用户的活动(例如,用户转身、用户跌倒、用户运动等)、呼吸率、脉搏率或用户的姿势(例如,用户是否直立、仰卧、俯卧、左卧、右卧等)。

[0066] 在一些实施例中,设备100可以包括一个或多个生理传感器105,所述生理传感器105测量用户的生理特征。所述一个或多个生理传感器105可以包括血压监测器、心率监测器、呼吸监测器、血氧监测器、体重监测器等中的任何一个或多个。

[0067] 所述设备100还包括存储器模块106,所述存储器模块106被连接到处理器104,并且能够存储在处理前来自加速度计102的测量结果以及由处理器104执行的处理的结果。存储器模块106也能够存储来自一个或多个生理传感器105(如果存在)的测量结果。另外,存储器模块106可以存储涉及在校准过程期间并且当确定用户的姿势或取向时要由处理器104执行的处理步骤的计算机代码或程序指令,所述计算机代码或程序指令能够根据需要由处理器104检索和执行。

[0068] 所述设备100还包括发射器(TX)或收发器(TRX)电路108和相关天线110,其能够用于将加速度计测量结果或处理的结果发射至基本单元112。例如,所述基本单元112可以被定位在靠近用户的床,或例如,其可以是在护士站的计算机终端。

[0069] 所述基本单元112包括相应的接收器(RX)或收发器(TRX)电路114和用于接收来自设备100的发射(诸如,加速度计测量结果和/或处理结果)的天线116,以及用于控制基本单元112的操作的处理器118。

[0070] 在备选的实施方式中,设备100和基本单元112可以经由有线连接通信,并且能够省略天线110和116,以及据此适于电路108和114。

[0071] 基本单元112也任选地包括存储器模块120,所述存储器模块120用于存储从设备100接收的信息,以及涉及由处理器118执行的处理步骤的计算机代码或程序指令,以便控制基本单元112的操作。

[0072] 尽管在本文中描述的本发明的实施例中,设备100中的处理器104执行加速度计测量结果的处理,应当认识到,在本发明的备选实施例中,设备100中的处理器104能够经由收发器电路108简单地将加速度计测量结果发射至基本单元112,并且由基本单元112中的处理器118能够执行加速度计测量结果的处理。

[0073] 在又一备选方案中,在向基本单元112发射结果之前,设备100中的处理器104可以执行对加速度计测量结果的一些初始处理步骤,例如,所述基本单元112完成处理。

[0074] 在另一备选方案中,设备100可以执行对加速度计测量结果的处理步骤,并且可以在存储器模块106中本地存储处理的结果,使得在设备100已经与用户断开之后,在以后的时间能够检索所述处理结果。在非急性或长期监测以及为了研究目的的情况下,该备选方案将是有用的。

[0075] 图3是图示了根据本发明的实施例的方法中的一些范例性步骤的流程图。所述步

骤包括在校准模式中执行的步骤(步骤200至208)和在测量模式中执行的步骤(步骤210和212)。

[0076] 如在图1中示出的,由于设备100以及由此加速度计102关于用户的参考系的确切取向是未知的,因此需要校准模式(步骤200至208)。实际上,在设备100的参考系中的重力的表示仅仅可用作对用户参考系的比较的手段。在两个参考系之间的取向上的差异通常包括三个自由度,然而基于正规化向量$\bar{c}$的表示中的差异能够确定最多两个这样的自由度,所述正规化向量是在与重力一致的线上并且指向顶点的向量($\bar{c}$)。更具体而言,通过在相应参考系中$\bar{c}$的表示的单独对照不能够观察到在两个参考系之间的$\bar{c}$作为旋转轴的任何旋转差异。

[0077] 下面数学地总结这个问题。例如,让$[\bar{c}]_A$和$[\bar{c}]_B$分别是在设备100的参考系和用户的参考系中的坐标向量。为了将设备坐标$[\bar{c}]_A$变换为身体坐标$[\bar{c}]_B$,有必要确定坐标变换矩阵${}^{B}T_{A}$,对任何可能的$[\bar{c}]_A$,所述坐标变换矩阵将设备坐标$[\bar{c}]_A$变换为身体坐标$[\bar{c}]_B$,并且其总是给出针对$[\bar{c}]_B$的唯一向量值。这能够以方程的形式被写为:

[0078] $$[\bar{c}]_B = {}^{B}T_{A}\ [\bar{c}]_A \qquad (1)$$

[0079] 由于然后稍后测量结果的设备坐标能够被转变为对应的身体坐标,目的是通过校准来确定${}^{B}T_{A}$。

[0080] 通常,正交坐标变换矩阵具有三个自由度,并且由此能够通过三个参数v_1、v_2和v_3被参数化。因此,坐标变换矩阵是函数${}^{B}T_{A}(v_1、v_2、v_3)$,其能够被写为:

[0081] $$[\bar{c}]_B = {}^{B}T_{A}\ (v_1,\ v_2,\ v_3)\ \ [\bar{c}]_A。 \qquad (2)$$

[0082] 校准模式(步骤200至208)涉及对设备100进行校准,使得来自参考系A中的加速度计102的测量结果能够被转换到用户的参考系(系B),从而允许使用测量结果来更精确地确定用户的姿势或移动。

[0083] 在步骤200中,在将设备100附接至用户之前执行所述步骤200,设备100关于用户对齐,使得设备100的测量参考系大体或近似对应于用户的参考系。由用户自己或由操作者(诸如护理提供者或护士)能够执行该步骤。设备100可以在设备100的外壳上具有可见标记,指示设备100的优选取向,以允许设备100的测量参考系大体上与用户的参考系对齐。

[0084] 当设备100大体上与用户的参考系对齐并且用户直立时,由于重力将作用在y方向上,在y方向(y_a)上感测到的加速度应当具有加速度的最大分量。在y轴向上对齐的情况下,当用户站起直立时,对应于重力的加速度将具有正号。类似地,当用户仰卧(即,背部朝下卧倒),归因于重力的加速度将导致沿着z轴上信号最大(具有正号)。当用户侧卧时,沿着x轴的信号将是最大的(符号取决于用户躺在右侧或左侧)。

[0085] 在步骤202中,在将设备100附接至用户之前也执行所述步骤202,同时设备100大体上与用户的参考系对齐,使用加速度计102获得设备100的取向的第一测量结果。第一测量结果包括沿设备100的测量参考系的三个轴中的每个的加速度测量,并且应当(如果设备100是静止的)大体上对应于重力。换言之,在该步骤中,测量关于设备100的正规化向量$\bar{c}$,

其给出$\left[\overline{C}\right]_B$。

[0086] 为了初始化获得取向的第一测量结果的步骤，设备100可以包括适当的用户接口，诸如由设备100的用户或操作者可操作的触摸屏、按钮或手势识别机制(例如，其识别单或双击)，以指令加速度计102获得第一测量结果。任选地，从加速度计102获得的设备100的取向的第一测量结果被存储在存储器模块106。

[0087] 如下面更详细地描述的，为了确定正确的变换矩阵${}^{B}T_{A}$，设备100要求知道用户的初始姿势(诸如仰卧、以特定角度倾斜或侧卧)。在步骤203中估计用户的姿势。优选地，通过分析设备的取向的第一测量结果(例如通过识别重力经历的方向)自动估计用户的姿势。设备100可以向设备100的用户或操作者呈现估计的姿势的指示，以确认已经估计正确的姿势。备选地，设备100能够被配置为仅当用户在特定姿势(在该情况下，在设备100中预配置初始姿势)或在设备100计算变换矩阵之前的一些点处能够由用户或操作者将用户的姿势输入到设备100时被校准。

[0088] 用户或操作者能够以许多不同方式将有关姿势的信息输入到设备100。例如，通过将设备100上的开关调节到恰当的位置或通过按下恰当的按钮，操作者或用户能够从设备100的显示器上呈现的可能的姿势的列表中选择用户的姿势。

[0089] 在姿势被手动输入到设备100的情况下，在设备100被附接至用户之前进行用户的姿势的输入。在步骤204中，这允许设备100向操作者或用户呈现与输入姿势相关联的信息，建议他们进行适当限制(即，当获取第一测量结果时的设备位置与附接至用户之后的设备位置之间的容许旋转)。指令能够被呈现在设备100的显示器上、被印出或图示在设备100的外壳上或被显示在与设备100(例如，PC或其他显示系统)通信(优选地以无线方式)在额外系统上。后面将就描述的具体范例更详细地解释所述指令。

[0090] 应当认识到，在实践中，有关旋转/取向的每个限制性指令能够限制在用户身体上的可能的附接位置。该限制的特性取决于(1)姿势、(2)指令以及(3)特定用户的身体形态学细节。

[0091] 在步骤205中，设备100根据呈现的指令被附接至用户的身体。呈现的指令可以任选地包括设备应当被附接至的用户的身体上的优选位置。优选位置可以是对在校准后将发生的监测(例如，生命体征监测)有用的特定位置。备选地，定位可以是更一般的(例如，在胸部前面)，其能够有用以便(1)隐式地限制在第一测量结果与第二测量结果之间的设备的允许旋转，(2)确保牢固的附接位置(即，不在具有许多软组织的区域)，和/或(3)确保将对用户来说舒适的附接位置。

[0092] 使用适当的布置实现设备到用户的附接，所述适当的布置用于将设备100附接至身体的部分(例如，带子或皮带)。例如，用户的身体上的预定位置可以是用户的胸部。更具体而言，例如，用户的身体上的预定位置可以在身体的左侧，近似地在中锁骨线和肋弓的交点。

[0093] 如在图1中示出的，作为设备100附接至用户的结果，设备100的取向可以不同于用户的参考系。

[0094] 在步骤206中，一旦设备100被附接至用户的身体上的预定位置，从加速度计102中获得设备100的取向的第二测量结果。第二测量结果包括沿设备的参考系的三个轴中的每个获取的加速度的测量结果，并且倘若用户和设备100大体上是静止的，所述第二测量结果

应当大体上对应于重力。该测量结果给出$[\bar{c}]_B$。

[0095] 如前述，用户或操作者可以使用用户接口初始化取向的第二测量结果。任选地，从加速度计102获得的设备100的取向的第二测量结果被存储在存储器模块106。

[0096] 由于仅在一个方向(即，仅$\bar{c}$)获取测量结果，两个坐标向量$[\bar{c}]_A$和$[\bar{c}]_B$通常仅提供足以求解最多二个自由度的信息。这留下方程2中的一个自由度，其能够由处理器104求解，所述处理器利用在获取第一测量结果和第二测量结果之间设备100相对于用户关于(世界坐标系中的)垂直轴的旋转的信息。通过进行某些假设和/或将限制应用到变换矩阵推导，能够获得该信息。自由度的可求解性取决于用户的参考系中的$\bar{c}$的表示(即，在校准过程期间的用户的姿势)和在两个参考系之间的实际相对取向(即，在设备100与用户的参考系对齐和其被附接至用户身体之间的时期内设备100围绕(世界坐标系的)垂直轴的累积旋转)。

[0097] 在步骤204中，从提供给用户或操作者的限制/指令中能够导出信息(例如，不许可关于世界垂直轴的旋转，因此角度是零)，或从预定定位，设备100将要被附接至所述预定地方，或者从设备附接之后由用户或操作者输入的信息中能够导出角度的估计(例如，关于世界垂直轴的旋转的估计)。

[0098] 在步骤208中，在第一测量结果与第二测量结果之间设备100相对于用户关于(世界参考系的)垂直轴的旋转量的信息、在设备100与用户的身体的参考系对齐时的设备100的取向的测量结果($[\bar{c}]_B$)以及当设备100被附接至用户时设备100的取向的测量结果($[\bar{c}]_A$)用于计算旋转/变换矩阵。以下参考图4解释用于执行步骤208的算法。

[0099] 在具体实施例中，如以下更详细地解释的，以如下方式设置限制：允许设备100的取向在获取第一测量结果和第二测量结果之间变化，并且处理器104假设当计算变换矩阵时，用户或操作者已经遵守这样的限制。由此，倘若用户或操作者遵守这些限制，可能计算完整矩阵，以将由设备100获得的加速度的后续测量结果变换到用户的参考系中。

[0100] 步骤208完成校准模式，并且能够开始测量模式。

[0101] 在方法的步骤210中，使用在设备100中的加速度计102获得测量结果。然后，在步骤212中，处理器104使用变换矩阵来将从加速度计102中获得的测量结果转换到用户的参考系，并且使用所述测量结果来确定用户的姿势、或用户的移动，诸如，用户的活动、用户的呼吸率、用户的脉搏率等。

[0102] 现在将参考附图的图4-7更详细地描述步骤208。

[0103] 在该解释中，设备100的参考系被记作$\alpha \triangleq \{\boldsymbol{\alpha}_1, \boldsymbol{\alpha}_2, \boldsymbol{\alpha}_3\}$，用户的参考系被记作$\beta \triangleq \{\boldsymbol{\beta}_1, \boldsymbol{\beta}_2, \boldsymbol{\beta}_3\}$，并且世界的参考系被记作$\omega \triangleq \{\mathbf{e}_1, \mathbf{e}_2, \mathbf{e}_3\}$。$e_3$的ω参考系坐标、α参考系坐标和β参考系坐标分别被记作ω、a和b。在步骤202和206中，b和a分别对应于由设备100获取的第一测量结果和第二测量结果(即，在步骤202中测量$\mathbf{b}=[\bar{c}]_B$，并且在步骤206中测量$\mathbf{a}=[\bar{c}]_A$)。被分别记作b和a(即，e_3的β坐标和α坐标)的第一测量结果和第二测量结果能够被写为：

[0104] $b=[b_1, b_2, b_3,]^T$，以及$a=[a_1, a_2, a_3,]^T$ (3)

[0105] 向量e_3是在世界参考系中的垂直轴，其是在与重力一致的线中并且指向顶点的向量，其先前已经被记作“$\bar{c}$”。针对分量向量的三维空间的标准基被记作$v=\{v_1, v_2, v_3\}$，其

中，$v_1=[1,0,0]^T$、$v_2=[0,1,0]^T$以及$v_3=[0,0,1]^T$。

[0106] 另外，H指代(关于地球的)水平面，即，其是垂直于e_3的平面，并且$P_H(v)$指代任意空间向量v到H上的投影。符号α_i和β_j分别表示设备α坐标系和身体β坐标系的基向量，其中，$i,j\in\{1,2,3\}$，并且其中，在相应的坐标系中，标号1用于指代x轴，标号2用于指代y轴，并且标号3用于指代z轴。每个基向量α_i的尖端位于其对应的圆周C_i上，其中，$1\le i\le 3$，C_i是由在β坐标方面表达的$b^Tt=a_i$和$||t||=1$确定的圆周。

[0107] 方程$b^Tt=a_i$(其中，$1\le i\le 3$)表示关于世界坐标水平的三维空间中的平面，即，其正交于纵向世界轴e_3和重力加速度向量(即，其是平行于H的平面)。

[0108] 在步骤208中，为了计算变换矩阵，有必要知道(例如，通过测量)或假设在第一测量结果与第二测量结果之间设备100相对于用户关于(世界坐标系的)垂直轴的旋转量。在数学方面，有必要知道或假设从β_m到水平面上的投影$P_H(\beta_m)$朝向α_p到水平面上的投影$P_H(\alpha_p)$而延伸的角度Φ_p，其中，在从顶点观察的逆时针方向，方向被定义为正，对于一些合适的标号$m\in\{1,2,3\}$并且$p\in\{1,2,3\}$，对于所述标号β_m和α_p不位于重力加速度向量的方向上。总是存在至少两个这样的基向量对。

[0109] 在图4中的步骤252中，选择$m,p\in\{1,2,3\}$，使得基向量β_m和α_p分别到水平面H上的投影$P_H(\beta_m)$和$P_H(\alpha_p)$不完全与垂直方向对齐。如上所述假设或测量$P_H(\beta_m)$与$P_H(\alpha_p)$之间的角度Φ_p。

[0110] 在步骤254中，计算正交于b的坐标向量d。优选地，d是对应于β基向量的投影的坐标向量。在优选方案中，d被计算为：

[0111] $$d=\frac{1}{\sqrt{1-(b_m)^2}}(v_m-b_m b) \qquad (4)$$

[0112] 在步骤256中，正交于b和d的第二坐标向量f之后被计算为：

[0113] $f:=b\times d$ (5)

[0114] 然后，在步骤258中，从以下计算支持向量s_i和所述α基向量的尖端位于其上的圆周C_1，C_2和C_3的半径r_i：

[0115] $s_i:=a_i\ b$ (6)

[0116] $$r_i:=\sqrt{1-(a_i)^2} \qquad (7)$$

[0117] 对于每个$i\in\{1,2,3\}$。

[0118] 然后，在步骤260中，对于一些k，核对是否$|a_k|=1$，并且如果找到这样的k，其被保存($k:=i$)，并且t_k被计算为：

[0119] $t_k:=sign(a_k)b$ (8)

[0120] 在步骤262中，变换矩阵${}^{\beta}T_{\alpha}$的第p列被计算为：

[0121] $t_p:=s_p+r_p\cos(\Phi_p)d+r_p\sin(\Phi_p)f$ (9)

[0122] 然后，在步骤264至268中，计算剩余的(一个或多个)可求解角度和${}^{\beta}T_{\alpha}$的对应(一个或多个)列。在下文中，$i\in\{1,2,3\backslash\{p,k\}\}$以及$j:=\{1,2,3\backslash\{i,p\}\}$。

[0123] 尤其，对于$i\in\{1,2,3\backslash\{p,k\}\}$以及$j:=\{1,2,3\backslash\{i,p\}\}$，对于三元组(p,i,j)列维－齐维他符号$\varepsilon_{pij}$(在步骤264中)被计算为：

[0124] $$\varepsilon_{pij} := \begin{cases} +1 & \text{如果 } (p,i,j) \in \{(1,2,3),(2,3,1),(3,1,2)\} \\ -1 & \text{如果 } (p,i,j) \in \{(1,3,2),(2,1,3),(3,2,1)\} \end{cases} \quad (10)$$

[0125] 然后，在步骤266中，优选使用以下方程计算角度Φ_i：

[0126] $\Phi_i := \Phi_p + \varepsilon_{pij}\text{atan2}(-a_i\ a_p, a_j)$， (11)

[0127] 符号atan2(x,y)用于具有指示顺序元的反正切函数的二元四象限版本，考虑到x和y的符号，二元atan2(x,y)函数计算点(x,y)的反正切(即，正切的反函数)，并且其回到在[-π,π]范围的角度。

[0128] 然后，在步骤268中，变换矩阵${}^{\beta}T_{\alpha}$的对应第i列被计算为：

[0129] $t_i = s_i + r_i\cos(\Phi_i)d + r_i\sin(\Phi_i)f$ (12)

[0130] 最后，在步骤272中，变换矩阵被输出为：

[0131] ${}^{\beta}T_{\alpha} = [t_1, t_2, t_3]$ (13)

[0132] 现在将参考图5至图7讨论用于计算变换矩阵的以上算法的应用的三个范例。为了简单清楚，在不损失一般性的情况下，仅描述m=p的范例，即，总是使用具有相同标号的α和β轴。

[0133] 在第一范例中，当设备100将要被附接至用户时，用户正处于仰卧位置。图5是图示了用户β、设备α和世界ω坐标系的曲线图，其中，用户正在仰卧。

[0134] 这该范例中，假使患者正在仰卧，并且(理想身体)β坐标系等于世界ω坐标系。而且，假使通过围绕垂直轴旋转π/6弧度(在从顶点观察的逆时针方向上)从世界ω坐标系中获得(实际)α坐标系。如在图5中能够看到的，α_3和β_3(α和β坐标系的z轴)完全与正规化重力加速度向量e_3对齐，并且清楚，在不具有围绕垂直轴的旋转(即，π/6弧度)的知识的情况下，将不可能算出真实的变换矩阵${}^{\beta}T_{\alpha}$。因此，对于$p \neq 3$，做出关于基向量β_p和α_p到水平面H的投影之间围绕世界垂直轴的旋转角度Φ_p的假设(对于该具体范例，相应地，$P_H(\beta_p)=\beta_p$并且$P_H(\alpha_p)=\alpha_p$)。可能选择p=1或p=2，即，比较α和β系统的x轴或y轴。为了找到真实的变换矩阵${}^{\beta}T_{\alpha}$，假设角度Φ_p是已知的。对于当前范例，这意味着假设，如果使用p=1，则$\Phi_1=\pi/6$，即，在α和β系统的x轴之间的角度是已知的，或类似地，如果使用p=2，则$\Phi_2=\pi/6$，即，在α和β系统的y轴之间的角度是已知的。这能够在用户正在仰卧的情形中找到正确的变换矩阵。

[0135] 现在，将在由用户或操作者输入至设备(诸如，当获取测量结果以便将设备放置在正确的“模式”时的用户的姿势的指示)以及对用户在该姿势时许可设备的在取向上的变化的限制方面描述该范例。

[0136] 患者正在仰卧，并且在步骤200中将设备(参考系)与用户(参考系)对齐之后，在步骤202中获得第一测量结果。从获得的第一测量结果中，导出患者正在仰卧(步骤203)，在这之后，在限制性指令方面，(例如，从姿势(或身体取向)相对于策略的查找表中)选择恰当的策略。在该范例中，这样的限制性指令可以是以确保在获得的第一测量结果和第二测量结果之间设备围绕垂直轴的净旋转等于预定值(例如，如上的π/6或零)的指令，继将设备100附接至用户之后将获得所述第一测量结果和第二测量结果。为了便于该指令的实际执行，可以在设备的一侧画出(或电子地显示)两条线，所述两条线在第一测量结果期间的水平面上。第一条线将优选地对应于设备y轴，并且第二条线将以等于预定值的角度(在该范例中为π/6)穿过第一条线。由于在第一测量结果期间设备y轴与身体y轴对齐，用户或操作者需

要在获得第二测量结果的步骤(步骤206)期间确保第二条线与身体y轴对齐。在该具体范例中,由于在用户仰卧的情况下,第二条线到水平面上的投影等于线本身,仅需要将第二条线到水平面上的投影与身体y轴对齐。利用该指令,随后假设,围绕垂直轴的实际旋转实际上等于预定值。当遵守指令时,在步骤205中,设备已经被附接至用户之后,在步骤206中获得第二测量结果,完成算法的要求输入组,以在步骤208中确定完整的变换矩阵。

[0137] 在第二范例中,当设备100将要被附接至用户时,所述用户正以关于水平面π/6的弧度斜卧。图6是图示了用户β、设备α和世界ω坐标系的曲线图,其中,用户正以关于水平面π/6的弧度斜卧。假使,从世界坐标系通过围绕第一世界轴ω_1(x轴)旋转π/6弧度来获得(理想身体)β坐标系。而且,假使,从世界坐标系通过围绕第一世界轴ω_1旋转π/6弧度,随后围绕具有标号2的新轴(y-轴)再旋转π/4弧度,从而获得(实际)α坐标系。

[0138] 如从图6中易见的,没有轴完全与正规化加速度向量e_3对齐,并且,原则上,能够使用任何$p\in\{1,2,3\}$。然而,在旋转的序列定义α基的情况下,基向量α_2和β_2(分别为设备和身体坐标系的y-轴)仍然在由第二世界轴ω_2和第三世界轴ω_3跨越的相同的垂直平面中。由此,对于基向量α_2和β_2到水平面上的投影也是同样的。因此,在基向量β_2和α_2到水平面上的投影之间的角度Φ_2等于零弧度的情况下,使用p=2是最简单并且最实用的。这能够在用户正以关于水平面π/6的弧度斜卧的情形下找到正确的变换矩阵。在实践中,当用户以关于水平面π/6的弧度斜卧时,设备100能够指令操作者以将设备α和身体β坐标系的y轴保持在相同的垂直平面中。

[0139] 现在,将在由用户或操作者输入至设备(诸如,当获取测量结果以便将设备放置在正确的"模式"时的用户的姿势的指示)以及对用户在该姿势时许可设备的在取向上的变化的限制方面描述该范例。

[0140] 患者正在斜卧,并且在步骤200中将设备(参考系)与用户(参考系)对齐之后,在步骤202中获得第一测量结果。从获得的第一测量结果中,导出患者正在斜卧(步骤203),在这之后,在限制性指令方面,在步骤204中,(例如,从姿势(或身体取向)相对于策略的查找表中)选择恰当的策略。在该范例中,这样的限制性指令可以是以确保在获得的第一测量结果和第二测量结果之间设备围绕垂直轴的净旋转等于预定值的指令,继将设备100附接至用户之后将获得所述第一测量结果和第二测量结果,即,在水平面中的分量/投影方面,在平行于设备xy平面的设备的一侧画出的指示设备y轴的线被保持在恒定方向上(更具体而言:身体y轴的方向)。利用该指令,随后假设在以上描述中提到的"已知角度"实际上等于零。当遵守指令时,在步骤205中,设备已经被附接至用户之后,在步骤206中获得第二测量结果,完成算法的要求输入组,以在步骤208中确定完整的变换矩阵。

[0141] 在第三范例中,当设备100将要被附接至用户时,用户正在左卧。图7是图示了用户正在左卧的情况下用户β、设备α和世界ω坐标系的曲线图。假使,从世界坐标系中通过围绕第二世界轴ω_2(世界坐标系的y轴)旋转π/2弧度获得(理想身体)β坐标系。而且,假使(实际)设备α坐标系等于世界坐标系(例如,设备被安装在用户的右侧,设备的y轴指向用户的头部,并且设备的z轴指向顶点)。身体坐标系β_1的x轴和设备坐标系α_3的z轴完全与正规化重力加速度向量对齐,并且由此有必要使用p=2。如从图7中能够看到的,基向量β_2和α_2到水平面上的投影之间的角度Φ_2等于零弧度。这能够在用户正在左卧的情形中找到正确的变换矩阵。

[0142] 现在，将在由用户或操作者输入至设备(诸如，当获取测量结果以便将设备放置在正确的“模式”时的用户的姿势的指示)以及对用户在该姿势时许可设备的在取向上的变化的限制方面描述该范例。

[0143] 患者正在左卧，并且在步骤200中将设备(参考系)与用户(参考系)对齐之后，在步骤202中获得第一测量结果。从获得的第一测量结果中，患者正在左卧(步骤203)，在这之后，在限制性指令方面，在步骤204中，(例如，从姿势(或身体取向)相对于策略的查找表中)选择恰当的策略。在该范例中，这样的限制指令可以是以确保在获得的第一测量结果和第二测量结果之间设备围绕垂直轴的净旋转等于预定值的指令，继将设备100附接至用户之后将获得所述第一测量结果和第二测量结果，即，在水平面中的分量/投影方面，在平行于设备xy平面的设备的一侧画出的指示设备y轴的线被保持在恒定方向上(更具体而言：身体y轴的方向)。利用该指令，随后假设在以上描述中提到的“已知角度”实际上等于零。当遵守指令时，在步骤205中，设备已经被附接至用户之后，在步骤206中获得第二测量结果，完成算法的要求输入组，以在步骤208中确定完整的变换矩阵。

[0144] 应当认识到，用户能够处于除以上描述的那些的其他姿势。例如，用户可以以另一角度(即，0和π/2弧度之间的任何角度)处于斜卧位置。在这种情况下，情形将与以上描述的用户正以关于水平面π/6的弧度斜卧的情形相同，除了从世界坐标系通过围绕世界轴的不同旋转将获得(理想身体)β坐标系和(实际)α坐标系。

[0145] 因此，提供一种用于监测用户的设备以及一种用于校准设备的方法，在不具有来自利用所述设备监测的用户的任何主动参与或支持的情况下，能够执行所述校准该设备的方法，使得能够从设备中获得精确的读数。

[0146] 尽管在附图和上述描述中详细图示并描述了本发明，这样的图示和描述被认为是图示性或范例性的并非限制性的；本发明不限于已公开的实施例。

[0147] 通过研究附图、公开内容和权利要求书，本领域技术人员在实践所主张的本发明的过程中，能够理解和实现对所公开实施例的变型。在权利要求中，“包括”一词不排除其他要素或步骤，并且不定冠词“一”或“一个”不排除复数。单个处理器或其他单元可以实现在权利要求中列举的若干项功能。在互不相同的从属权利要求中列举的某些措施的事实不表明不能够使用这些措施的组合来获益。计算机程序可以被存储/分布在恰当的介质上，诸如与其他硬件一起提供或作为其他硬件的一部分的光学存储介质或固态介质，而且也可以以其他形式分布，诸如经由互联网或其他有线或无线通信系统。在权利要求中的任何参考标记不应被解释为限制范围。

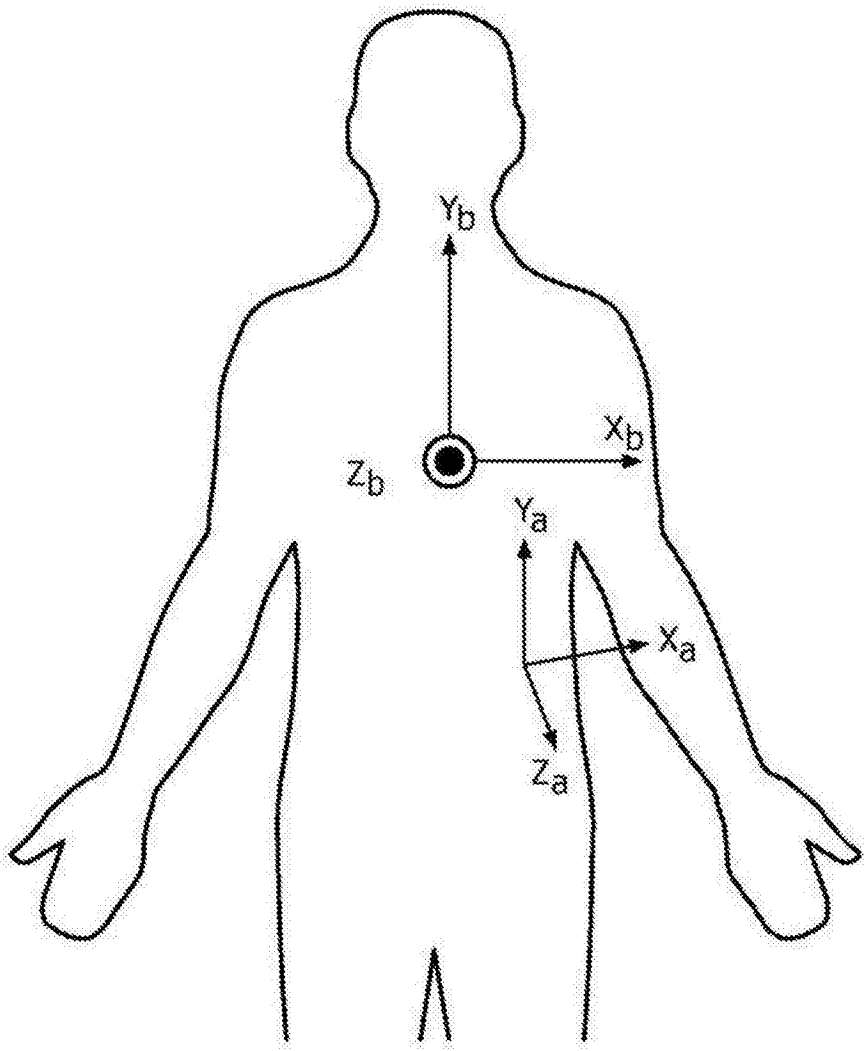


图1

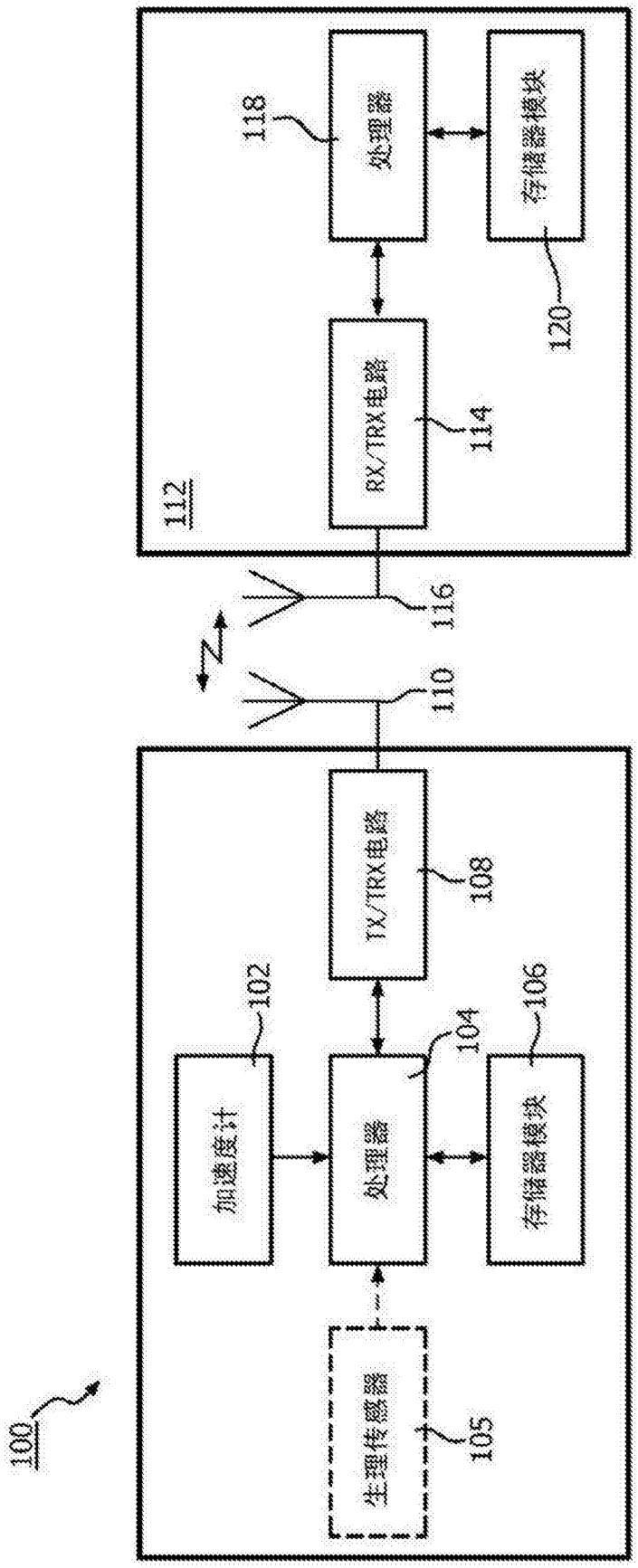

100
105
生理传感器
102
加速度计
104
处理器
106
存储器模块
108
TX/TRX电路
110
116
Z
112
114
RX/TRX电路
118
处理器
120
存储器模块

图2

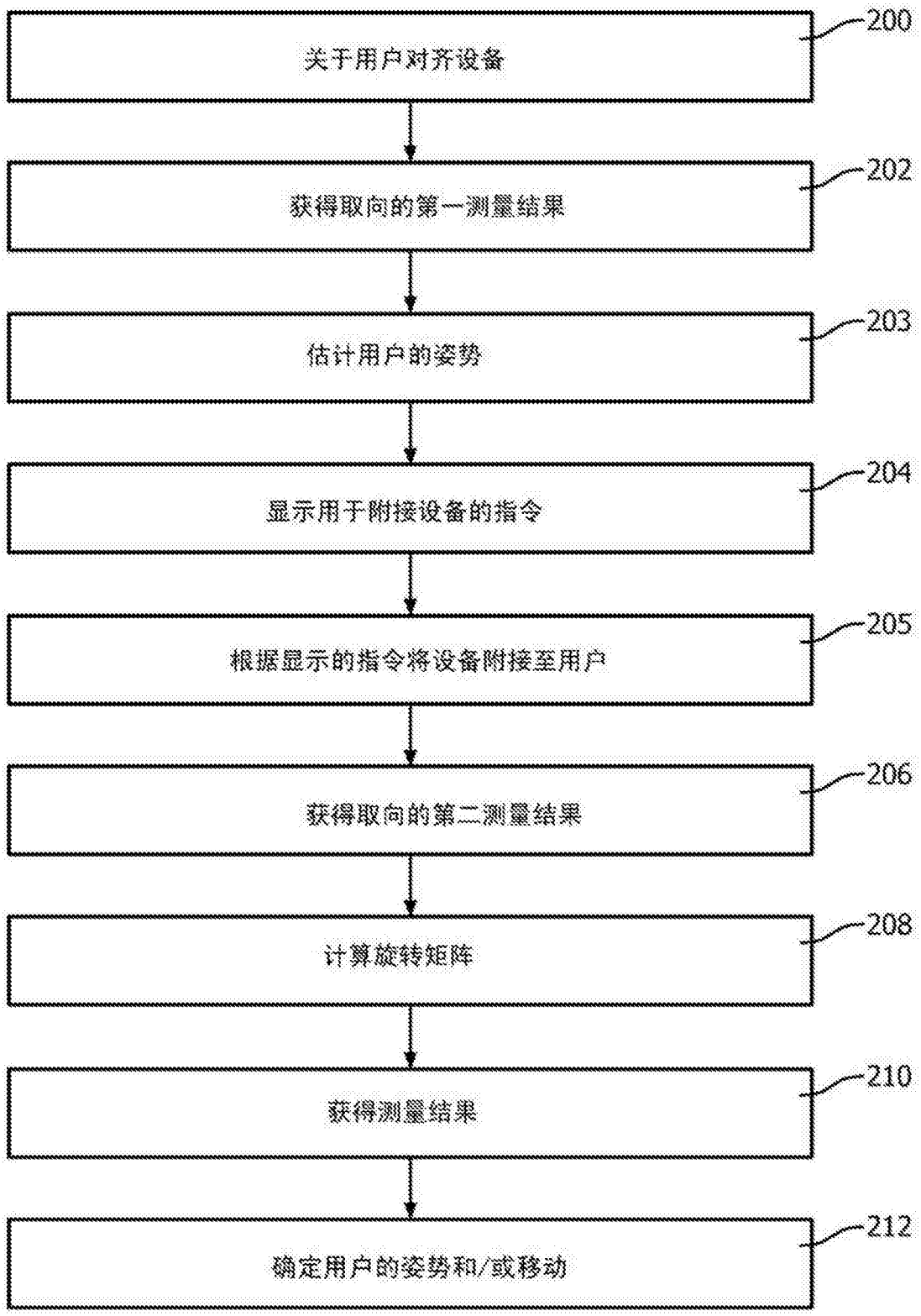

关于用户对齐设备
200
获得取向的第一测量结果
202
估计用户的姿势
203
显示用于附接设备的指令
204
根据显示的指令将设备附接至用户
205
获得取向的第二测量结果
206
计算旋转矩阵
208
获得测量结果
210
确定用户的姿势和/或移动
212

图3

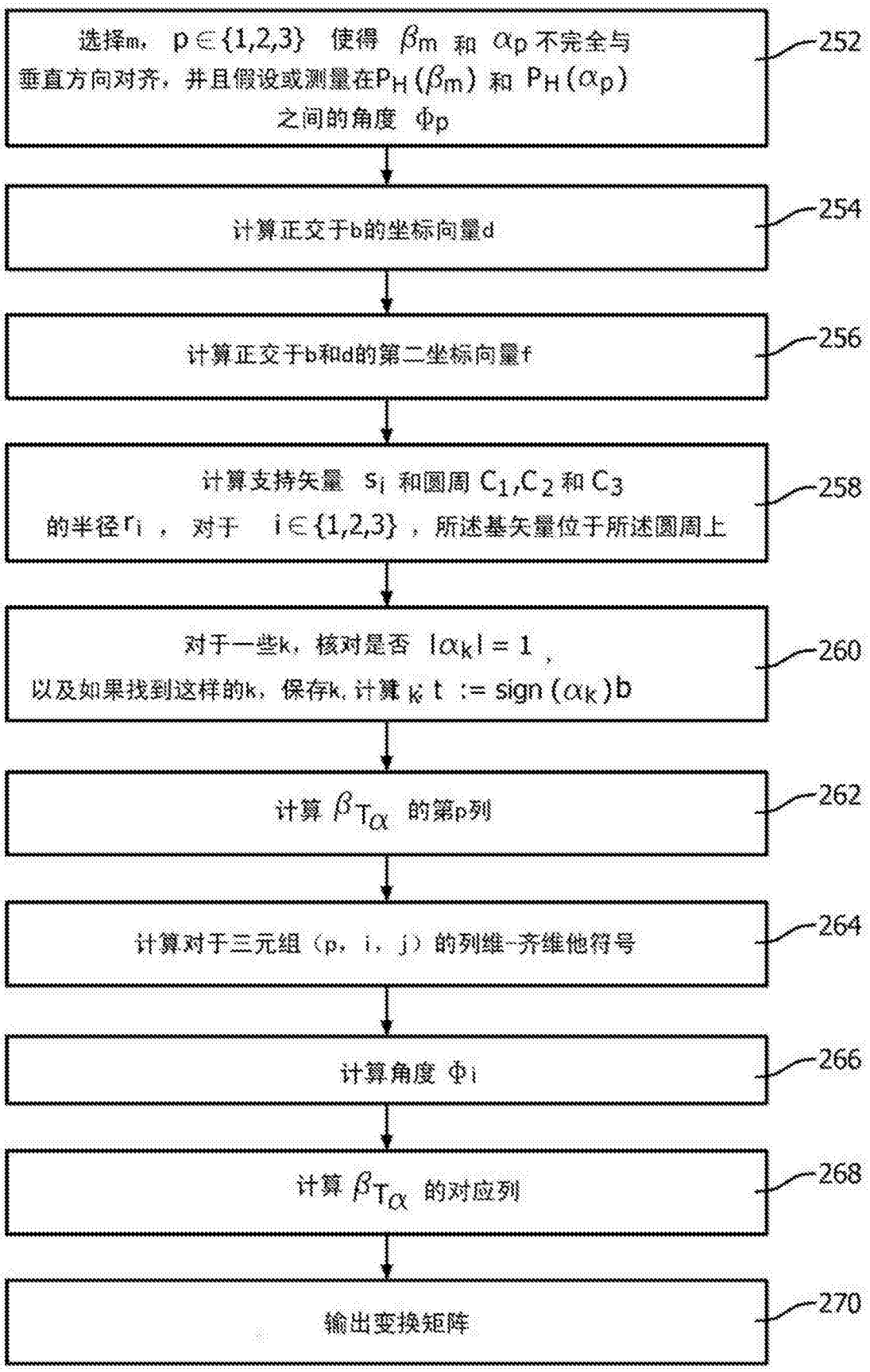

选择m，$p \in \{1,2,3\}$ 使得 β_m 和 α_p 不完全与垂直方向对齐，并且假设或测量在 $P_H(\beta_m)$ 和 $P_H(\alpha_p)$ 之间的角度 Φ_p
252
计算正交于b的坐标向量d
254
计算正交于b和d的第二坐标向量f
256
计算支持矢量 s_i 和圆周 C_1, C_2 和 C_3 的半径 r_i，对于 $i \in \{1,2,3\}$，所述基矢量位于所述圆周上
258
对于一些k，核对是否 $|\alpha_k| = 1$，以及如果找到这样的k，保存k，计算 $_k t := \text{sign}(\alpha_k) b$
260
计算 β_{T_α} 的第p列
262
计算对于三元组（p，i，j）的列维-齐维他符号
264
计算角度 Φ_i
266
计算 β_{T_α} 的对应列
268
输出变换矩阵
270

图4

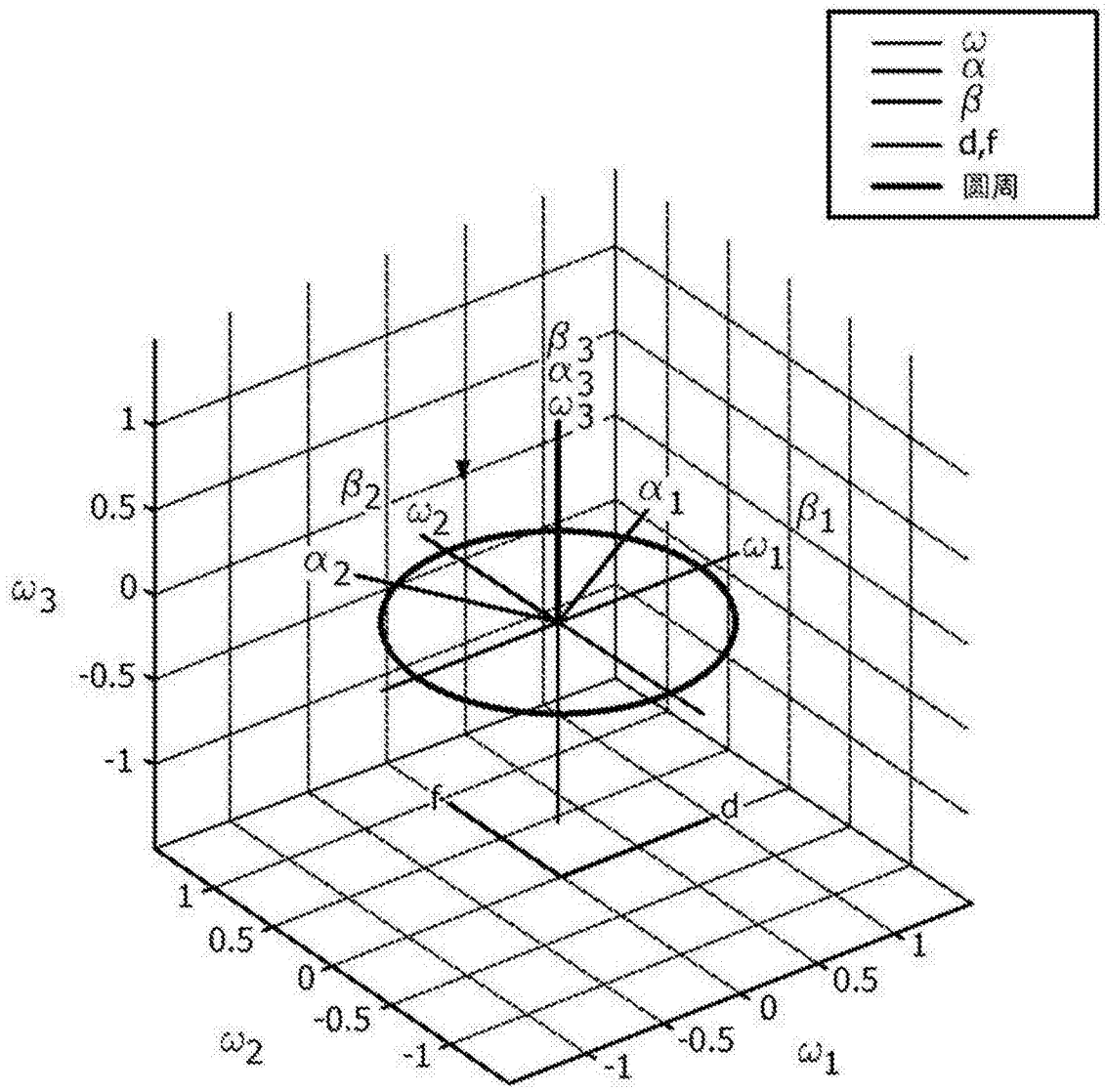


图5

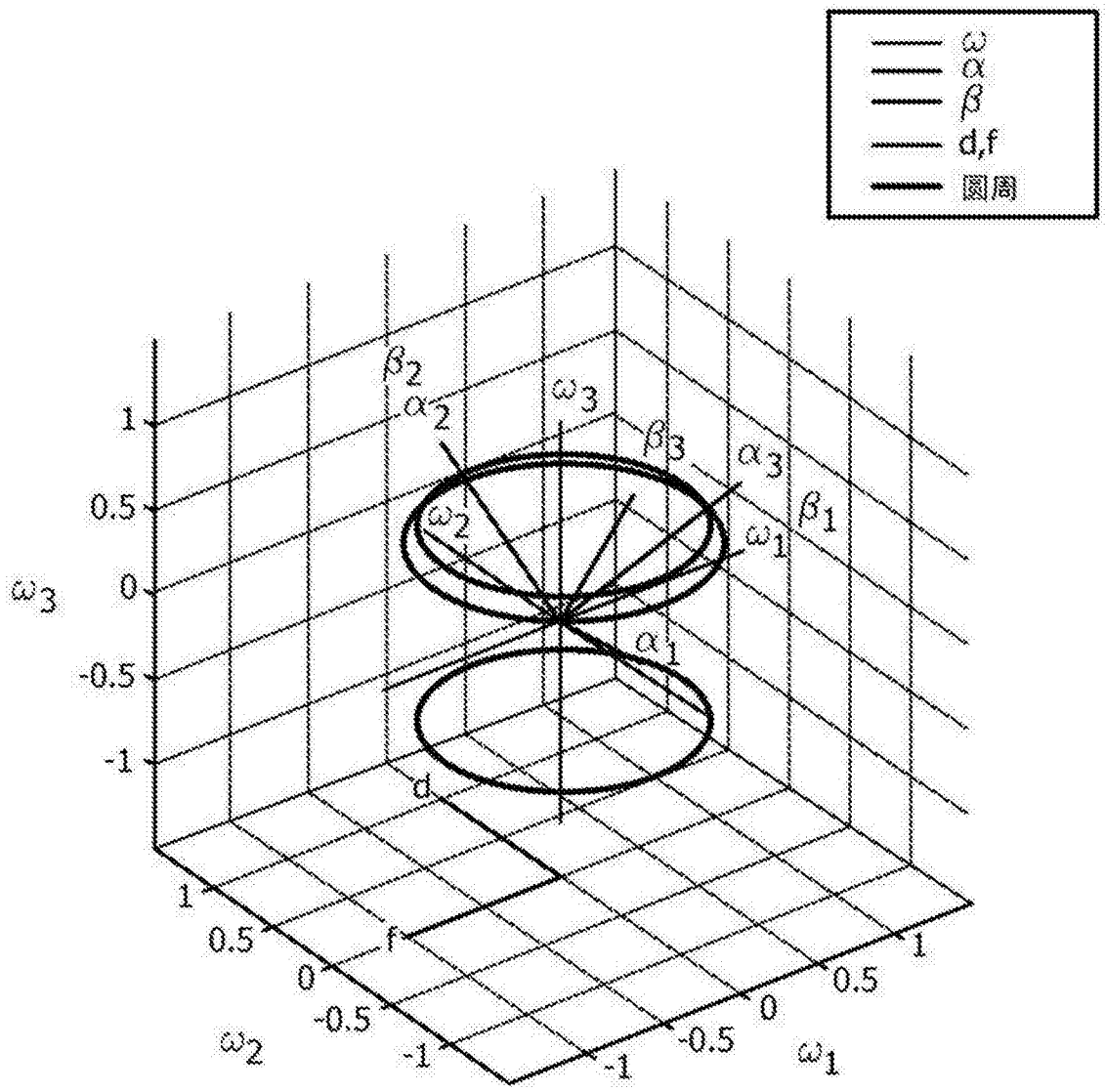


图6

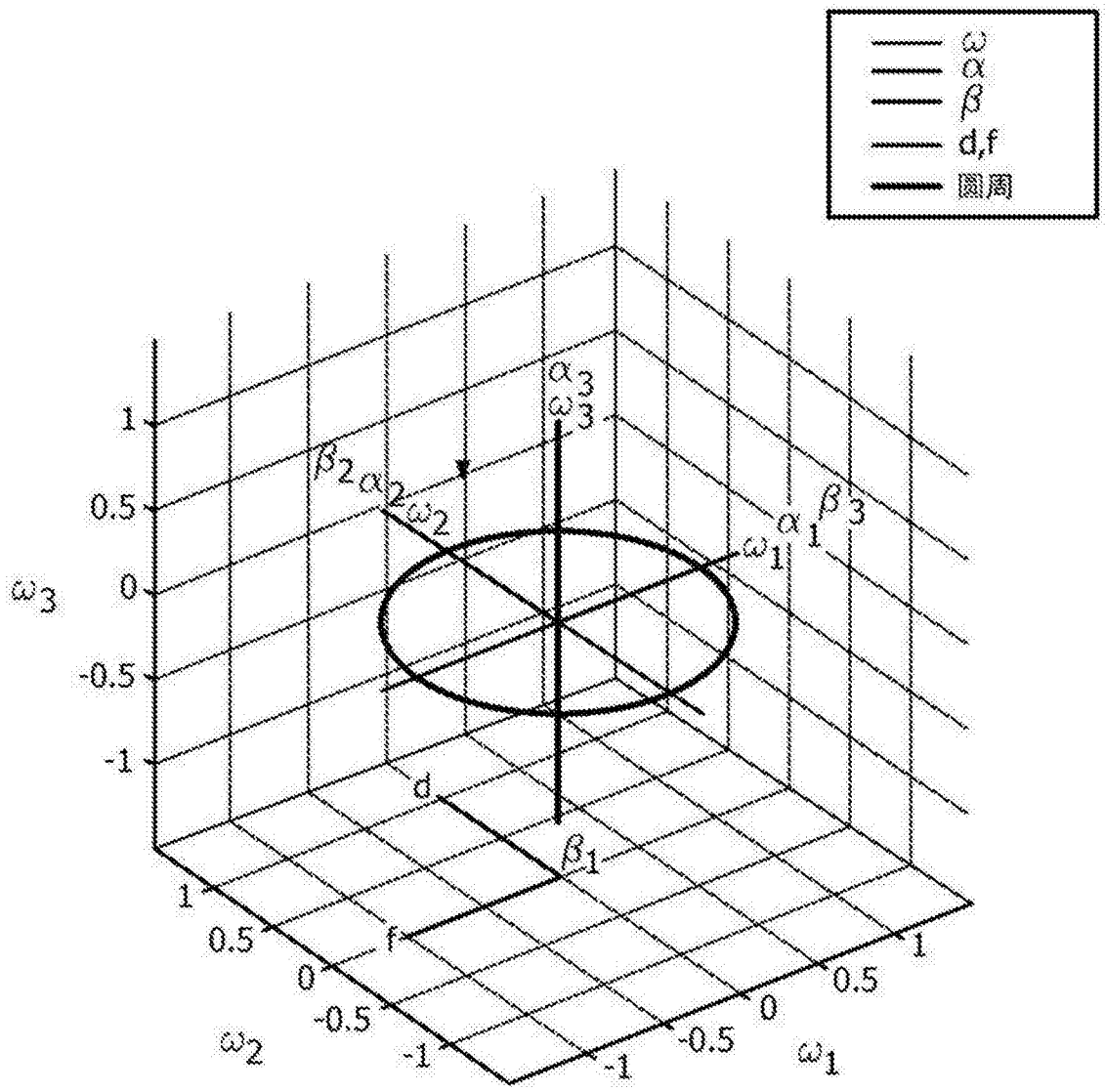


图7