



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 116999034 B

(45) 授权公告日 2023.12.22

(21) 申请号 202311266229.5

A61B 5/107 (2006.01)

(22) 申请日 2023.09.28

(56) 对比文件

(65) 同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 116999034 A

CN 115634122 A, 2023.01.24

WO 2021005006 A2, 2021.01.14

CN 102647963 A, 2012.08.22

(43) 申请公布日 2023.11.07

CN 102724936 A, 2012.10.10

(73) 专利权人 中国康复科学所(中国残联残疾
预防与控制研究中心)

CN 106821680 A, 2017.06.13

CN 110013370 A, 2019.07.16

地址 100068 北京市丰台区角门北路10号F
段6层

CN 110169850 A, 2019.08.27

CN 111631727 A, 2020.09.08

(72) 发明人 吴世彩 凌华 冯爵 刘劲松
王林 宋佳佳

CN 111773037 A, 2020.10.16

CN 114099250 A, 2022.03.01

(74) 专利代理机构 北京市隆安律师事务所
11323

US 2018125681 A1, 2018.05.10

US 2023248547 A1, 2023.08.10

专利代理师 权鲜枝

审查员 林施

(51) Int. Cl.

A61B 5/00 (2006.01)

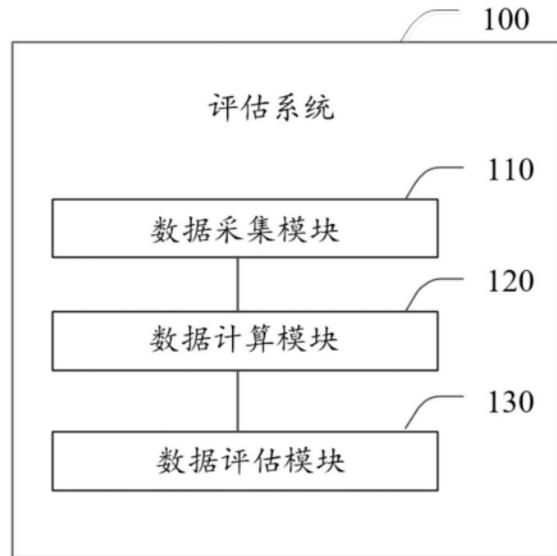
权利要求书2页 说明书11页 附图3页

(54) 发明名称

一种评估系统及评估方法

(57) 摘要

本申请公开了一种评估系统及评估方法,所述系统包括:数据采集模块,用于采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;数据计算模块,用于根据姿态信号计算步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度;数据评估模块,用于评估第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与步态模式匹配的假肢适配评估结果;本申请通过构建基于体域网的评估系统,达到了识别假肢穿戴者患侧和健侧的步态差异、提高假肢适配评估准确性的技术效果,进而本申请可广泛应用于下肢截肢患者的假肢适配、康复训练和实时步态分析等领域。



1. 一种评估系统,其中,所述系统包括:

数据采集模块,用于采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;

数据计算模块,用于根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,所述第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直;

数据评估模块,用于评估每个步态周期内患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度的差异度,以及评估每个步态周期内患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度的差异度,来生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果;

所述数据采集模块与所述数据计算模块电性连接,所述数据计算模块与所述数据评估模块电性连接。

2. 如权利要求1所述评估系统,其中,所述患侧佩戴下肢假肢,所述数据评估模块,还用于

当所述下肢假肢伸展时检测出所述第二参考角度小于第一预设阈值的情况下,提示评估建议,并通过增大患侧下肢假肢的膝关节阻尼,以减少所述第一参考角度;

当所述下肢假肢屈曲时检测出所述第二参考角度小于第二预设阈值的情况下,提示评估建议,并通过减小患侧下肢假肢的膝关节阻尼,以增大所述第一参考角度。

3. 如权利要求1所述评估系统,其中,所述数据计算模块,还用于

根据所述姿态信号确定所述步态模式中每个时刻对应的姿态信息;

根据所述姿态信息计算得到多个数据采集模块的姿态矩阵;

根据所述数据采集模块的姿态矩阵和旋转矩阵确定下肢姿态矩阵;

其中,所述旋转矩阵用于表征不同下肢部位相对于数据采集模块的姿态。

4. 如权利要求3所述评估系统,其中,所述数据计算模块,还用于

根据所述步态模式中每个时刻对应的所述下肢姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的下肢姿态方向向量;

根据所述患侧和健侧的下肢姿态方向向量、以及预设单位向量分别计算所述步态模式中每个时刻对应的患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度。

5. 如权利要求4所述评估系统,其中,所述姿态信号至少包括小腿姿态信号、大腿姿态信号、足部姿态信号;

所述下肢姿态矩阵至少包括小腿姿态矩阵、大腿姿态矩阵、足部姿态矩阵。

6. 如权利要求5所述评估系统,其中,所述数据计算模块用于计算第一参考角度时,包括:

根据患侧和健侧的小腿姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的小腿方向向量;

并且根据所述患侧和健侧的小腿方向向量、以及预设单位向量分别计算患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度。

7. 如权利要求5所述评估系统,其中,

所述数据计算模块用于计算第二参考角度时,包括:

根据足部有效长度、小腿有效长度、以及大腿有效长度确定所述步态模式中每个时刻

对应的足部连线向量、小腿连线向量、大腿连线向量，

其中所述足部连线向量为跖趾关节到踝关节的连线向量，所述小腿连线向量为踝关节到膝关节的连线向量，所述大腿连线向量为膝关节到股骨头的连线向量。

8. 如权利要求7所述评估系统，其中，

所述数据计算模块用于计算第二参考角度时，包括：

根据患侧和健侧的足部连线向量和足部姿态矩阵分别确定患侧和健侧的足部方向向量、根据患侧和健侧的小腿连线向量和小腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的小腿方向向量，以及根据患侧和健侧的大腿连线向量和腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的大腿方向向量；

根据所述足部方向向量、所述小腿方向向量、所述大腿方向向量分别计算患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量；

并且根据所述患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量、以及预设单位向量分别确定患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度。

9. 如权利要求1所述评估系统，其中，所述数据评估模块用于，

通过周期检测算法，将连续步态下的第一参考角度和第二参考角度按照预设步态周期分割为多段连续数据；

通过插值算法，对每个步态周期内的连续数据进行归一化处理，并绘制关于第一参考角度和第二参考角度在各个时刻波动变化的步态关系曲线图；

通过所述步态关系曲线图，确定每个步态周期内患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度的差异度，以及通过所述步态关系曲线图，确定每个步态周期内患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度的差异度，

并且结合患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度的差异度，生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。

一种评估系统及评估方法

技术领域

[0001] 本申请涉及数据评估技术领域,尤其涉及一种评估系统及评估方法。

背景技术

[0002] 目前,临床中对于髌离断、大腿、膝离断假肢患者第一次穿戴或者更换新假肢时,都需要进行假肢适配。因此,基于多种传感器的数据对假肢患者的下肢动作进行识别,不仅可以为假肢患者的康复训练提供重要的分析依据,而且还可以帮助患者调整假肢的穿戴方式,以提高穿戴舒适度,进而实现改善患者步态、提高康复训练效率、缩短康复周期、促进患者早日重返社会等目的。

[0003] 然而,现有技术中,对于下肢假肢的设计、适配、后期调适工作中的指标参数较为单一,同时下肢截肢患者的实时步态识别及分析和假肢适配等工作,大多通过相关专家或假肢师的主观观察和判断来进行,具有主观性大、无法量化、评估工作繁琐复杂等缺点。

发明内容

[0004] 本申请实施例提供了一种评估系统及评估方法,以达到通过第一参考角度和第二参考角度量化评估工作、且能够识别假肢穿戴者患侧和健侧的步态差异,进而提高假肢适配评估准确性的技术效果。

[0005] 本申请实施例采用下述技术方案:

[0006] 第一方面,本申请实施例提供了一种评估系统,所述系统包括:

[0007] 数据采集模块,用于采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;

[0008] 数据计算模块,用于根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,所述第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直;

[0009] 数据评估模块,用于评估所述第一参考角度和所述第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果;

[0010] 所述数据采集模块与所述数据计算模块电性连接,所述数据计算模块与所述数据评估模块电性连接。

[0011] 可选地,所述患侧佩戴下肢假肢,所述数据评估模块,还用于

[0012] 当下肢伸展时检测出所述第二参考角度小于第一预设阈值的情况下,提示评估建议,并通过增大患侧假肢的膝关节阻尼,以减少所述第一参考角度;

[0013] 当下肢屈曲时检测出所述第二参考角度小于第二预设阈值的情况下,提示评估建议,并通过减小患侧假肢的膝关节阻尼,以增大所述第一参考角度。

[0014] 可选地,所述数据计算模块,还用于

[0015] 根据所述姿态信号确定所述步态模式中每个时刻对应的姿态信息;

[0016] 根据所述姿态信息计算得到多个数据采集模块的姿态矩阵;

- [0017] 根据所述数据采集模块的姿态矩阵和旋转矩阵确定下肢姿态矩阵；
- [0018] 其中,所述旋转矩阵用于表征不同下肢部位相对于数据采集模块的姿态。
- [0019] 可选地,所述数据计算模块,还用于
- [0020] 根据所述步态模式中每个时刻对应的所述下肢姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的下肢姿态方向向量；
- [0021] 根据所述患侧和健侧的下肢姿态方向向量、以及预设单位向量分别计算所述步态模式中每个时刻对应的患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度。
- [0022] 可选地,所述姿态信号至少包括小腿姿态信号、大腿姿态信号、足部姿态信号；
- [0023] 所述下肢姿态矩阵至少包括小腿姿态矩阵、大腿姿态矩阵、足部姿态矩阵。
- [0024] 可选地,所述数据计算模块用于计算第一参考角度时,包括：
- [0025] 根据患侧和健侧的小腿姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的小腿方向向量；
- [0026] 并且根据所述患侧和健侧的小腿方向向量、以及预设单位向量分别计算患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度。
- [0027] 可选地,所述数据计算模块用于计算第二参考角度时,包括：
- [0028] 根据足部有效长度、小腿有效长度、以及大腿有效长度确定所述步态模式中每个时刻对应的足部连线向量、小腿连线向量、大腿连线向量，
- [0029] 其中所述足部连线向量为跖趾关节到踝关节的连线向量,所述小腿连线向量为踝关节到膝关节的连线向量,所述大腿连线向量为膝关节到股骨头的连线向量。
- [0030] 可选地,所述数据计算模块用于计算第二参考角度时,包括：
- [0031] 根据患侧和健侧的足部连线向量和足部姿态矩阵分别确定患侧和健侧的足部方向向量、根据患侧和健侧的小腿连线向量和小腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的小腿方向向量,以及根据患侧和健侧的大腿连线向量和腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的大腿方向向量；
- [0032] 根据所述足部方向向量、所述小腿方向向量、所述大腿方向向量分别计算患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量；
- [0033] 并且根据所述患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量、以及预设单位向量分别确定患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度。
- [0034] 可选地,所述数据评估模块用于，
- [0035] 通过周期检测算法,将连续步态下的第一参考角度和第二参考角度按照预设步态周期分割为多段连续数据；
- [0036] 通过插值算法,对每个步态周期内的连续数据进行归一化处理,并绘制关于第一参考角度和第二参考角度在各个时刻波动变化的步态关系曲线图；
- [0037] 通过所述步态关系曲线图,确定每个步态周期内患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度的差异度,以及通过所述步态关系曲线图,确定每个步态周期内患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度的差异度，
- [0038] 并且结合患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。
- [0039] 第二方面,本申请实施例还提供了一种如上述第一方面任一项所述的评估系统的

评估方法,所述评估方法包括:

[0040] 采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;

[0041] 根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,所述第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直;

[0042] 评估所述第一参考角度和所述第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。

[0043] 本申请实施例采用的上述至少一个技术方案能够达到以下有益效果:

[0044] 提供了一种评估系统及评估方法,在所述评估系统中,所述数据采集模块与所述数据计算模块电性连接,所述数据计算模块与所述数据评估模块电性连接。通过所述数据采集模块采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;通过所述数据计算模块,根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直;通过所述数据评估模块,评估所述第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。本申请通过计算第一参考角度和第二参考角度的方式,量化了假肢适配、调节等工作的评估参数,且能够识别假肢穿戴者患侧和健侧的步态差异,提高了假肢适配效果评估的准确性,进而有助于实现体域网的构建。同时本申请可广泛应用于康复患者实时步态识别与分析、残疾人假肢适配等领域。

附图说明

[0045] 此处所说明的附图用来提供对本申请的进一步理解,构成本申请的一部分,本申请的示意性实施例及其说明用于解释本申请,并不构成对本申请的不当限定。在附图中:

[0046] 图1为本申请一个实施例中的评估装置的结构示意图;

[0047] 图2为本申请一个实施例中的数据采集模块的安装位置示意图;

[0048] 图3为本申请一个实施例中的人体空间坐标系的结构示意图;

[0049] 图4为本申请一个实施例中的第一参考角度和第二参考角度的示意图;

[0050] 图5为本申请一个实施例中的评估方法的流程示意图。

[0051] 图中:100、评估系统;110、数据采集模块;120、数据计算模块;130、数据评估模块;210、右大腿子模块;220、左大腿子模块;230、右小腿子模块;240、左小腿子模块;250、右足部子模块;260、左足部子模块;270、腰部子模块;SVA表示第一参考角度;TLA表示第二参考角度;a表示预设单位向量;b表示小腿方向向量(右侧);b0表示足部方向向量(左侧);b1表示小腿方向向量(左侧);b2表示大腿方向向量(左侧);c表示跖趾关节到股骨头的连线向量(左侧)。

具体实施方式

[0052] 为使本申请的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本申请具体实施例及相应的附图对本申请技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例仅是本申请一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本申请中的实施例,本领域普通技术人员在没有做

出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本申请保护的范畴。

[0053] 本申请的技术构思在于,利用可穿戴的微型数字传感器构建基于体域网(Body Area Network,又称人体无线局域网)的评估系统,通过构建的评估系统实时采集人体在不同步态模式下的姿态数据,并且解算出每个步态周期内各个时刻对应的第一参考角度(SVA角度,Shank-to-vertical angle,小腿与地面垂线的夹角)和第二参考角度(TLA角度,Trailing limb angle,股骨头-跖趾关节连线与地面垂线的夹角),并且基于对人体患侧和健侧的SVA角度及TLA角度的对比和分析,生成与人体步态模式匹配的假肢适配评估结果,进而使得假肢适配评估结果更加客观化、自动化、数字化,以达到提高假肢适配效果评估的准确性、且有助于康复患者实时步态识别与分析的技术效果。

[0054] 以下结合附图,详细说明本申请各实施例提供的技术方案。

[0055] 在本申请的一个实施例中,如图1所示,提出了一种评估系统100,所述系统100包括:数据采集模块110,用于采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;数据计算模块120,用于根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直;数据评估模块130,用于评估所述第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。

[0056] 具体地,所述数据采集模块110可以采用传感器模块,结合图2所示,在该实施例中,需要在人体双腿的不同位置上固定六个传感器模块,分别是右大腿子模块210、左大腿子模块220、右小腿子模块230、左小腿子模块240、右足部子模块250、左足部子模块260;当然,在必要时也可在人体的腰部固定腰部子模块270,以保证参考角度计算和步态识别的准确性。

[0057] 上述仅为举例,并不用于限定本申请的保护范围,只要能够满足不同步态模式下患侧和健侧的采集即可,本领域技术人员可以根据实际情况进行选择。

[0058] 同时,上述每个传感器模块均包含陀螺仪、加速度计、地磁计传感器中的一种或多种,并且每个传感器模块均以相同的频率同步进行数据采集。图2中的英文字母表示人体的不同关节部位,例如T可表示右足的跖趾关节、O表示右足的踝关节、N表示右侧的膝关节、M表示右侧的股骨等,在此不做赘述。

[0059] 值得说明的是,参照图4所示,本申请实施例中所述的第一参考角度指的是SVA角度(Shank-to-vertical angle),即小腿与地面垂线的夹角;所述第二参考角度指的是TLA角度(Trailing limb angle),即股骨头-跖趾关节连线与地面垂线的夹角。也就是说,本申请利用以上多个传感器模块能够实时采集人体下肢不同部位的肢体姿态,以解算出SVA角度和TLA角度,进而通过分析双腿SVA角度和TLA角度的差异度,来进行假肢适配效果等评估工作。

[0060] 在所述评估系统中,所述数据采集模块110与所述数据计算模块120电性连接,所述数据计算模块120与所述数据评估模块130电性连接,当然,所述数据采集模块110、数据计算模块120以及所述数据评估模块130之间也可以采用其他有线或者无线连接方式,以实现各个模块之间的数据交互。

[0061] 进一步地,本申请所述患侧指的是假肢穿戴者佩戴假肢一侧的下肢或者患者不健

康一侧的下肢,所述健侧指的是未佩戴假肢或者未患有疾病一侧的健康下肢。当然,本申请实施例对健侧或患侧位于人体的左腿还是右腿不做限制,仅需要保证患侧和健侧处于双腿不同侧即可。

[0062] 在本申请实施例中,由于每个时刻均对应一个参考角度,因此,在各步态周期内,可将足尖离地时刻的第二参考角度(TLA角度)定义为 α 角,将足跟着地时刻的第二参考角度(TLA角度)定义为 β 角。进而,在通过数据计算模块计算得到第一参考角度及第二参考角度之后,所述数据评估模块还用于:

[0063] 当下肢伸展时检测出所述第二参考角度小于第一预设阈值的情况下(α 角小),提示评估建议,例如提示伸髋肌群(臀大肌、臀中肌、股二头肌等)无力,应首先着重训练伸髋肌群肌力;并通过增大患侧假肢膝关节阻尼,以减少所述第一参考角度(减小SVA角度),防止假肢穿戴者因“打软腿”而摔倒,由此增加了步行和训练的安全性。

[0064] 当下肢屈曲时检测出所述第二参考角度小于第二预设阈值的情况下(β 角小),提示评估建议,例如提示屈髋肌群(髂腰肌、股四头肌)无力,或由于伸髋肌群无力,使得大腿伸展时的TLA角度较小而导致屈髋不充分,因此应首先着重训练屈髋肌群和伸髋肌群肌力;并通过减小患侧假肢膝关节阻尼,以增大所述第一参考角度(增大SVA角度),使得假肢穿戴者在步态周期的摆动期内能获得足够大的步长,防止足蹭地,以减小摔倒风险。

[0065] 可以理解,所述第一预设阈值和第二预设阈值可由本领域相关技术人员结合经验和具体应用场景自行设置;当然,以上关于评估建议、假肢膝关节阻尼调节建议的内容仅是为了便于理解和简化描述,不能理解为对本申请的限制。

[0066] 以下将结合图3和图4,对数据计算模块的解算原理进行更进一步地解释和说明。

[0067] 优选地,如图3所示,以相对于人体向右为X轴、向前为Y轴、向上为Z轴建立人体空间坐标系。例如图中 $X_1/Y_1/Z_1$ 即表示右侧足部的空间坐标轴、 $X_2/Y_2/Z_2$ 即表示右侧小腿的空间坐标轴、 $X_3/Y_3/Z_3$ 即表示右侧大腿的空间坐标轴,左侧下肢部位的坐标轴同理,在此不做赘述。

[0068] SVA角度和TLA角度的示意图可参照图4,图4中示出了不同侧的SVA角度和TLA角度(右腿SVA角度和左腿的TLA角度),可以理解,通过本申请所述评估系统也可以同时计算出相同侧的参考角度,例如通过向量正余弦定理等计算出右腿的SVA角度和TLA角度、以及左腿的SVA角度和TLA角度。同时需要说明的是,由于小腿的摆动受大腿摆动幅度的影响,因此所述SVA角度同样受所述TLA角度的影响,即SVA角度和TLA角度之间存在关联关系。

[0069] 进一步地,在本申请所述评估系统中,所述数据计算模块还用于,根据所述姿态信号确定所述步态模式中每个时刻对应的姿态信息;根据所述姿态信息计算得到多个数据采集模块的姿态矩阵;根据所述数据采集模块的姿态矩阵和旋转矩阵确定下肢姿态矩阵;其中,所述旋转矩阵用于表征不同下肢部位相对于数据采集模块的姿态。

[0070] 具体地,通过姿态解算方法,可以计算出各个数据采集模块的姿态,即传感器在三维空间中的角度,一般用旋转矩阵、四元数、欧拉角等表示。

[0071] 以旋转矩阵为例,用Q表示当前传感器模块的姿态矩阵,若需要计算固定传感器的下肢姿态,一般还需要考虑肢体相对于传感器的姿态,即旋转矩阵,可记为R,因此下肢姿态矩阵P可表示为 $P=Q*R$;

[0072] 进一步地,所述姿态信号至少包括小腿姿态信号、大腿姿态信号、足部姿态信号;

所述下肢姿态矩阵至少包括小腿姿态矩阵、大腿姿态矩阵、足部姿态矩阵。由于每个传感器模块均可计算出对应肢体部位的姿态,进而在获得足部、小腿、大腿的姿态矩阵后,可以将其中一侧(如右侧)的足部姿态矩阵记为 P_0 、小腿姿态矩阵记为 P_1 、大腿姿态矩阵记为 P_2 ,当然,另一侧下肢的姿态矩阵同理,在此不做赘述。

[0073] 优选地,所述数据计算模块,还用于:根据所述步态模式中每个时刻对应的所述下肢姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的下肢姿态方向向量;根据所述患侧和健侧的下肢姿态方向向量、以及预设单位向量分别计算所述步态模式中每个时刻对应的患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度。

[0074] 优选地,所述数据计算模块用于计算第一参考角度时,包括:

[0075] 根据患侧和健侧的小腿姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的小腿方向向量;并且根据所述患侧和健侧的小腿方向向量、以及预设单位向量分别计算患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度。

[0076] 具体地,参照图4所示,以计算右侧的第一参考角度(SVA角度)为例,此时可利用上述小腿姿态矩阵 P_1 (仅需考虑小腿角度无需考虑小腿长度),取预设单位向量 $a=(0,0,1)$,则右侧的小腿方向向量表示为 $b=P_1*a$,可以理解,向量 b 即代表了小腿当前的方向角度,因此可求得向量 a 与向量 b 之间的夹角(SVA角度): $SVA = \arccos(a*b/|a|*|b|)$ 。

[0077] 优选地,所述数据计算模块用于计算第二参考角度时,包括:

[0078] 根据足部有效长度、小腿有效长度、以及大腿有效长度确定所述步态模式中每个时刻对应的足部连线向量、小腿连线向量、大腿连线向量,

[0079] 其中所述足部连线向量为跖趾关节到踝关节的连线向量,所述小腿连线向量为踝关节到膝关节的连线向量,所述大腿连线向量为膝关节到股骨头的连线向量。

[0080] 进一步地,所述数据计算模块用于计算第二参考角度时,包括:

[0081] 根据患侧和健侧的足部连线向量和足部姿态矩阵分别确定患侧和健侧的足部方向向量、根据患侧和健侧的小腿连线向量和小腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的小腿方向向量,以及根据患侧和健侧的大腿连线向量和腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的大腿方向向量;

[0082] 根据所述足部方向向量、所述小腿方向向量、所述大腿方向向量分别计算患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量;

[0083] 并且根据所述患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量、以及预设单位向量分别确定患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度。

[0084] 具体地,参照图4所示,以计算左侧的第二参考角度(TLA角度)为例,首先,需要先确定左侧足部、小腿、大腿的有效长度。例如,将左侧的足部有效长度记为 I_0 、足踝距离地面的高度记为 h_0 、小腿有效长度记为 I_1 、大腿有效长度记为 I_2 ,则根据足部连线向量和足部姿态矩阵计算得到的足部方向向量为 $b_0=P_0*(0,-I_0,h_0)$ 、根据小腿连线向量和腿姿态矩阵计算得到的小腿方向向量为 $b_1=P_1*(0,0,I_1)$ 、根据大腿连线向量和腿姿态矩阵计算得到的大腿方向向量 $b_2=P_2*(0,0,I_2)$;其次,根据所述足部方向向量 b_0 、所述小腿方向向量 b_1 、所述大腿方向向量 b_2 确定左侧的跖趾关节(第五跖趾关节)到股骨头的连线向量,则第五跖趾关节到股骨头的连线向量为 $c=b_0+b_1+b_2$,因此可求得向量 a 和向量 c 之间的夹角(TLA角度): $TLA = \arccos(a*c/|a|*|c|)$ 。

[0085] 以下实施例中结合测量数据,示出了SVA角度和TLA角度的计算步骤。

[0086] 假设某成年人大腿骨长度为0.42米,小腿骨长度为0.35米,足踝离地高度0.08米,跖趾关节距离足跟为0.23米。

[0087] 在计算TLA的过程中,定义上述坐标系中,身体直立站立、大腿骨和小腿骨处于竖直状态无内外旋、足部平放且第五跖趾关节朝向身体正前方时为坐标变换原点;即用(0,0,0.42)表示从膝关节到股骨关节的连线向量(大腿连线向量),其与X轴单位向量 $e=(1,0,0)$ 共同表示当前大腿骨的空间角度(大腿方向向量);同理用(0,0,0.35)表示从踝关节到膝关节的连线向量(小腿连线向量),其与X轴单位向量 e 共同表示小腿骨的空间角度(小腿方向向量);用(0,-0.23,0.08)表示第五跖趾关节到踝关节的连线向量(足部连线向量),其与X轴单位向量 e 共同表示足部的空间角度(足部方向向量)。由此可见,将以上向量首尾相连,就可以计算出任意时刻的跖趾关节到股骨头的连线向量 $c=b_0+b_1+b_2$ 。

[0088] 假定大腿骨上的传感器模块横向固定,其绕x轴向前转动90度,对应的旋转矩阵R为: $\{[1,0,0],[0,0,1],[0,-1,0]\}$,上述R的逆矩阵 $R_2=\{[1,0,0],[0,0,-1],[0,1,0]\}$ 。这也就是说,旋转矩阵R取决于传感器模块的固定位置,若传感器没有相对的偏差,则旋转矩阵R为单位矩阵,在计算中可以省略旋转矩阵。

[0089] 进一步地,假如在某一时刻,通过姿态解算算法得到的传感器姿态矩阵为 $Q_2=\{[0.9961947,0.07898993,0.03683361],[0,-0.42261826,0.90630779],[0.08715574,-0.90285901,-0.42101007]\}$,则真实的大腿姿态矩阵为 $P_2=Q_2*R_2=\{[0.9961947,0.03683361,-0.07898993],[0,0.90630779,0.42261826],[0.08715574,-0.42101007,0.90285901]\}$,这个旋转实际是大腿背伸25度,然后外展5度,即先绕x轴旋转-25度,然后绕y轴旋转5度之后所得到的;大腿方向向量 b_2 在大腿姿态矩阵 P_2 的作用下旋转到了新的方向,即 $b_2'=P_2*b_2=[-0.03317577,0.17749967,0.37920079]$;

[0090] 若小腿背伸30度无外展,则小腿姿态矩阵为 $P_1=\{[1,0,0],[0,0.8660254,0.5],[0,-0.5,0.8660254]\}$,新的小腿方向向量 $b_1'=P_1*b_1=[0,0.175,0.30310889]$;

[0091] 若足部背伸45度、外旋15度、无外展,则足部姿态矩阵为 $P_0=\{[0.96592583,-0.1830127,-0.1830127],[0.25881905,0.6830127,0.6830127],[0,-0.70710678,0.70710678]\}$,新的足部方向向量 $b_0'=[0.05673394,-0.21173394,-0.10606602]$ 。此时跖趾关节到股骨头的连线向量 $c=b_0+b_1+b_2=[0.02355817,0.14076573,0.57624366]$,与竖直方向预设单位向量 $a=[0,0,1]$ 之间的夹角为: $TLA=\arccos(a*c/|a|*|c|)=\arccos(0.57624366/0.5936553996704862)=13.9$ 度。

[0092] 同样地,在计算SVA角度的过程中,利用以上小腿姿态矩阵 P_1 (仅需考虑小腿角度),则旋转后小腿方向向量 $b=P_1*a=[0,0.5,0.8660254]$,对应小腿与地面垂线夹角为: $SVA=\arccos(a*b/|a|*|b|)=30$ 度。

[0093] 由上可知,本申请所述评估系统中的数据计算模块能够融合下肢各个关节部位的综合姿态数据,进而可以识别并计算假肢穿戴者在自然行走状态下的SVA/TLA角度参数,为假肢适配等评估工作提供了参考依据。

[0094] 优选地,在本申请的一个实施例中,所述数据评估模块用于,

[0095] 通过周期检测算法,将连续步态下的第一参考角度和第二参考角度按照预设步态周期分割为多段连续数据;具体地,可以采用周期检测算法将连续的角度数据(SVA角度和

TLA角度)分割成每一步对应的数据,通过峰值检测算法识别每个步态周期内目标时刻(例如脚跟着地、脚尖离地等时刻)的极值点,在本实施例中,按照步态周期,可以定义以脚跟着地为分割点来划分不同步态周期的角度数据;

[0096] 通过插值算法,对每个步态周期内的连续数据进行归一化处理,并绘制关于第一参考角度和第二参考角度在各个时刻波动变化的步态关系曲线图;具体地,由于每一步每个周期的时间不同,因此通过插值算法,可以将每一步不同长度的数据归一化到统一长度,即左右脚每一步角度数据的数量均相同,由此则可将左右脚的角度数据以首尾对齐的方式绘制成曲线图。

[0097] 通过所述步态关系曲线图,确定每个步态周期内患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度的差异度,以及通过所述步态关系曲线图,确定每个步态周期内患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度的差异度,也就是说,可以将周期中各步态模式的时刻等比例缩放到对应的位置,直观展示及对比左右脚在各自周期内各个时刻的角度大小和变化,进而结合患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。优选地,可以将上述角度数据和评估结果等发送至外部智能终端,并且绘制得到可视化的智能分析图表,例如实时、直观地展示左右脚的SVA角度和TLA角度周期性变化曲线,由此不但使得假肢适配的评估结果更加客观化、自动化、数字化,而且还能减小假肢师的工作负担。

[0098] 在本申请的一个优选的实施例中,可以在所述评估系统中引入自适应评估模型,也就是说,将计算得到的第一参考角度和第二参考角度输入预先训练好的评估模型,进而可以根据所述评估模型输出与步态模式匹配的假肢适配评估结果。可以理解,在本实施例中,所述评估模型为使用多组训练数据通过机器学习训练得出的,多组训练数据中的每组训练数据均包括:每个步态周期中的SVA角度、TLA角度以及所述每个步态周期中的SVA角度和TLA角度对应的假肢适配评估结果及阻尼调整建议等。

[0099] 在机器学习阶段,自适应评估模型需要经过大量的学习训练,每进行一轮训练就进行一次单独的假肢膝关节阻尼调整操作并记录模型输出的相应的调整数据和评估结果,之后再继续进行新一轮的学习训练,直到模型输出的假肢膝关节阻尼的调整结果和假肢适配评估结果满足预期调整结果为止;

[0100] 在强化训练阶段,当评估模型的训练次数满足预设训练次数的要求时,则输入新的训练数据以进入强化训练阶段,直到达到模型最佳状态;更进一步地,在经过数次的调整达到自适应评估模型认为的最佳调整状态之后,假肢师可以依据自己的经验对假肢穿戴者行走姿态和对应的数据图表进行分析,并结合假肢穿戴者的反馈对调整结果进行评价,如果需要继续调整,那么该阶段调整将不再依赖评估模型,而是结合假肢师进行微调操作的数据,将其实时反馈给模型,并使用在线学习算法,更新模型参数。当然,也可以将新的数据收集扩充到原始训练集,用此前的训练结果初始化模型,再按照机器学习阶段的方法进行训练,得到更新后的评估模型。可以理解,训练模型过程中的训练数据可由本领域相关技术人员结合临床数据进行人为选择。

[0101] 在本申请的另一个实施例中,如图5所示,还提出了一种如上述实施例中任一项所述的评估系统的评估方法,所述方法包括:

[0102] 步骤S510,采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号。

[0103] 步骤S520,根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直。

[0104] 步骤S530,评估所述第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。

[0105] 进一步地,所述方法包括:

[0106] 当下肢伸展时检测出所述第二参考角度小于第一预设阈值的情况下,提示评估建议,并通过增大患侧假肢的膝关节阻尼,以减少所述第一参考角度;

[0107] 当下肢屈曲时检测出所述第二参考角度小于第二预设阈值的情况下,提示评估建议,并通过减小患侧假肢的膝关节阻尼,以增大所述第一参考角度。

[0108] 进一步地,所述方法还包括:

[0109] 根据所述姿态信号确定所述步态模式中每个时刻对应的姿态信息;

[0110] 根据所述姿态信息计算得到多个数据采集模块的姿态矩阵;

[0111] 根据所述数据采集模块的姿态矩阵和旋转矩阵确定下肢姿态矩阵;

[0112] 其中,所述旋转矩阵用于表征不同下肢部位相对于数据采集模块的姿态。

[0113] 进一步地,所述方法还包括:

[0114] 根据所述步态模式中每个时刻对应的所述下肢姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的下肢姿态方向向量;

[0115] 根据所述患侧和健侧的下肢姿态方向向量、以及预设单位向量分别计算所述步态模式中每个时刻对应的患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度。

[0116] 进一步地,所述姿态信号至少包括小腿姿态信号、大腿姿态信号、足部姿态信号;

[0117] 所述下肢姿态矩阵至少包括小腿姿态矩阵、大腿姿态矩阵、足部姿态矩阵。

[0118] 进一步地,所述方法还包括:根据患侧和健侧的小腿姿态矩阵和预设单位向量分别确定患侧和健侧的小腿方向向量;

[0119] 并且根据所述患侧和健侧的小腿方向向量、以及预设单位向量分别计算患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度。

[0120] 进一步地,在计算第二参考角度时,所述方法包括:

[0121] 根据足部有效长度、小腿有效长度、以及大腿有效长度确定所述步态模式中每个时刻对应的足部连线向量、小腿连线向量、大腿连线向量,

[0122] 其中所述足部连线向量为跖趾关节到踝关节的连线向量,所述小腿连线向量为踝关节到膝关节的连线向量,所述大腿连线向量为膝关节到股骨头的连线向量。

[0123] 进一步地,所述方法还包括:根据患侧和健侧的足部连线向量和足部姿态矩阵分别确定患侧和健侧的足部方向向量、根据患侧和健侧的小腿连线向量和小腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的小腿方向向量,以及根据患侧和健侧的大腿连线向量和腿姿态矩阵分别确定患侧和健侧的大腿方向向量;

[0124] 根据所述足部方向向量、所述小腿方向向量、所述大腿方向向量分别计算患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量;

[0125] 并且根据所述患侧和健侧的跖趾关节到股骨头的连线向量、以及预设单位向量分

别确定患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度。

[0126] 进一步地,所述方法还包括:通过周期检测算法,将连续步态下的第一参考角度和第二参考角度按照预设步态周期分割为多段连续数据;

[0127] 通过插值算法,对每个步态周期内的连续数据进行归一化处理,并绘制关于第一参考角度和第二参考角度在各个时刻波动变化的步态关系曲线图;

[0128] 通过所述步态关系曲线图,确定每个步态周期内患侧的第一参考角度和健侧的第一参考角度的差异度,以及通过所述步态关系曲线图,确定每个步态周期内患侧的第二参考角度和健侧的第二参考角度的差异度,

[0129] 并且结合患侧和健侧的第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。

[0130] 需要说明的是,前述评估系统能够实现上述实施例中提供的评估方法的各个步骤,关于评估系统的相关阐释均适用于评估方法,此处不再赘述。

[0131] 综上所述,本申请的技术方案至少达到了如下的技术效果:提供了一种评估系统及评估方法,在所述评估系统中,所述数据采集模块与所述数据计算模块电性连接,所述数据计算模块与所述数据评估模块电性连接。通过所述数据采集模块采集不同步态模式下患侧和健侧的姿态信号;通过所述数据计算模块,根据所述姿态信号计算所述步态模式中每个时刻对应的第一参考角度和第二参考角度,其中所述第一参考角度包括下肢小腿与地面垂线的相对角度,第二参考角度包括股骨头、跖趾关节的连接线与地面垂线的相对角度,所述地面垂线与水平地面垂直;通过所述数据评估模块,评估所述第一参考角度和第二参考角度的差异度,生成与所述步态模式匹配的假肢适配评估结果。本申请通过计算第一参考角度和第二参考角度的方式,量化了假肢适配、调节等评估工作,且能够识别假肢穿戴者患侧和健侧的步态差异,提高了假肢适配效果评估的准确性,进而有助于实现体域网的构建。同时本申请可广泛应用于康复患者实时步态评估、残疾人假肢适配等领域。

[0132] 需要说明的是,术语“包括”、“包含”或者其任何其他变体意在涵盖非排他性的包含,从而使得包括一系列要素的过程、方法、商品或者设备不仅包括那些要素,而且还包括没有明确列出的其他要素,或者是还包括为这种过程、方法、商品或者设备所固有的要素。在没有更多限制的情况下,由语句“包括一个……”限定的要素,并不排除在包括所述要素的过程、方法、商品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0133] 本领域技术人员应明白,本申请的实施例可提供为方法、系统或计算机程序产品。因此,本申请可采用完全硬件实施例、完全软件实施例或结合软件和硬件方面的实施例的形式。而且,本申请可采用在一个或多个其中包含有计算机可用程序代码的计算机可用存储介质(包括但不限于磁盘存储器、CD-ROM、光学存储器等)上实施的计算机程序产品的形式。

[0134] 单词第一、第二、以及第三等的使用不表示任何顺序。可将这些单词解释为名称。位于元件之前的单词“一”或“一个”不排除存在多个这样的元件。本申请可以借助于包括有若干不同元件的硬件以及借助于适当编程的计算机来实现。在列举了若干装置的单元权利要求中,这些装置中的若干个可以是通过同一个硬件项来具体体现。

[0135] 以上所述仅为本申请的实施例而已,并不用于限制本申请。对于本领域技术人员来说,本申请可以有各种更改和变化。凡在本申请的精神和原理之内所作的任何修改、等同

替换、改进等,均应包含在本申请的权利要求范围之内。

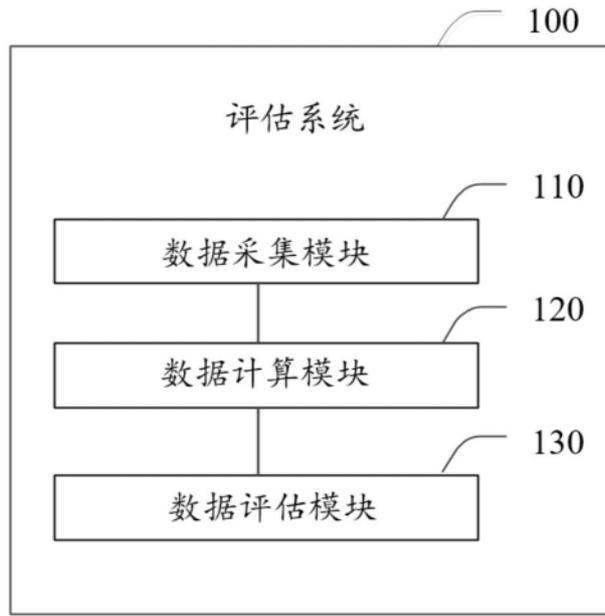


图1

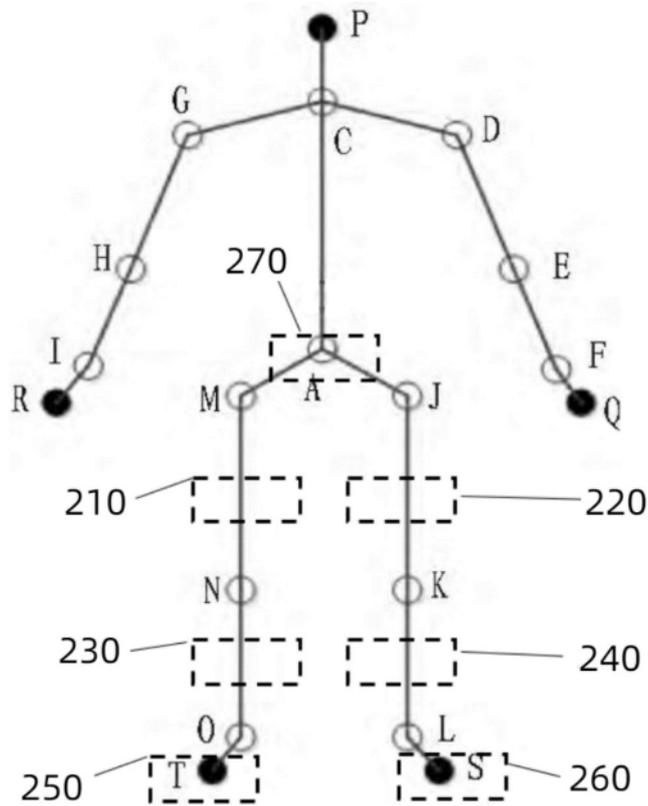


图2

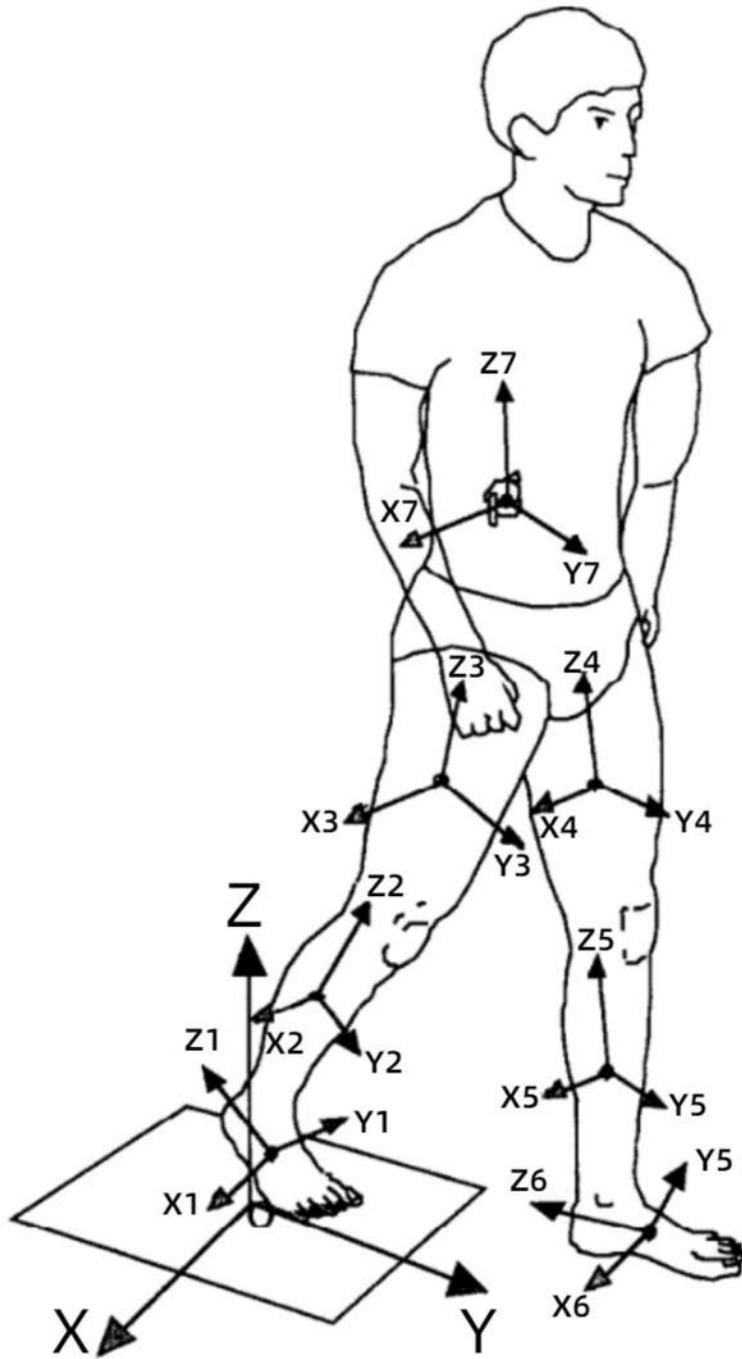


图3

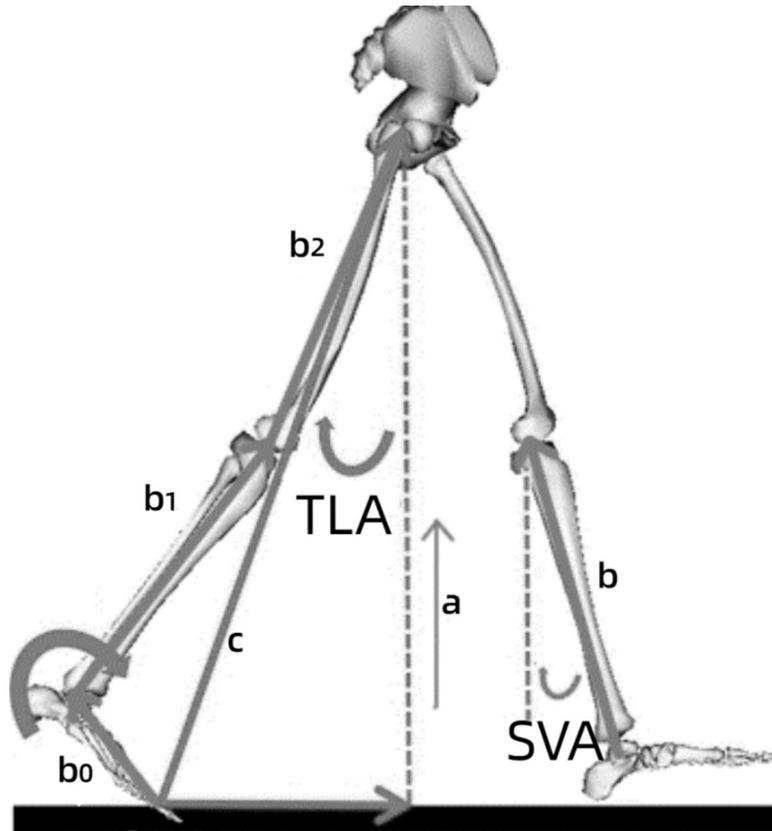


图4

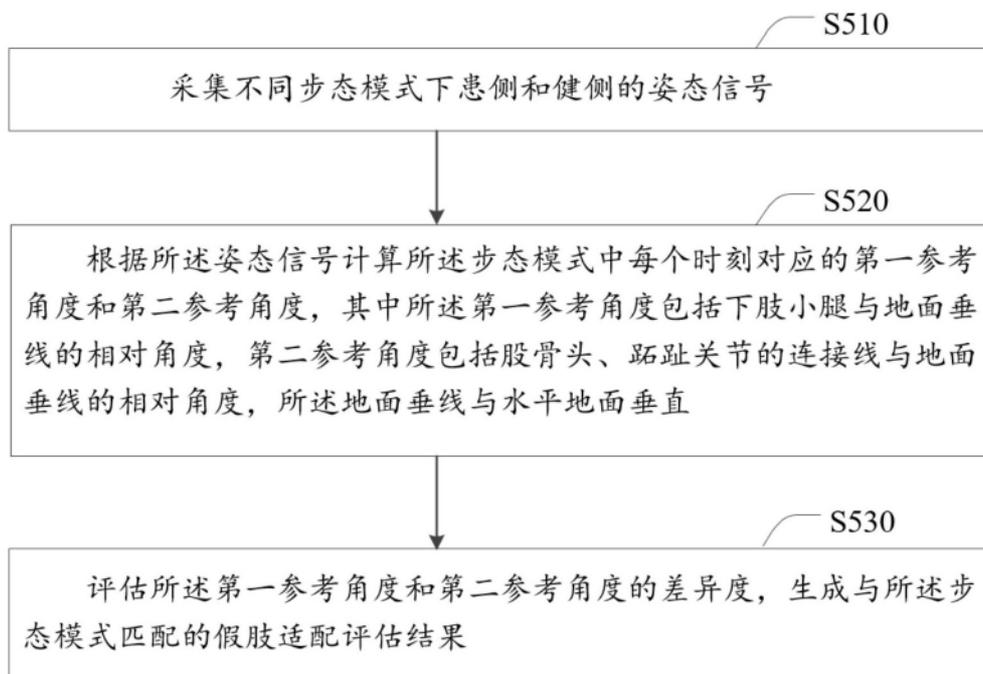


图5