



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 115015526 B

(45) 授权公告日 2025.03.28

(21) 申请号 202210893024.9

(56) 对比文件

(22) 申请日 2022.07.27

CN 113841036 A, 2021.12.24

(65) 同一申请的已公布的文献号

CN 111838849 A, 2020.10.30

申请公布号 CN 115015526 A

CN 114407008 A, 2022.04.29

(43) 申请公布日 2022.09.06

审查员 高自强

(73) 专利权人 香港理工大学

地址 中国香港九龙红磡香港理工大学

(72) 发明人 易洁伦 叶晓云 吴新培 许国栋

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限公司 11227

专利代理人 杨艺

(51) Int.Cl.

G01N 33/36 (2006.01)

权利要求书3页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

用于评估文胸支撑性能的人体模型系统及评估方法

(57) 摘要

本申请涉及一种用于评估文胸支撑性能的人体模型系统及评估方法,通过获取人体模型系统中躯干模型的躯干运动轨迹和乳房运动轨迹,计算乳房运动偏移率,并计算躯干模型在有穿戴和无穿戴条件下乳房运动偏移率的差异度,实现对文胸支撑性能的评估。

致动运动支架以使躯干模型线性和/或旋转运动

获取躯干模型的躯干运动轨迹和乳房运动轨迹

计算乳房运动偏移率

计算有穿戴和无穿戴条件下乳房运动偏移率的差异度

1.一种文胸支撑性能评估方法,其特征在于,包括:

致动运动支架以使躯干模型线性和/或旋转运动,躯干模型设置有标记点,所述标记点的设置位置包括躯干模型的左右锁骨中央处、左肋骨处、右肋骨处、乳头区域,设置于所述左右锁骨中央处、左肋骨处和右肋骨处的标记点用于捕捉躯干模型的躯干运动轨迹,设置于所述乳头区域的标记点用于捕捉躯干模型的乳房运动轨迹;

通过捕捉所述标记点的运动轨迹数据获取所述躯干运动轨迹和乳房运动轨迹,根据躯干运动轨迹和乳房运动轨迹计算乳房运动偏移率;

所述乳房运动偏移率的计算包括如下过程:

根据所述躯干运动轨迹在所述乳房运动轨迹中抵消躯干运动,得到乳房运动偏移轨迹;

在记录的步态周期内,根据所述乳房运动偏移轨迹计算平均乳房运动偏移量,根据所述躯干运动轨迹计算平均躯干位移;

根据所述平均乳房运动偏移量和平均躯干位移计算乳房运动偏移率;

所述根据所述躯干运动轨迹在所述乳房运动轨迹中抵消躯干运动,得到乳房运动偏移轨迹包括:

以躯干模型左右锁骨中央处的标记点为原点,左肋骨标记点和右肋骨标记点形成的向量方向为x轴,以三个标记点构成的三角平面的法向量为y轴,与x轴和y轴均垂直的向量为z轴建立局部三维坐标系;

对在自然坐标系下获取的躯干运动轨迹和乳房运动轨迹按坐标点逐点作差得到坐标差 $\vec{a}-\vec{b}$ ,  $\vec{a}$ 表示所述乳房运动轨迹中各点的向量表示,  $\vec{b}$ 表示躯干运动轨迹中各点的向量表示;

对在自然坐标系下计算的坐标差 $\vec{a}-\vec{b}$ 与局部三维坐标系下各轴向的单位向量分别作点积运算得到乳房运动偏移轨迹,即 $c_x=(\vec{a}-\vec{b}) \cdot \vec{u}$ ,  $c_y=(\vec{a}-\vec{b}) \cdot \vec{n}$ ,  $c_z=(\vec{a}-\vec{b}) \cdot \vec{v}$ ,其中 $\vec{u}$ ,  $\vec{n}$ ,  $\vec{v}$ 分别表示所述局部三维坐标系各轴向的单位向量,所述乳房运动偏移轨迹中各点可表示为 $c=(c_x, c_y, c_z)$ ;

所述在记录的步态周期内,根据所述乳房运动偏移轨迹计算平均乳房运动偏移量,根据所述躯干运动轨迹计算平均躯干位移包括:

统计乳房运动偏移轨迹中相邻峰谷值差的平均值得到平均乳房运动偏移量,统计躯干运动轨迹中相邻峰谷值差的平均值得到平均躯干位移;

计算有穿戴和无穿戴条件下乳房运动偏移率的差异度,所述乳房运动偏移率差异度=(无穿戴条件下的乳房运动偏移率-有穿戴条件下的乳房运动偏移率)/无穿戴条件下的乳房运动偏移比率\*100%,所述乳房运动偏移率差异度越大,表示文胸支撑性能越好。

2.根据权利要求1所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述致动运动支架包括:

获取真实人体运动参数;

根据所述真实人体运动参数计算致动参数;

根据所述致动参数致动运动支架。

3. 根据权利要求2所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述真实人体运动参数包括跑步步态周期、平均竖向位移、平均最大转动角中的至少一个。

4. 根据权利要求3所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述致动参数包括线性运动致动参数和旋转运动致动参数。

5. 根据权利要求4所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述线性运动致动参数包括竖向位移量和竖向运动速度。

6. 根据权利要求4所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述旋转运动致动参数包括旋转角度和转向速度。

7. 根据权利要求5所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述竖向运动速度按以下计算:

$$\text{竖向运动速度} = \text{平均竖向位移} / (\frac{1}{4} \times \text{跑步步态周期})。$$

8. 根据权利要求6所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述转向速度按以下计算:

$$\text{转向速度} = 2 * \text{平均最大转动角} / (\frac{1}{2} \times \text{跑步步态周期})。$$

9. 根据权利要求3所述的文胸支撑性能评估方法,其特征在于,所述获取所述平均竖向位移包括:

记录人体锁骨位置在自然坐标系下z轴方向的运动曲线,计算一个评估周期内若干个相邻峰谷位移差的平均值,所述平均值记为平均竖向位移。

10. 一种用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,包括:

躯干模型,躯干模型设置有标记点;

运动支架,躯干模型固定到运动支架;

运动支架被致动以使躯干模型线性和/或旋转运动;

三维运动捕捉单元,用于捕捉标记点的运动轨迹数据并将该数据传送至分析系统对文胸支撑性能进行评估;

所述人体模型系统用于实现权利要求1-9任一项所述的文胸支撑性能评估方法。

11. 根据权利要求10所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述躯干模型表面覆盖有可更换的仿生皮肤层,皮肤层上形成有放置乳房替代物的空槽以模拟人体乳房结构。

12. 根据权利要求11所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述仿生皮肤层包括硅胶材料。

13. 根据权利要求11所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述乳房替代物包括硅胶材料。

14. 根据权利要求10所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述躯干模型包括玻璃纤维材料。

15. 根据权利要求10所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述运动支架包括金属框架和致动组件,所述致动组件固定在所述金属框架结构中央,所述躯干模型固定到所述致动组件。

16. 根据权利要求15所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述致动组件包括第一电机,第二电机,可伸缩杆;

所述致动组件接收致动参数以使躯干模型线性和/或旋转运动;

所述第一电机控制可伸缩杆在竖直方向上伸缩以使躯干模型线性运动,所述第二电机控制躯干模型旋转运动。

17. 根据权利要求16所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述致动参数包括线性运动致动参数和旋转运动致动参数。

18. 根据权利要求16所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述致动参数根据真实人体运动参数计算。

19. 根据权利要求17所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述线性运动致动参数包括竖向位移量和竖向运动速度。

20. 根据权利要求19所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述旋转运动致动参数包括旋转角度和转速。

21. 根据权利要求16所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述第一电机为伺服电机。

22. 根据权利要求16所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述第二电机为步进电机。

23. 根据权利要求15所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述致动组件与外部的致动控制系统通信耦合。

24. 根据权利要求23所述的用于评估文胸支撑性能的人体模型系统,其特征在于,所述致动组件的底座配置有通信线路,致动组件通过所述通信线路与致动控制系统电连接。

25. 一种评估设备,其特征在于,与权利要求10-24任一项提供的人体模型系统通信耦合,包括存储有计算机可执行指令的存储器和处理器,当计算机可执行指令被所述处理器执行时使得该设备执行权利要求1-9任一项提供的文胸支撑性能评估方法。

26. 一种计算机可读存储介质,存储有计算机可执行程序,其特征在于,当所述程序被执行时可实现权利要求1-9任一项提供的文胸支撑性能评估方法。

## 用于评估文胸支撑性能的人体模型系统及评估方法

### 技术领域

[0001] 本发明属于纺织品性能测试领域,具体涉及一种用于评估文胸支撑性能的人体模型系统及评估方法。

### 背景技术

[0002] 女性穿戴的文胸是最复杂的工程服装产品之一,具有复杂的构造细节和独特的合身要求,以改善体形。由于乳房的结构几乎不提供解剖学支撑,因此文胸旨在保护乳房并提供外部支撑以将其固定在适当的位置。在文胸的设计和开发过程中,乳房运动和运动的生物力学参数,以及合身性和舒适性尤为重要,因此迫切需要一种科学可靠的方法来评估不同活动期间乳房和文胸之间的生物力学相互作用以及穿着者的需求,作为促进贴身服装行业持续设计和开发优质文胸的有效解决方案。

### 发明内容

[0003] 基于此,本发明旨在提出一种用于评估文胸支撑性能的人体模型系统及评估方法,以克服现有技术的缺陷。

- [0004] 第一方面,本发明提供一种文胸支撑性能评估方法,包括:
  - [0005] 致动运动支架以使躯干模型线性和/或旋转运动,躯干模型设置有标记点;
  - [0006] 获取躯干模型的躯干运动轨迹和乳房运动轨迹,用于计算乳房运动偏移率;
  - [0007] 计算有穿戴和无穿戴条件下乳房运动偏移率的差异度,用于评估文胸支撑性能。
- [0008] 进一步地,乳房运动偏移率的计算包括:
  - [0009] 根据躯干运动轨迹在乳房运动轨迹中抵消躯干运动,得到乳房运动偏移轨迹;
  - [0010] 在记录的步态周期内,根据乳房运动偏移轨迹计算平均乳房运动偏移量,根据躯干运动轨迹计算平均躯干位移;
  - [0011] 根据平均乳房运动偏移量和平均躯干位移计算乳房运动偏移率。
- [0012] 进一步地,乳房运动偏移轨迹的计算包括:
  - [0013] 以躯干模型锁骨处的标记点为原点,左肋骨标记点和右肋骨标记点形成的向量方向为x轴,建立局部三维坐标系;
  - [0014] 对在自然坐标系下获取的躯干运动轨迹和乳房运动轨迹按坐标点逐点作差得到坐标差;
  - [0015] 对在自然坐标系下计算的坐标差与局部三维坐标系下的单位向量作点积运算,得到乳房运动偏移轨迹。
- [0016] 进一步地,乳房运动偏移率差异度按以下计算:
  - [0017] 乳房运动偏移率差异度=(无穿戴条件下的乳房运动偏移率-有穿戴条件下的乳房运动偏移率)/无穿戴条件下的乳房运动偏移比率\*100%;
  - [0018] 差异度越大,表示文胸支撑性能越好。
- [0019] 进一步地,致动运动支架包括:

- [0020] 获取真实人体运动参数；
- [0021] 根据真实人体运动参数计算致动参数；
- [0022] 根据致动参数致动运动支架。
- [0023] 进一步地，真实人体运动参数包括跑步步态周期、平均竖向位移、平均最大转动角中的至少一个。
- [0024] 进一步地，致动参数包括线性运动致动参数和旋转运动致动参数。
- [0025] 进一步地，线性运动致动参数包括竖向位移量和竖向运动速度。
- [0026] 进一步地，旋转运动致动参数包括旋转角度和转向速度。
- [0027] 进一步地，竖向位移量的计算包括：
- [0028] 以平均竖向位移作为运动支架被致动时的向上位移量和向下位移量。
- [0029] 进一步地，竖向运动速度按以下计算：
  - [0030] 竖向运动速度=平均竖向位移/( $\frac{1}{4} \times$ 跑步步态周期)。
- [0031] 进一步地，旋转角度的计算包括：
- [0032] 以平均最大转动角作为运动支架被致动时的左向旋转角度和右向旋转角度。
- [0033] 进一步地，转向速度按以下计算：
  - [0034] 转向速度=2\*平均最大转动角/( $\frac{1}{2} \times$ 跑步步态周期)。
- [0035] 进一步地，获取平均竖向位移包括：
- [0036] 记录人体锁骨位置在自然坐标系下z轴方向的运动曲线，计算一个评估周期内若干个相邻峰谷位移差的平均值，该平均值记为平均竖向位移。
- [0037] 第二方面，本发明提供一种用于评估文胸支撑性能的人体模型系统，包括：
- [0038] 躯干模型，躯干模型设置有标记点；
- [0039] 运动支架，躯干模型固定到运动支架；
- [0040] 运动支架被致动以使躯干模型线性和/或旋转运动；
- [0041] 三维运动捕捉单元，用于捕捉标记点的运动轨迹数据并将该数据传送至分析系统对文胸支撑性能进行评估；
- [0042] 该系统用于实现上述的文胸性能评估方法。
- [0043] 进一步地，躯干模型表面覆盖有可更换的仿生皮肤层，皮肤层上形成有放置乳房替代物的空槽以模拟人体乳房结构。
- [0044] 进一步地，仿生皮肤层包括硅胶材料。
- [0045] 进一步地，乳房替代物包括硅胶材料。
- [0046] 进一步地，躯干模型包括玻璃纤维材料。
- [0047] 进一步地，运动支架包括金属框架和致动组件，致动组件固定在金属框架结构中央，躯干模型固定到致动组件。
- [0048] 进一步地，致动组件包括第一电机，第二电机，可伸缩杆；
- [0049] 致动组件接收致动参数以使躯干模型线性和/或旋转运动；
- [0050] 第一电机控制可伸缩杆在竖直方向上伸缩以使躯干模型线性运动，第二电机控制躯干模型旋转运动。

- [0051] 进一步地,致动参数包括线性运动致动参数和旋转运动致动参数。
- [0052] 进一步地,第一电机为伺服电机。
- [0053] 进一步地,第二电机为步进电机。
- [0054] 进一步地,致动组件与外部的致动控制系统通信耦合。
- [0055] 进一步地,致动组件的底座配置有通信线路,致动组件通过该通信线路与致动控制系统电连接。
- [0056] 进一步地,致动参数根据真实人体运动参数计算。
- [0057] 进一步地,线性运动致动参数包括竖向位移量和竖向运动速度。
- [0058] 进一步地,旋转运动致动参数包括旋转角度和转速。
- [0059] 第三方面,本发明提供一种评估设备,与第二方面提供的人体模型系统通信耦合,包括存储有计算机可执行指令的存储器和处理器,当计算机可执行指令被所述处理器执行时使得该设备执行第一方面提供的文胸支撑性能评估方法。
- [0060] 第四方面,本发明提供一种计算机可读存储介质,存储有计算机可执行程序,当该程序被执行时可实现第一方面提供的文胸支撑性能评估方法。
- [0061] 从以上技术方案可以看出,本发明具有如下有益效果:
- [0062] 本发明提供的文胸支撑性能评估方法及评估系统,利用人体躯干模型模拟真实人体跑步步态,通过致动运动支架以使躯干模型进行线性和/或旋转运动,躯干模型的设计更贴合亚洲女性身材特征,乳房结构和皮肤层可以更换以匹配不同尺寸;利用模型模拟运动获取性能评估参数的方式,省却了常规实验方式需要大量实验者参与的人力成本;躯干模型和运动支架的机械设计能够实现针对人体躯干姿势和活动水平的变化灵活改变速度/运动模式,评估方法通过获取躯干运动轨迹和乳房运动轨迹,以计算乳房运动偏移量,比较有穿戴和无穿戴条件下乳房运动偏移的变化程度,用于衡量文胸的支撑性能,为文胸设计提供了更科学客观的支撑性能评估方法;相比较其他静态的模型拟态方法,本发明提出的方法实验过程是动态的,能更准确地模拟人体运动呈现的步态以获取运动参数,评估效果更为可靠。

## 附图说明

- [0063] 为了更清楚地说明本发明实施例或现有技术中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本发明的实施例,对于本领域普通技术人员来讲,在不付出创造性劳动的前提下,还可以根据提供的附图获得其他的附图。
- [0064] 图1为本发明各实施例用于文胸支撑性能评估的人体模型系统的示例躯干模型侧视图;
- [0065] 图2为本发明各实施例在用于文胸支撑性能评估的人体模型系统的示例具有皮肤层的躯干模型侧视图;
- [0066] 图3为本发明实施例中对躯干模型更换皮肤层的示意图;
- [0067] 图4为本发明实施例躯干模型固定到运动支架的结构示意图;
- [0068] 图5为本发明实施例运动组件结构第一局部示意图;
- [0069] 图6为本发明实施例运动组件结构第二局部示意图;

- [0070] 图7为本发明实施例躯干模型在运动组件被致动情形下模拟运动示意图；
- [0071] 图8为本发明实施例致动运动支架的控制架构示意图；
- [0072] 图9为本发明实施例在躯干模型上贴附标志物的示意图；
- [0073] 图10为本发明实施例使用三维运动捕捉系统捕捉躯干模型的运动数据示意图；
- [0074] 图11为本发明各实施例用于文胸支撑性能评估的人体模型系统示意图；
- [0075] 图12为本发明各实施例三维运动捕捉系统获取的运动轨迹数据示意图；
- [0076] 图13为本发明各实施例在一个跑步步态周期中锁骨标志物沿z轴运动的示意图；
- [0077] 图14为本发明各实施例躯干模型在z轴方向上的运动位移曲线示意图；
- [0078] 图15为本发明各实施例在一个跑步步态周期中锁骨标志物沿x轴运动的示意图；
- [0079] 图16为本发明各实施例躯干模型在x轴方向上的运动位移曲线示意图；
- [0080] 图17为本发明各实施例肩部转向角度示意图；
- [0081] 图18为本发明各实施例躯干模型旋转运动中转向角度变化曲线示意图；
- [0082] 图19为本发明实施例致动运动支架使躯干模型竖向运动的示意图；
- [0083] 图20为本发明实施例致动运动支架使躯干模型旋转运动的示意图；
- [0084] 图21为本发明实施例三维运动捕捉系统获取躯干模型模拟人体运动的运动轨迹数据示意图；
- [0085] 图22为本发明实施例建立局部坐标系的示意图；
- [0086] 图23(a)为本发明实施例乳房运动轨迹示意图；
- [0087] 图23(b)为本发明实施例乳房运动偏移轨迹示意图；
- [0088] 图24为本发明实施例描述的评估文胸支撑性能的示例方法的流程图；
- [0089] 图25为本发明实施例描述的各示例使用的致动控制系统环境框图。

## 具体实施方式

[0090] 下面将结合本发明实施例中的附图，对本发明实施例中的技术方案进行清楚、完整地描述，显然，所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例，而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例，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，都属于本发明保护的范围。

[0091] 在生物力学角度考虑，乳房运动与人体运动期间的躯干运动有关。乳房和躯干同时移动，或者在不同的移动速度或活动水平下只有很小的延迟。净力是由胸部和躯干运动的震动效应产生的。然而，作用在乳房和躯干上的重力受到乳房解剖结构的限制，乳房较大的女性需要更多的乳房支撑。运动引起的乳房动量和位移受身体活动水平和乳房质量的影响，如果文胸对乳房没有提供足够的力学支撑，过度的身体运动会对乳房造成很大的压力，从而导致乳房组织被过度拉伸和相关的乳房疼痛，乳房下垂程度增加，甚至会导致乳房结构的永久变形。另外，乳房运动的增加也会引起很大的不适和尴尬，因为乳房的位置不当而无法随着胸部自由移动。能够预见的是，合适的文胸设计和衣物结构以及良好的制作工艺和布料弹性与控制乳房运动以及良好的合身性和舒适性密切相关。然而，迄今为止，很少有科学工作能够提供准确和客观的评估技术来评估文胸各项参数和材料选择对文胸性能的影响。

[0092] 运动实验已普遍用于测量立体的乳房位移，这需要实验者进行穿戴试验。3D运动

捕捉系统可被用于量化乳房运动的幅度、速度或加速度,从而为文胸设计提供重要的生物力学信息。在乳房运动实验中,无穿戴实验组往往作为对照组用于比较,以评估文胸提供乳房支撑的有效性。由于需要实验者脱掉外衣,他们可能会感到尴尬,而且样本量通常较小也是不可避免的。然而,招募足够数量的受试者是困难的,并且大量受试者的参与也会导致乳房特征的巨大差异。同样,当受试者进行无穿戴条件下的实验时,对乳房的支撑不足可能会导致运动实验期间的乳房疼痛和/或受伤。因此,有时受试者进行无穿戴条件实验时受限只能缓慢行走。受试者招募的其他限制包括健康状况、乳房的自然结构差异以及在相同体型女性之间存在的乳房体积和乳房形状差异;体重、脂肪比例和步态差异等因素也是影响运动实验的关键因素,保持一致的实验条件变得更加困难,这将影响评估结果和实验的可重复性。

[0093] 另外,研究发现,对乳房的支撑水平会影响一个人在跑步过程中步态周期的步幅、每分钟走动的距离和大腿的活动范围。当乳房受到的支撑力增加时,乳房运动的幅度会降低。大约50%的整体乳房位移来自垂直分量,而中外侧和前后加速度总共占乳房加速度的41%。因此,对乳房位移峰值、速度和加速度的方向和幅度的了解可以提升文胸设计的质量,通过确定身体活动期间的多平面乳房支撑要求。

[0094] 人体模型已被开发并用作分析人体生理反应的客观工具,然而由于乳房的软组织和几何形状非常复杂,并且传统的人体模型通常由具有刚性表面的金属制成,使用软乳房模型的研究很少。

[0095] 本发明的各方面涉及一种用于评估文胸支撑性能的人体模型系统和评估方法,为文胸设计人员提供一种科学客观的评估手段,可用于评估文胸在运动状态下对女性穿戴者乳房的支撑性能。涉及的人体模型系统能够模拟真实人体运动,在动态测况下可被测得运动参数用于性能评估。

[0096] 如本发明示例的,本发明提供的人体模型系统包括具有乳房结构的躯干模型、运动支架和三维运动捕捉单元。躯干模型上设置有标记点,在标记点的位置可以以贴附于躯干模型表面或者穿戴和/或贴附在测试服装(例如:文胸)上的形式设置标志物,标志物可被运动捕捉系统识别。当躯干模型表面设置有诸如皮肤层的仿生结构时,标志物还可以贴附或集成在诸如皮肤层的仿生结构上,仿生结构需要被更换时,传感器相应地也会被转移到用于替换的仿生结构上。具体地,传感器可以设置在乳房结构的乳头区域,还包括左右锁骨处、锁骨在胸部形成的中心区域。为了更完整地获取躯干模型的运动轨迹,传感器还可以设置在左右肋骨处,左右肩部等。当人体模型被致动以模拟人体运动时,部分标志物刻画的轨迹被捕捉,当然也可以捕捉所有标志物刻画的轨迹。设置在躯干模型上的标志物在随模型模拟人体运动时,能够精确地刻画躯干和乳房结构在运动状态下的运动轨迹。

[0097] 在有穿戴条件下实验时,诸如文胸的服装被穿戴到躯干模型上,躯干模型固定到运动支架上,运动支架被致动控制系统致动以使躯干模型进行线性和/或旋转运动,这可以理解为模拟人体的运动例如跑步、跳跃等。当躯干模型随运动支架的致动而模拟人体运动时,三维运动捕捉系统通过标志物捕捉躯干模型的躯干运动轨迹和乳房运动轨迹。此外,在本发明未提及但可以设想的情形,使用额外的传感器以提升运动捕捉精度是被允许的。

[0098] 通过标志物捕捉得到的运动轨迹数据,可以被用于评估文胸在运动状态下对乳房的支撑性能。本发明的人体模型系统除了可以用于有穿戴条件下的实验,还可以用于在无

穿戴条件下(例如:躯干模型未被穿戴上诸如文胸的服装)的实验,以与有穿戴条件下捕捉得到的运动轨迹数据进行对比确定服装的支撑性能,在这两种实验条件下可以使用类似甚至相同的致动参数以致动人模型系统,例如相同指定方向上的相同运动,相同指定方向上的相同运动程度/幅度、相同指定方向上的相同运动速度、相同的运动频率、相同的实验周期等。

[0099] 本发明提供的人体模型系统,实现了性能评估实验数据的可测量性和实验的可重复性,更为科学客观地评估文胸在运动状态下对乳房的支撑性能。

[0100] 在躯干模型方面,用于制造模型的材料能够尽可能多地模拟真实人体运动诸如跑步、跳跃等状态下的发生的乳房位移、运动轨迹、运动幅度等变化。具体地,躯干模型的本体可以是刚性材料诸如玻璃钢、聚氨酯、HIPS等,以模拟人体硬度大的骨骼结构,并抵抗被致动带来的冲击,尽可能不会产生多余的运动数据而干扰对实验数据的分析。

[0101] 在乳房结构方面,使用的材料尽可能模拟人类乳房和皮肤的质地和物理特性。为了提高模型的适应性,乳房结构的材料可被设计为可替换的,以可以评估不同的文胸尺寸,例如在仿生皮肤层上形成用于填充乳房填充物材料的空槽,空槽的尺寸和形态尽可能地还原人类乳房的生理学结构,使得在填充有乳房填充物的情况下可以复现人体运动状态下乳房随躯体而动的运动数据。鉴于本发明主要面向亚洲女性穿戴者,躯干模型和仿生皮肤层的尺寸和形态在设计上符合亚洲文胸尺码体系。

[0102] 本文中用于描述位置关系的术语诸如“正面”、“背面”、“顶部”、“底部”、“高于”、“低于”、“上方”、“下方”等是相对于处于直立位置的躯干模型(例如,躯干模型的包括颈部、锁骨等在内的胸腔区域被定位在躯干模型的腰部区域上方)且乳房结构位于躯干模型的正面,当进行穿戴实验时,这些术语同样表示了诸如文胸的服装的正面部分覆盖在躯干模型的正面,服装的背面部分覆盖在躯干模型的背面。

[0103] 本发明所提及的“乳房结构”和“乳头区域”,指典型的女性生理学解剖结构,通常乳房对称地位于穿戴者的上部分躯干正面,乳头区域位于乳房形态学结构的顶点。

[0104] 如图1所示的第一示例躯干模型100,该躯干模型包括乳房结构110、躯干区域120,躯干区域120正面还包括锁骨、肋骨等解剖学特征(图中未示出)。如图中未示出但本领域技术人员可以设想的是,乳房结构110遵循典型女性生理学解剖特征,具有左右对称而位于躯干区域120上半部分的第一乳房区域和第二乳房区域。这些解剖特征可以用于把诸如文胸的服装正确定位在躯干模型100上。躯干模型100固定在运动支架200上,运动支架与外部的致动控制系统通信耦合,当然也可以如图1示出的通过线路300与致动控制系统电连接,以使得运动支架200接收致动信号而被致动。

[0105] 如图2所示的另一示例中,躯干模型100表面覆盖有诸如皮肤层的仿生结构130,皮肤层130上形成有用于填充乳房填充物的空槽,即乳房结构110由皮肤层130体现。空槽如乳房生理学结构一般左右对称设置于皮肤层130的正面,这里所说的正面指当皮肤层被覆盖到躯干模型上时乳房结构位于躯干模型100的正面,空槽被填充后的尺寸和形态形成乳房结构110。皮肤层130连同乳房填充物是可以更换的,以匹配不同的文胸尺寸用于评估,例如可以通过更换仿生结构130来评估尺寸为36C到36B的文胸的支撑性能。图3示出了更换皮肤层130的示例,在皮肤层130形成的空槽131中填充用于模拟人类乳房和皮肤的质地和物理特性的乳房填充物材料132,填充物填入的体积可以呈现不同尺寸的乳房结构。

[0106] 在一些实施例中,用于制造躯干模型100的材料由玻璃纤维形成,有良好的硬度和抗冲击性,皮肤层130和乳房填充物132由硅胶材料形成。具体地,用于形成皮肤层130的示例硅胶材料可以包括Ecoflex公司的00-30,用于形成乳房填充物132的示例硅胶材料可以包括Ecoflex公司的Gel 2和00-10,制成乳房填充物的两者比例可示例为1:0.5。乳房填充物硅胶材料的比例在制造过程中可以参考杨氏模量和硬度要求进行修改。值得被提及的是,人类乳房的运动和变形会随乳房大小、年龄、跑步速度等变化而变化。

[0107] 图4示出了躯干模型100固定到运动支架200上的一些示例。运动支架200包括提供支撑的金属框架210和接收致动参数而被致动的致动组件220。在一些示例中,致动组件220包括控制线性运动(例如,使躯干模型在直立方向上下移动)和旋转运动(例如,使躯干模型在水平方向上绕致动组件旋转移动)的第一电机221(例如,控制线性运动的电机)、第二电机222(例如,控制旋转运动的电机)、引导躯干模型100上下移动的可伸缩杆223。致动组件220固定在金属框架210结构的中央,躯干模型100固定到致动组件220。具体地,金属框架210使用金属铝制成,也可以使用其他类型的金属,本发明不对金属框架的材质做限定。

[0108] 图5和图6示出了在一些实例中致动组件220的局部示意图。沿着躯干模型的直立方向在可伸缩杆223结构上设置有第一电机和第二电机,具体地,第一电机221使用伺服电机,第二电机222使用步进电机。第一电机221固定在致动组件的底座224上,底座224设置有线缆300使得第一电机221连接到致动控制系统。第一电机221上部相连接有控制躯干模型100旋转的第二电机222,通过设置在第二电机222上的线缆连接到致动控制系统。具体地,可伸缩杆223包括主杆2231和对称设置在主杆2231两侧的导杆2232,在主杆2231受致动进行上下移动时,导杆2232能够确保主杆2231运动平稳,不会晃动或转动,以免在上下方向上的线性运动引入错误的轨迹数据。在一些示例中,第一电机和第二电机的连接处还包括支撑件224,以提供致动组件被致动时的结构稳定性。躯干模型100和致动组件的连接处还包括支撑件225,以提供躯干模型100固定到运动支架200上时的结构稳定性。

[0109] 如图7示出的情形,通过第一电机221触发可伸缩杆223而促使躯干模型100的上下运动和第二电机222触发躯干模型100在水平方向上的的旋转来模拟人类的诸如跑步、跳跃等运动。杆223将以给定速度上下运动特定距离来控制躯干模型100的垂直运动,第二电机222会以给定角度顺时针和/或逆时针重复旋转来模拟人在运动过程中的肩部转动。两个电机可以按照预定的程序同时运行。

[0110] 致动运动支架200而使躯干模型100模拟人类运动的致动参数是根据在跑步实验中收集的真实人体运动数据(例如,跑步节奏、肩部转动角度、跑步步态周期、人体躯干垂直位移等)。

[0111] 如图8示出的一些实施例中,致动运动支架200的过程可以如下描述:躯干模型100的垂直和旋转运动由2轴电机控制器(例如,图示的2-Axis Motor Controller)控制,该控制器是一种可编程设备,可以以预定方式控制电机的运动。可以使用手动或自动方式来启动和停止电机,给定电机的旋转速度(rpm)和转数(rev)使电机轴正转和/或反转,使得第一电机(例如,图示的Servo Motor)触发致动组件的上下移动,第二电机(例如,图示的Step Motor)触发致动组件水平方向上顺时针和/或逆时针旋转。脉冲信号作为输入信号由2轴电机控制器发送给电机驱动器(例如,图示的Step Motor Driver和Servo Motor Driver),该信号将被电机驱动器处理为控制信号并发送给电机以执行特定的运动。

[0112] 如图9和图10示出的一些实施例中,标志物400贴附在躯干模型100上,使得躯干模型100的运动轨迹可以被三维运动捕捉系统所捕捉。具体地,标志物400可以如图9所示定位,例如,标志物400被定位在躯干模型100的左右胸骨中央,乳房结构的乳头区域,左右肋骨处,为了更精确地捕捉肩部转动的运动数据,标志物400还可以贴附在左右肩部处,其余图中未示出但可能的贴附位置都属于本发明的范围。在具体的一些实例中,基于简单性(更简单的设置,更少的相机)和精度(更高的精度,更多的相机)的平衡,三维运动捕捉系统采用3台相机的配置,能够有效且准确地跟踪3D躯干运动和垂直、中外侧和前后方向的乳房运动。具体地,可以如图10示例的情形进行配置,带有3个摄像头的三维动作捕捉系统500被设置在距躯干模型1米处,摄像头之间的距离为0.5米。进入模拟运动状态时,标志物400随躯干模型100移动。三维运动捕捉系统500实时跟踪标志物的坐标变化。捕捉得到的运动轨迹数据被发送至分析系统进行量化分析,分析结果用于评估文胸对乳房结构的支撑性能。考虑到文胸样式和特征的变化,可以对标志物的贴附位置进行调整。

[0113] 图11示出了本发明提供的人体模型系统600,该系统包括躯干模型100、运动支架200、三维运动捕捉单元500,系统600能够与外部的致动控制系统700和/或分析系统800通信耦合或电连接,致动控制系统700用于输出致动信号以致动人模型系统,分析系统800用于对三维运动捕捉单元500捕捉到的运动数据进行分析,以评估文胸的支撑性能。在一些实施例中,致动控制系统700和分析系统800可以集成设置,集成于诸如“工作站”、“服务器”、“计算机”、“手持设备”等类别的设备当中。

[0114] 接下来将对本发明提出的文胸支撑性能评估方法进行描述。

[0115] 在本发明提出的人体模型系统上进行的模拟人体运动的致动参数来自于真实人体运动实验。进行真实人体运动试验时,我们在实验者身上对应人体模型系统标志物设置定位的位置同样贴附标志物,使用运动捕捉系统捕捉实验者在运动实验下的真实运动数据。这些运动数据通常包括跑步步态周期、竖向位移、肩部转动角度、躯干摆动幅度等。如本发明所关注的,在示例方面,获取的初始运动数据包括躯干运动轨迹和乳房运动轨迹,这里所说的乳房运动轨迹包括第一乳房区域和第二乳房区域的运动轨迹,这些轨迹的获取将通过左右锁骨中央和乳头区域的标志物的移动完成。如图12示出的,三维运动捕捉系统将捕捉得到三条运动轨迹数据,从上至下、从左至右分别对应躯干运动轨迹、第一乳房区域运动轨迹、第二乳房区域运动轨迹。

[0116] 示例的单个实验时长为1分钟,一个跑步步态周期通常小于1秒,因此在1分钟的时长里实验者往往进行了多个跑步步态周期,这在位移曲线中将体现为连续曲线具有多个相间的峰谷值。

[0117] 在示例方面,通过运动轨迹数据计算真实人体运动参数,包括平均跑步步态周期、平均竖向位移和平均最大转动角。这些真实人体运动参数将用于计算致动运动支架的致动参数,也可以理解为电机的控制参数。

[0118] 将躯干模型置于自然坐标系下,则躯干模型将在z轴方向进行上下移动,水平方向旋转时在x轴上发生位移变化,肩部与x轴的夹角体现运动过程中的肩部转动角度变化。

[0119] (1) 平均跑步步态周期

[0120] 这里所说的术语“平均跑步步态周期”指完成一个跑步步态所需要的平均时长。

[0121] 对于线性运动(例如,z轴方向上的移动)来说,如图13和图14所示出的情形,以躯

干朝右为步态起点,一个完整的跑步步态则包括了躯干从右转向左,从左转向右的过程,这是由于双脚摆动和触地,这在z轴的位移曲线上体现为一个步态周期包括两个峰值(peak)和两个谷值(valley)。当然,若以躯干朝左为步态起点,一个完整的跑步步态则包括了躯干从左转向右,从右转向左的过程,记录的z轴位移曲线同样体现为一个步态周期包括两个峰值和两个谷值。在示例方面,由左右锁骨中央处的标记点完成躯干在z轴方向上的运动位移记录。

[0122] 对于旋转运动(例如,水平方向上顺时针/或逆时针旋转)来说,如图15和图16示出的情形,以躯干朝右为步态起点,一个完整的跑步步态则包括了躯干从右转向左,从左转向右的过程,这在x轴的位移曲线上体现为一部步态周期包括两个峰值和一个谷值,峰值表示朝右时x轴上的最大位移,谷值表示朝左时x轴上的最大位移。同理可得,若以躯干朝左为步态起点,一个完整的跑步步态则包括了躯干从左转向右,从右转向左的过程,记录的x轴位移曲线体现为一个步态周期包括一个峰值和两个谷值。在示例方面,由左右锁骨中央处的标记点完成躯干在x轴方向上的运动位移记录。

[0123] 对于在同样的时间区间同时获取的z轴位移曲线和x轴位移曲线,它们所表示的跑步步态周期是相等的时长,平均跑步步态周期的计算则是计算位移曲线中通过峰谷值限定的多个步态周期时间段的平均值。

#### [0124] (2) 平均竖向位移

[0125] 这里所说的术语“平均竖向位移”指躯干在垂直方向上从最低点或最高点运动至最高点或最低点所经历的位移。在示例方面,由左右锁骨中央处的标记点完成躯干在z轴方向上的运动位移记录。如图14所示出的,在z轴位移曲线中,计算相邻峰谷值之差的平均值,记为平均竖向位移。

#### [0126] (3) 平均最大转动角

[0127] 这里所说的术语“平均最大转动角”指肩部向量与x轴所形成的平均最大夹角。如图17和图18所示出的,在示例方面,由左右肩部处的标记点完成躯干在运动状态中的转向角度变化记录,左右肩部处的标记点形成一向量,记录该向量与x轴夹角 $\theta$ 的变化曲线,计算曲线极大值的平均值记为平均最大转动角。

[0128] 除了以上所提及的运动参数,本发明未提及的但可以设想的是,其他可被测量的运动参数皆可通过对运动轨迹数据的处理计算可得,诸如通过计算机系统对运动轨迹数据处理得到不同坐标轴上不同标志物的空间坐标、位移曲线等。

[0129] 下面描述把运动参数转化为致动参数的过程。

[0130] 在示例方面,可以如示例出的把上述的平均跑步步态周期、平均竖向位移和平均最大转动角转化为对电机的控制参数,也可以理解为电机控制器输出的用于控制电机运动的输出参数。

[0131] 在示例方面,对于触发线性运动的第一电机(例如,伺服电机),其对运动支架的控制包括上下移动,这通过电机的内部的机轴转动实现对运动组件在竖直方向上移动的致动,因此如示例的,针对第一电机需要转化的致动参数包括竖向位移量,竖向运动速度,电机转向与运动组件竖直运动方向的关系。放置人体模型系统的地面为零位移线,平均竖向位移便是运动支架被致动时的向上位移量和向下位移量,例如当平均竖向位移为90mm时,第一电机将被配置用于控制运动组件先向上移动90mm,再向下移动90mm,如此往复使得运

动组件在垂直方向上往复移动。如示例的情形,在表示平均竖向位移的z轴位移曲线中,一个跑步步态周期包括了两个峰值和两个谷值,如此可以确定的是相邻峰值和谷值之间,从峰值运动到谷值或者从谷值运动到峰值包括1/4个步态周期,则电机致动运动组件的竖向运动速度可以如下计算:

$$[0132] \text{ 竖向运动速度} = \text{平均竖向位移}/(\frac{1}{4} \times \text{跑步步态周期}),$$

[0133] 如此处示例的,如果一个跑步步态周期为0.8秒,平均竖向位移为90mm,则运动组件的竖向运动速度可以计算为 $90/(\frac{1}{4} \times 0.8) = 450\text{mm/s}$ 。

[0134] 电机转向与运动组件竖直运动方向的关系,在示例方面,可以是电机顺时针运转时使得运动组件向上移动,逆时针运转时使得运动组件向下移动。这仅仅是给出的示例,可以根据本发明的各方面使用其他转向关系。

[0135] 在一个示例方面,对于触发旋转运动的第二电机(例如,步进电机),这通过电机的内部的机轴转动实现对运动组件在水平方向上旋转的致动,因此如示例的,针对第二电机需要转化的致动参数包括旋转角度,运动组件的转向速度,电机转向与运动组件旋转运动方向的关系。以初始位置为起点,平均最大转动角用于体现为运动组件的左向旋转角度和右向旋转角度。例如当平均最大转动角为 $20^\circ$ 时,把躯干模型正面所处位置(运动组件未发生任何角度的旋转)记为 $0^\circ$ ,则第二电机将被配置用于控制运动组件先顺时针旋转 $20^\circ$ ,再逆时针旋转 $40^\circ$ ,如此往复使得运动组件在水平方向上往复旋转。这只是给出的一个示例,可以设想的是第二电机还可以被配置用于控制运动组件先逆时针旋转再顺时针旋转。如示例的情形,设想顺时针转向为向左,逆时针转向为向右,运动组件从最左转向最右(或者,最右转向最左)包括1/2个步态周期,则电机致动运动组件的转向速度可以如下计算:

$$[0136] \text{ 转向速度} = 2 * \text{平均最大转动角}/(\frac{1}{2} \times \text{跑步步态周期}),$$

[0137] 如此处示例的,如果一个跑步步态周期为0.8秒,平均最大转向角为 $20^\circ$ ,则运动组件的转向速度计算为 $2 \times 20/(\frac{1}{2} \times 0.8) = 100^\circ/\text{s}$ 。

[0138] 电机转向与运动组件旋转运动方向的关系,在示例方面,可以是运动组件转向跟随第二电机的转向。这仅仅是给出的示例,可以根据本发明的各方面使用其他转向关系。

[0139] 如图19和图20示出的情形,在一个示例方面,给定电机致动运动组件的致动参数,平均跑步步态周期为0.8秒,平均竖向位移90mm,平均最大转向角 $20^\circ$ ,躯干模型的初始位置在z轴位移曲线上体现为谷值(valley),初始朝向处于最左(即向左转动 $20^\circ$ ),第一电机221被配置为致动运动组件220使得躯干模型100向上移动90mm,而后向下移动90mm,重复该过程20秒,第二电机222被配置为致动运动组件220使得躯干模型100顺时针旋转 $40^\circ$ ,而后逆时针旋转 $40^\circ$ 回到初始朝向,重复该过程20秒。第一电机221和第二电机222同时被启动,使得躯干模型同时进行竖直方向的移动和水平方向的转动,以模拟人体运动状态。

[0140] 如示例的,评估文胸对乳房的支撑性能时,人体模型系统600被致动以分别在有穿戴服装和无穿戴服装两种条件下进行预定的线性和/或旋转运动。例如,运动组件220在第

一周期下被致动,被评估的服装(例如,文胸)被定位在躯干模型100上,因此第一周期可以模拟人类的乳房结构在穿戴文胸状态下(具备外部支撑)乳房结构和躯干发生的运动轨迹。而后运动组件220在第二周期下被致动,躯干模型100上不定位有服装,因此第二周期可以模拟人类的乳房结构在无穿戴文胸状态下(不具备外部支撑)乳房结构和躯干发生的运动轨迹。

[0141] 第一周期和第二周期的持续时间和致动参数和运动组件在第一周期和第二周期期间发生的运动可以是相同的。三维运动捕捉系统500获取的运动数据传送至分析系统800,分析系统800对运动数据进行如下的处理。

[0142] 如图21示出的情形,在示例方面,在单个周期下三维运动捕捉系统500获取到三个运动轨迹,分别通过左右锁骨中央处和乳头区域的标志物捕捉获得,包括左右锁骨中央处标志物表示的躯干运动轨迹(clavicle),第一乳头区域标志物表示的第一乳房运动轨迹(Left nipple),第二乳头区域标志物表示的第二乳房运动轨迹(Right nipple)。可以看到的是,乳房运动轨迹显示出比躯干运动轨迹更大的位移,这是因为当躯干从运动状态转到静止状态时,受重力影响乳房结构在惯性作用下仍会发生偏移,因此乳房运动轨迹既体现了躯干运动,还体现了乳房的偏移运动。

[0143] 本发明提出的术语“RND”,该术语描述为乳房运动偏移率,用于描述乳房运动的偏移程度,为了得到RND,需要把乳房的偏移运动数据从总的轨迹数据中分离出来,在示例方面,通过在第一乳房运动轨迹和第二乳房运动轨迹中抵消躯干运动轨迹获得。

[0144] 锁骨是胸腔区域较为刚性的部分,因此躯干运动大致由左右锁骨中央处标志物(clavicle)的运动轨迹表示。以标志物(clavicle)为坐标原点,与左肋骨处和右肋骨处的标志物构成一个三角平面,以此构建局部坐标系,如图22示出的,在局部坐标系中以u,n,v分别表示自然坐标系下的x,y,z轴向,u轴(自然坐标系下的x轴)以左右肋骨处的两个标志物的连线为轴向,n轴以该三角平面的法向量为轴向,v轴以与u轴和n轴均垂直的向量为轴向。以躯干运动轨迹在第一乳房运动轨迹的抵消为例,以 $\vec{a}$ 表示第一乳房运动轨迹中各点的向量表示, $\vec{b}$ 表示躯干运动轨迹中各点的向量表示,对在自然坐标系下获取的第一乳房运动轨迹和躯干运动轨迹进行逐点作差,即运算 $\vec{a}-\vec{b}$ 。局部坐标系各轴向的单位向量依次表示为 $\vec{u}$ , $\vec{n}$ , $\vec{v}$ 。对于局部坐标系下的轨迹点表示,对在自然坐标系下计算的坐标差 $\vec{a}-\vec{b}$ 与局部三维坐标系下的单位向量作如下点积运算

$c_x=(\vec{a}-\vec{b}) \cdot \vec{u}$ ,  $c_y=(\vec{a}-\vec{b}) \cdot \vec{n}$ ,  $c_z=(\vec{a}-\vec{b}) \cdot \vec{v}$ ,得到乳房运动偏移轨迹,乳房运动偏移轨迹中各点可表示为 $c=(c_x, c_y, c_z)$ 。如图23(a)和图23(b)示出的,局部坐标系下得到的乳房运动偏移轨迹中消去了躯干运动轨迹部分。

[0145] 根据获得的乳房运动偏移轨迹计算平均乳房运动偏移量,根据躯干运动轨迹计算平均躯干位移,在示例方面,可以统计乳房运动偏移轨迹中相邻峰谷值差的平均值,同理,可以采用同样的方式在躯干运动轨迹计算得平均躯干位移,依据平均乳房运动偏移量和平均躯干位移计算第一乳房结构的RND。可以设想而本文没有详述的,可以对第二乳房运动轨迹和躯干运动轨迹进行上述同样的运算过程,得到第二乳房结构的RND。

[0146] 在示例方面,对人体模型系统600在第一周期和第二周期进行相同的运动模拟过

程,对在第一周期(有穿戴条件)期间计算的RND和第二周期(无穿戴条件)期间计算的RND进行比较,如示例的,比较有穿戴和无穿戴条件下乳房运动偏移率的差异度,变化程度的数值用于评估文胸对乳房结构的支撑性能。在示例方面,此处可以给出计算乳房运动偏移率差异度的表达式,即 $\%BC = (RND_{nude} - RND_{bra}) / RND_{nude} * 100\%$ ,%BC表示乳房运动偏移率差异度, $RND_{bra}$ 表示有穿戴条件下的RND, $RND_{nude}$ 表示无穿戴条件下的RND.%BC越大,表示文胸对乳房结构的支撑性能越好。应当理解的是,以上仅仅是本发明的示例,可以根据本发明的各方面使用其他方案。

[0147] 图24示出了文胸支撑性能评估方法的流程图,如上所描述的,运动支架可以被致动以使躯干模型模拟人类一系列运动状态,在躯干模型定位有诸如文胸的支撑服装和未定位有服装的状态下,使用标志物捕捉相同的变量,对两个周期获取的运动数据比较,并基于该比较结果评估文胸的支撑性能。

[0148] 参考图24,致动控制系统700可以包括:至少一个处理器1,至少一个通信接口2,至少一个存储器3和至少一个通信总线4;

[0149] 在本申请实施例中,处理器1、通信接口2、存储器3、通信总线4的数量为至少一个,且处理器1、通信接口2、存储器3通过通信总线4完成相互间的通信;

[0150] 处理器1可能是一个中央处理器CPU,或者是特定集成电路ASIC(Application Specific Integrated Circuit),或者是被配置成实施本发明实施例的一个或多个集成电路等;

[0151] 存储器3可能包含高速RAM存储器,也可能还包括非易失性存储器(non-volatile memory)等,例如至少一个磁盘存储器;

[0152] 其中,存储器存储有程序,处理器可调用存储器存储的程序,用于实现上述示例中致动运动组件的控制过程。

[0153] 分析系统800可以采用与致动控制系统700相类似的架构,用于实现对运动轨迹数据的处理和分析,在其他示例中,分析系统800还可以与致动控制系统700集成设置于同一设备中。

[0154] 致动控制系统700和分析系统800通常包括各种计算机可读介质,计算机可读介质可以是可以由致动控制系统700或分析系统800访问的任何可用介质,并且包括易失性介质和非易失性介质、可移除介质和不可移除介质。作为例子而非限制,计算机可读介质可包括计算机存储介质和通信介质。这些介质存储有适于处理器执行的程序,程序被执行时可以被用于实现前述各示例方面的处理过程,其逻辑可以参照前述各示例方面的相关描述。

[0155] 最后,还需要说明的是,在本文中,诸如第一和第二等之类的关系术语仅仅用来将一个实体或者操作与另一个实体或操作区分开来,而不一定要求或者暗示这些实体或操作之间存在任何这种实际的关系或者顺序。而且,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、物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、物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、物品或者设备中还存在另外的相同要素。

[0156] 以上实施例仅用以说明本发明的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本发明进行了详细的说明,本领域的技术人员应当理解:其依然可以对前述实施例所记

载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本发明实施例技术方案的精神和范围。

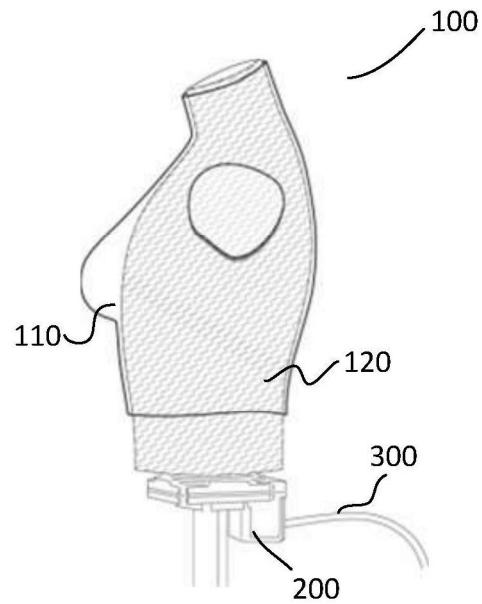


图1

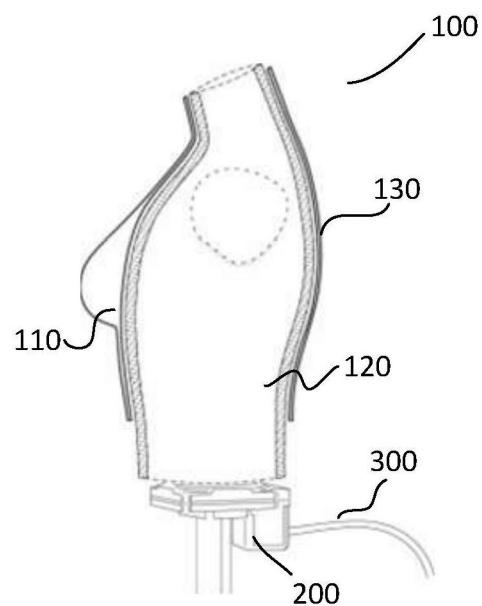


图2

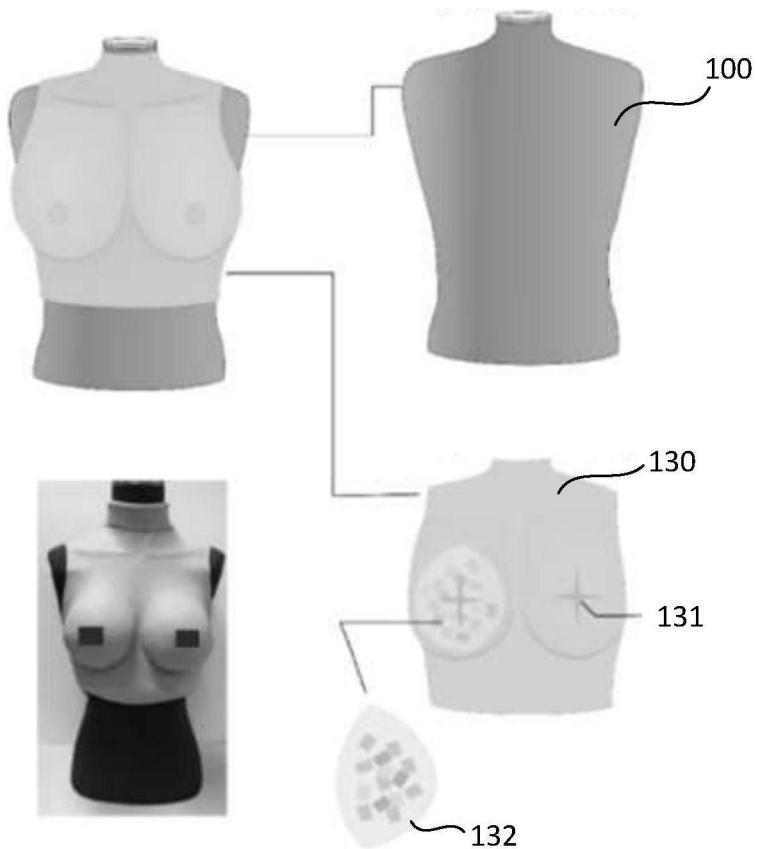


图3

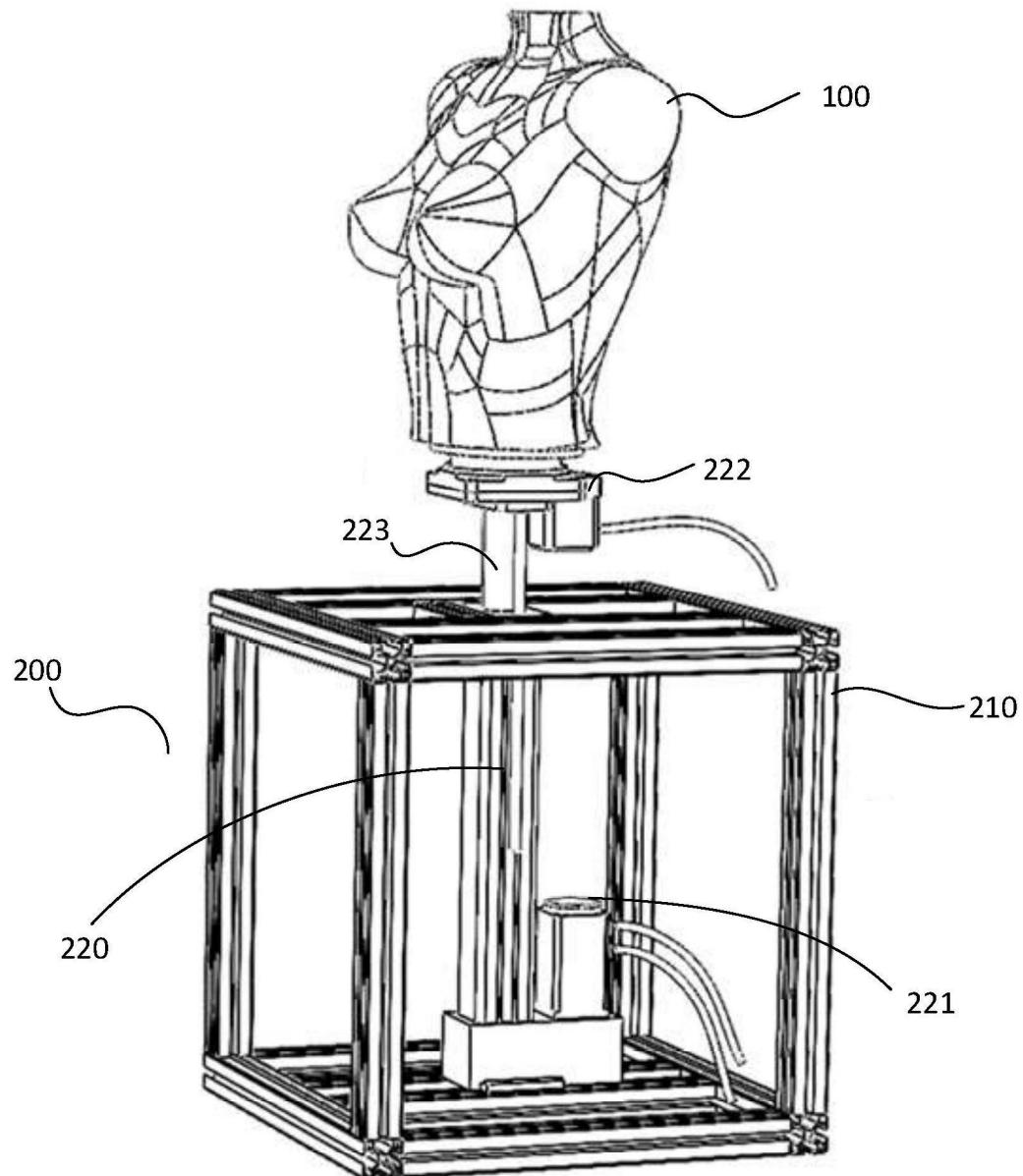


图4

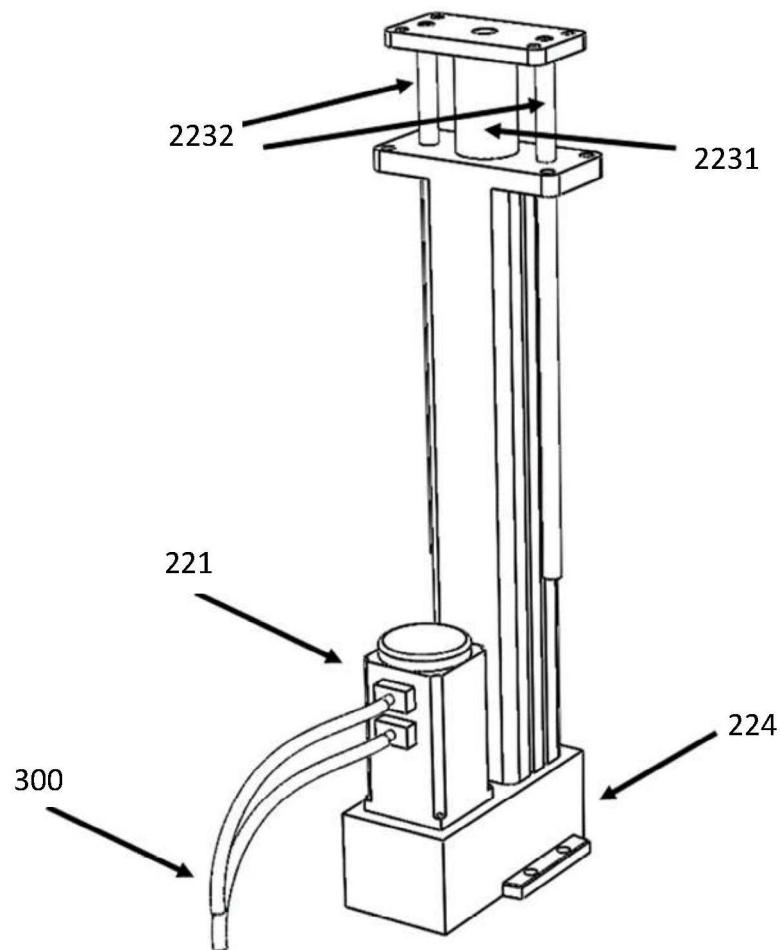


图5

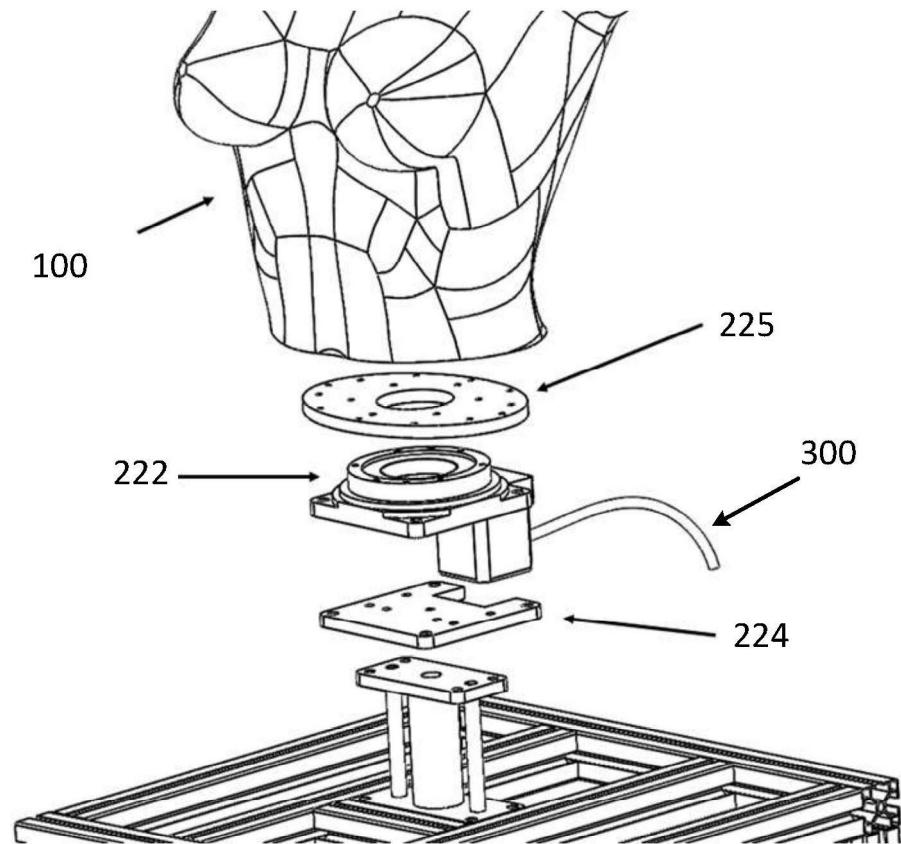


图6

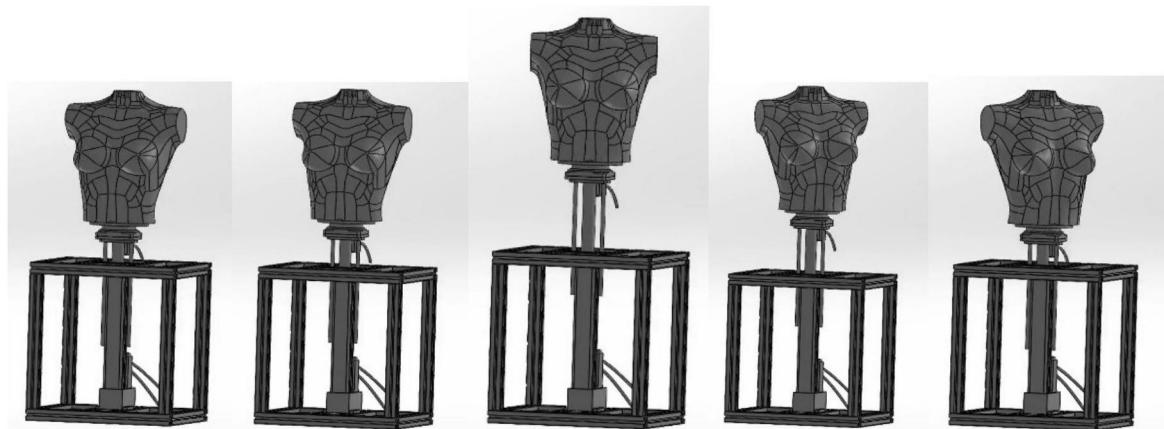


图7

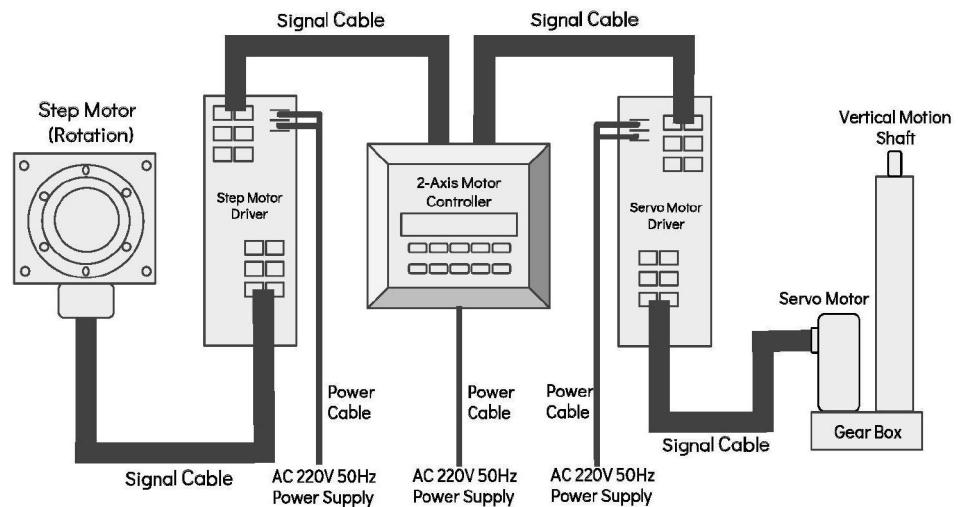


图8

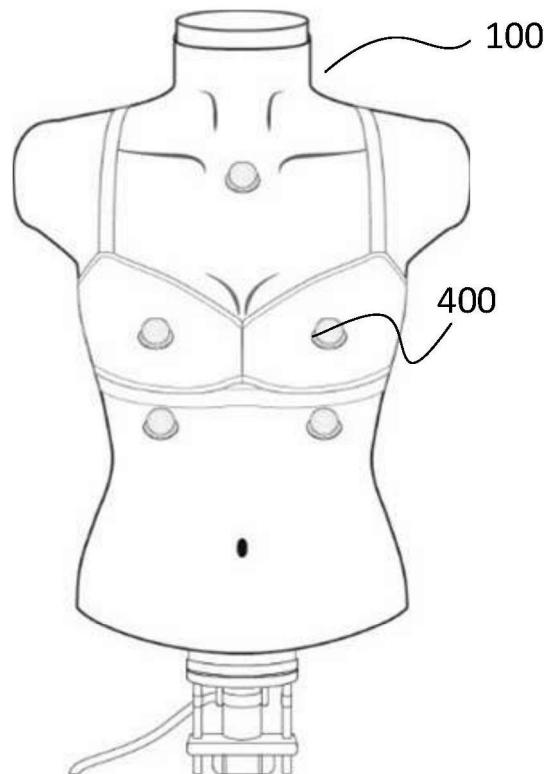


图9

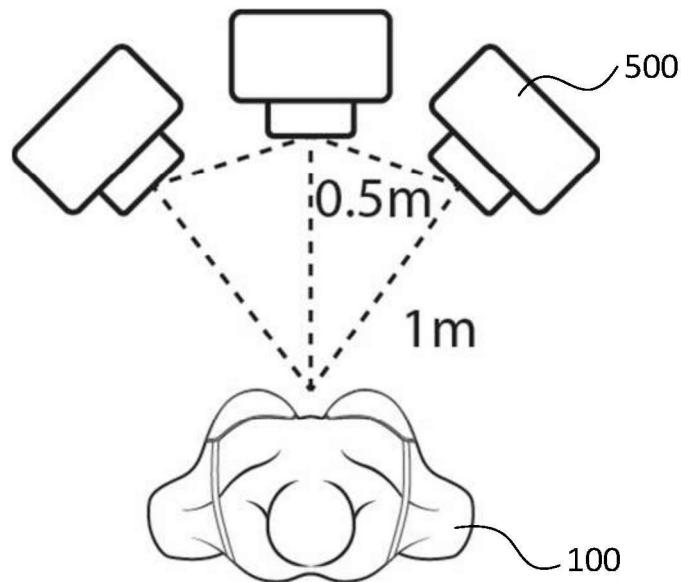


图10

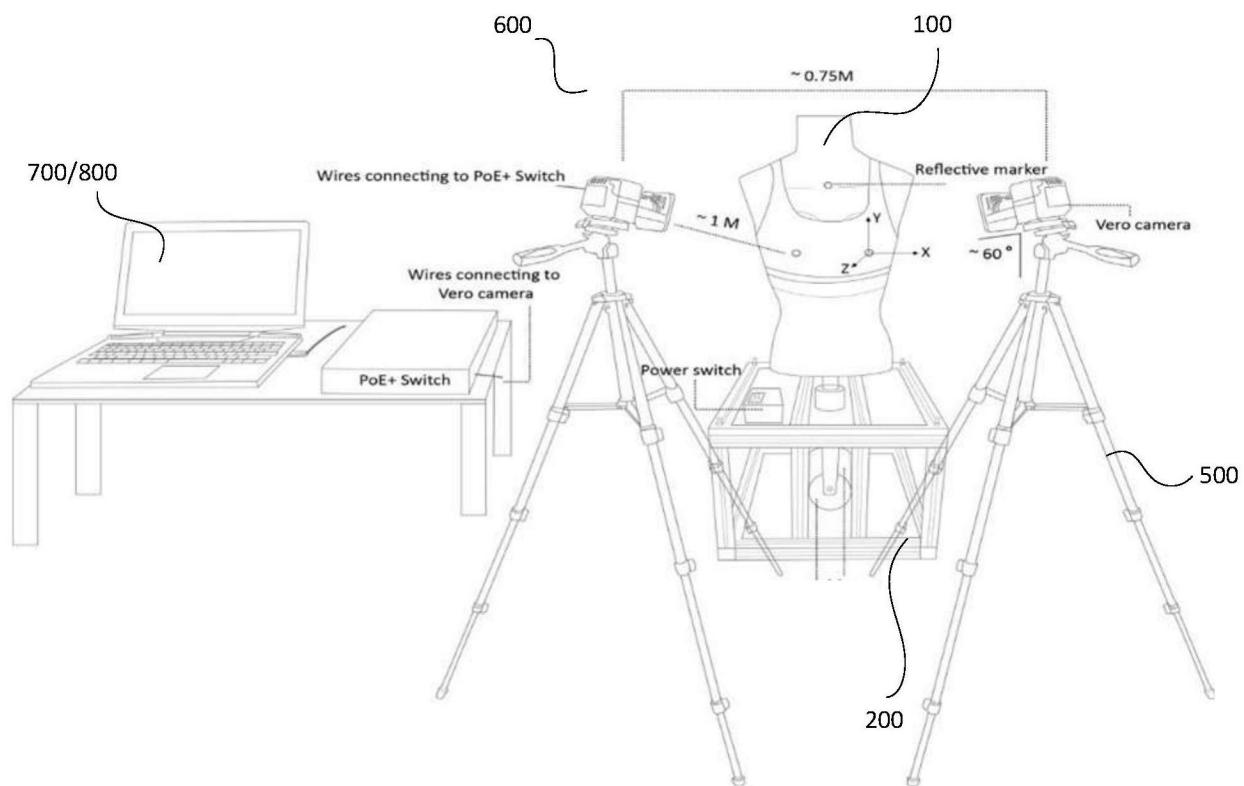


图11

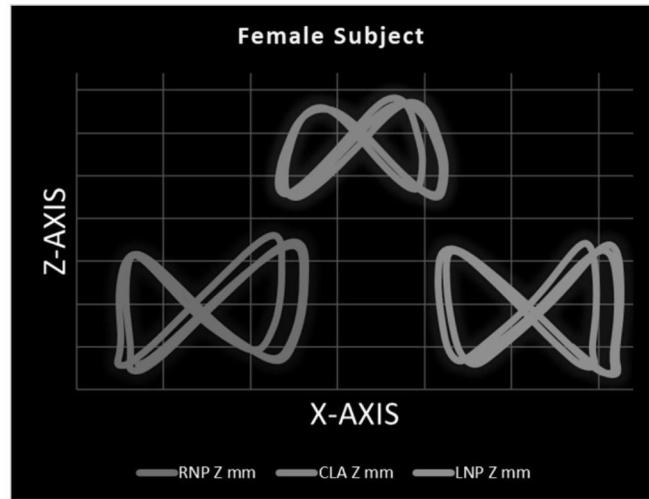


图12

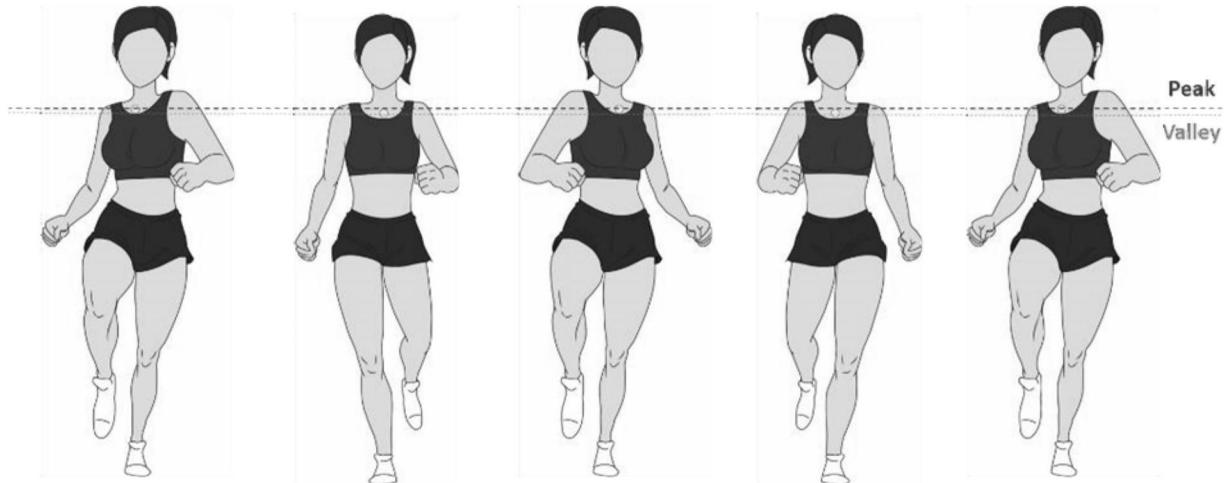


图13

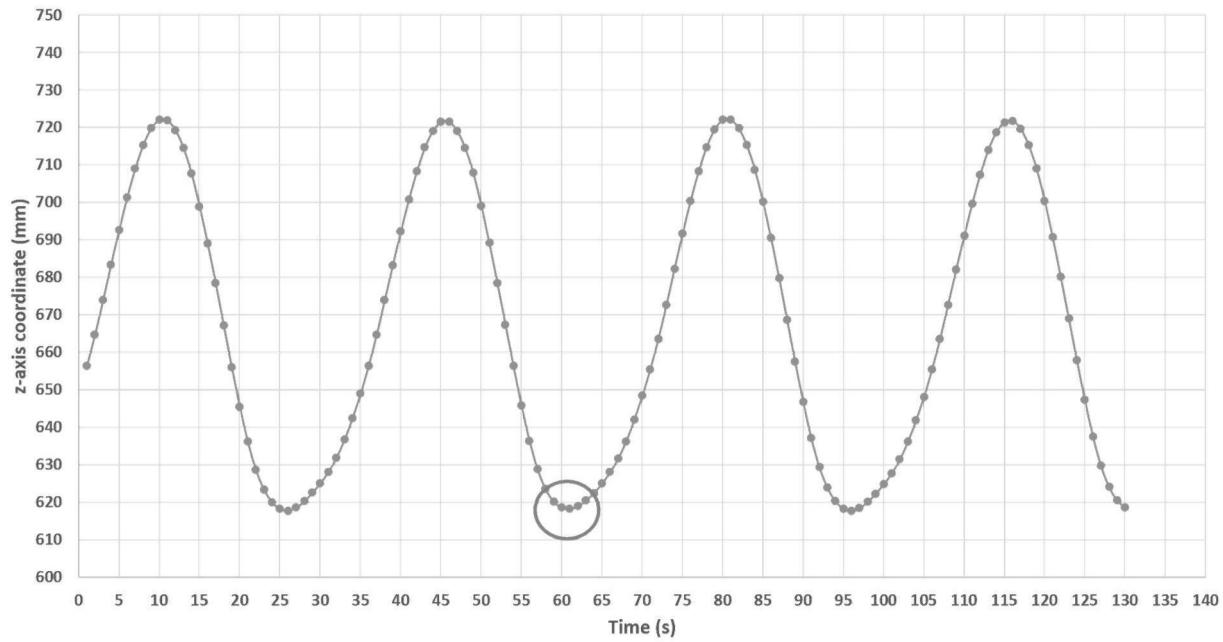


图14

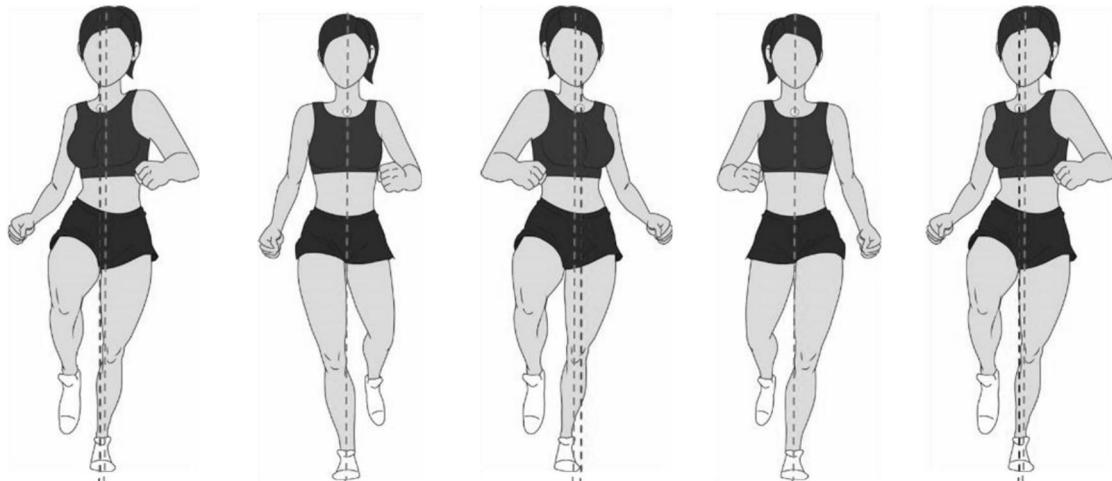


图15

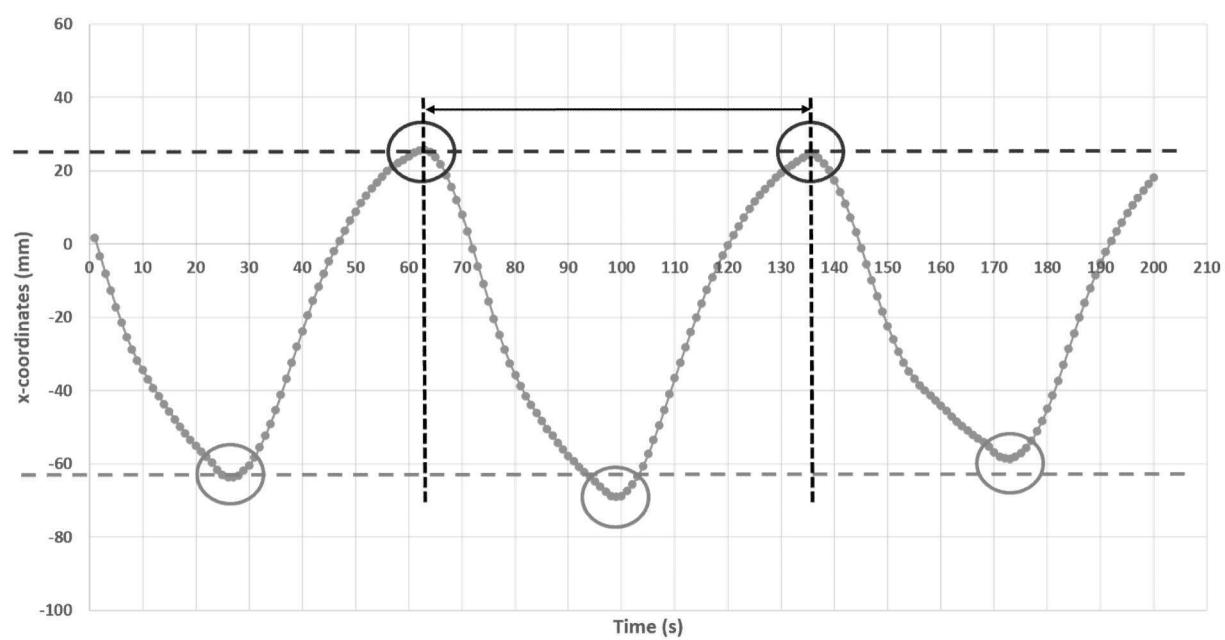


图16

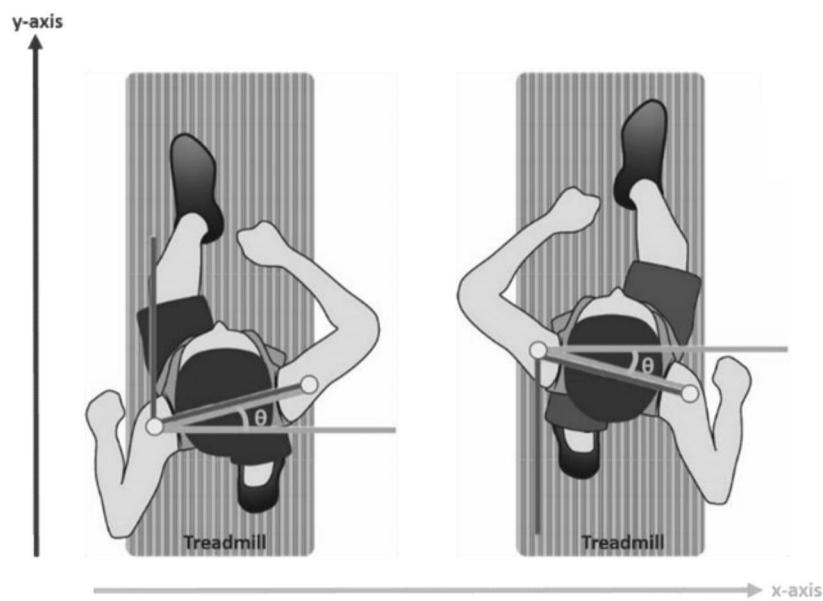


图17

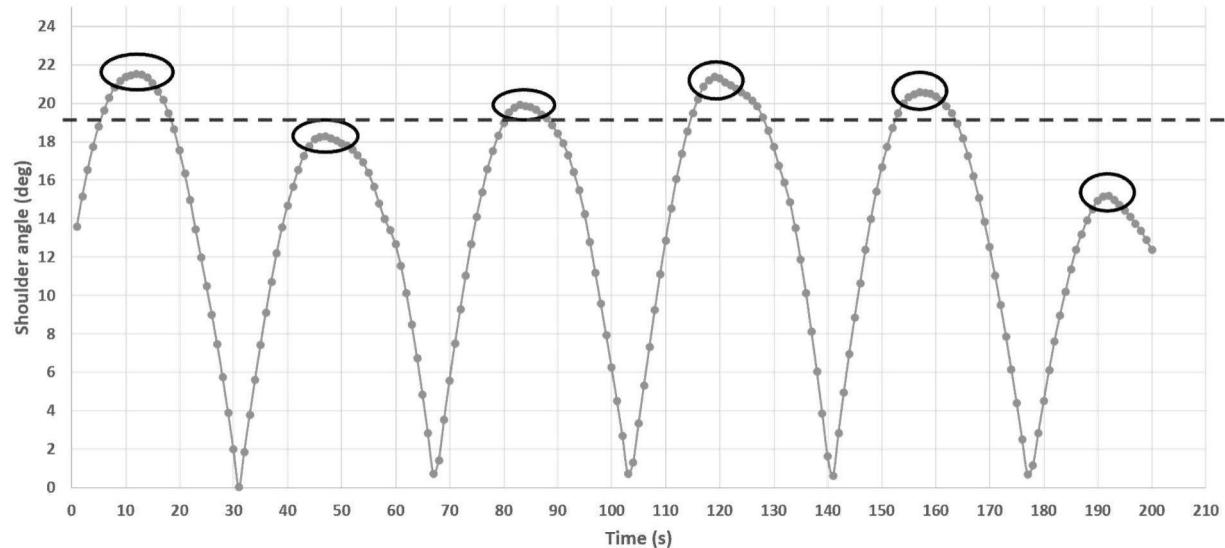


图18

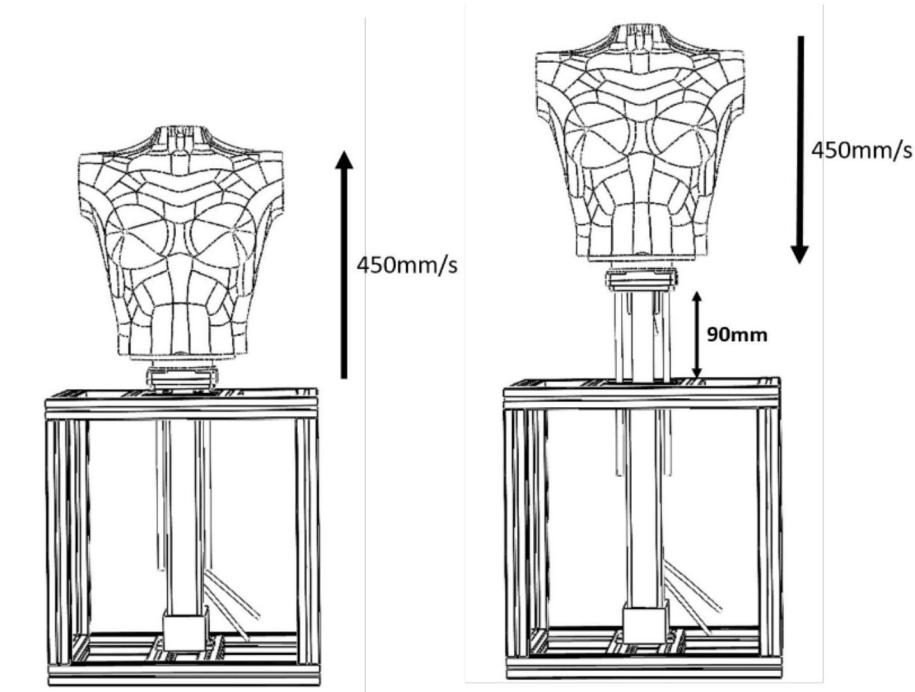


图19

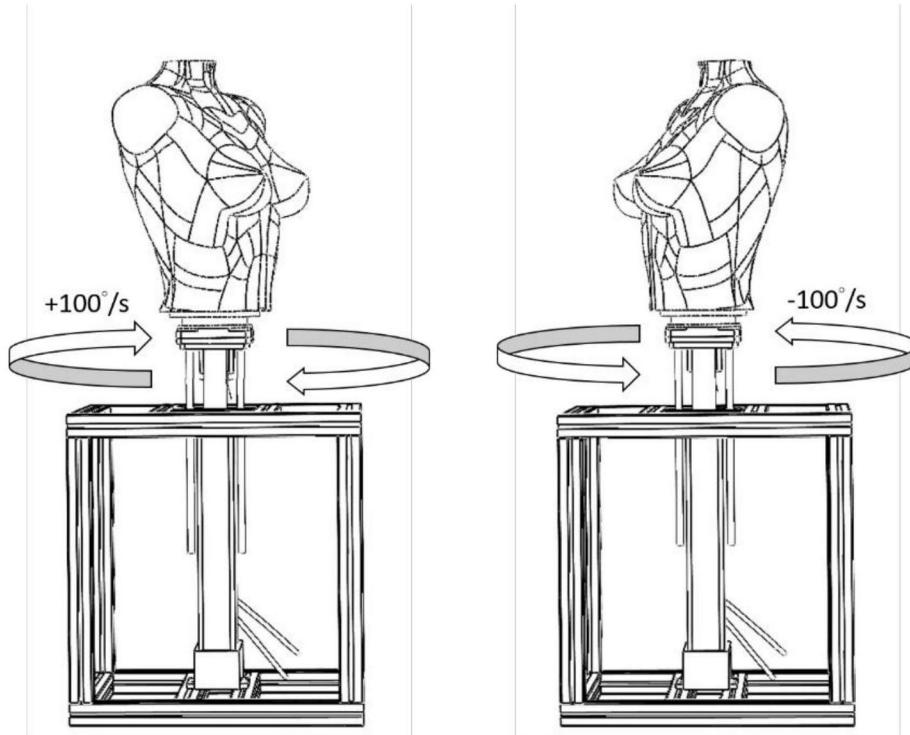


图20

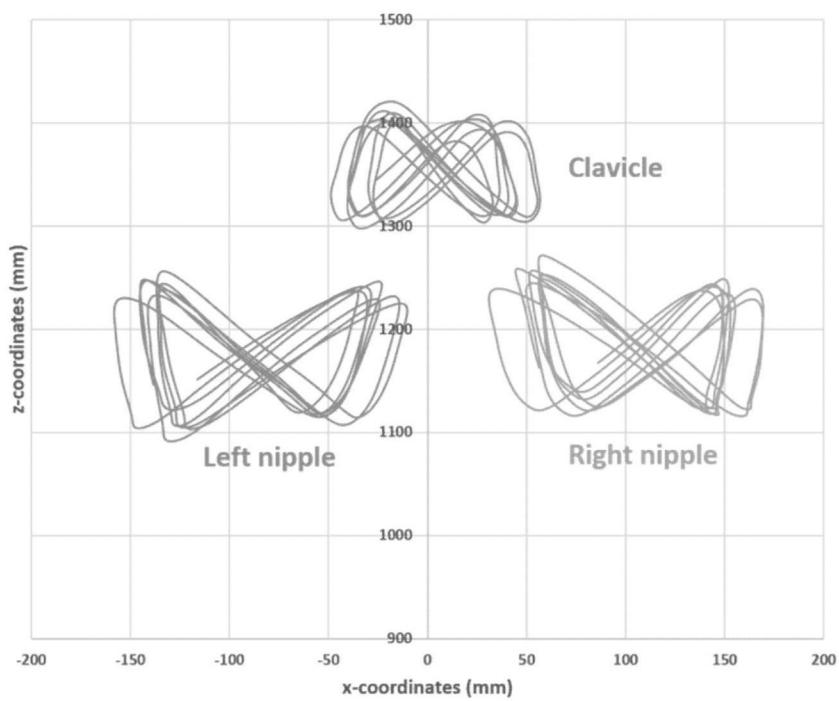


图21

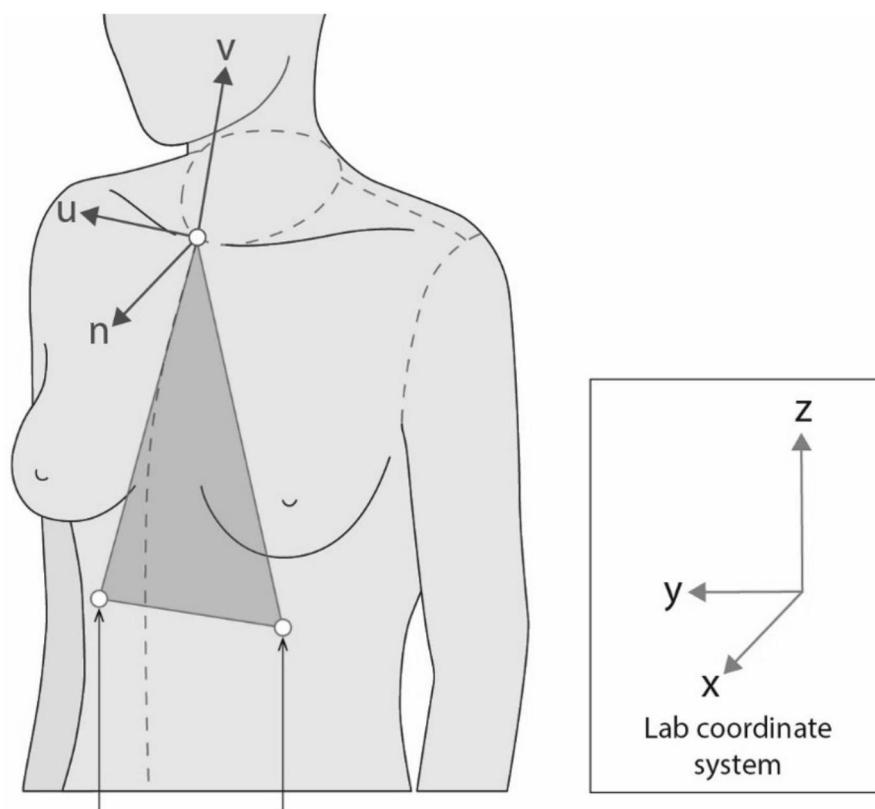


图22

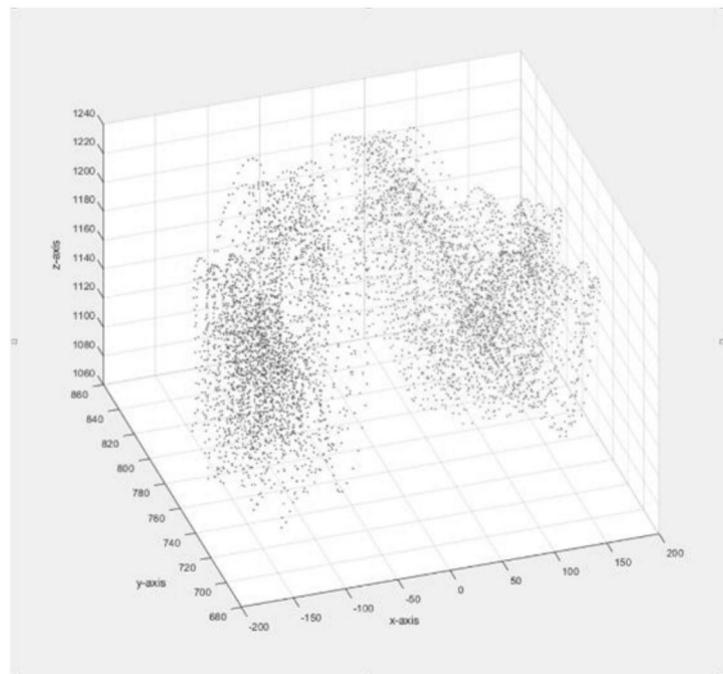


图23(a)

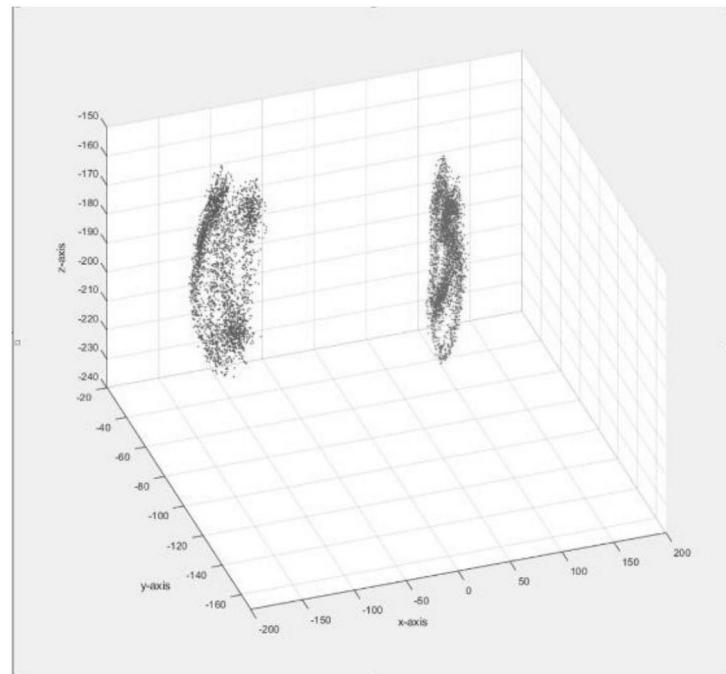


图23(b)

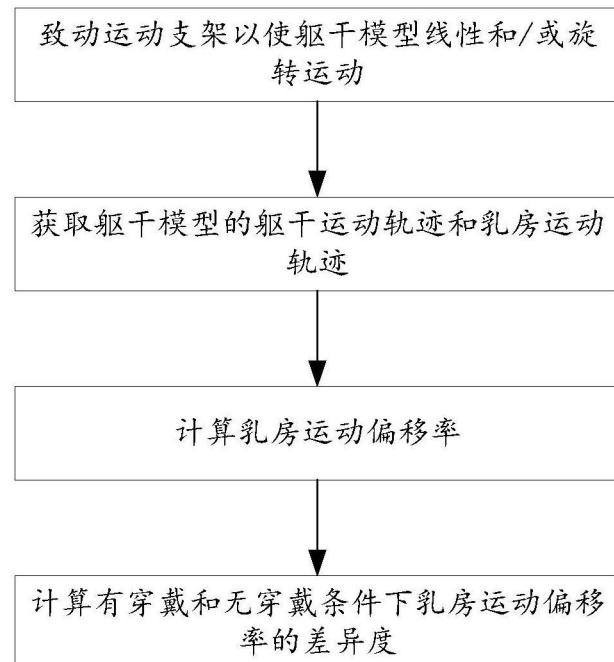


图24

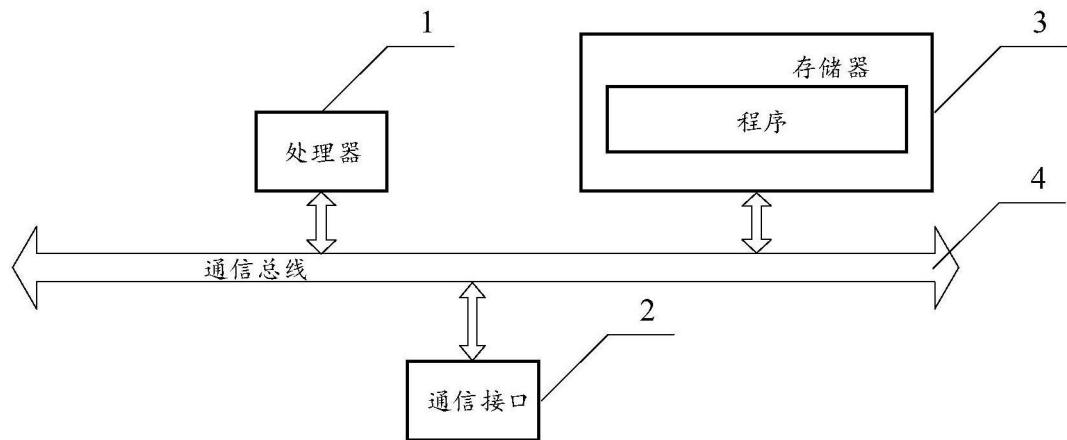


图25