



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110063611 A

(43)申请公布日 2019. 07. 30

(21)申请号 201910059019.6

(22)申请日 2019.01.22

(30)优先权数据

62/620,375 2018.01.22 US

62/684,561 2018.06.13 US

(71)申请人 艾肯运动与健康公司

地址 美国犹他州

(72)发明人 斯科特·R·沃特森

达尔仁·C·阿什比

大卫·E·弗罗贝尔

贾里德·威拉德松

理查德·布拉德·埃利斯

卢克·唐斯 凯利·哈撒韦

(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 杨铁成 杨林森

(51)Int.Cl.

A47C 21/00(2006.01)

A47C 31/12(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/024(2006.01)

A61M 21/02(2006.01)

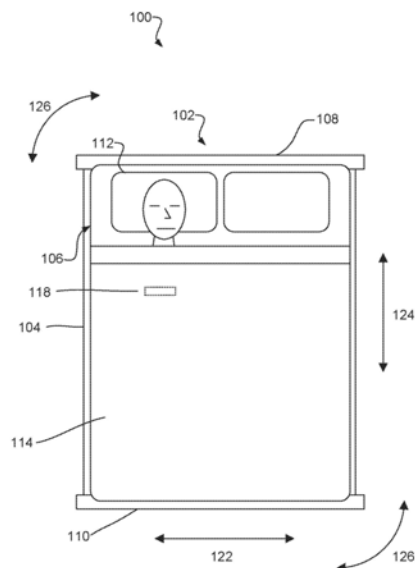
权利要求书3页 说明书24页 附图20页

(54)发明名称

床架系统、用于使床摇动的方法及用于使用户摇动的系统

(57)摘要

本公开内容涉及床架系统、用于使床摇动的方法及用于使用户摇动的系统。一种用于向用户提供动力输入的装置,其包括可摇动床架。该可摇动床架包括顶部、基部和线性驱动单元,该线性驱动单元位于顶部与基部之间以使顶部和基部相对于彼此移动。



1. 一种床架系统,包括:  
基部;  
顶部,其设置在所述基部上方并且可移动地连接到所述基部;以及  
线性驱动单元,其固定地附接到所述基部和所述顶部,其中,所述线性驱动单元引起所述顶部相对于所述基部的平移移动、旋转移动和升降移动中的一个或更多个,以产生动力输入。
2. 根据权利要求1所述的系统,还包括与所述线性驱动单元进行数据通信的计算装置。
3. 根据权利要求1所述的系统,所述顶部相对于所述基部的所述平移移动、所述旋转移动和所述升降移动的幅度、速度曲线和频率中的一个或更多个能够在一定时间段内被调节。
4. 根据权利要求1所述的系统,所述顶部相对于所述基部的所述平移移动、所述旋转移动和所述升降移动的幅度、速度曲线和频率中的一个或更多个能够独立于所述顶部相对于所述基部的所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的另一个被调节。
5. 根据权利要求1所述的系统,所述线性驱动单元包括通过蜗轮在所述线性驱动单元的纵向方向上移动的轴。
6. 根据权利要求1所述的系统,所述线性驱动单元包括通过活塞和气缸在所述线性驱动单元的纵向方向上移动的轴。
7. 根据权利要求1所述的系统,所述线性驱动单元包括通过磁线性致动器在所述线性驱动单元的纵向方向上移动的轴。
8. 一种用于使床摇动的方法,所述方法包括:  
利用线性驱动单元在床的顶部与基部之间施加力;  
使所述顶部相对于所述基部以一定幅度、速度曲线和频率移动;以及  
对所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的一个或更多个在独立于所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的另一个的情况下进行调节。
9. 根据权利要求8所述的方法,所述幅度能够独立于所述频率被调节。
10. 根据权利要求8所述的方法,所述速度曲线能够独立于所述频率被调节。
11. 根据权利要求8所述的方法,所述速度曲线能够独立于所述幅度被调节。
12. 根据权利要求8所述的方法,使所述顶部移动包括使所述顶部相对于所述基部以第一幅度在第一方向上移动并且相对于所述基部以第二幅度在第二方向上移动,所述第一幅度与所述第二幅度不同并且所述第二方向与所述第一方向相反。
13. 根据权利要求8所述的方法,还包括从一个或更多个传感器或监视器接收关于用户的信息。
14. 根据权利要求13所述的方法,调节所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的一个或更多个包括基于关于所述用户的所述信息来调节所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的一个或更多个。
15. 根据权利要求8所述的方法,调节所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的一个或更多个包括基于用户选择的移动配方来随时间调节所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的一个或更多个。
16. 一种用于使用户摇动的系统,所述系统包括:

可摇动床架,所述可摇动床架包括:

基部;

顶部,其设置在所述基部上方并且可移动地连接到所述基部;以及

线性驱动单元,其固定地附接到所述基部和所述顶部,其中,所述线性驱动单元引起所述顶部相对于所述基部的平移移动、旋转移动和升降移动中的一个或更多个,以产生动力输入;

计算装置,其与所述线性驱动单元进行数据通信,所述计算装置包括:

处理资源,以及

存储器资源;以及

一个或更多个传感器或监视器,其与所述计算装置进行数据通信。

17. 根据权利要求16所述的系统,所述一个或更多个传感器或监视器包括心率监视器。

18. 根据权利要求16所述的系统,所述存储器资源上存储有指令,所述指令在由所述处理资源执行时使处理器执行以下操作:

利用所述线性驱动单元在所述顶部与所述基部之间施加力;

使所述顶部相对于所述基部移动;以及

对幅度、速度曲线和频率中的一个或更多个在独立于所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的另一个的情况下进行调节。

19. 根据权利要求18所述的系统,所述指令还包括:基于从所述一个或更多个传感器或监视器接收的信息来对所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的一个或更多个在独立于所述幅度、所述速度曲线和所述频率中的另一个的情况下进行调节。

20. 根据权利要求1所述的床架,还包括:

处理器和存储器;

一个或更多个传感器,所述一个或更多个传感器包括心率监视器;

其中,所述基部包括:

第一轨道,其固定地附接到所述基部并且至少部分地跨所述基部的宽度延伸;以及

第二轨道,其固定地附接到所述基部并且至少部分地跨所述基部的所述宽度延伸,其中,所述第一轨道被定向成平行于所述第二轨道并且所述第一轨道和所述第二轨道限定移动轴;

其中,所述床架的所述顶部的至少头部区域或脚部区域的角度能够被用户调节,并且其中,所述顶部包括:

至少一个辊,其设置在所述第一轨道中以提供所述顶部相对于所述基部沿着由所述第一轨道和所述第二轨道限定的所述移动轴的移动;

至少第二辊,其设置在所述第二轨道中以提供所述顶部相对于所述基部沿着由所述第一轨道和所述第二轨道限定的所述移动轴的移动;以及

轭部,其至少部分地跨所述顶部的宽度延伸;

其中,所述线性驱动单元在所述轭部处附接到所述顶部,并且其中,所述平移移动沿着由所述第一轨道和所述第二轨道限定的所述移动轴进行;并且

其中,所述存储器包括用以使所述处理器进行以下操作的编程指令:

确定用户的自然心率;

确定所述用户的目标心率;以及

使所述床架向所述用户提供所述动力输入以将所述自然心率调节到所述目标心率,其中,所述动力输入在一定时间段内被递增地改变,并且其中,所述时间段在所述自然心率达到所述目标心率时结束;以及

在所述自然心率处于所述目标心率的预定量内时使所述床架停止提供动力输入。

## 床架系统、用于使床摇动的方法及用于使用户摇动的系统

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求于2018年1月22日提交的美国临时专利申请第62/620,375号的权益,并且本申请要求于2018年6月13日提交的美国临时专利申请第62/684,561号的权益,上述美国临时专利申请的全部内容通过引用并入本文。

### 背景技术

[0003] 睡眠为人类和动物提供许多益处。虽然仍然存在许多关于睡眠的需要知道的,但研究表明在睡眠期间恢复功能在神经系统、骨骼系统和肌肉系统中发生。此外,记忆丧失与睡眠剥夺有关,这表明睡眠在保留记忆方面起到作用。一些专家认为人们应该每晚至少睡六个小时。然而,由于睡眠障碍,一些人感到难以获得充足的睡眠。

[0004] 在授予Hiroyuki Ogino的美国专利第5,479,939号中公开了一种用于确定人是否睡着的装置。在该参考文献中,在不接触身体的情况下检测人在床上的移动,并且每当检测到的移动超过预定设定值时,通过计时器重置并重新开始时间测量。当计时器的测量时间超过预定的设定时间时,判断身体已在床上入睡。同时,通过检测由心脏运作和身体呼吸所传播的精细身体移动来判断是否存在于床上以及粗略的身体移动。在授予Andreas Brauers等人的美国专利公布第2009/0178199中描述了另一种类型的系统。这些文献中的每一个所包含的全部内容通过引用并入本文。

[0005] 虽然这些和其他这样的系统监视人的睡眠专利,但是他们没有主动帮助提供用以使人能够更快入睡或经历更多安宁睡眠的条件。由这些系统收集的数据可用于诊断睡眠问题,但是医生或其他此类医疗专业人员可能仍需要提供这些问题的解决方案,例如通过药物或其他方法。

### 发明内容

[0006] 根据一些实施方式,一种用于调整心率的系统可以包括床架、与心率监视器和床架进行通信的接口、以及处理器和存储器。床架包括:基部;顶部,其设置在基部上方并且可移动地连接到基部,该顶部包括至少部分地跨该顶部的宽度延伸的轭部;以及驱动单元,其固定地附接到基部和顶部的轭部,其中,驱动单元引起顶部相对于基部的线性移动、旋转移动和升降移动中的一个或更多个,以产生动力输入。存储器包括编程指令,该编程指令使处理器进行以下操作:确定用户的自然心率;确定用户的目标心率;以及使床架向用户提供动力输入以将自然心率调节到目标心率。

[0007] 动力输入能够在一定时间段内被调节,并且在该时间段开始时的动力输入更接近自然心率,而在该时间段结束时的动力输入更接近目标心率。

[0008] 动力输入在该时间段期间被递增地改变。

[0009] 该时间段在自然心率达到目标心率时结束,并且在自然心率处于目标心率的预定量内时,编程指令使床架停止提供动力输入。

[0010] 编程指令还使处理器进行以下操作:确定自然心率是否处于目标心率的预定量

内;当自然心率处于目标心率的预定量内时,使床架停止提供动力输入;以及当自然心率在目标心率的预定量之外时,使床架向用户提供动力输入以将自然心率调节到目标心率。

[0011] 根据一些实施方式,一种用于调节心率的系统可以包括床架,该床架包括:基部,其包括固定地附接到基部并且至少部分地跨该基部的宽度延伸的第一轨道,固定地附接到基部并且至少部分地跨该基部的宽度延伸的第二轨道,其中,第一轨道被定向成平行于第二轨道并且第一轨道和第二轨道限定移动轴;顶部,其可移动地设置在基部上方,该顶部包括设置在第一轨道中以提供顶部相对于基部沿着由第一轨道和第二轨道限定的移动轴的移动的至少第一辊,设置在第二轨道中以提供顶部相对于基部沿着由第一轨道和第二轨道限定的移动轴的移动的第二辊,至少部分地跨顶部的宽度的轭部;固定地附接到基部和顶部的轭部的马达,其中,马达使顶部相对于基部沿着由第一轨道和第二轨道限定的移动轴移动以产生动力输入;心率监视器;与心率监视器和床架进行通信的接口;以及处理器和存储器,该存储器包括编程指令,该编程指令使处理器进行以下操作:确定用户的自然心率,确定用户的目标心率,以及使床架向用户提供动力输入以将自然心率调节到目标心率。

[0012] 床架的顶部的至少头部区域或脚部区域的角度能够被用户调节。

[0013] 第一辊包括位于顶部的第一边缘处的第一轮和位于顶部的第二边缘处的第二轮,并且第二辊包括位于顶部的第一边缘处的第一轮和位于顶部的第二边缘处的第二轮。

[0014] 动力输入能够在一定时间段内被调节,并且其中,在该时间段开始处的动力输入更接近自然心率,而在该时间段结束处的动力输入更接近目标心率。

[0015] 动力输入在该时间段期间被递增地改变。

[0016] 该时间段在自然心率达到目标心率时结束,并且其中,在自然心率处于目标心率的预定量内时,编程指令使床架停止提供动力输入。

[0017] 编程指令还使处理器进行以下操作:确定自然心率是否处于目标心率的预定量内;当自然心率处于目标心率的预定量内时,使床架停止提供动力输入;以及当自然心率在目标心率的预定量之外时,使床架向用户提供动力输入以将自然心率调节到目标心率。

[0018] 根据一些实施方式,一种用于调节心率的系统可以包括床架,该床架包括:基部,该基部包括围绕所述基部的周界设置的多个平台、枢轴接纳构件;

[0019] 顶部,其设置在基部上方并且可旋转地连接基部,该顶部包括至少部分地跨顶部的宽度延伸的轭部,附加到轭部的中点并且在枢轴接纳构件处连接到基部的枢轴,围绕顶部的周界设置的多个辊,多个辊中的每个辊与多个平台中的一个平台接触,其中,多个辊被定向成提供顶部相对于基部绕枢轴的旋转移动;固定地附接到基部和顶部的轭部的马达,其中,马达使顶部相对于基部绕枢轴旋转以产生动力输入;心率监视器;与心率监视器和床架进行通信的接口;以及处理器和存储器,处理器包括编程指令,该编程指令使处理器进行以下操作:确定用户的自然心率,确定用户的目标心率,以及使床架向用户提供动力输入以将自然心率调节到目标心率。

[0020] 床架的顶部的至少头部区域或脚部区域的角度能够被用户调节。

[0021] 基部包括四个平台,并且顶部包括四个辊。

[0022] 基部具有矩形形状并且多个平台中的每个平台位于基部的角部处,并且顶部具有矩形形状并且多个辊中的每个辊位于顶部的角部处。

[0023] 目标心率高于自然心率。

[0024] 动力输入在一定时间段内被调节,并且其中,在该时间段开始时的动力输入更接近自然心率,而在该时间段结束时的动力输入更接近目标心率。

[0025] 动力输入在该时间段期间被递增地改变。

[0026] 该时间段在自然心率达到目标心率时结束,并且其中,在自然心率处于目标心率的预定量内时,编程指令使床架装置停止提供动力输入。

[0027] 编程指令还使处理器进行以下操作:确定自然心率是否处于目标心率的预定量内;当自然心率处于目标心率的预定量内时使床架停止提供动力输入;以及当自然心率在目标心率的预定量之外时,使床架向用户提供动力输入以将自然心率调节到目标心率。

## 附图说明

[0028] 附图示出了本装置的各种实施方式并且作为说明书的一部分。所示的实施方式仅是本装置的示例,并不限制本装置的范围。

[0029] 图1示出了根据本公开内容的包含有可摇动床架的系统的示例的顶视图。

[0030] 图2示出了根据本公开内容的被包含到床中的心率监视器的示例的顶视图。

[0031] 图3A至图3E示出了根据本公开内容的可摇动床架的示例的视图。

[0032] 图4A至图4E示出了根据本公开内容的可摇动床架的示例的视图。

[0033] 图5示出了根据本公开内容的改变自然心率的示例的图。

[0034] 图6示出了根据本公开内容的调节系统的示例的框图。

[0035] 图7示出了根据本公开内容的用于调节自然心率的方法的示例的框图。

[0036] 图8示出了根据本公开内容的包含有线性驱动马达的可摇动床架的透视细节图。

[0037] 图9示出了根据本公开内容的移动床架的方法的流程图。

[0038] 图10A至图10C示出了根据本公开内容的移动的可摇动床架的示例的侧视图。

[0039] 图11A至图11C示出了根据本公开内容的移动的可摇动床架的示例的侧视图。

[0040] 图12A至图12E示出了根据本公开内容的可摇动床架移动波形的示例。

[0041] 图13示出了根据本公开内容的消隙(anti-backlash)机构的示意性示例。图14示出了根据本公开内容的消隙机构的另一示意性示例。

[0042] 图15示出了根据本公开内容的消隙机构的又一示意性示例。

[0043] 图16示出了根据本公开内容的可通过磁力移动的示例可摇动床架的顶视图。

[0044] 在整个附图中,相同的附图标记表示相似但不一定相同的元件。

## 具体实施方式

[0045] 图1描绘了包括床102的用于监视和控制睡眠的系统100的示例的顶视图。在该示例中,床102包括可摇动床架104、床腿、床垫106、床头板108、床尾板110、床腿(未示出)、枕头112和毯子114。当用户想要睡觉时,用户可以躺在床垫106上并将他或她的头部靠在枕头112上。根据室内的温度而定,用户可能想要将毯子114拉到他或她自己上。在一些实施方式中,床头板108、床尾板110和床腿中的一个或更多个可以被包含到可摇动床架104中或者作为可摇动床架104的一部分。

[0046] 一些用户会经历睡眠障碍,在睡眠障碍下用户难以入睡或难以保持睡眠。为了帮助这些用户,调节系统100可以用心率监视器118检测用户的心率。根据本公开内容中描述

的原理,可以使用任何适当类型的心率监视器。例如,用户可以佩戴与调节系统100的处理器通信的心率监视器。

[0047] 调节系统100可以例如通过可摇动床架104向用户提供动力输入,该动力输入模拟针对该用户的目标心率。在一些示例中,处理器可以使可摇动床架104向用户提供该动力输入。在这样的示例中,动力输入可以具有使得用户的心率减慢或加速到与目标心率相同的水平的效果。通过降低用户的心率,用户可以开始进入睡眠周期的早期阶段。因此,动力输入可以辅助用户入睡。在一些情况下,通过提高用户的心率,用户可以开始从睡眠或沉睡状态进入到清醒状态。因此,动力输入可以辅助用户从睡眠中醒来。

[0048] 在一些实施方式中,可摇动床架104可以是沿一个或更多个方向可移动的和/或绕一个或更多个移动轴可移动的,以向用户提供动力输入。在一些示例中,床架可以包括固定基部和设置在基部上方并相对于基部可移动的顶部。在一些实施方式中,顶部可以相对于基部如箭头122和124所示来线性移动、如箭头126所示来旋转移动或者以线性移动和旋转移动的组合进行移动,以提供动力输入。

[0049] 在一些情况下,动力输入可以包括离开初始位置的移动,而在某些情况下,动力输入可以包括离开初始位置的移动和返回初始位置的移动。在一些情况下,动力输入可以包括往复移动或振荡移动,然而可以使用如可以由用户选择或者可以由系统100或诸如医生的第三方确定的其他形式的移动。构成动力输入的移动的幅度也可以由用户选择、由系统100确定或由诸如医生的第三方确定。

[0050] 调节系统100可以响应于通过心率监视器118检测到心跳而自动启动。在其它示例中,调节系统100响应于在具有床102的房间内的灯熄灭时检测到心率而自动激活。在另外其它实施方式中,调节系统100响应于在诸如夜间或晚上的一定时间段期间检测到心率而自动激活。在其他示例中,不使用心率的检测来激活调节系统100。在这样的情况下,一天中的时间、通过摄像机对用户的识别、通过重量传感器或无线接近装置对床上的人的检测、用于检测激活调节系统100的条件是正确的其他机构、或者其组合可以用于激活调节系统100。

[0051] 在另外其他情况下,调节系统100可以响应于用户向系统提供激活命令而激活。例如,当用户躺下睡觉时,用户可以通过拨动开关、按下按钮、触摸触屏输入、通过移动装置发送消息、提供语音命令、通过另一类型的输入机构提供指令、或其组合来指示调节系统100启动。

[0052] 在其中用户佩戴他或她自己的心率监视器118的示例中,调节系统100可以基于心率监视器的标识确定用户的身份。在一个示例中,个人心率监视器118可以包括包含发送到处理器的心率信息的信号中的识别码。在其他示例中,摄像机可以位于具有床的房间中,并且调节系统100可以通过摄像机识别用户的身份。

[0053] 图2示出了根据本公开内容的被包含到床102中的心率监视器200的示例的顶视图。在该示例中,第一电极202和第二电极204被包含到床102的床垫106中。这些电极202、204可以用于检测表示用户心率的电压。当用户躺下时,电极202、204可以与用户的皮肤接触,使得电极202、204可以检测用户的心电图(ECG)信号。

[0054] 电极202、204可以是实心金属片,其在用户躺在床垫106上时与用户身体的任何适当部位接触。在一些示例中,电极202、204被定位成与用户的手臂、胸部、腿部、颈部、脚部、

腕部、上身、下身,用户身体的其他部分、或其组合接触。

[0055] 在其它示例中,电极202、204与用户的皮肤间接接触。在这样的示例中,电极202、204可以被埋置于床垫106的表面下方,但是电极202、204与床垫106的表面的导电部分直接接触。床垫106的这样的导电部分可以是柔性的,以在用户躺在床垫106上时向他或她提供更多舒适性。在一些示例中,床垫106上的床单和/或用户的衣服具有与电极202、204或床垫106的导电部分直接接触的织物导电部分。因此,虽然电极202、204可以不与用户的皮肤直接接触,但是可以在电极202、204与用户的皮肤之间形成导电通路,使得电极202、204可以检测用户的心率。

[0056] 在其它示例中,上述关于被包含到床垫106中的电极202、204描述的原理可以应用于被包含到床的其他部分中的电极。例如,电极202、204可以被包含到床架104、枕头112、毯子114、床102的另外的部分、或其组合中。

[0057] 尽管已经参考使用电接触来确定用户的心率的心率监视器描述了上面的示例,但是根据本文描述的原理,也可以使用其它类型的心率监视器。例如,根据本文描述的原理,可以使用用于确定用户心率的电感性机构和电容性机构。此外,一个或更多个心率监视器不需要被包含到床中,并且可以被包含到例如用户穿戴的衣物、用户穿戴的可穿戴装置、或它们的某种组合中。在一些示例中,可以在不接触用户的情况下例如通过可以通过用户皮肤的颜色改变和/或其他方法来检测用户的心率的摄像机来确定用户的心率。

[0058] 图3A至3E示出了根据本公开内容的示例性可摇动床架300的顶透视图、底透视图、俯视图、仰视图和侧视图。在该示例中,可摇动床架300包括固定基部310和可移动地设置在基部310上方的顶部320。在该示例中,如本文所描述的,床架300经由顶部320相对于基部310的移动向用户提供动力输入,其中,顶部320可以支承床垫。如图3A至图3E可见,基部包括第一轨道312和第二轨道314,第一轨道312和第二轨道314彼此平行并跨基部的宽度横向延伸。轨道312、314中的每一个固定地附接到基部310。在一些示例中,如图3D中所示,轨道312、314可以进一步延伸超过基部310和/或顶部320的宽度。在本示例中,并且如图3E所示,轨道312、314均是具有近似“C”形截面的金属梁,以便如本文描述容纳并允许顶部320的一个或更多个辊的移动,然而也明确考虑了其他形式的轨道。

[0059] 床架300的顶部320可以包括多个辊或轮,该多个辊或轮被基部310的轨道312、314容纳并搁置在其中并且有助于顶部320相对于基部310的移动。在该示例中,如图3A中的箭头350所示,顶部可以沿着由轨道312、314限定的移动轴线性地移动。在该示例中,顶部320可以包括被定位成邻近顶部的边缘并且被设置在轨道312、314中的四个轮。两个轮324、326在图3E中示出并且可以置于基部310的轨道312、314中。顶部320的未示出的侧还可以包括以类似的配置被置于轨道312、314中的两个轮。通过这种方式,轮将顶部320支承在基部310的轨道312、314上并且将顶部320可移动地固定到基部310。

[0060] 顶部320还包括如例如图3C中可见的轭部322,其至少部分地跨顶部320的宽度延伸。在该示例中,轭部322沿顶部320的长度大致居中定位,但是它可以定位在沿其长度的任何点处。床架300还包括驱动单元330,其例如经由安装件固定地附接到基部310,并且具有固定地附接到顶部320的轭部322的驱动部,例如如图3B可见。在一些实施方式中,如在该示例中,驱动单元330可以是马达,例如电动马达,然而其他驱动单元明确地被考虑。当可摇动床架300向用户提供动力输入时,驱动单元330的驱动部将通过轭部322施加可以由例如处

理器确定的力,以使顶部320如通过箭头350所指示相对于固定的驱动单元330和固定基部310横向地移动。

[0061] 在一些情况下,顶部320还可以包括可调节头部部分342和/或足部部分344。可调节的头部部分342和可调节的足部部分344的角度可以由用户例如经由用户界面来选择性地调整。

[0062] 图4A至图4E示出了根据本公开内容的示例性可摇动床架400的顶部立体图、底部立体图、俯视图、侧视图和正视图。在该示例中,可摇动床架400包括固定基部410和可旋转地设置在基部410上方的顶部420。在该示例中,如本文描述,床架400经由顶部420的旋转移动向用户提供动力输入,顶部420可以相对于基部410支承床垫。

[0063] 基部410包括围绕基部410的周界设置的多个平台。在该示例中,基部410包括四个平台416、417、418、419。基部410可具有近似矩形的形状和平台可以设置在其角部处。在该示例中,如图4A和图4C所示,平台416、417、418、419具有三角形形状并且装配在构成基部410的梁之间,然而其他平台形状明确地被考虑。如本文描述,平台416、417、418、419被定位成接纳并允许顶部420的一个或更多个辊移动。虽然本示例包括用于接纳顶部420的辊的平台,但是诸如轨道的其他接纳构件明确地被考虑。例如如图4A至图4C所示,基部410还包括枢轴接纳构件412。如本文描述,枢轴接纳构件412接纳顶部420的枢轴424,并且用作顶部绕其旋转的点。

[0064] 如图4D至图4E可见,顶部420设置在基部410上方,并且包括多个辊或轮,这些辊或轮由基部410的平台416、417、418、419接纳并搁置在其上。在该示例中,存在四个轮426、427、428、429,其中,每个轮对应于基部的平台416、417、418、419并由基部的平台416、417、418、419接纳。轮426、427、428、429和平台416、417、418、419促进顶部420相对于基部410的移动。在该示例中,轮426、427、428、429被定向成提供如通过箭头440所示的顶部420围绕基部410的旋转移动。

[0065] 如图4A至图4C可见,顶部420包括轭部422,其至少部分地跨顶部420的宽度延伸。在该示例中,轭部422沿顶部420的长度大致居中定位,但是它可以定位在沿其长度的任何点处。如图4A至图4C可见,顶部420还包括附接到轭部422的枢轴424。枢轴424由基部410的枢轴接纳构件412接纳并允许如通过箭头440所指示的顶部420相对于基部410围绕由枢轴424限定的旋转轴线的旋转移动。

[0066] 例如如图4A可见,床架400还包括驱动单元430,其例如经由安装件固定地附接到基部410,并且具有固定地附接到顶部420的驱动部。在一些实施方式中,如在该示例中,驱动单元430可以是马达,例如电动马达,然而其他驱动单元明确地被考虑。当可摇动床架400向用户提供动力输入时,驱动单元430的驱动部将施加例如可以由例如处理器确定的力,以使顶部420如通过图4C中的箭头450所指示相对于固定的驱动单元430和固定基部410围绕枢轴424旋转。

[0067] 如本文描述,在一些实施方式中,可摇动床架300或400还可以包括用于与调节系统的处理器进行无线通信的天线。在一些示例中,无线天线可以经由蓝牙、Wi-Fi、无线电波或现在已知的或将来可能开发的任何形式的无线通信来提供通信。

[0068] 尽管关于图3A至图3E和图4A至图4E描述了可摇动床架的两个具体示例,但是可以向一个或更多个用户提供动力输入的其他形式的可摇动床架明确地被考虑。例如,在一些

实施方式中,可摇动床架可以包括两个示例的部件,以便提供以线性和旋转移动的形式的动力输入。在一些示例中,可摇动床架可以包括具有不同取向的多组轨道,并且可以提供任何数量的方向上的线性运动。在一些示例中,可摇动床架可以包括多个枢轴点,以提供围绕多个枢轴点的旋转移动。此外,在一些实施方式中,可摇动床架可以以例如经由基部的液压装置或升降机升高和/或降低整个顶部或者床架顶部的一部分的形式来提供动力输入。在一些实施方式中,可摇动床架可以包括用于提供顶部相对于基部线性地、旋转地、升降地或其组合的部件。因此,在一些实施方式中,由可摇动床架提供的动力输入可以包括线性移动、旋转移动、升降移动或其组合。

[0069] 图5示出了根据本公开内容的改变自然心率500的示例的图。在该示例中,自然心率500被描绘为具有特定速率。随着时间推移,向用户提供第一动力输入502。第一动力输入具有比自然心率506慢的搏动。当用户感知到第一动力输入502时,用户的身体使用户的心率模拟第一动力输入502的节拍。因此,用户的心率在第二过渡阶段504期间改变。在第二过渡时间504结束时,用户的当前心率506具有与第一动力输入502相同的速率。在一些情况下,用户对动力输入502的感知可能不是有意识的感知。因此,虽然动力输入502可以引起用户的生理反应,但是用户可能不一定有意识地意识到动力输入502或生理反应。

[0070] 在图5的示例中,调节系统100通过具有逐渐减慢的搏动的多个增量动力输入将用户的自然心率改变为目标心率。在图示的示例中,在用户的当前心率506模拟第一动力输入502之后,第二动力输入508被引导到用户。第二动力输入508可以比第一动力输入502更接近目标心率。因此,用户的当前心率506进入第二过渡阶段510。在第二过渡阶段510期间,用户的当前心率506减慢以模拟第二动态输入508的心率。

[0071] 这种增量过程可以自己重复,直到用户的心率模拟目标心率为止,其中,每个动力输入在每个时间增量期间被引导到用户。在每个时间增量期间,动力输入可以具有渐进地接近目标心率的搏动率。

[0072] 图6示出了根据本公开内容的调节系统100的示例的透视图。调节系统100可以包括用于执行调节系统100的功能的硬件和编程指令的组合。在该示例中,调节系统100包括与存储器资源604通信的处理资源602。处理资源602包括至少一个处理器和用于处理编程指令的其他资源。存储器资源604通常表示能够存储诸如调节系统100使用的编程指令或数据结构的数据的任何存储器。存储在存储器资源604中的编程指令和数据结构包括心率检测器606、自然心率确定器608、用户简档信息610、目标心率确定器612、动力输入生成器614、动力输入调节器616、睡眠周期确定器618和反馈生成器620。

[0073] 处理资源602可以通信接口622通信,通信接口622与外部装置通信。这样的外部装置可以包括可摇动床架104、心率监视器118、眼睛监视器628、脑监视器630、加速计632、摄像机634、另外的外部装置或其组合。在一些示例中,处理资源602通过移动装置与外部装置通信,该移动装置无线地中继处理资源602和远程装置之间的通信。

[0074] 外部装置可以收集信息或执行任务以实现调节系统100的目的。例如,可摇动床架104可以响应于接收到来自处理资源602的命令向用户提供动力输入。此外,心率监视器118可以收集关于用户的自然心率或至少用户的当前心率的信息,其可以由处理资源使用以确定将哪个动力输入引导到用户。眼睛监视器628可以用于检测眼睛移动以辅助调节系统100确定用户当前是正在经历非REM睡眠还是在经历REM睡眠。

[0075] 脑监视器630可以是拾取由脑活动产生的波形的脑电图、脑磁图、另外的类型的脑监视器或它们的组合。当大脑中的神经元激发时，它们会产生可以被检测到的电信号。在睡眠的不同阶段，大脑的活动产生不同类型的图案。例如， $\alpha$ 波通常具有8.0至15.0的频率，并且通常在非REM的第一阶段和REM睡眠期间呈现。 $\theta$ 波通常呈现出4.0至7.0赫兹的频率，并且通常在非REM睡眠和REM睡眠的第二阶段期间呈现。 $\delta$ 波通常具有1.0至4.0赫兹的频率并且通常在睡眠的第三阶段期间呈现。在REM睡眠期间，用户的大脑活动通常看起来与用户醒着时相似。因此，脑监视器630可以用于确定用户当前正在经历的睡眠周期。因此，调节系统100可以定制适于用户正在经历的特定睡眠阶段的目标心率。

[0076] 加速计632可以用于确定用户在他或她的睡眠中是否正在移动。这样的信息可以帮助调节系统100确定用户是处于深度睡眠、REM睡眠、还是初始睡眠周期等。这些信息可以用于部分地基于用户的当前睡眠阶段来确定用户的合适目标心率。摄像机634还可以用于确定用户的身体移动和/或不安，并且在一些情况下可以用于确定用户的心率。

[0077] 此外，通信接口可以与包含关于用户的信息的数据库进行通信。可以与本文中描述的原理相适合的数据库的示例包括如上所述的iFit程序。在一些示例中，通过通信接口可访问的用户信息包括用户的年龄、性别、身体成分、身高、体重、健康状况、其他类型的信息或其组合，这些用户信息可以有助于确定用户的合适的目标心率。

[0078] 处理资源602、存储器资源604和外部装置可以经由任何合适的网络和/或协议通过通信接口622进行通信。在一些示例中，通信接口622包括用于有线和/或无线通信的收发器。例如，这些装置可能能够使用ZigBee协议、Z-Wave协议、蓝牙协议、Wi-Fi协议、全球移动通信系统(GSM)标准、另一标准或其组合进行通信。在其他示例中，用户可以通过数字输入/输出机构、机械输入/输出机构、其他类型的机构或其组合将一些信息直接输入到调节系统100中。

[0079] 存储器资源604包括计算机可读存储介质，该计算机可读存储介质包含用于使任务被处理资源602执行的计算机可读程序代码。计算机可读存储介质可以是有形和/或非暂态存储介质。计算机可读存储介质可以为不是传输存储介质的任何合适的存储介质。计算机可读存储介质类型的非穷举列表包括非易失性存储器、易失性存储器、随机存取存储器、只写存储器、闪速存储器、电可擦除程序只读存储器、基于磁的存储器、其他类型的存储器或其组合。

[0080] 心率检测器606表示如下编程指令，当所述编程指令被执行时，使处理资源602检测用户的心率。这可以响应于心率监视器118将信息发送到处理资源602来完成。自然心率确定器608表示如下编程指令，当所述编程指令被执行时，使处理资源602确定用户的自然心率。这种确定可以基于来自心率监视器118的信息。

[0081] 用户简档信息610可以存储在通过通信接口622与处理资源602进行通信的存储器资源604或数据库中。这样的用户信息可以包括关于用户的年龄、性别、健康状况、体重、身体成分等的信息，这些数据可以用于确定用户的目标心率。

[0082] 目标心率确定器612表示如下编程指令，当所述编程指令被执行时，使处理资源602确定目标心率。在一些示例中，使用已知的目标心率，所述已知的目标心率可以用于各种各样的人以帮助他们睡觉或醒来。在这样的示例中，可能需要很少的个人数据(如果有的话)来帮助用户睡着或醒来。在其他示例中，仅基于用户的自然心率来确定目标心率。在这

样的示例中,目标心率确定器612可以使用等式来确定目标心率。在某些情况下,等式可以是用户静息心率的百分比。例如,如果用户正在床102上休息并且用户的自然静息心率是每分钟75次,则等式为

[0083]  $0.9(\text{静息心率}) = \text{目标心率}$ ,

[0084] 于是目标心率可以被确定为每分钟67.5次搏动。虽然已经用特定等式描述了该示例,但是可以根据上述原理来使用用于确定用户的目标心率的任何等式、过程或其他机制。

[0085] 动力输入生成器614表示如下编程指令,当所述编程指令被执行时,使处理资源602生成动力输入,该动力输入具有至少基本上类似于目标心率的搏动率或被定制成帮助用户的心率慢慢调节到目标心率的至少基本上类似于预定的增量搏动。例如,动力输入生成器可以使得向用户提供第一动力输入,该第一动力输入比用户的当前心率更慢但比目标心率更快。

[0086] 动力输入调节器616表示如下编程指令,当所述编程指令被执行时,使处理资源602适当地调节动力输入。例如,如果提供给用户的动力输入不表示目标心率,则动力输入调节器616使动力输入被调节成使得该动力输入逐渐接近目标心率。同样地,随着用户进入睡眠阶段和/或睡眠周期,目标心率可以改变,并且动力输入调节器616可以使动力输入相应地改变。在一些情况下,动力输入调节器可以表示如下编程指令,当用户的自然心率在目标心率的预定量内时,所述编程指令使可摇动床架不提供动力输入。在这种情况下,当自然心率不在目标心率的预定量内时,所述编程指令还可以使可摇动床架向用户提供动力输入,以将自然心率调节到目标心率。

[0087] 睡眠周期确定器618表示如下编程指令,当所述编程指令被执行时,使处理资源602确定用户的睡眠阶段和/或睡眠周期。目标心率确定器612可以使用该信息来确定合适的目标心率。

[0088] 反馈生成器620表示如下编程指令,当所述编程指令被执行时,使处理资源602生成反馈,以确定目标心率的有效性。例如,如果由调节系统100生成的动力输入使用户快速地入睡,则反馈生成器620可以确定:所生成的动力输入是有效的。然而,如果动力输入使用户具有延迟的睡眠、不期望地醒来或者花费比期望时间更长的时间来入睡,则反馈生成器可以调节目标心率和/或用于帮助用户的心率达到目标心率的中间动力输入。在一些示例中,可以调节中间动力输入的搏动。在其他示例中,可以通过反馈生成器来调节产生中间动力输入的增量时间,以增加调节系统100的有效性。因此,调节系统100可以包括用于提高帮助用户睡着或醒来的有效性的一个或更多个学习算法。

[0089] 此外,存储器资源604可以是安装包的一部分。响应于安装安装包,可以从安装包的源(如便携式介质、服务器、远程网络位置、另一位置或其组合)下载存储器资源604的编程指令。与本文中描述的原理相适合的便携式存储介质包括DVD、CD、闪速存储器、便携式盘、磁盘、光盘、其他形式的便携式存储器或其组合。在其他示例中,已经安装了程序指令。在此,存储器资源604可以包括集成的存储器,如硬盘驱动器、固态硬盘驱动器等。

[0090] 在一些示例中,处理资源602和存储器资源604位于心率监视器118、可摇动床架104和/或床102的部件、用户的衣服、移动装置、外部装置、其他类型的装置或其组合内。存储器资源604可以是这些装置的主存储器、高速缓冲存储器、寄存器、非易失性存储器中的任何一个或其存储器层级中的其他地方的一部分。可替代地,存储器资源604可以通过网络

与处理资源602进行通信。此外,可以通过网络连接从远程位置访问数据结构,如包含用户的库或数据库,而编程指令位于本地。因此,调节系统100可以利用以下来实现:移动装置、外部装置、电话、电子平板、可穿戴计算装置、头戴式装置、服务器、服务器的集合、联网装置、表、或其组合。这种实现可以通过诸如按钮、触摸屏按钮、语音命令、转盘、杆、其他类型的输入/输出机构或其组合的输入/输出机构发生。任何合适类型的可穿戴装置可以包括但不限于眼镜、臂带、腿带、躯干带、头带、胸带、腕表、带、耳环、鼻环、其他类型的环、项链、服装集成装置、其他类型的装置或其组合。

[0091] 图7示出了根据本公开内容的用于调节自然心率的方法700的示例的框图。在该示例中,方法700包括:检测702用户的心搏,基于检测到的心率来确定704心率,确定706目标心率,以及通过经由可摇动床架向用户引导动力输入来缓慢地调节708用户的心率。

[0092] 在框702处,检测心搏。心率监视器或其他类型的装置可以检测到这种心搏。在框704处,至少部分地基于检测到的心搏来确定自然心率。在一些示例中,通过计算在预定时间段内检测到的搏动的数量来确定心率。在其他示例中,来自心率监视器的信号被滤波,以除去信号中的噪声或其他失真。

[0093] 在框706处,确定目标心率。目标心率可以基于将等式应用于用户的心率。在其他示例中,关于用户的个人信息也用于确定目标心率。例如,用户的年龄、性别、健康、体重、身体成分等可以用于确定目标心率。在一些情况下,例如当用户试图睡觉时,目标心率可能比检测到的心率更慢。然而,在其他情况下,例如当用户醒来时,目标心率可能比检测到的心率更快。

[0094] 在框708处,通过经由可摇动床架并根据本公开内容的原理将动力输入引导至用户来调节(例如,减慢或加速)用户的心率。这种动力输入可以具有至少类似于目标心率的搏动。在一些示例中,动力输入具有比用户的当前心率更慢但比目标心率更快的搏动。在其他示例中,动力输入可以具有比用户的当前心率更快但比目标心率更慢的搏动。可以在增量阶段中或一次性调节用户的心率。

[0095] 图8是根据本公开内容的可摇动床架800的另一实施方式的透视图。如本文中描述的,可摇动床架800包括基部810和顶部820。驱动单元830可以位于基部的至少一部分与顶部820之间,以使基部810和顶部820相对于彼此移动。在一些实施方式中,驱动单元830可以是线性致动器或线性驱动单元。例如,驱动单元830可以包括蜗轮,蜗轮在旋转时移动轴831,以在驱动单元830的纵向方向833上施加伸展力或缩回力。例如,图8中所示的驱动单元830可以施加伸展力,以使顶部820沿着由箭头850指示的移动轴线移动。在其他示例中,驱动单元830可以施加缩回力,以使顶部820沿着与箭头850相反的移动轴线移动。

[0096] 驱动单元830可以包括用于移动轴831的蜗轮。在其他示例中,驱动单元830可以是用于移动轴831的液压和/或气动活塞和气缸。在另外的示例中,驱动单元830可以是磁线性致动器(例如,电磁致动器),以使轴831在驱动单元830的纵向方向上移动。在每个示例中,线性驱动单元830可以允许独立控制轴831的位移的距离、轴831的移动频率以及轴831的速度和/或速度曲线。换句话说,线性驱动单元830可以允许独立控制顶部820相对于基部810的位移量、顶部820相对于基部810的移动频率以及顶部820相对于基部810的速度。

[0097] 常规的振荡床使用凸轮和旋转马达,以提供具有基于凸轮的尺寸的固定幅度和基于凸轮的形状的固定速度曲线的床的周期性移动。根据本公开内容的线性驱动单元830可

以允许独立控制每个平移方向上(例如,顶部820相对于基部810的左右移动)和/或旋转方向(例如,顶部820相对于基部810的顺时针和逆时针移动)的幅度。例如,床的移动幅度可以在箭头850指示的第一方向上与和在箭头850指示的方向相反的第二方向上不同。在至少一个示例中,可摇动床架800可以位于与墙壁相邻的位置,并且顶部820可以仅在箭头850指示的第一方向上以某一幅度振荡。换句话说,顶部820可以移动到基部810的第一侧,但经过基部810以移动到基部810的相对侧。

[0098] 在其他实施方式中,可以独立于幅度来控制速度曲线。例如,当顶部820振荡时,顶部820可以相对于基部810以恒定速度移动。在其他示例中,顶部820可以在第一方向上具有与在第二方向上不同的速度。在其他示例中,顶部820可以在第一方向上具有恒定的加速度并且在第二方向上具有恒定的速度。在其他示例中,顶部820可以利用能够由线性驱动单元830实现的任何速度曲线来相对于基部810移动。

[0099] 在其他实施方式中,顶部820相对于基部810的振荡频率可以与速度无关。例如,通过延长轴831的行程并增加顶部820相对于基部810的移动幅度,可以在保持速度的同时降低频率。在其他示例中,可以通过减小幅度或者仅在基部810的一侧上减小幅度来增加频率。

[0100] 顶部820相对于基部810的移动的速度、幅度和频率可以由具有与驱动单元进行数据通信的处理资源802和/或存储器资源804的计算装置801独立地调节。例如,计算装置801可以与本文中描述的任何传感器或监视器(如关于图6描述的心脏监视器、脑监视器、眼睛监视器、摄像机和加速计或其他装置)进行数据通信。在其他示例中,计算装置801可以允许用户如利用本文中描述的iFit程序来选择幅度、速度和频率。在其他示例中,计算装置801可以允许用户选择不同的移动配方。示例移动配方可以包括随时间改变的幅度、速度、频率或其组合。睡眠辅助移动配方可以包括以最大值开始并且随着时间逐渐减小(如在30分钟的持续时间内)或者响应于从一个或多个传感器或监视器接收的信息(如指示用户已入睡的信息)而减小的幅度、速度和频率。

[0101] 图9示出了根据本公开内容的利用线性驱动单元使床摇动的方法。方法900包括:在902处,利用线性驱动单元在床的顶部与基部之间施加力。线性驱动单元可以包括蜗轮、活塞和气缸、磁线性致动器或用于提供线性力的其他装置。在904处,线性驱动单元可以在床的顶部与基部之间施加扩张力和/或压缩力,以使顶部相对于基部沿着或围绕任何轴移动(即,平移或旋转移动)。方法900还包括:在906处,彼此独立地调节幅度、速度曲线和频率中的一个或多个。

[0102] 在一些实施方式中,可以在顶部相对于基部移动期间独立于幅度、速度曲线和频率中的一个来调节幅度、速度曲线和频率中的至少另一个。例如,当用户入睡时,幅度可以减小而频率保持恒定。在其他实施方式中,在顶部相对于基部的移动之间,例如如本文中描述,针对与iFit相关联的不同用户简档选择不同的值,或者当可摇动床架被移动到新位置并且床的顶部的可用运动范围受限(例如,通过靠近墙壁放置)时,可以独立于幅度、速度曲线和频率中的一个来调节幅度、速度曲线和频率中的至少另一个。

[0103] 在一些实施方式中,可以由计算装置基于从与该计算装置进行通信的一个或多个传感器或监视器接收的关于用户的信息来独立于幅度、速度曲线和频率中的一个来调节幅度、速度曲线和频率中的至少另一个。例如,可以由计算装置基于用户的心率独立于幅

度、速度曲线和频率中的一个来调节幅度、速度曲线和频率中的至少另一个。在其他实施方式中,可以由计算装置基于预先选择的移动方法独立于幅度、速度曲线和频率中的一个来调节幅度、速度曲线和频率中的至少另一个。例如,可以由计算装置在夜间以预设间隔独立于幅度、速度曲线和频率中的一个来调节幅度、速度曲线和频率中的至少另一个。在至少一个示例中,幅度和速度可以逐渐且持续地减小,而频率保持相同,直到顶部停止相对于基部移动为止。在至少一个示例中,幅度可以周期性地(例如,每小时)增加和减小,以在每个睡眠周期期间在不同时间处影响用户的心率。

[0104] 图10A至图10C示出了根据本公开内容的可摇动床架1000的另一示例。可摇动床架1000具有基部1010和顶部1020,基部1010和顶部1020可以类似于本文中描述的基部或顶部中的任一个。基部1010和顶部1020可以通过机械联动件1060连接。机械联动件1060可以包括至少两个机械联动件1060,所述至少两个机械联动件1060相对于彼此以一定角度被定位,使得当顶部1020相对于基部1010移动时,随着顶部1020相对于基部1010平移,顶部1020相对于基部1010旋转。

[0105] 例如,图10B示出了图10A的处于适当位置的可摇动床架1000。顶部1020已经沿着箭头1050-1指示的第一方向移动。顶部1020可以由本文中描述的任何驱动单元、线性驱动单元或任何其他动力移动。顶部1020可以相对于基部1010向右平移。当顶部1020平移时,将顶部1020连接到基部1010的机械联动件1060可以旋转不同的量,从而改变顶部1020的左侧和右侧相对于基部1010的相对高度。换句话说,顶部1020相对于基部1010在箭头1050-1的第一方向上的平移使机械联动件1060将顶部1020相对于基部1010在第一方向上倾斜最多达第一床角1052-1的最大值。

[0106] 在一些实施方式中,第一床角1052-1可以在具有包括 $1^{\circ}$ 、 $2^{\circ}$ 、 $3^{\circ}$ 、 $4^{\circ}$ 、 $5^{\circ}$ 、 $10^{\circ}$ 、 $15^{\circ}$ 、 $20^{\circ}$ 、 $25^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 中的任一个或其间的任何值的上限值、下限值或上限值和下限值的范围内。例如,第一床角1052-1可以大于 $1^{\circ}$ 。换句话说,顶部1020可以倾斜至少 $1^{\circ}$ ,使得躺在床上的用户可以感知到倾斜运动。在其他示例中,第一床角1052-1可以小于 $30^{\circ}$ 。换句话说,顶部1020可以相对于基部1010倾斜最多达 $30^{\circ}$ ,原因是大于 $30^{\circ}$ 可能增加用户从顶部1020掉落的风险。在另外的其他示例中,第一床角1052-1可以在 $1^{\circ}$ 与 $30^{\circ}$ 之间。在其他示例中,第一床角1052-1可以在 $3^{\circ}$ 与 $25^{\circ}$ 之间。在另外的其他示例中,第一床角1052-1可以在 $5^{\circ}$ 与 $20^{\circ}$ 之间。

[0107] 图10C示出了图10A的可摇动床架1000,其中顶部1020沿箭头1050-2所示的第二方向平移。当顶部1020平移时,将顶部1020连接至基部1010的机械联动件1060可以旋转不同的量,从而改变顶部1020的左侧和右侧相对于基部1010的相对高度。换句话说,顶部1020相对于基部1010在箭头1050-2的第二方向上的平移使机械联动件1060将顶部1020相对于基部1010在第二方向上倾斜最多达第二床角1052-2的最大值。

[0108] 在一些实施方式中,第二床角1052-2可以在具有包括 $1^{\circ}$ 、 $2^{\circ}$ 、 $3^{\circ}$ 、 $4^{\circ}$ 、 $5^{\circ}$ 、 $10^{\circ}$ 、 $15^{\circ}$ 、 $20^{\circ}$ 、 $25^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 中的任一个或其间的任何值的上限值、下限值或上限值和下限值的范围内。例如,第二床角1052-2可以大于 $1^{\circ}$ 。换句话说,顶部1020可以倾斜至少 $1^{\circ}$ ,使得躺在床上的用户可以感知到倾斜运动。在其他示例中,第二床角1052-2可以小于 $30^{\circ}$ 。换句话说,顶部1020可以相对于基部1010倾斜最多达 $30^{\circ}$ ,原因是大于 $30^{\circ}$ 可能增加用户从顶部1020掉落的风险。在另外的其他示例中,第二床角1052-2可以在 $1^{\circ}$ 与 $30^{\circ}$ 之间。在其他示例中,第二床角1052-2可以在 $3^{\circ}$ 与 $25^{\circ}$ 之间。在另外的其他示例中,第二床角1052-2可以在 $5^{\circ}$ 与 $20^{\circ}$ 之间。

[0109] 在一些实施方式中,第一床角1052-1和第二床角1052-2可以相等并且沿相反的方向。例如,顶部1020可以在相对于基部1010的+15°与-15°之间移动。在其他实施方式中,第一床角1052-1和第二床角1052-2可以不同。例如,可摇动床架1000的用户可能在该用户身体的一侧受伤。虽然可摇动床架1000的运动可以是恢复性治疗,但是将用户的重量转移到身体的受伤侧可能不利于恢复。在这种情况下,顶部1020可以在20°的第一床角1052-1与3°的第二床角1052-2之间移动。

[0110] 图10A至图10C示出了可摇动床架1000的示例,其中随着顶部1020相对于基部1010平移,顶部1020向外旋转。换句话说,可摇动床架1000类似于船的摇动而移动。在其他示例中,可摇动床架1000可以类似于吊床的摇动而移动。换句话说,随着顶部1020相对于基部1010平移,顶部1020向内旋转。图11A至图11C示出了可摇动床架1100的这种实施方式。

[0111] 图11A是可摇动床架1100的侧视图,其中,基部1110和顶部1120通过多个机械联动件1160彼此以一定角度地连接。机械联动件1060可以将基部1110连接至顶部1020,使得基部1110连接点在顶部1120连接点的横向内侧。换句话说,基部1110连接点的跨距1170可以小于顶部1120连接点的跨距1170。

[0112] 在一些实施方式中,基部1110和/或顶部1120的跨距1170可以是可调节的,使得机械联动件1160的取向可以是可调节的。在顶部1120相对于基部1110平移期间,相对于彼此改变基部1110和/或顶部1120的跨距1170(并且因此改变机械联动件1160的取向)可以改变床角的方向和大小。例如,可摇动床架1100可以具有可调节使得机械联动件1160的取向可调节的基部1110和/或顶部1120。

[0113] 例如,图11B示出了可摇动床架1100的顶部1120相对于基部1110的移动。顶部1120可以相对于基部1110在箭头1150-1所示的第一方向上平移。机械联动件1160可以在平移期间使顶部1120相对于基部1110旋转,使得顶部1120倾斜最多达向内定向的第一床角1152-1(即,顶部1120在与平移方向相反的方向上倾斜)。图11C示出了当顶部1120沿箭头1150-2所示的第二方向平移时可摇动床架1100的顶部1120相对于基部1110的移动。顶部1120可以倾斜最多达向内定向的第二床角1152-2(即,顶部1120在与箭头1150-2的平移方向相反的方向上倾斜)。

[0114] 结合本文的任何实施方式示出和描述的可摇动床架可以由线性驱动马达(例如图8的线性驱动马达830)通过各种波形来驱动。例如,图12A至图12E示出了可以描述可摇动床架的顶部相对于基部的平移和/或旋转位置的波形的示例。图12A至图12E分别示出了根据以下等式的波形1280-1、1280-2、1280-3、1280-4、1280-5:

[0115] (A) :  $p(t) = D \sin(\omega t)$

[0116] (B) :  $p(t) = \frac{2D}{\pi} \arcsin(\omega t)$

$$[0117] \quad (C) : p(t) = \begin{cases} D(1 - e^{-\beta t}) \\ D\left(1 - e^{\beta\left(t - \frac{1}{2f}\right)}\right) \\ D\left(-1 + e^{-\beta\left(t - \frac{1}{2f}\right)}\right) \\ D\left(-1 + e^{\beta\left(t - \frac{1}{f}\right)}\right) \end{cases} \text{对于每} 1/4 \text{周期}$$

$$[0118] \quad (D) : p(t) = D \sin(\omega t) - l + \sqrt{l^2 - (1) \cos(\omega t)^2}$$

$$[0119] \quad (E) : p(t) = f(t)$$

[0120] 图12A示出了正弦波形1280-1。正弦波形1280-1是连续的并且可以向用户提供舒缓移动。图12B示出了不连续波形1280-2。不连续波形1280-2可以向用户提供移动中的突然变化，刺激循环以及恢复帮助。在其他示例中，波形可以由组合成例如图12C中所示的单个组合波形1280-3的多个波形来定义。例如，组合波形1280-3由组合波形1280-3内的每个时段的四个不同部分中的不同等式来定义。在其他示例中，(特别是由线性驱动马达驱动时)，波形可以是例如图12D中所示的不对称波形1280-4。当可摇动床架移动一段时间时，不对称波形1280-4在速度、大小或其他属性上可以是不对称的。在另外的其他示例中，波形1280-5可以是例如图12E中所示的由驱动马达或线性驱动马达根据查找表重构的记录波形1280-5。例如，记录波形1280-5可以由智能手机或其他电子装置利用加速计、陀螺仪或用于测量移动的其他装置来记录。记录波形1280-5的一些示例可以包括使用智能手机来记录船在水体上的摇动、吊床的摆动、摇篮的摇动或其他周期性移动。

[0121] 然后，记录波形1280-5可以通过可移动存储装置(例如，SD卡或USB存储装置)、有线连接、无线连接或经由远程和/或云存储装置传输至可摇动床架的驱动马达或线性驱动马达。例如，记录波形1280-5可以被上传到用户的iFit简档，并且随后从包含用户的iFit简档的远程服务器下载到可摇动床架。

[0122] 在一些实施方式中，可摇动床架的驱动马达或线性驱动马达可以沿第一方向被驱动，并且随后沿第二方向被驱动以产生可摇动床架的周期性和/或振荡运动。驱动马达或线性驱动马达可以包括用于减轻和/或防止驱动马达或线性驱动马达中的间隙的一个或多个消除装置，所述间隙可能导致可摇动床架的非预期移动。在其他示例中，驱动马达或线性驱动马达可以是消除马达内的齿轮之间的间隔从而减少和/或防止间隙的无齿轮马达，例如磁耦合马达。在其他示例中，驱动马达或线性驱动马达包括消除装置，该消除装置施加力以保持马达的齿轮彼此啮合，使得在没有消除装置的情况下马达相对于驱动马达或线性驱动马达呈现出较小间隙或没有间隙。

[0123] 图13是具有消除装置的可摇动床架1300的示意性侧视图。图13的消除装置包括制动器1335和偏置元件1337，偏置元件1337将制动器1335推向驱动马达1330。制动器1335可以限制驱动马达1330的至少一部分的旋转移动1354，从而使驱动马达1330的内部齿轮保持啮合。例如，驱动马达1330的旋转移动1354产生如箭头1350所示的顶部1320相对于基部1310的振荡性平移运动。当顶部1320在运动范围的末端改变平移方向时，可摇动床架1300的顶部1320可以向驱动马达1330施加力。在不具有消除装置的传统振荡系统中，由顶部

1320的惯性施加的力可以导致间隙和突然移动。顶部1320的突然移动对于用户来说可能是令人不舒服的。

[0124] 在其他实施方式中,顶部相对于驱动马达和/或基部的惯性可以通过定位成与顶部和基部接触的偏置元件来控制/或限制。例如,图14示出了根据本公开内容的可摇动床架1400的实施方式,可摇动床架1400包括偏置元件1437,该偏置元件1437定位成与基部1410和顶部1420接触并且在基部1410与顶部1420之间施加压缩线性驱动马达1430的压缩力1439。虽然示出了线性驱动马达1430,但是可以使用旋转驱动马达或其他动力。

[0125] 当顶部1420在由箭头1450指示的振荡移动中平移时,顶部1420在移动范围的末端改变方向。特别地,在相对于线性驱动马达1430的远侧处,顶部1420与线性驱动马达1430的连接中的任何移动或公差可能导致使用户不舒服的间隙。诸如弹簧、可压缩元件、活塞和气缸、磁体或响应于扩展而施加压缩力1439的其他装置的偏置元件1437可以施加将顶部1420推向线性驱动马达1430的压缩力1439,以减轻和/或防止间隙。

[0126] 图15示出了根据本公开内容的具有消隙装置的可摇动床架1500的又一示例。可摇动床架1500包括基部1510和顶部1520。在从至少第一驱动马达1530-1和第二驱动马达1530-2施加力时,顶部1520相对于基部1510平移。在一些实施方式中,第一驱动马达1530-1是旋转驱动马达,并且在其他实施方式中,第一驱动马达1530-1是线性驱动马达。第二驱动马达1530-2可以是旋转驱动马达,或者第二驱动马达1530-2可以是线性驱动马达。第一驱动马达1530-1和第二驱动马达1530-2可以彼此相对,使得第一驱动马达1530-1和第二驱动马达1530-2交替地用作顶部1520上的动力和反向驱动马达上的消隙装置。

[0127] 例如,第一驱动马达1530-1可以施加收缩力以使顶部1520如第一箭头1550-1所示向右移动,而第二驱动马达1530-2可以减缓顶部1520的运动并保持第一驱动马达1530-1的齿轮啮合并且将第一驱动马达1530-1与基部1510和/或顶部1520的连接内的任何移动保持为最小以减少和/或防止间隙。在其他示例中,第一驱动马达1530-1可以施加扩张力以使顶部1520如第二箭头1550-2所示向左移动,而第二驱动马达1530-2可以减缓顶部1520的运动,并且保持第一驱动马达1530-1的齿轮啮合并且将第一驱动马达1530-1与基部1510和/或顶部1520的连接内的任何移动保持为最小以减少和/或防止间隙。

[0128] 图16是示意性地示出可摇动床架1600的俯视图,该可摇床框架1600具有基部1610和顶部1620,顶部1620通过多个电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3相对于基部1610可移动。可以选择性地激活电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3以产生磁场。通过改变施加至电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3的电流和/或电压,可以控制磁场的方向和大小。磁场可以在互补磁性支架1638上产生磁力。例如,电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3和磁性支架1638可以定位在可摇动床架1600的每个角部中,以将基部1610支承在顶部1620上方。磁性支架1638可以包括或者是磁性或铁磁性材料,使得暴露于来自电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3的磁场可以在磁性支架1638与电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3之间产生磁力。在一些实施方式中,磁性支架1638还可以包括或者是柔性或弹性构件,例如弹簧、可压缩气体、衬套、系绳或位于基部1610与顶部1620之间的其他物体。在其他实施方式中,磁性支架1638还可以包括例如关于本文所示的实施方式所描述的导轨、轨道或其他引导元件,以使得顶部1620能够响应于磁力相对于底部1610在预定路径中移动。

[0129] 在一些实施方式中,电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3可以包括被定位成使得

电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3中的一个或多个的选择性激活可以在相对于可摇动床架1600的顶部1620的一个或多个轴上施加磁力的电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3。例如,图16示出了可摇动床架1600,其具有被定位在顶部1620的每个角部的三个电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3以及连接至基部1610的磁性支架1638。在其他示例中,可摇动床架1600可以具有被定位在基部1610的每个角部的三个电动悬架线圈1636-1、1636-2、1636-3和连接至顶部1620的磁性支架1638。第一电动悬架线圈1636-1可以在z方向上被定位在磁性支架1638上方。当被激活时,第一电动悬架线圈1636-1可以产生磁场,该磁场与磁性支架1638相互作用以在第一箭头1650-1的方向上施加z方向磁力。z方向磁力可以用于使顶部1620相对于基部1610倾斜。

[0130] 第二电动悬架线圈1636-2可以相对于第一电动悬架线圈1636-1被定位在x方向上,使得第二电动悬架线圈1636-2在z方向上被定位在磁性支架1638上方并且在x方向上移位。当被激活时,第二电动悬架线圈1636-2可以产生磁场,该磁场与磁性支架1638相互作用以在第二箭头1650-2的方向上施加至少x方向的磁力。x方向的磁力可以用于使顶部1620相对于基部1610横向(从用户的角度在侧到侧方向上)平移。

[0131] 第三电动悬架线圈1636-3可以相对于第一电动悬架线圈1636-1被定位在y方向上,使得第三电动悬架线圈1636-3在z方向上被定位在磁性支架1638上方并且在y方向上移位。当被激活时,第三电动悬架线圈1636-3可以产生磁场,该磁场与磁性支架1638相互作用以在第三箭头1650-3的方向上施加至少y方向的磁力。y方向的磁力可以用于使顶部1620相对于基部1610纵向(从用户的角度在头到脚方向上)平移。

[0132] 一般说明

[0133] 当健康用户躺下睡觉时,用户可能陷入其特征在于用户处于半意识状态的初始睡眠阶段。随着时间的推移,用户陷入更深的睡眠。用户经历的第一睡眠阶段被称为非快速眼动(非REM)睡眠。通常,在非REM睡眠期间,用户的身体进入用户心率减慢、用户的呼吸变得越来越深慢以及用户的肌肉变得越来越放松的状态。

[0134] 最终睡眠阶段是快速眼动(REM)睡眠,其中用户的大脑活动和心率再次加速。在REM睡眠期间,用户的眼睛侧到侧移动并且用户可能经历做梦。REM睡眠是最深的睡眠,并且通常,在这个睡眠阶段,用户的肌肉通常被抑制移动。用户可能需要90分钟到120分钟来经历单个睡眠周期。在完成第一周期后,用户通常再次进入睡眠周期的阶段。通常,用户可以在给定的夜晚完成四到六个睡眠周期。

[0135] 一般地,本公开内容可以向用户提供用于辅助用户睡眠和/或醒来的系统。这样的系统可以用心率监视器确定用户的自然或当前心率。系统可以知道或以其他方式计算目标心率以辅助用户睡眠和/或醒来。这样的目标心率可以用于辅助用户入睡,保持睡眠或从睡眠中醒来。可以例如通过可摇动床架向用户提供调节用户的心率以达到目标心率的动力输入。这样的动力输入可以具有至少与目标心率相似的搏动。在其他示例中,在特定时间段内,通过使用提供给用户的动力输入中的增量心率,动力输入被引导以缓慢地使用户的心率调节到目标心率。增量心率可以逐渐调节到目标心率。

[0136] 例如接口和心率监视器的调节系统的部件可以被结合到床、衣物、可穿戴装置或其组合中。在一些示例中,心率监视器独立于床,但是与调节系统的适当部件通信。

[0137] 调节系统可以非常适于患有睡眠障碍的个体,尤其是那些使得用户在试图入睡时

难以放松的睡眠障碍类型。然而,如本公开内容中描述的调节系统还可以用于帮助用户保持睡眠或从睡眠中醒来。例如,通过向用户连续提供动力输入,用户的心率可以保持在用于睡眠的理想心率。此外,如本文所述,该系统可以用于帮助用户经历各种睡眠阶段和/或睡眠周期,和/或醒过来。例如,可以增加心率以帮助用户从非REM睡眠进展到REM睡眠。同样地,可以调节心率以帮助用户从REM睡眠移动到非REM睡眠以帮助用户醒来。例如,如果调节系统确定在用户期望的醒来时间段之前用户处于REM睡眠状态,则调节系统可以向用户提供动力输入以使用户从REM睡眠转换到非REM睡眠。这样的系统可以辅助用户醒来而不会感到昏沉。

[0138] 虽然已经参考辅助单人睡觉的调节系统描述了上述示例,但是本文描述的原理可以应用于同时辅助多个用户睡眠。例如,系统可以包括多个用户,其中每个用户与专用心率监视器和/或可摇动床架的可分别移动的部分关联。在一些情况下,可以使用单个可摇动床架来同时向两个用户引导动力输入。在这样的示例中,动力输入可以具有被定制成辅助两个用户入睡、保持睡眠和/或醒过来的单个搏动。在其他示例中,可摇动床架的一部分或独立可摇动床架可以将有明确目标的动力输入引导到每个用户使得动力输入影响预期用户而基本上不影响非预期用户。以该方式,引导至用户的动力输入可以与其他用户隔离。这样的系统可以被结合到双床架、大号床架、特大号床架、双尺寸床架、折叠床架、另一类型的床架或其组合中。

[0139] 在辅助多个用户的一些实施方式中,系统可以包括编程指令,所述编程指令使处理器确定一个或更多用户的自然心率、确定每个用户的单独的目标心率以及使一个或更多可摇动床架向每个用户提供个性化且独立的动力输入以将每个用户的自然心率调节到针对该用户确定的目标心率。

[0140] 除了确定用户的心率之外,调节系统100还可以确定可以辅助用户睡觉的目标心率。例如,目标心率可以是当用户进入早期睡眠阶段时与用户关联的心率。例如,睡眠周期的非REM阶段通常以心率下降来表征,并且目标心率可以是用户在这样的非REM阶段期间呈现出的心率。在一些情况下,用户的目标心率比用户的静息心率低了大约6.0%至10.0%。然而,目标心率可能受包括用户的年龄、体重、身体组成、性别、总体健康水平、饮食、其他健康因素、其他因素或其组合的许多因素影响。

[0141] 在一些实施方式中,调节系统的心率监视器可以是胸带监视器、腕表监视器、用户佩戴的监视器、结合到用户服装中的监视器、另一类型的心率监视器或其组合。此外,心率监视器可以检测在搏动心脏的操作期间产生的电信号。这样的电信号可以由与用户皮肤接触的至少两个电极来记录。然而,可以使用用于确定用户心率的其他机构。例如,麦克风可以被放置在麦克风可以拾取由用户心跳所发出的声音的区域内。此外,心率监视器可以包括用于检测用户脉搏的机构,并且心率监视器可以基于脉搏率来确定用户的心率。虽然已经参考特定心率监视器描述了这些示例,但是可以使用用于确定用户心率的任何适当机构。

[0142] 在一些示例中,可摇动床架可以产生比用户的自然心率慢但比目标心率快的搏动。可摇动床架可替选地可以产生比用户的自然心率快但比目标心率慢的节拍。这样的中间心率动力输入可以用于将用户的心率缓慢调节到期望的目标心率。例如,动力输入可以在预定的时间增量内模拟比用户的自然心率慢5.0%的搏动。在该时间增量期间,用户的心

率可以减慢以具有与动力输入的搏动相同的速率。在增量时间段结束时,可以使从可摇动床架发出另一较慢的搏动。如前所述,用户的心率也可以减慢以模拟随后的动力输入的速率。该过程可以自己重复,直到用户的心率达到目标心率,其中目标心率继续被模拟,或者其中动力输入停止。

[0143] 在一些情况下,可以提供动力输入直到用户的心率达到目标心率为之,因此当用户的心率在预定的目标心率量内时停止提供动力输入。例如,可以提供动力输入直到用户的心率达到目标心率,并且然后可以不再提供动力输入除非以及直到用户的心率不再在目标速率的例如2.0%、5.0%或10%之内。此时,可以再次提供动力输入直到用户的心率达到目标心率,因此动力输入停止。该过程可以自己重复,直到用户醒来为止。因此,在一些示例中,即使当不向用户提供动力输入时,心率监视器118也可以继续确定自然心率是否在预定的目标心率量内。

[0144] 时间的增量可以是任何合适的长度。例如,时间增量可以是10.0秒、20.0秒、30.0秒、1.0分钟、2.0分钟、另一持续时间或其组合。另外,时间的增量可以具有不同的时间长度,这可能取决于更慢的心率与用户的当前心率之间存在多少差异。

[0145] 在一些情况下,动力输入由可摇动床架提供足够长的时间以使用户建立深度睡眠阶段。在其他情况下,动力输入仅通过特定睡眠阶段来提供。例如,动力输入可以仅在睡眠的非REM阶段期间或仅在非REM睡眠的特定阶段期间被引导至用户。由于在REM睡眠期间用户的心率变化并且经常增加,因此在REM睡眠期间可以关闭动力输入以避免在REM睡眠期间影响用户的心率。在其他情况下,可以通过包括在REM睡眠期间的所有睡眠周期的阶段来提供动力输入。在其他示例中,在用户的REM睡眠结束时提供动力输入,以辅助用户重新进入睡眠周期或者进入醒过来状态,这可以通过例如预设时间来确定。

[0146] 为了确定用户的心率,调节系统还可以访问除了心率监视器提供的任何数据之外的与用户有关的简档信息,例如用户的体重、身体成分、身高、年龄、性别、健康状况、其他因素或其组合。调节系统可以通过经由www.ifit.com可获得并且通过位于美国犹他州洛根市(Logan,Utah,U.S.A)的ICON健康与健身公司(ICON Health and Fitness,Inc)管理的iFit程序来获得这样的简档信息。在被授予Paul Hickman的美国专利第7,980,996号中描述了可以与本公开内容中描述的相适合的程序的示例。美国专利第7,980,996号的全部公开通过引用并入本文中。然而,这样的简档信息可以通过包含这样的信息的其他类型的程序来获得。例如,可以从社交媒体网站、博客、政府数据库、私人数据库、其他来源或其组合来收集这样的信息。此外,调节系统可以通过心率监视器来记录整个晚上用户的心率并且将该信息发送到用户的简档。这样的信息可以允许用户确定与他或她的睡眠有关的模式、意识到睡眠状况、跟踪睡眠趋势、执行其他任物或其组合。此外,调节系统可以使用所记录的信息来学习哪个目标心率对于帮助用户睡眠是最有效的。例如,如果计算的目标心率似乎不如另一心率有效,则系统可以调节到另一心率。在这样的示例中,可以针对每个个体来定制目标心率。

[0147] 调节系统可以具有单个目标心率,调节系统希望以该单个目标心率对用户的心率施加影响。在这样的示例中,用户的心率可以达到该速率,并且动力输入可以使用户的的心脏保持该速率。然而,在其他示例中,用户的目标心率可以随时间而改变。例如,用户的目标心率可以根据用户的睡眠周期的阶段而改变。在一些情况下,调节系统可以确定:用户在第二

睡眠阶段期间的目标心率与用户的第三睡眠阶段期间的目标心率不同。此外，睡眠周期中的相同阶段可以根据用户当晚已经经历的睡眠周期的数量而具有不同的期望心率。例如，在第一周期的初始睡眠阶段期间，调节系统可以确定：目标心率将具有第一速率，而第二睡眠周期期间的初始阶段的目标心率将具有与第一速率不同的第二速率。

[0148] 在一些示例中，电极可以被结合到衣物例如衣服中。衣服可以包括至少一个传感器，例如被结合到衣服织物中的传感器。在一些示例中，可以发送和接收来自其他来源的信号，该无线装置被结合到衣物的织物中。这样的无线装置可以与远程装置进行通信，该远程装置具有与用户的睡眠习惯、睡眠历史、个人信息、其他类型的信息或其组合有关的信息，这些信息可以用于确定可以诱导睡眠、诱导特定的睡眠阶段、唤醒用户或其组合的用户心率。远程装置可以是移动装置、膝上型计算机、台式计算机、基于云的装置、存储装置、数字装置、其他类型的装置或其组合。

[0149] 在一个示例中，电极或其他类型的传感器可以通过衣服定位在用户身体的邻近区域，以接收用户的电有氧运动信号。这样的电有氧运动信号可以用于确定用户的心率。有氧运动信号可以是用户的脉搏、血流信号、光信号、由用户身体用于控制心率的电定时信号、另一类型的信号或其组合。

[0150] 在另一示例中，可以将电极定位成接收检测肌肉收缩的肌电图信号。该信息可以用于确定用户睡觉的安静程度。在用户在夜间翻腾和转身的那些示例中，可以检测肌肉活动，监测系统可以使用该肌肉活动来确定心率可以在何处辅助用户睡觉。传感器和/或电极可以被定位在用户的三角肌、二头肌和前臂肌肉上。然而，表面肌电图传感器可以被定位在胸肌、斜方肌、斜肌、腹肌、背阔肌肌肉、三头肌、腿筋肌、四头肌、小腿肌、内收肌、其他类型的肌肉或其组合附近。当肌肉收缩时，对应的肌电图传感器可以检测指示肌肉收缩的电信号。

[0151] 在一些情况下，衣物还可以包括加速计。这样的加速计可以在任何合适的位置结合到衣服中，以确定用户执行的身体移动的类型。例如，三轴加速计可以被结合到衣服中，以确定竖直移动和水平移动。可以分析移动模式，以确定用户的移动类型。加速计还可以用于确定用户的呼吸计数。例如，位于用户胸部周围的至少一个加速计可以用于确定：用户的胸部根据用户的呼吸何时扩张和收缩。在其他示例中，应变仪可以被结合到衣服中，并且当用户的胸部由于呼吸而扩张时，应变仪伸展。当应变仪伸展时，它生成可以发送到活动信息装置的信号。用户的呼吸数据还可以用于确定：用户正睡得如何以及是否应该对用户的心率做出改变。

[0152] 在一些情况下，单个传感器用于确定用户的心率或与用户睡眠有关的其他特征。在其他示例中，多个传感器可以被结合到床、衣物、可穿戴装置或其组合中。此外，用于确定与用户睡眠有关的特征的传感器中的每个不必是相同类型的传感器。例如，传感器可以专用于确定用户的脉搏，另一传感器用于确定呼吸率，另一传感器用于确定肌肉收缩，另一传感器用于检测脑电波，另一传感器检测其他类型的睡眠特征，或其组合。

[0153] 在一些情况下，每个传感器可以与无线装置进行通信。在一些示例中，每个传感器通过独立的导电介质与无线装置进行通信。在其他示例中，传感器彼此进行通信并且通过其他传感器与无线装置进行通信。例如，无线装置可以与第一传感器直接进行通信，并且通过第一传感器与第二传感器间接进行通信。第二传感器可以通过向第一传感器发送信

息——该第一传感器然后向无线装置发送信息——来将信息发送到无线装置。在这样的示例中，传感器形成网络。这样的传感器网络可以允许传感器彼此进行通信。在一些示例中，这样的通信是双向的，其中第一传感器可以向第二传感器发送消息，并且第二传感器可以向第一传感器发送消息。这样的网络可以具有任何合适的网络拓扑，例如菊花链拓扑、总线拓扑、星形拓扑、网状拓扑、环形拓扑、树形拓扑、线性拓扑、完全连接的拓扑、另一类型的拓扑或者其组合。

[0154] 导电介质可以包括电缆或另一类型的电线，其被布置在衣服的织物内形成的通道内。在其他示例中，导电线用于创建在衣服的织物中形成的导电通路。例如，单个线可以用于创建导电通路。在其他示例中，多个线用于形成能够传导电信号的导电织物片。这样的导电织物可以被外织物层、内织物层、防水层、透气层、另一类型的层或其组合覆盖。在一些示例中，导电织物被暴露在衣服的内表面或外表面中。在一些情况下，衣物或其他类型的可穿戴装置中的电极或其他类型的传感器可以抵靠用户的身体保持压缩。这可以通过由用户将弹性材料结合到衣物中来实现。

[0155] 虽然已经描述了传感器彼此进行通信或传感器与无线装置进行通信的上述示例，但是可以使用任何合适的通信机构来实现衣服的部件之间的通信。例如，传感器可以通过光纤电缆、无线收发器、其他类型的通信信道或其组合来彼此进行通信。在一些示例中，衣服包括能够直接或间接地与活动信息装置进行通信的多个无线装置。

[0156] 此外，虽然已经参考执行计算以及其他形式的解释由传感器利用活动信息装置收集到的数据描述了上述示例，但是可以根据在本公开内容中描述的原理来使用用于执行这样的计算和/或解释的任何合适位置。例如，可以在移动装置、联网装置、被结合到衣服中的计算装置、另一类型的装置或其组合上发生这样的处理。

[0157] 在一些示例中，电池或另一类型的电源被结合到衣服和/或可穿戴装置中。电池可以是一次性电池或可充电电池。在一些情况下，衣服可以包括能量收集机构，例如可以收集用户的移动以产生能量的线性发电机或者可以使用用户的体温与围绕用户的空气的环境温度之间的热差的热电装置，以提供给衣服的传感器供电的能量。在一些示例中，这样的能量收集机构补充衣服中的电池或其他电源，或者这样的能量收集机构可以用于为这样的电池充电。

[0158] 可摇动床架可以包括在任何方向上的平移、旋转运动、轨道运动或其组合的本文中描述的任何移动模式来移动。在一些实施方式中，可摇动床架的顶部可以通过线性致动器或线性马达驱动单元相对于可摇动床架的下部而移动。线性驱动单元可以被定位在基部的至少一部分与顶部之间，以使基部和顶部相对于彼此移动。驱动单元可以包括蜗轮，在蜗轮旋转时，蜗轮使轴移动以在驱动单元的纵向方向上施加扩张力或收缩力。

[0159] 驱动单元可以包括用于使轴移动的蜗轮。在其他示例中，驱动单元可以是用于使轴移动的液压和/或气动活塞和气缸。在其他示例中，驱动单元可以是磁线性致动（例如，电磁），以使轴在驱动单元的纵向方向上移动。在每个示例中，线性驱动单元可以允许独立控制轴的位移长度、轴的移动频率和轴的速度。换句话说，线性驱动单元可以允许独立控制顶部相对于基部的位移量、顶部相对于基部的移动频率以及顶部相对于基部的速度。

[0160] 常规的振荡床使用凸轮和旋转马达，以基于凸轮的尺寸和基于凸轮的形状的固定速度曲线来提供具有固定幅度的床的周期性移动。根据本公开内容的线性驱动单元可以允

许独立控制每个平移方向(例如,顶部相对于基部的左右移动)和/或旋转方向(例如,顶部相对于基部的顺时针和逆时针移动)上的幅度。在至少一个示例中,可摇动床架可以被定位在墙壁附近并且顶部可以以仅在相对于基部的第一方向上的振幅振荡。换句话说,顶部可以移动到基部的第一侧,但不经过基部以移动到基部的相对侧。

[0161] 在其他实施方式中,可以独立于幅度来控制速度曲线。例如,当顶部振荡时,顶部可以相对于基部以恒定速度移动。在其他示例中,顶部可以在第一方向上具有与在第二方向上不同的速度。在其他示例中,顶部可以在第一方向上具有恒定的加速度并且在第二方向上具有恒定的速度。在另外的示例中,顶部可以以线性驱动单元可实现的任何速度曲线相对于基部移动。

[0162] 在其他实施方式中,顶部相对于基部的振荡频率可以与速度无关。例如,通过延长轴的行程并增加顶部相对于基部的移动幅度,可以在保持速度的同时降低频率。在其他示例中,可以通过仅在基部的一侧上降低幅度或减小幅度来增加频率。

[0163] 顶部相对于基部移动的速度、幅度和频率可以由与驱动单元进行数据通信的具有处理资源和/或存储器资源的计算装置独立地调节。例如,计算装置可以与本文中描述的任何传感器或监视器——例如,心脏监视器、脑监视器、眼睛监视器、摄像机、加速计或其他装置——进行数据通信。在其他示例中,计算装置可以允许用户例如使用本文中描述的 iFit 程序来选择幅度、速度和频率。在其他示例中,计算装置可以允许用户选择不同的移动方法。示例移动方法可以包括随时间而改变的幅度、速度、频率或其组合。睡眠辅助移动方法可以包括以最大值开始并且随着时间(例如超过30分钟持续时间)逐渐减小或者响应于从一个或多个传感器或监视器接收的信息(例如指示用户已经入睡的信息)而减小的幅度、速度和频率。

[0164] 可摇动床架可以包括通过机械联动件连接的顶部和基部。机械联动件可以包括至少两个机械联动件,所述至少两个机械联动件相对于彼此成一角度被定位,使得当顶部相对于基部移动时,在顶部相对于基部平移的同时,顶部还相对于基部旋转。

[0165] 例如,顶部可以通过任何驱动单元、线性驱动单元或本文中描述的任何其他动力来移动。顶部可以相对于基部向右平移。当顶部平移时,连接顶部与基部的机械联动件可以旋转不同的量,从而改变顶部的左侧和右侧相对于基部的相对高度。换句话说,顶部相对于基部的平移导致:机械联动件使顶部相对于基部倾斜多达第一床角在第一方向上的最大值。

[0166] 在一些实施方式中,第一床角可以在具有上限值、下限值或上限值和下限值的范围内,该上限值、下限值或上限值和下限值包括 $1^{\circ}$ 、 $2^{\circ}$ 、 $3^{\circ}$ 、 $4^{\circ}$ 、 $5^{\circ}$ 、 $10^{\circ}$ 、 $15^{\circ}$ 、 $20^{\circ}$ 、 $25^{\circ}$ 、 $30^{\circ}$ 中的任何一个或其间的任何值。例如,第一床角可以大于 $1^{\circ}$ 。换一种说法。顶部可以倾斜至少 $1^{\circ}$ ,使得躺在床上的用户可以感知到倾斜运动。在其他示例中,第一床角可小于 $30^{\circ}$ 。换句话说,顶部可以相对于基部倾斜多达 $30^{\circ}$ ,原因是大于 $30^{\circ}$ 可以增加用户从顶部掉落的风险。在其他示例中,第一床角可以在 $1^{\circ}$ 与 $30^{\circ}$ 之间。在另外的示例中,第一床角可以在 $3^{\circ}$ 与 $25^{\circ}$ 之间。在另外的示例中,第一床角可以在 $5^{\circ}$ 与 $20^{\circ}$ 之间。

[0167] 顶部相对于基部在相对于基部的第二方向上的平移导致:机械联动件使顶部相对于基部倾斜多达第二床角在第二方向上的最大值。

[0168] 在一些实施方式中,第二床角可以在具有上限值、下限值或上限值和下限值的范

围内,该上限值、下限值或上限值和下限值包括1°、2°、3°、4°、5°、10°、15°、20°、25°、30°中的任何一个或其间的任何值。例如,第二床角可以大于1°。换句话说,顶部可以倾斜至少1°,使得躺在床上的用户可以感知到倾斜运动。在其他示例中,第二床角可以小于30°。换句话说,顶部可以相对于基部倾斜多达30°,原因是大于30°可以增加用户从顶部掉落的风险。在其他示例中,第二床角可以在1°与30°之间。在另外的示例中,第二床角可以在3°与25°之间。在另外的示例中,第二床角可以在5°与20°之间。

[0169] 在一些实施方式中,第一床角和第二床角可以相等并且方向相反。例如,顶部可以相对于基部在+15°与-15°之间移动。在其他实施方式中,第一床角和第二床角可以不同。在这样的情况下,顶部可以在每侧上的不同床角之间移动,例如,20°的第一床角、3°的第二床角。

[0170] 在一些实施方式中,当顶部相对于基部平移时,可摇动床架可以向外旋转。换句话说,可摇动床架类似于船的摇动那样移动。在其他示例中,可摇动床架可以类似于吊床的摇动那样移动。换句话说,当顶部相对于基部平移时,顶部向内旋转。

[0171] 机械联动件可以将基部连接到顶部,使得基部连接点在顶部连接点的侧面内侧。换句话说,基部连接点的跨距可以小于顶部连接点的跨距。

[0172] 在一些实施方式中,基部和/或顶部的跨距可以是可调节的,使得机械联动件的取向可以是可调节的。改变基部和/或顶部相对于彼此的跨距(并且从而改变机械联动件的取向)可以在顶部相对于基部的平移期间改变床角的方向和大小。例如,可摇动床架可以具有基部和/或顶部,该基部和/或顶部是可调节的,使得机械联动件的取向是可调节的。

[0173] 例如,顶部可以在相对于基部的第一方向上平移。机械联动件可以在平移期间相对于基部旋转顶部,使得顶部倾斜多达向内定向的第一床角(即,顶部在与平移方向相反的方向上倾斜)。当可摇动床架的顶部相对于基部在第二方向上平移时,顶部可以倾斜多达向内定向的第二床角(即,顶部在与平移方向相反的方向上倾斜)。

[0174] 关于本文的任何实施方式示出和描述的可摇动床架可以由线性驱动马达通过各种波形来驱动。可以描述顶部相对于可摇动床架的基部的平移位置和/或旋转位置的一些示例波形如下所示:

$$[0175] \quad (A): p(t) = D \sin(\omega t)$$

$$[0176] \quad (B): p(t) = \frac{2D}{\pi} \arcsin(\omega t)$$

$$[0177] \quad (C): p(t) = \begin{cases} D(1 - e^{-\beta t}) \\ D\left(1 - e^{\beta\left(t - \frac{1}{2f}\right)}\right) \\ D\left(-1 + e^{-\beta\left(t - \frac{1}{2f}\right)}\right) \text{ 对于每 } 1/4 \text{ 周期} \\ D\left(-1 + e^{\beta\left(t - \frac{1}{f}\right)}\right) \end{cases}$$

$$[0178] \quad (D): p(t) = D \sin(\omega t) - l + \sqrt{l^2 - (1) \cos(\omega t)^2}$$

$$[0179] \quad (E): p(t) = f(t)$$

[0180] 式子(A)示出了正弦波形。正弦波形是连续的并且可以为用户提供舒缓的移动。式子(B)示出了不连续波形。不连续波形可以为用户提供突然的移动变化,从而刺激循环并帮助恢复。在其他示例中,波形可以由被组合成单个组合波形的多个波形(例如式子(C)中所示的波形)来限定。例如,组合波形在组合波形内的每个周期的四个不同部分中由不同式子限定。在其他示例(特别是由线性驱动马达驱动的示例)中,波形可以是非对称波形,例如式子(D)中所示的波形。在可摇动床架移动通过了一个周期时,非对称波形可以在速度、大小或其他性质方面是非对称的。在其他示例中,波形可以由驱动马达或线性驱动马达根据查找表重建的记录波形,例如式子(E)中所示的波形。例如,记录波形可以由具有加速计、陀螺仪或用于测量移动的其他装置的智能电话或其他电子装置记录。记录波形的一些示例可以包括使用智能电话来记录船在水体上的摇动、吊床的摆动、摇篮的摇动或其他周期性移动。

[0181] 然后,可以通过可移动存储装置(例如,安全数字(SD)卡或通用串行总线(USB)存储装置)、有线连接、无线连接或经由远程和/或云存储装置将记录波形传输到可摆动床架的驱动马达或线性驱动马达。例如,可以将记录波形上传到用户的iFit简档,随后将记录波形从包含用户的iFit简档的远程服务器下载到可摇动床架。

[0182] 在一些实施方式中,可摇动床架的驱动马达或线性驱动马达可以沿第一方向来驱动并且随后沿第二方向来驱动,以产生可摇动床架的周期性和/或振荡运动。驱动马达或线性驱动马达可以包括一个或多个消隙装置,以减轻和/或防止可能促成可摇动床架的意外移动的驱动马达或线性驱动马达中的间隙。在其他示例中,驱动马达或线性驱动马达可以是消除马达内的齿轮之间的间距的无齿轮马达(例如,磁耦合马达),从而减小和/或防止间隙。在其他示例中,驱动马达或线性驱动马达包括施加力以保持马达的齿轮彼此啮合的消隙装置,使得该马达相对于没有消隙装置的驱动马达或线性驱动马达表现出较小的间隙或没有间隙。

[0183] 在一些实施方式中,消隙装置包括制动器和偏置元件,偏置元件将制动器推向驱动马达。制动器可以限制驱动马达的至少一部分的旋转运动,从而使得驱动马达的内齿轮保持啮合。例如,驱动马达的旋转运动产生顶部的振荡平移移动。当顶部在运动范围的末端处改变平移方向时,可摇动床架的顶部可以向驱动马达施加力。在没有消隙装置的常规振荡系统中,由顶部的惯性施加的力可以导致反冲和突然移动。顶部的突然移动对于用户而言可能是令用户不愉快的。

[0184] 在其他实施方式中,顶部相对于驱动马达和/或基部的惯性可以通过被定位成与顶部和基部接触的偏置元件来控制 and/或限制。例如,根据本公开内容的可摇动床架的实施方式可以包括偏置元件,该偏置元件被定位成与基部和顶部接触并且施加压缩力,该压缩力将线性驱动马达压缩在基部与顶部之间。虽然描述了线性驱动马达,但是可以使用旋转驱动马达或其他动力。

[0185] 当顶部以由箭头指示的振荡移动进行平移时,顶部在移动范围的末端处改变方向。特别地,在相对于线性驱动马达的远侧,顶部与线性驱动马达的连接中的任何移动或公差可能导致用户不舒服的反冲。诸如弹簧、可压缩元件、活塞与缸体、磁体或响应于延伸而施加压缩力的其他装置的偏置元件可以施加压缩力,该压缩力将顶部推向线性驱动马达,从而减轻和/或防止反冲。

[0186] 在具有根据本公开内容的消除装置的可摇动床架的又一示例中,可摇动床架包括基部和顶部。在从至少第一驱动马达和第二驱动马达施加力时,顶部相对于基部平移。在一些实施方式中,第一驱动马达是旋转驱动马达,而在其他实施方式中,第一驱动马达是线性驱动马达。第二驱动马达可以是旋转驱动马达,或者第二驱动马达可以是线性驱动马达。第一驱动马达和第二驱动马达可以彼此对立,使得第一驱动马达和第二驱动马达交替地用作顶部上的动力和对立驱动马达上的消除装置。

[0187] 例如,第一驱动马达可以施加膨胀力以使顶部向右移动,而第二驱动马达可以减缓顶部的运动,而且保持第一驱动马达的齿轮啮合并使第一驱动马达和基部和/或顶部的连接内的任何移动最小化,以减小和/或防止反冲。在其他示例中,第一驱动马达可以施加收缩力以使顶部向左移动,而第二驱动马达可以减缓顶部的运动,而且保持第一驱动马达的齿轮啮合并使第一驱动马达和基部和/或顶部的连接内的任何移动最小化,以减少和/或防止反冲。

[0188] 在其他实施方式中,可摇动床架可以具有基部和顶部,顶部能够通过多个电动悬架线圈相对于基部移动。可以选择性地激活电动悬架线圈以产生磁场。能够通过改变施加到电动悬架线圈的电流和/或电压来控制磁场的方向和大小。磁场可以对互补磁性支架产生磁力。例如,电动悬架线圈和磁性支架可以被定位在可摇动床架的每个角,以将顶部支承在基部上方。磁性支架可以包括或者是磁性或铁磁性材料,使得向来自电动悬架线圈的磁场的暴露可以在磁性支架与电动悬架线圈之间产生磁力。在一些实施方式中,磁性支架还可以包括或者是柔性或弹性构件,例如弹簧、可压缩气体、衬套、系绳或位于基部与顶部之间的其他物体。例如关于本文中描述的实施方式所描述的,在其他实施方式中,磁性支架还可以包括导轨、轨道或其他引导元件,以允许顶部相对于基部在预定路径中响应于磁力而移动。

[0189] 在一些实施方式中,电动悬架线圈可以包括如下电动悬架线圈,该电动悬架线圈被定位成使得对一个或更多个电动悬架线圈的选择性激活可以在相对于可摇动床架的顶部的一个或更多个轴上施加磁力。可摇动床架可以具有位于顶部的每个角处的三个电动悬架线圈和连接到基部的磁性支架。在其他示例中,可摇动床架可以具有位于基部的每个角处的三个电动悬架线圈和连接到顶部的磁性支架。第一电动悬架线圈可以沿z方向定位在磁性支架上方。当被激活时,第一电动悬架线圈可以产生磁场,该磁场与磁性支架相互作用,以在第一箭头的方向上施加z方向磁力。z方向磁力可以用于使顶部相对于基部倾斜。

[0190] 第二电动悬架线圈可以相对于第一电动悬架线圈定位在x方向上,使得第二电动悬架线圈沿z方向定位在磁性支架上方并且沿x方向进行位移。当被激活时,第二电动悬架线圈可以产生磁场,该磁场与磁性支架相互作用,以在第二箭头的方向上施加至少x方向的磁力。x方向的磁力可以用于使顶部相对于基部横向地(从用户的角度来看在侧至侧方向上)平移。

[0191] 第三电动悬架线圈可以相对于第一电动悬架线圈定位在y方向上,使得第三电动悬架线圈沿z方向定位在磁性支架上方并且沿y方向进行位移。当被激活时,第三电动悬架线圈可以产生磁场,该磁场与磁性支架相互作用,以在第三箭头的方向上施加至少y方向的磁力。y方向的磁力可以用于使顶部相对于基部纵向(从用户的角度来看在头到脚的方向上)平移。

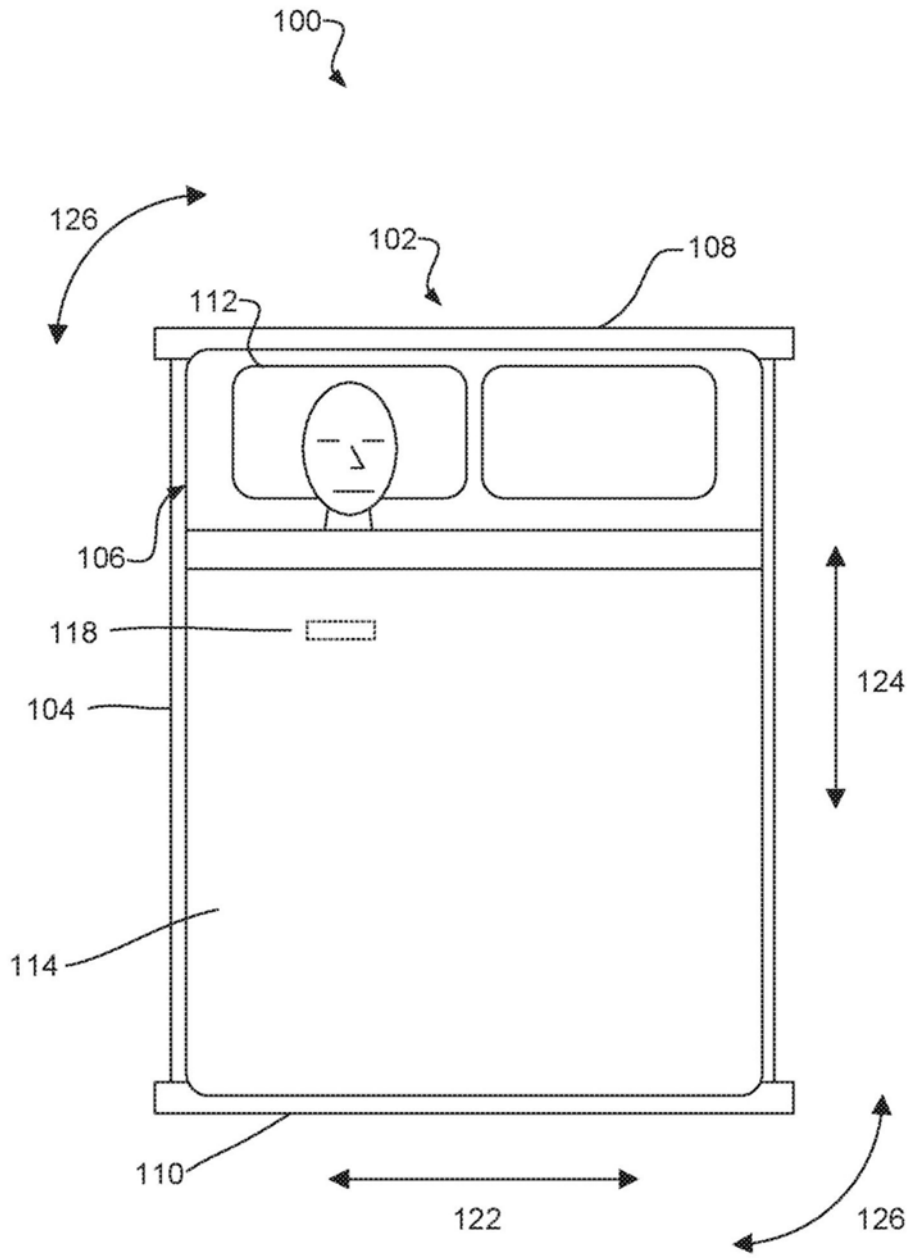


图1

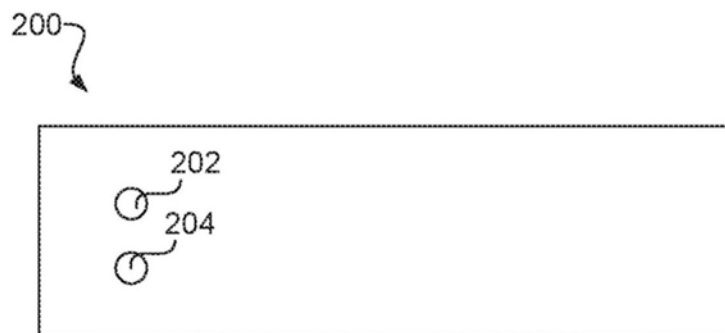


图2

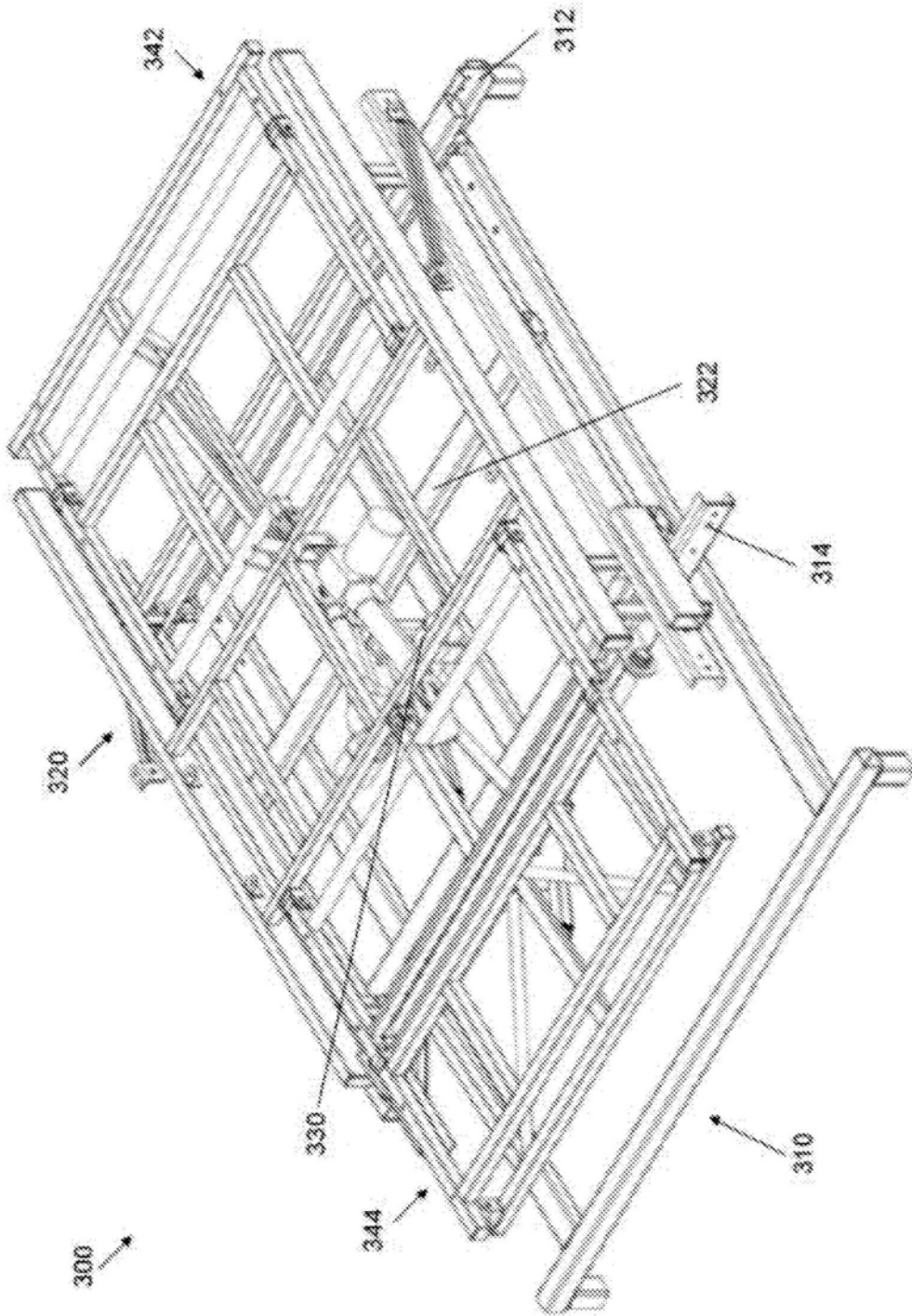


图3A

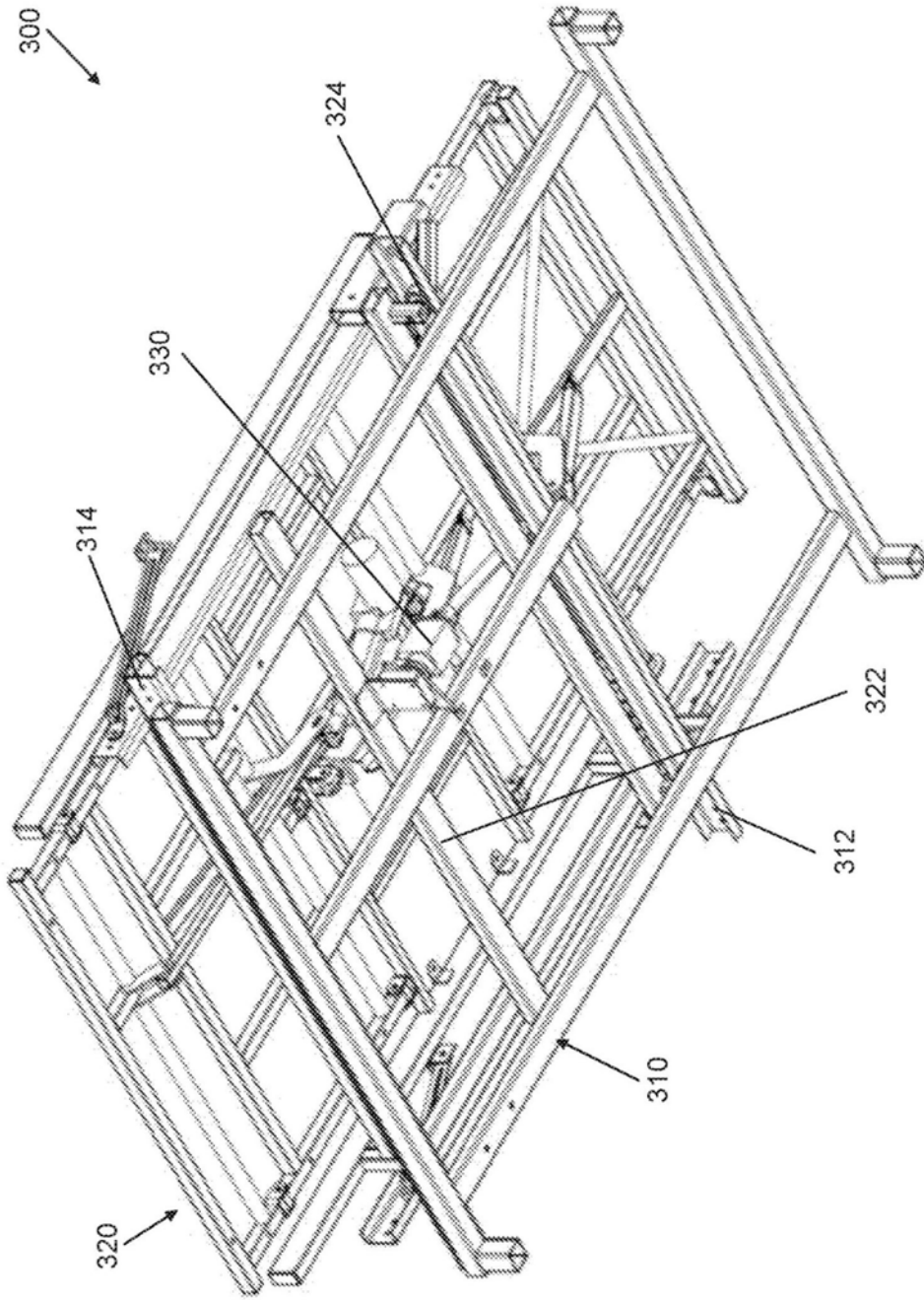


图3B

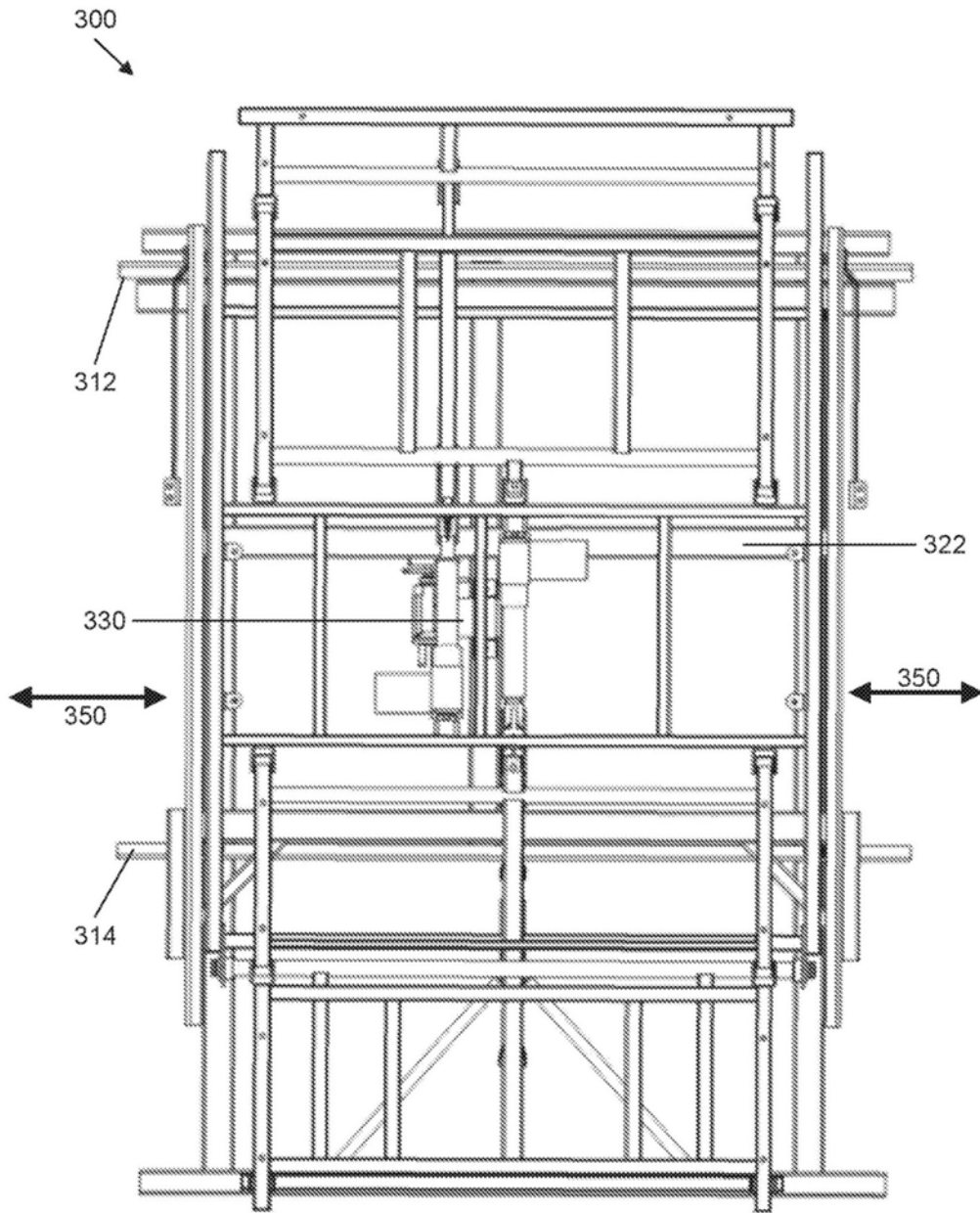


图3C

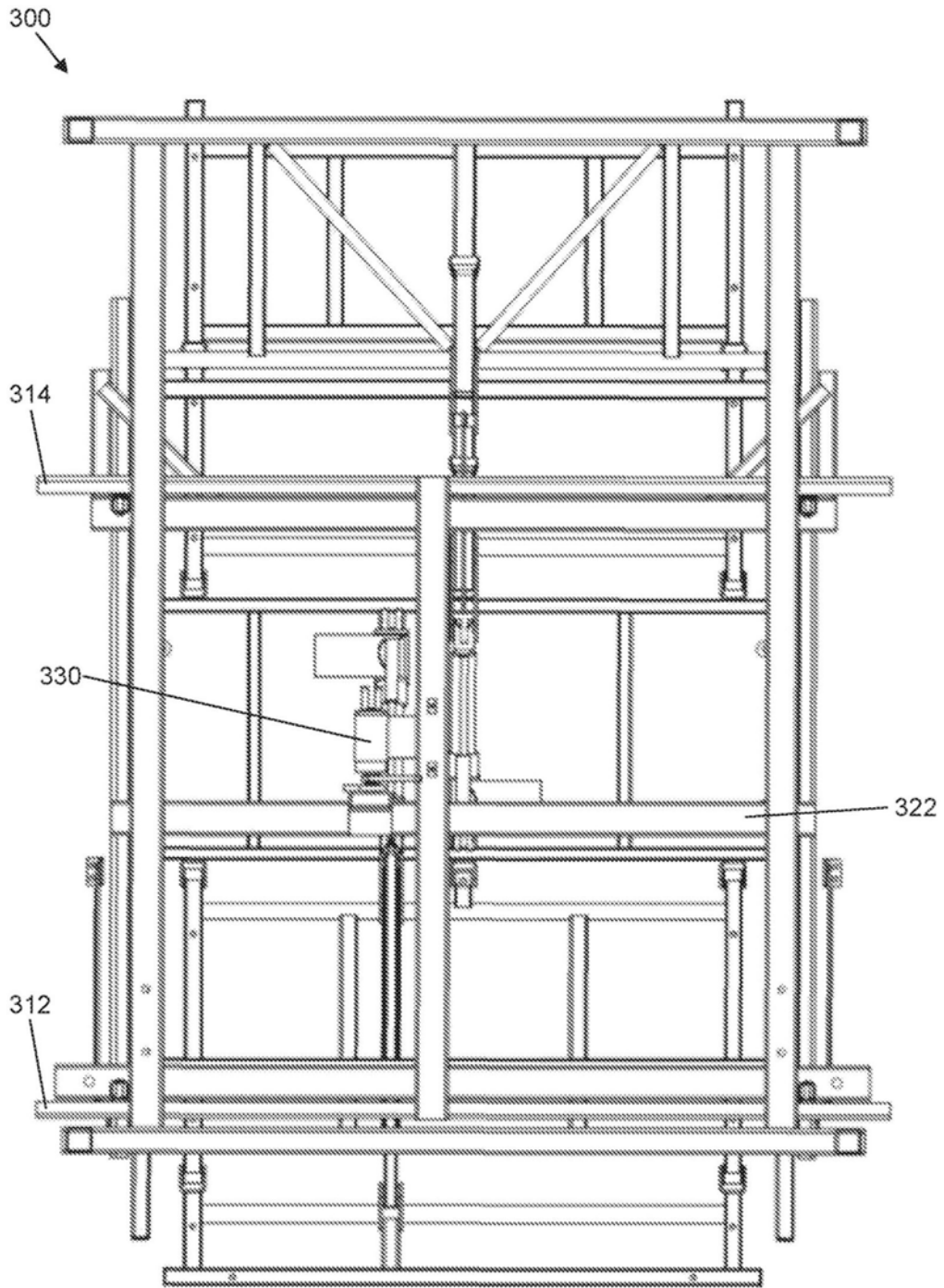


图3D

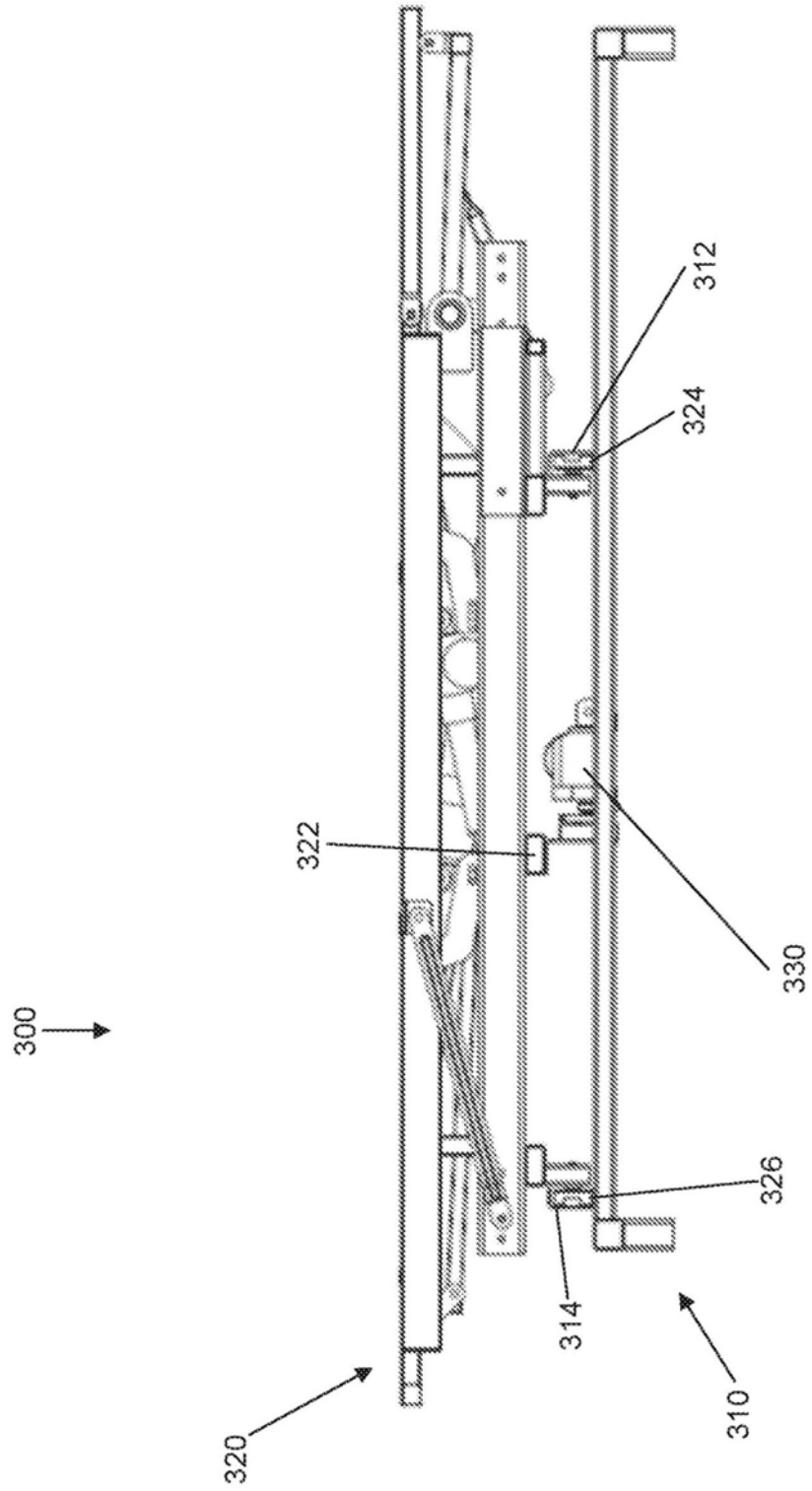


图3E

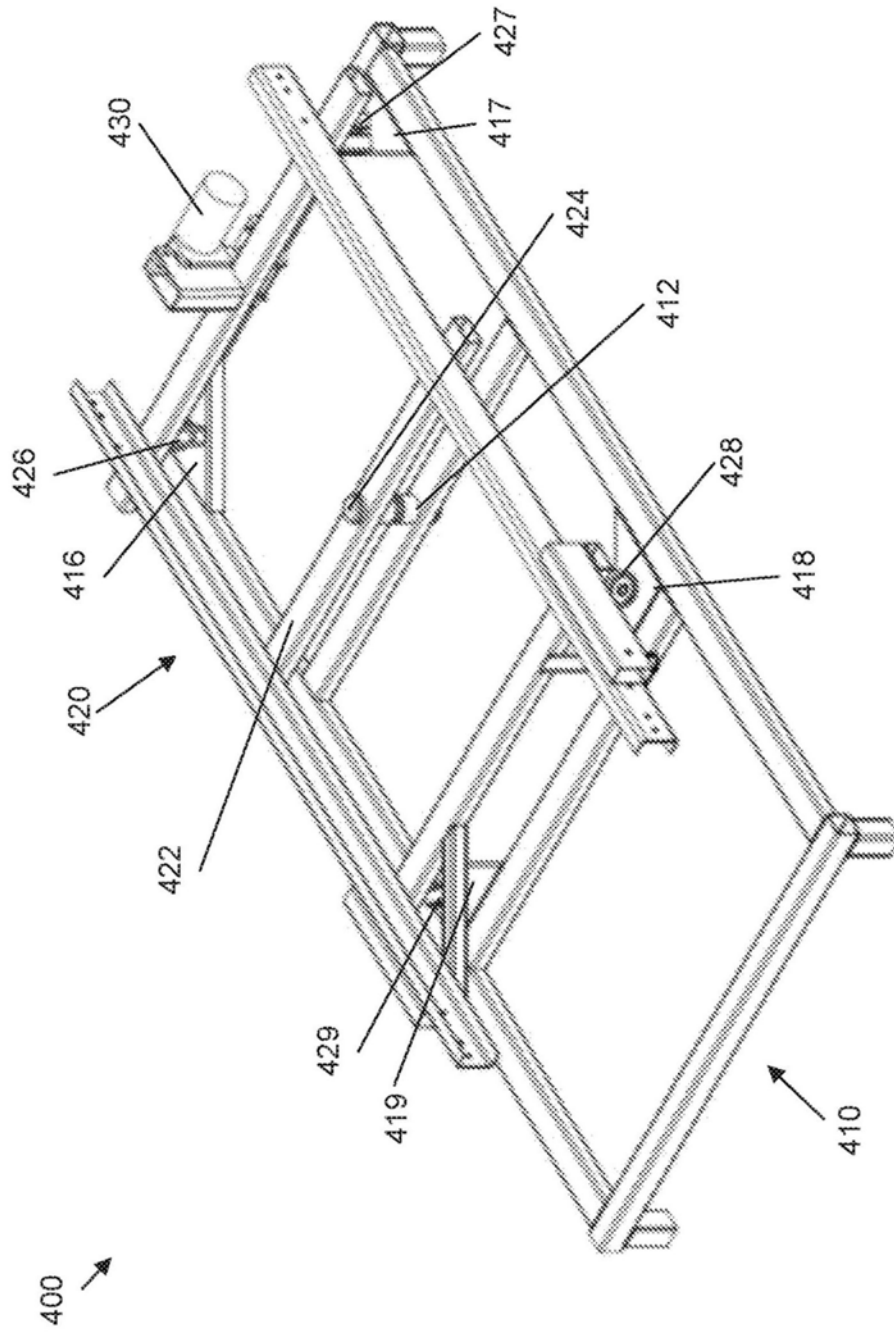


图4A

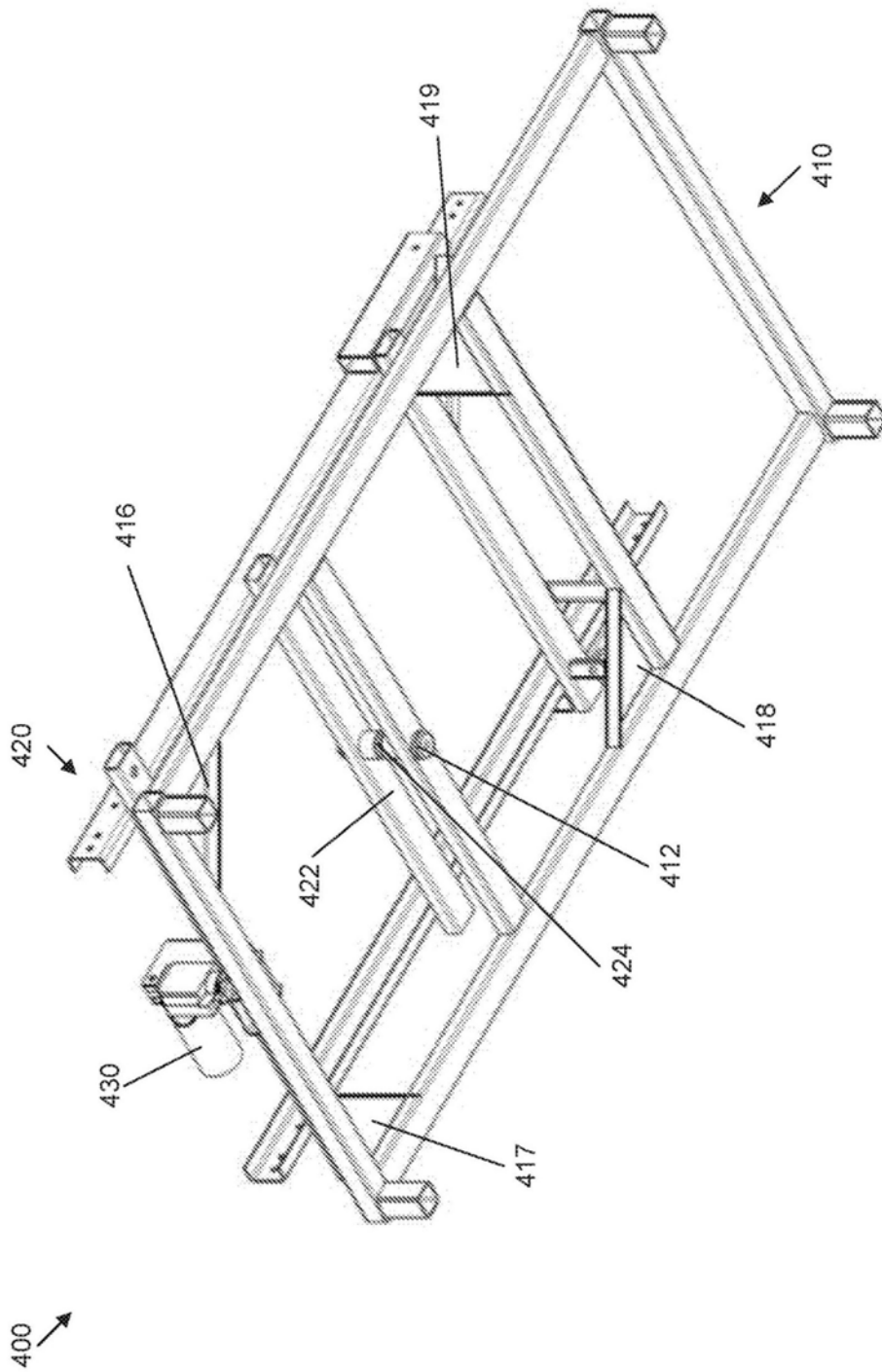


图4B

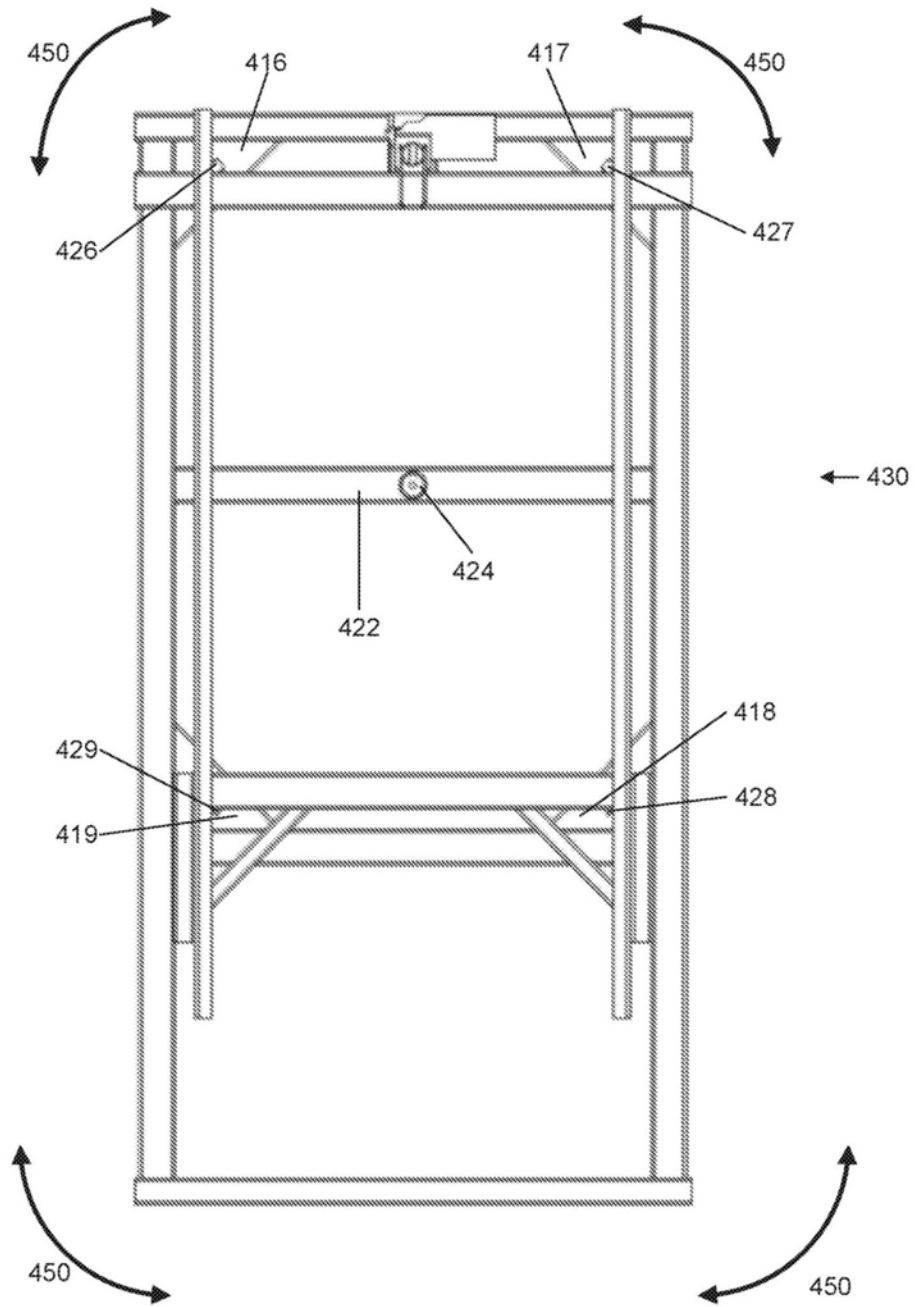


图4C

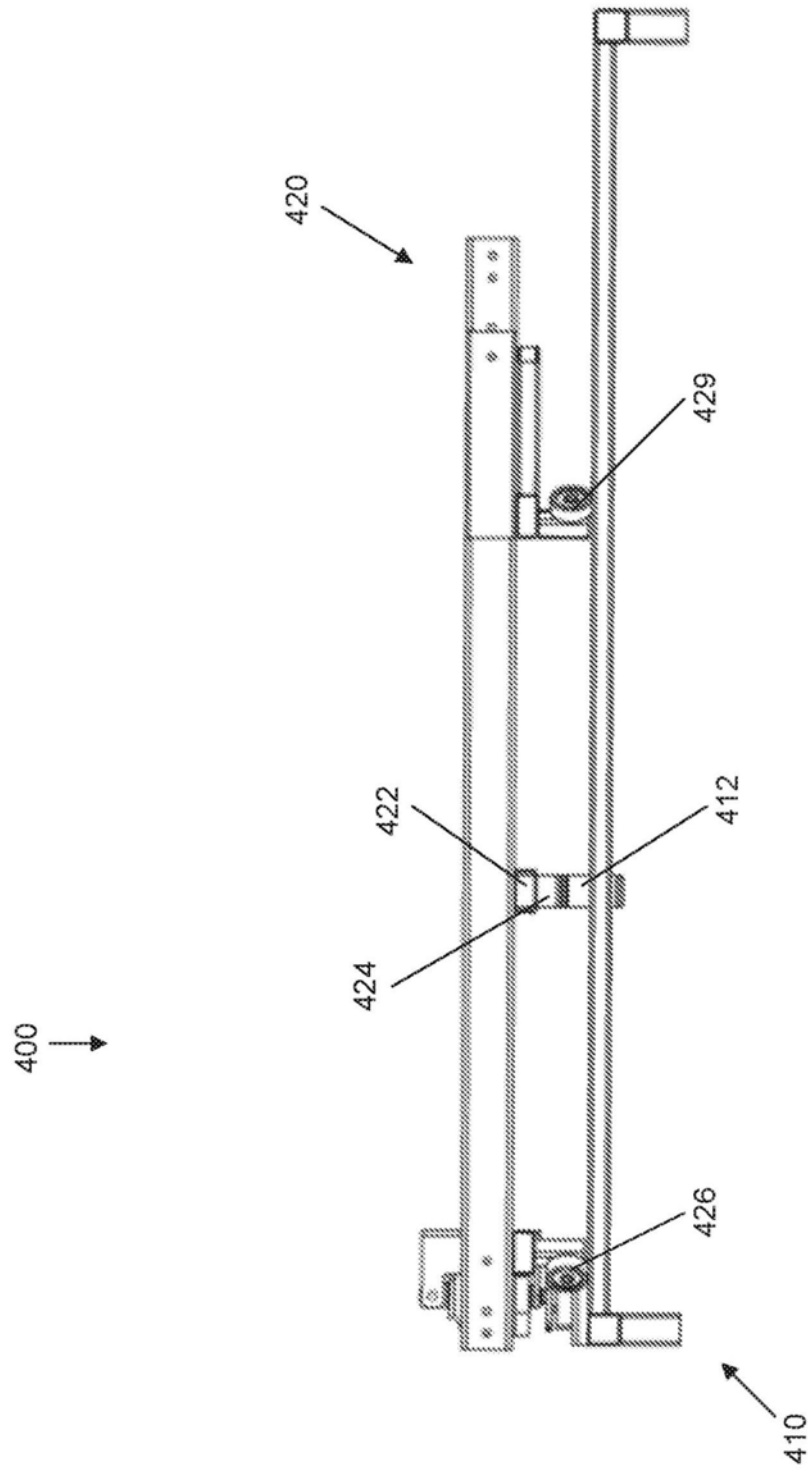


图4D

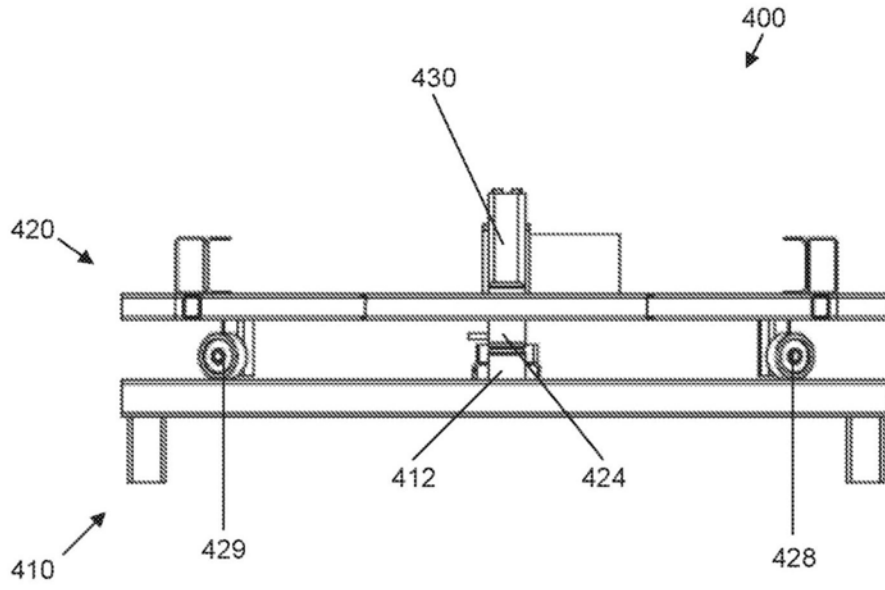


图4E

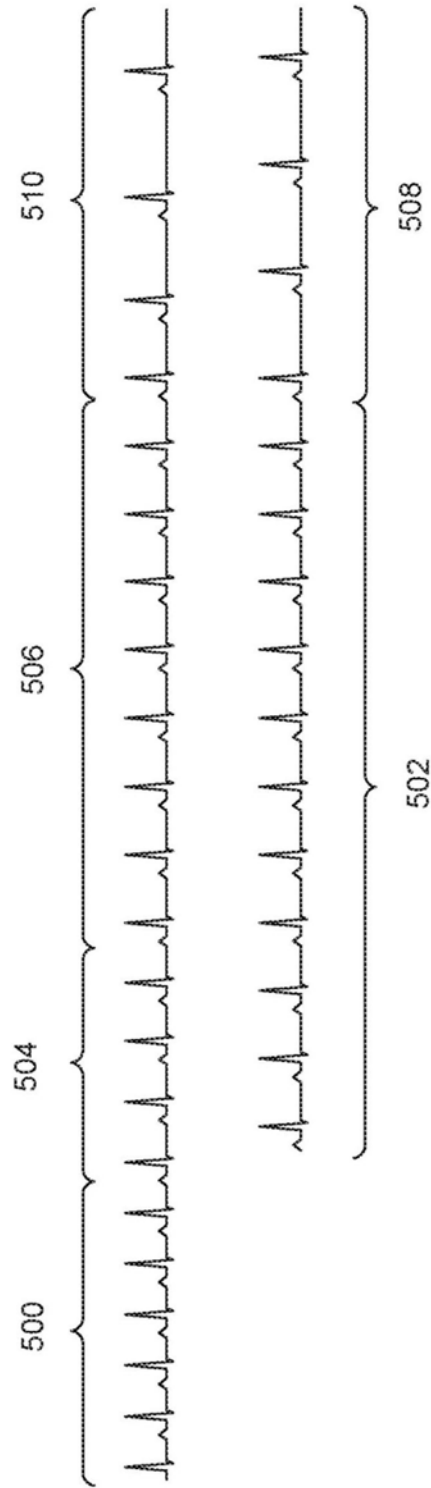


图5

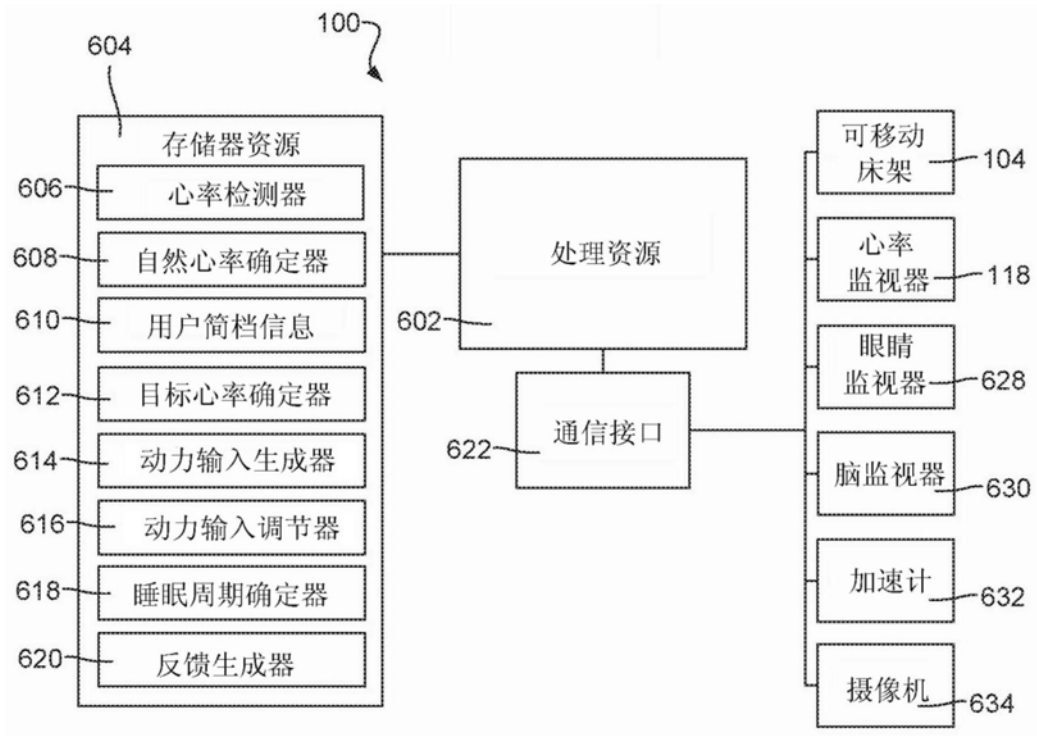


图6

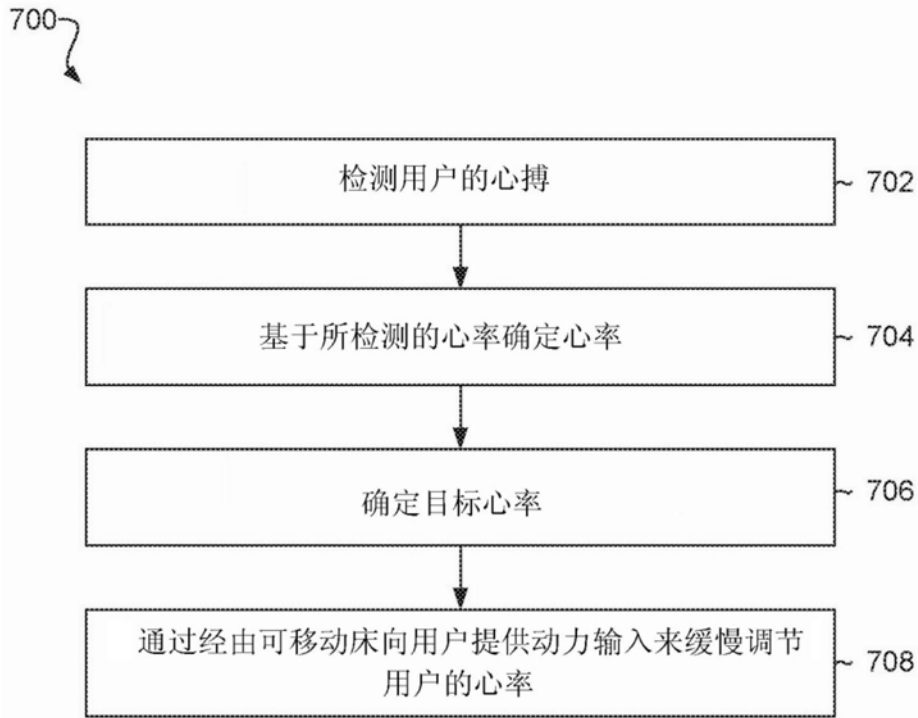


图7

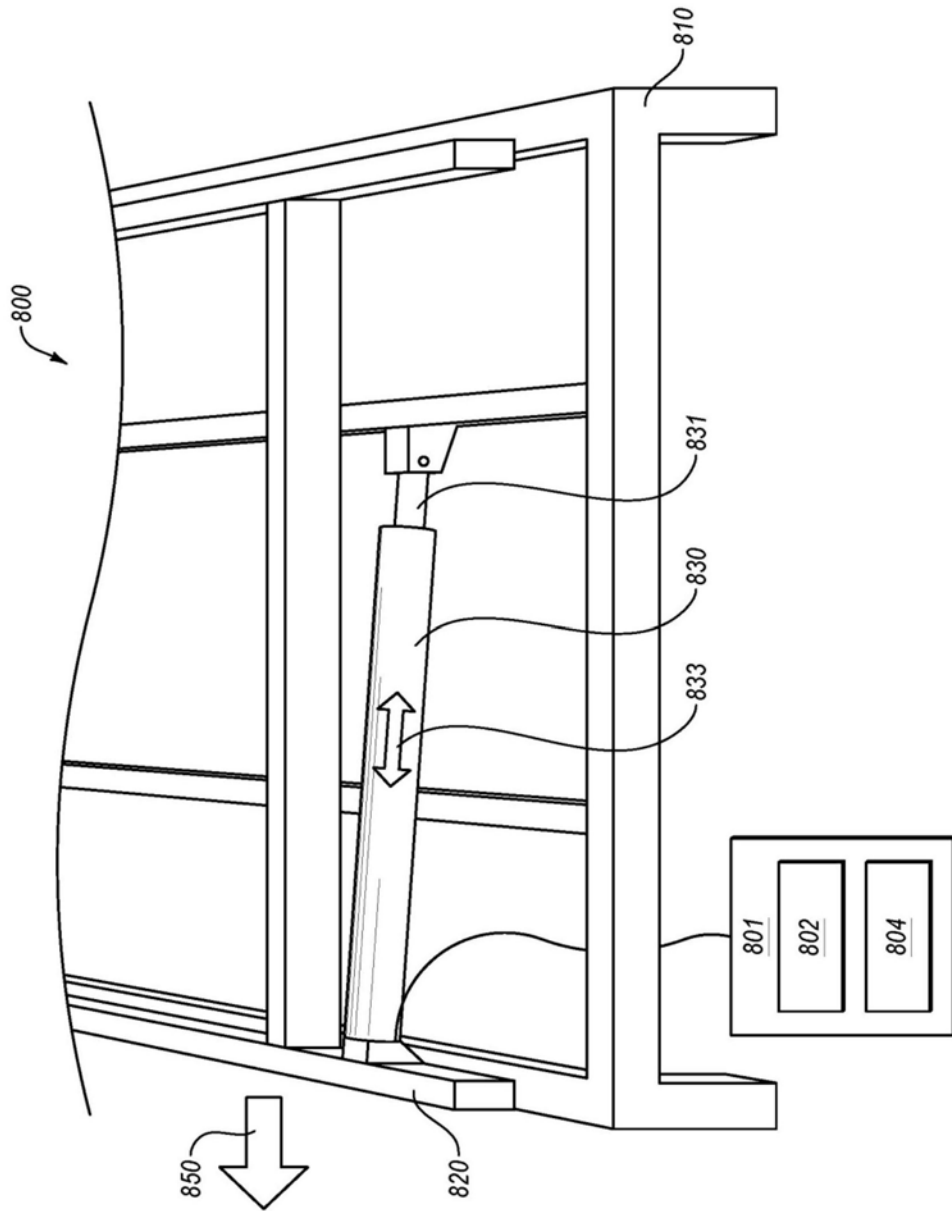


图8

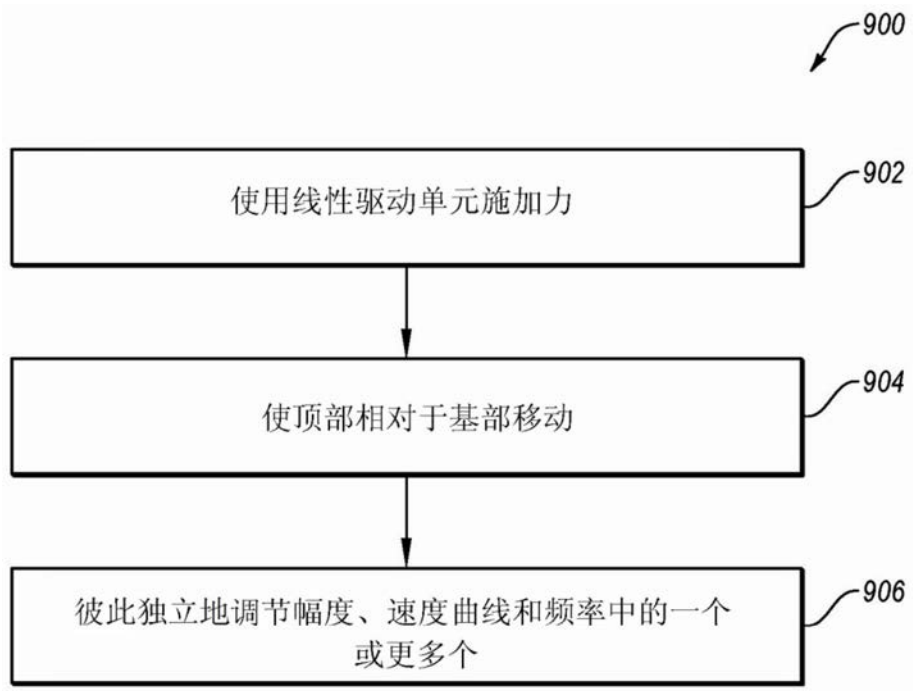


图9

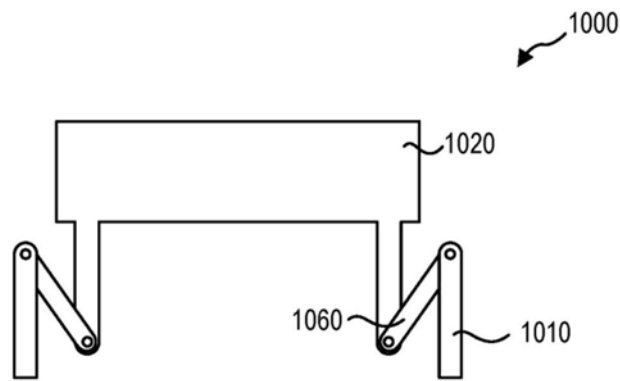


图10A

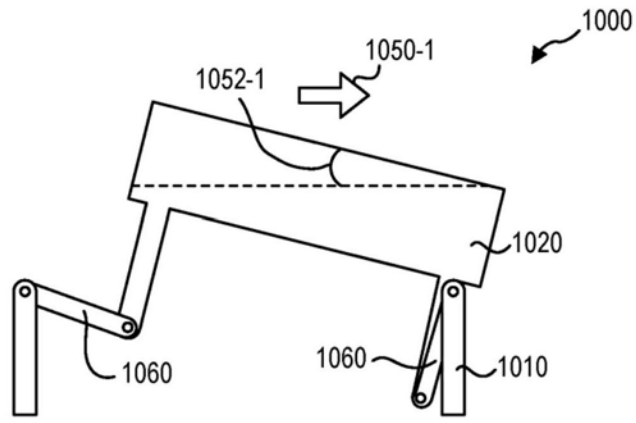


图10B

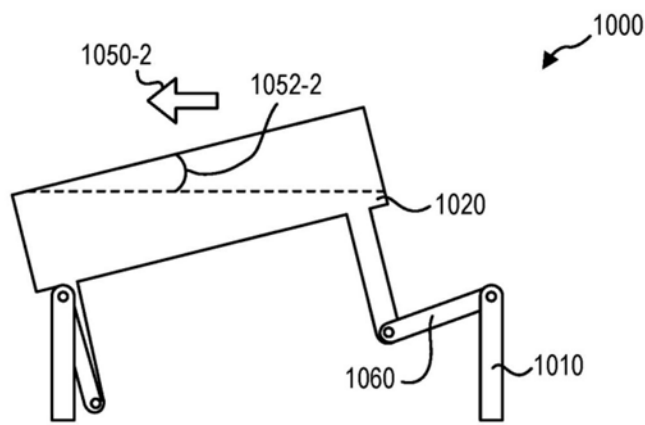


图10C

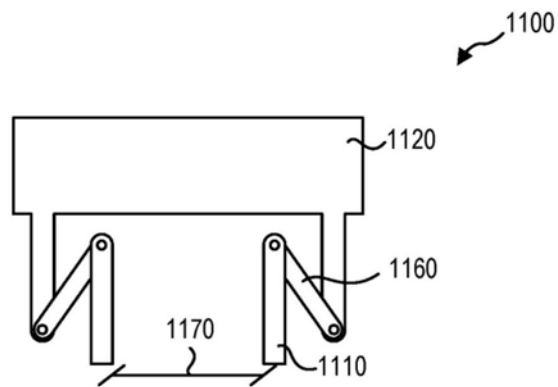


图11A

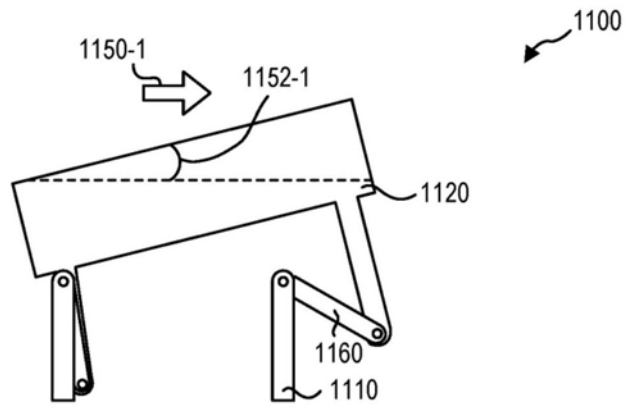


图11B

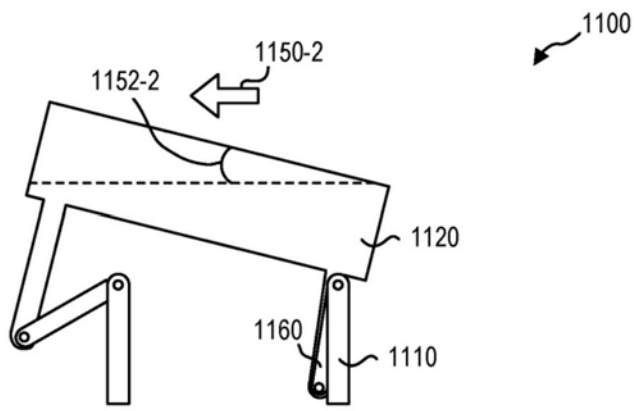


图11C

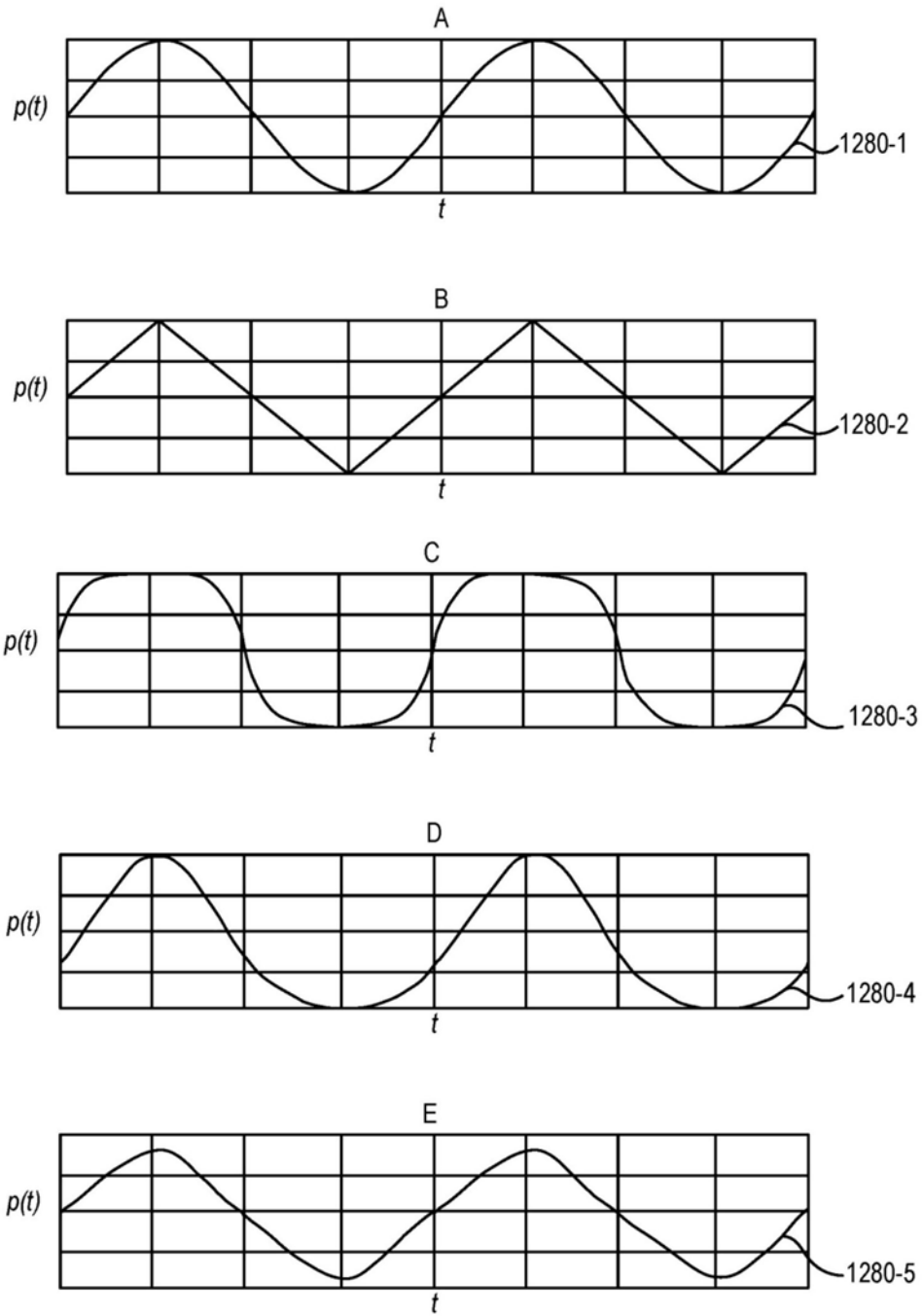


图12

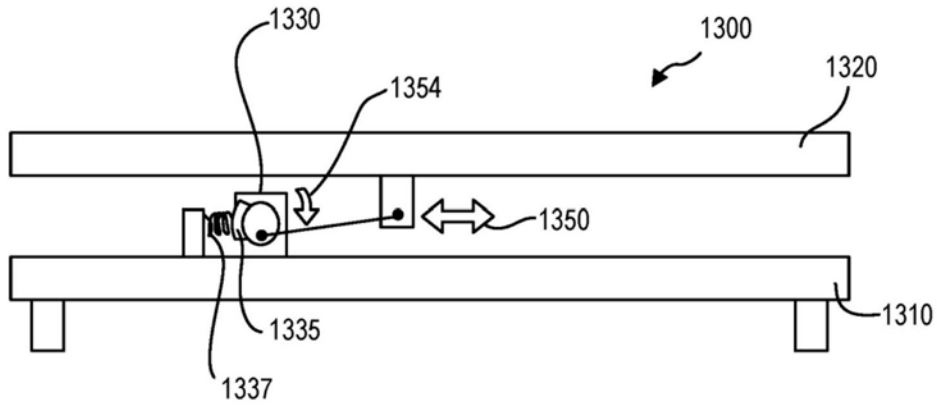


图13

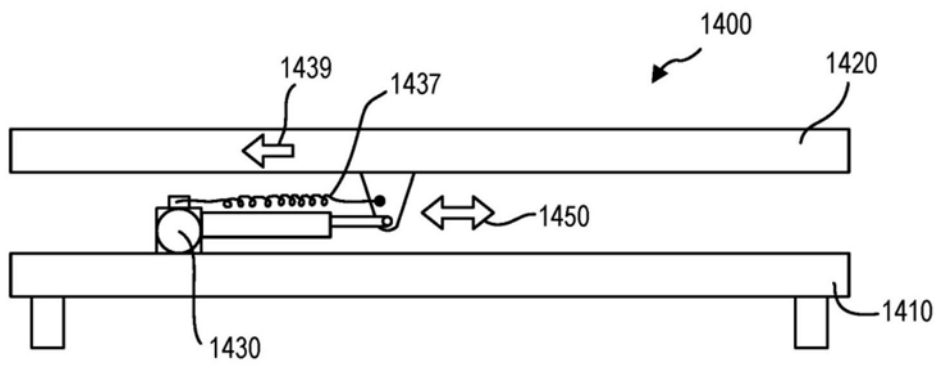


图14

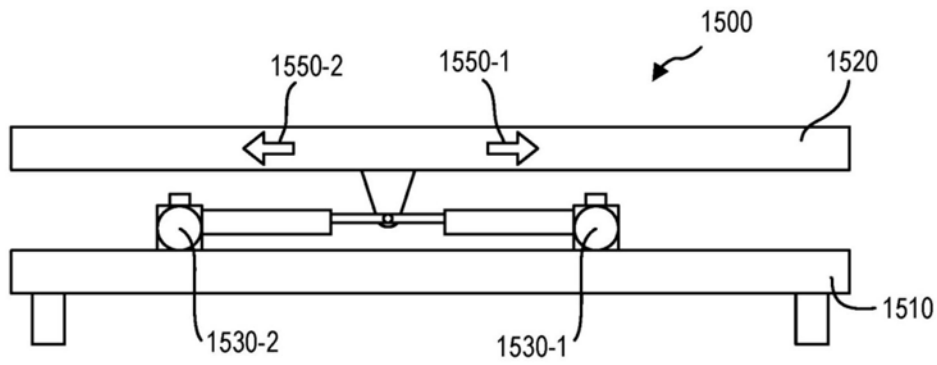


图15

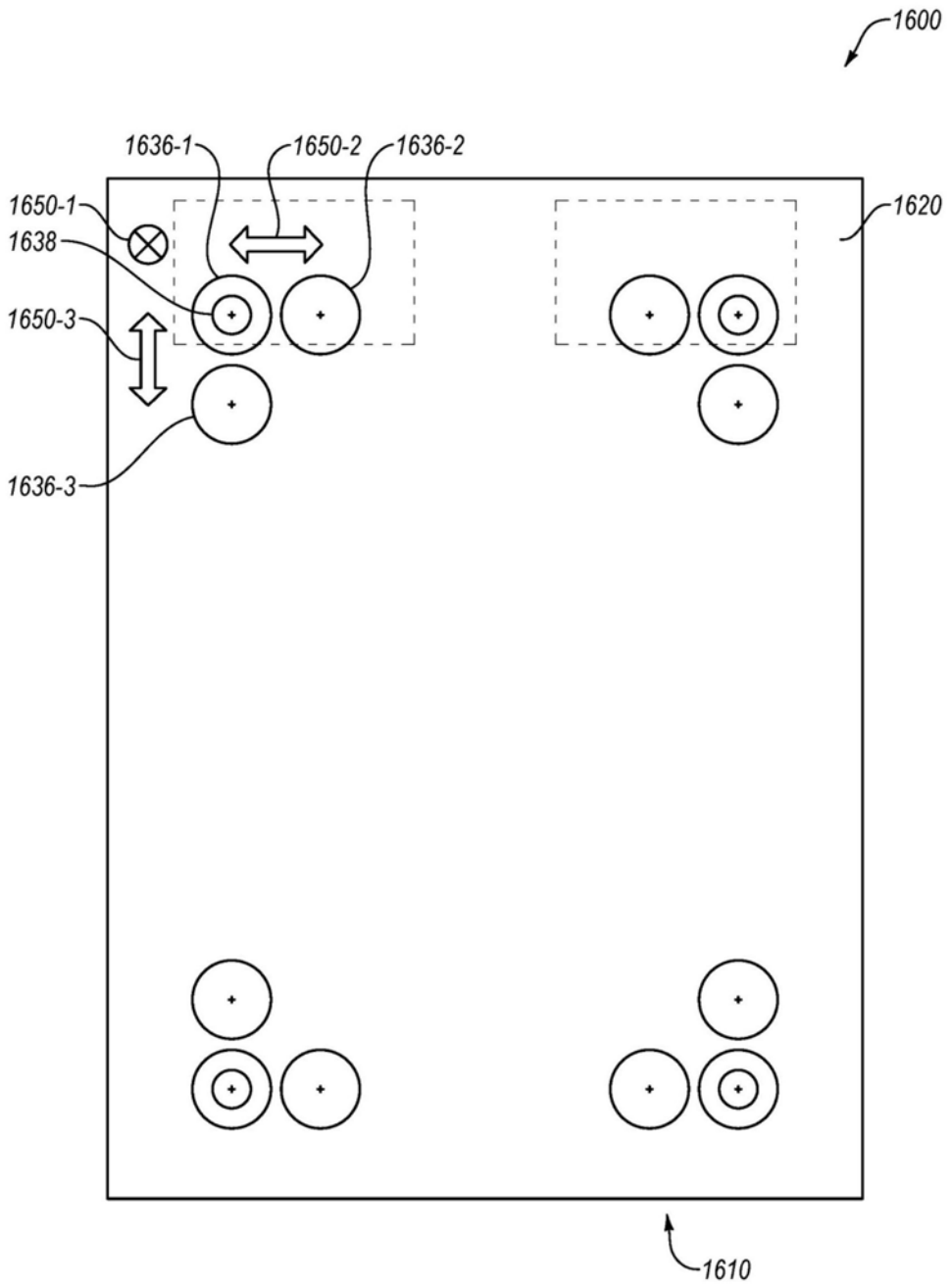


图16

专利名称(译)	床架系统、用于使床摇动的方法及用于使用户摇动的系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN110063611A</a>	公开(公告)日	2019-07-30
申请号	CN201910059019.6	申请日	2019-01-22
[标]申请(专利权)人(译)	艾肯运动与健康公司		
申请(专利权)人(译)	艾肯运动与健康公司		
当前申请(专利权)人(译)	艾肯运动与健康公司		
[标]发明人	斯科特R沃特森 达尔仁C阿什比 理查德布拉德埃利斯		
发明人	斯科特·R·沃特森 达尔仁·C·阿什比 大卫·E·弗罗贝尔 贾里德·威拉德松 理查德·布拉德·埃利斯 卢克·唐斯 凯利·哈撒韦		
IPC分类号	A47C21/00 A47C31/12 A61B5/00 A61B5/024 A61M21/02		
CPC分类号	A47C21/006 A47C31/123 A61B5/02438 A61B5/4836 A61B5/6802 A61M21/02 A61M2021/0022 A61B5/0002 A61B5/0245 A61B5/04085 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/0816 A61B5/1118 A61B5/113 A61B5/4812 A61B5/4815 A61B5/6804 A61B5/6891 A61B2562/0219 A61M2205/103 A61M2205/106 A61M2205/3553 A61M2205/3561 A61M2205/50 A61M2205/52 A61M2230/06 A61M2230/10 A61B5/024		
代理人(译)	杨铁成 杨林森		
优先权	62/620375 2018-01-22 US 62/684561 2018-06-13 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本公开内容涉及床架系统、用于使床摇动的方法及用于使用户摇动的系统。一种用于向用户提供动力输入的装置，其包括可摇动床架。该可摇动床架包括顶部、基部和线性驱动单元，该线性驱动单元位于顶部与基部之间以使顶部和基部相对于彼此移动。

