美国加州大学柏克莱分校的下肢外骨骼机械设计（ 伯克利负重器）

Adam Zoss, H. Kazerooni, Andrew Chu
机械工程系
加州大学，伯克利，加拿大，94720，美国
exo@berkeley.edu, http://bleex.me.berkeley.edu

摘要——第一个能够积极自主的降低压迫, 可以携带有效载荷的外骨骼已经在美国伯克利大学得到了论证 。本文总结了关于伯克利下肢外骨骼（伯克利负重器）的机械设计。 以模拟人体为基础的伯克利负重器的每条腿有7个自由度，其中有四个自由度是靠线性的液动执行机构为其提供动力。 该文章对自由度的选择以及运动范围进行了描述，此外对伯克利负重器的一些具有重大意义的重要结构的设计也包含在内。

关键词——伯克利负重器，外骨骼，可穿戴机器人，机械设计，腿运动。

1. 论文简介

运送重型物体通常使用轮式车辆。然而许多环境如岩石地形和楼梯，便对轮式车辆构成了具有重大意义的挑战。因此步行运动成为一个有吸引力的一种交通方式, 在这些情况下, 因为腿适应各种各样的极端的地形。伯克利下肢外骨骼（通常称为伯克利负重器）是第一个战场操作机器人系统，其操作者在穿戴之后，伯克利负重器可以为其使用者提供在任何类型的地形条件下他/她都可以以最小的努力背负大的负重。

伯克利负重器是由两个供电的拟人化的腿，一个电源和一个背包式的框架所组成，各种各样的沉重的载荷都可以安装在上面(如图1)。. 伯克利负重器通过人际互动而引导的足运动提供承载能力，代替了驾驶车辆，伯克利负重器能够柔顺而自然的

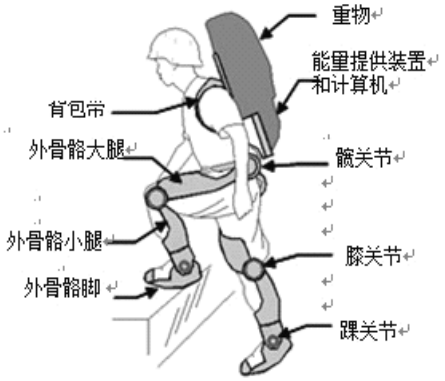


图.1下肢外骨骼的概念性描述。机器腿的适当的驱动力用来抵消穿戴者身上的负载重物，同时能够使穿戴者轻松地控制和保持平衡的机器。

契合操作者的运动，他/她“穿“上伯克利负重器就像拥有了一对人工双腿。通过结合机器人的承载能力与人类的智慧和应变能力，伯克利负重器允许承载较重的负荷通过复杂的，非结构化和不确定性的地形。

外骨骼系统通常认为包括上肢,下肢,或两者兼而有之；而伯克利负重器项目完全着眼于下肢外骨骼。上肢外骨骼一般用于操纵重物，通常在仓库，生产设施和配送中心中使用（如[1]-[4]）。 下肢外骨骼通常在携带重物长距离（通常是在户外)）运动和不能通行轮式车辆的路况条件下使用 。

伯克利负重器有很多应用，它可以提供给战士，救灾人员，消防队员，以及其他紧急救援人员能够运载重要负载的能力，如运载食品，救援设备，急救用品，通讯装备和武器，而不需要具备苛刻的劳动力。这是我们的愿景，伯克利负重器会为关键任务设备提供一个多功能运输平台。

2. 背景

第一个活动外骨骼出现在60年代末和70年代初的通用电气公司（GE）和在贝尔格莱德的Mihajlo Pupin研究所。在通用电气公司[5]哈迪曼项目都是非常大的全身外骨骼系统，重达680公斤使用主从式系统进行控制。安全考虑和复杂性问题使它无法正常行走，甚至无法稳定地移动它的腿。贝尔格莱德外骨骼是一个和人一样大小的下肢机器人，旨在帮助恢复截瘫[6]。类似哈迪曼项目，它从来就不可能带着它自己的能源，贝尔格莱德骨骼只能遵循已编程序进行步行运动，从而大大限制了它的效用。然而，这个项目确实产生零力矩点控制概念，而该概念目前仍然在人形机器人方面使用。

继 1970 年的尝试之后，相对较少的人还在继续研究下肢外骨骼。 1993 年的时候在美国加州大学伯克利分校有一个项目叫电力扩充器[1]。这个类似于哈迪曼的计划是使用电动驱动的全身外骨骼来增强人类的能力。伯克利项目采用力传感器来检测和描述人的空间方位信息，但在行走方面仍然只取得了非常有限的成功。

21世纪以来，在下肢外骨骼研究方面又重新得到了关注。在日本，神奈川技术研究所开发出一种全身“可穿戴动力套装”，以独特的气动执行器驱动[7]。在他们的三个执行机构（膝，腰，肘）都是通过测量人体肌肉相应的硬度来进

这项工作是由DARPA资助部分资金DAAD19-01-1-0509。

行控制的。有限的驱动和便携式电源供应不足这一制约限制了这款外骨骼的应用。

在日本筑波大学开发的轻量级动力辅助装置，哈尔[8]。 哈尔使用肌电图传感器来测量人的腿部肌肉和地面反作用力，然后根据肌电图信号来控制其在膝盖和臀部的电动执行机构。这种外骨骼有一个随身电源，但只能用来协助穿戴者的腿部肌肉，它不能进行外部负载。

现在仍在开发不少其他旨在用来帮助残疾人的下肢外骨骼([9],[11])。除了外骨骼,其他的一些有效的下肢设备也是值得一提。 一个现代康复设备就是一个下肢运动教练，Lokomat（[12]和[13]）。机器人的躯干是安装在人体上,使其穿戴者能够在预定的路径上行走，而不是用来携带负载的。虽然不是外骨骼，但是一个成功的产品所都要面临类似于Lokomat的挑战。Yobotics开发的RoboKnee是一种自带动力的膝关节矫形器，旨在加强穿戴者在行走过程中的的力量和耐力[14]。RoboKnee使用地面反作用力来估计所需膝关节力矩。另外，在日本的北海道大学研究人员正在为背部设计一个电力辅助装置。在大腿和躯干连接出处，该装置采用肌电传感器来控制它的电动马达。各种各样的有效地矫形器也正在开发之中，如自带动力的气动式肌肉踝关节矫正[16]。

伯克利下肢外骨骼（伯克利负重器）项目开发了一个积极自主的外骨骼本身就有能力支撑自己的自重并能运载外部载荷。以前所有的外骨骼不是固定在一个固定的动力源上就是没有足够强大的力量进行外部负载。此外，伯克利负重器是将有效载荷产生的力量转移给地面，而不是像矫形器和背带那样让穿戴者承受负载。为了解决步行外骨骼所固有的复杂性，BLEEX项目开发了一种新型控制方案,从而消除了人与人之间或人与机器人之间的尺寸差异的问题。

3. 外骨骼的控制

伯克利负重器的控制算法是在两个外骨骼之间使用最低限度的相互作用力来保证外骨骼契合操作者的运动。此外，这种控制方案无需对操作者进行直接测量甚至不需要对外骨骼与操作者接触的地方进行测量（例如在两者之间没有力传感器），取而代之的是只基于对外骨骼的测量，以使控制器估算出如何移动，可以使得操作者感到非常小的压力[17]。这种控制方法解决了测量互动力或者人体肌肉活动在测量过程中产生的关联性问题。

伯克利负重器的基本控制原理是基于这样一种概念，外骨骼系统需要迅速的契合穿戴者发出的随意的或者自然而然的运动，不得延误。这就要求外骨骼对所有的力和力矩具有一个高水平的响应灵敏度。该伯克利负重器的控制系统仅仅通过了对外骨骼系统进行变量测量就提高了闭环系统对操作者的力量和力矩的灵敏性[17]。

该伯克利负重器也有两个现实的问题。首先，对外部力具有较高灵敏度的外骨骼在对外部力进行回应的时候无论这个力是不是来自于穿戴者它都会进行回应。例如，如果有人推了一个具有较高的灵敏度的外骨骼一下，那么它就会认为这个力来自于穿戴者而进行运动。外骨骼稳定性的关键在于防止外骨骼对外部力进行回应，而这一点取决于穿戴者的迅速移动能力（如退一步或侧身）以便为她自己/他自己和外骨骼创造一个稳定的处境。因此，这时候就需要一个很宽的控制带宽以便于外骨骼回应无论是穿戴者的自愿和非自愿运动（即条件反射）。第二个问题是，这种控制方法对参数的变化有小的鲁棒性，因此需要一个具有比较好的动态模型的系统[17]。

4. 结构设计

设计一个下肢外骨骼最重要的一点是为腿部选择一个整体结构的构架。许多不同的布局可以将四肢关节结合起来，形成一个有效的腿，但任何结构一般都会分成几个类别:

A. 拟人化设计

拟人化方案试图使构架完全匹配人类的腿（图 2）。通过运动学匹配人体自由度和肢体长度，外骨骼的腿的位置恰好符合人体腿部的位置。这极大的简化了许多设计问题。例如对于人/外骨骼的碰撞这个问题就不需要关注了。但是，一个关键的难题是在设计关节时人类的腿关节是不能复制使用一些通用技术的。 例如，人的膝盖不能进行纯粹的旋转并且重复运动会导致需要

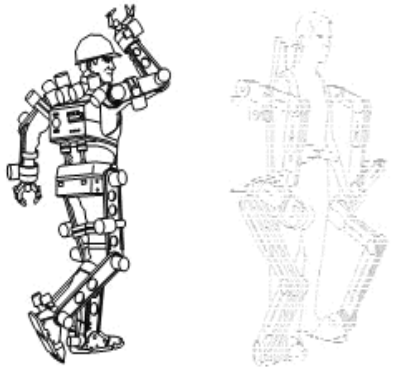


图 2拟人化构架的例子（左）和非拟人化的构架的例子（右）。

一个复杂的（也许会不太稳定的）机械系统。在这个构架中的另一个关键点就是外骨骼的长度必须等于人类肢体长度。这意味着，对于不同的操作者穿戴外骨骼时，外骨骼的四肢高度必须可以进行调节。在一般情况下，人们都会错误的认为拟人化方案是最佳选择，因为它可以使外骨骼更加契合操作者而无论操作者是否有这种需要。

B. 非拟人化的结构

虽然不同于常见的外骨骼设计，但是许多非拟人化的设备是非常成功的，例如自行车。非拟人化构架为腿的设计开辟了广阔的可能性只要外骨骼不会干扰或限制操作者就行（图2）。开发一种不同于人腿但是却依旧可以通过一些必要的行动来移动脚并且具有现实意义的构架是非常困难的（如拐角处的转弯和深下蹲）。在非拟人化设计中外骨骼必须避免那些操作者无法控制但是会对操作者产生强迫外力的结构，因此安全问题变得更加突出。这种体系结构的另一个问题是，外骨骼腿可能会经常与人腿或与外部物体发生碰撞因为外骨骼关节不与人体关节位于同一个地方。

C. 伪拟人化

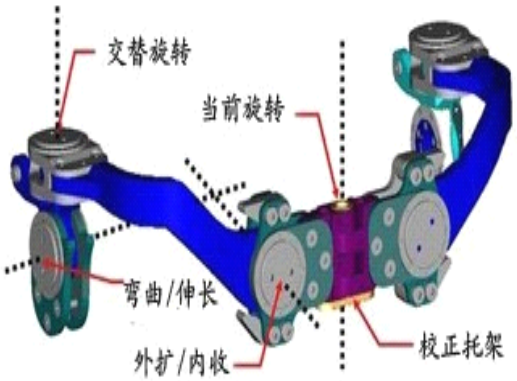
为了与外界环境之间保持最大的安全性和最小的碰撞，伯克利负重器项目选择了一个几乎拟人化的架构。这意味着伯克利负重器的腿在运动学方面类似于人类的腿，但不包括人类双腿所有的自由度。此外，伯克利负重器的自由度纯粹都是旋转关节。由于人类的腿和外骨骼腿的在运动学上并不完全相同（只是类似），人体与外骨骼也只是在四肢进行了刚性连接（脚和躯干）。任何其他的刚性连接将会因为运动学上的差异而导致大量的力会作用在操作者身上。

5. 自由度

由于BLEEX是伪拟人化系统，因此它像人体一样有髋关节，膝关节，踝关节，但这些关节的细节却不同于人体。总体而言，BLEEX的每个腿有七个不同的自由度：

- 髋关节3个自由度
- 膝关节一个自由度（只有一个曲伸自由度）
- 踝关节三个自由度

人体的髋关节类似于一个球和一个具有三个自由度的插座关节[18]。所以很自然地设计了一个具有三个自由度的外骨骼髋关节，使得满足三个旋转轴线通过人体中类似于球和插座的髋关节这个条件。然而，通过对几个模型和设备的设计，我们了解到，这些设计限制了运动范围并且导致人的臀部会产生奇异的姿势。因此，将会选择在人体后面用一个单轴的旋转关节来作为双腿的髋部旋转关节，如图 3 所示；因此它不再穿过人体髋关节。此外,另一种方法是将旋转关节直接安装在用于测试目的的每一条外骨骼腿上。这两个髋关节的外展/内收和弯曲/伸展轴都穿过人体髋关节。



图。3 ELEEX髋部的自由度（从背面看）。虽然这两个外展/内收和弯曲/伸展的轴都穿过人体髋关节的中心，但是转动轴却没有。在外展/内收轴两者之间的可调节支架是可以更换的以适应配戴者的各种宽度。

人类的膝关节是一种在股骨和胫骨之间发生滚动和滑动的复杂结构，它允许膝盖弯曲时关节的中心发生旋转[18]为BLEEX的膝盖选择一个纯粹的旋转关节将会使问题变得简单和鲁棒性，除了更直接的动态建模，却使得外骨骼的膝关节不同于人体的膝关节。此外，BLEEX膝盖缺乏人类膝盖能够“锁定“腿的能力，因为它不具备运动的旋转中心。

就像人的脚踝，BLEEX的脚踝也有三个的自由度。它的弯曲/伸展轴与人体踝关节的弯曲/伸展轴一致。为了简单化设计，BLEEX的踝关节的外展/内收和旋转轴都不通过人的脚并且形成一个超出人体脚的范围的平面（图4）。

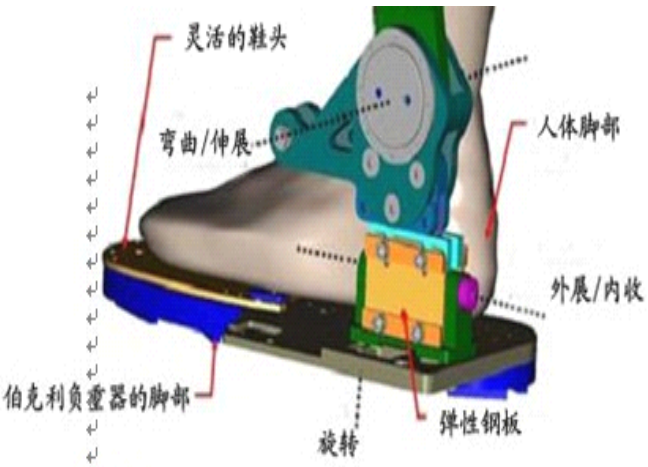


图. 4 伯克利负重器脚踝的自由度。，只有弯曲/扩展轴通过人的踝关节。外展/内收和旋转轴未通电，但配备有适当的阴抗。

在BLEEX的脚上会添加一个额外的自由程度。在外骨骼脚部的前面，在操作者脚趾的下面，它会使得外骨骼

的脚和人体的脚可以柔顺的进行弯曲（见第IX.B）。

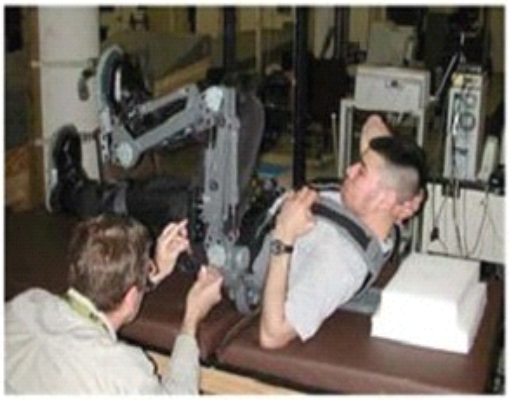
6．运动范围

伯克利负重器的运动学接近人体运动学，所以伯克利负重器关节的运动范围是由对人体关节的运动范围的研究决定的。最起码，在人行走的过程中伯克利负重器关节活动的范围应等于人体的运动范围（如表1的第一栏所示），这可通过检查临床步态分析（CGA）的数据而发现（[19]- [21]）。安全因素决定了伯克利负重器的活动范围不应该超出操作者的运动范围（表一栏3所示）[22]。对于每一个自由度，表1的第2列列出了一系列伯克利负重器的运动范围，在一般情况下，伯克利负重器的活动范围应该大于人行走时的运动范围并且应该小于人体得最大运动范围。

表 1
伯克利负重器的关节的运动范围

	人行走时的最大值	伯克利负重器的最大值	男性军人的平均最大值
脚踝弯曲	14.1°	45°	35°.
脚踝伸展	20.6°	45°	38°.
脚踝外展	无效	20°	23°.
脚踝内收	无效	20°	24°.
膝弯曲	73.5°	121°	159°.
髋关节弯曲	32.2°	121°	125°.
髋关节伸展	22.5°	10°	无效.
髋关节外展	7.9°	16°	53°.
髋关节内收	6.4°	16°	31°.
外部总旋转	13.2°	35°	73°.
内部总旋转	1.6°	35°	66°.

理想的情况下，为了成为最容易操作外骨骼，人们会渴望有一个系统的运动范围稍微低于人体的最大运动范围。然而，BLEEX 采用线性驱动器（见第八节），所以一些关节的运动范围减少，以防止运动制动器的轴通过关节中心。如果不这样防止，就可能因为关节的结构导致执行机构无法产生足够的转矩。此外，所有的关节活动范围在原型测试期间都进行了测试和修订（图 5）。例如，模型试验



图。5用于测试和修改自由度，运动范围，和工效的伯克利负重器的实体模型。这些技术原型都是在熔融沉积成型（FDM）的机器的基础之上建立的。

决定了伯克利负重器的踝关节的弯曲/伸展运动范围需要大于人体踝关节的运动范围，以适应人类脚的自由度较小，无法模拟伯克利负重器的脚。

7. 用什么关节进行驱动？

伯克利负重器的每一条腿有七个自由度（8个灵活的脚趾），但是对这些所有的自由度都进行驱动的话会导致不必要的高能耗和控制的复杂化。相反应该只对那些需要大量的能量的关节进行驱动。作为第一步，驱动主要是为步行设计的，因此排气口的数据被用来确定哪些自由度在行走时消耗功率。

正如所预料的那样,电力消耗最大的是踝关节，膝关节，髋关节的弯曲/伸展（[18]，[19]-[21]，图. 6）。踝关节和髋关节都需要大量的能量因此需要进行驱动。在行走过程中膝关节需要的主要是负面功率(它吸收功率）然而，当上台阶和斜坡，或蹲的时候，膝关节便成为了为系统增加驱动能量的关键 [23]（图. 7). 因此，膝关节也需要驱动。

除了弯曲/伸展关节,髋关节外展/内收在行走过程中也需要大量的能量，因为它提供给了侧向平衡力量;因此,伯克利负重器的髋关节外展/内收关节需要驱动。根据适配

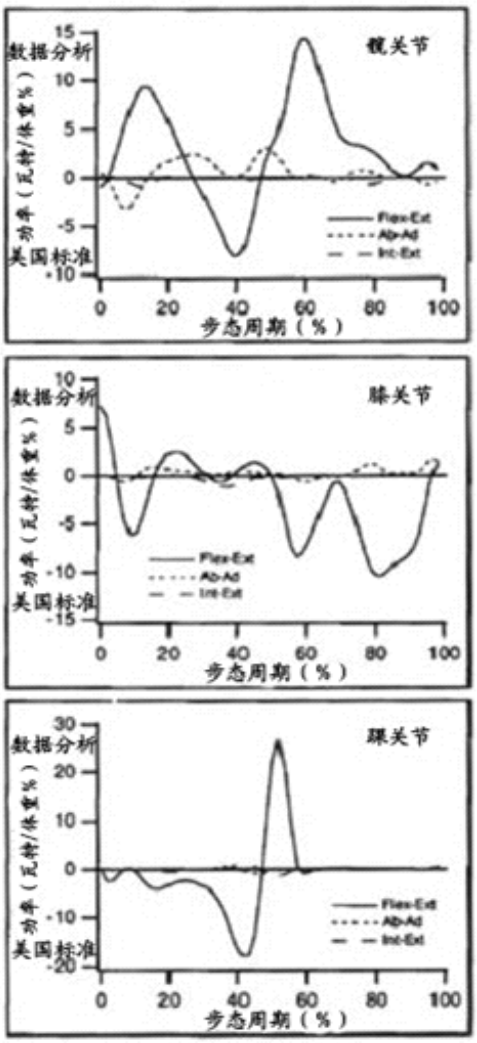


图. 6人类在步行过程中所需要的功率. 最大部分的功率是被踝关节，膝关节，髋关节的弯曲/伸展关节所消耗. 除了这些关节，髋关节的外展/内收运动消耗的是第二大部分的功率[18]。

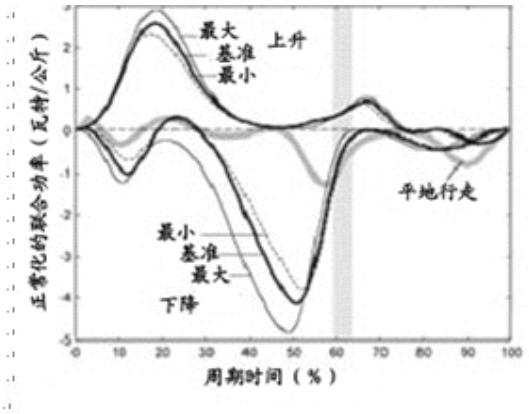


图. 7膝关节在上/下楼梯时所需要的功率. 膝关节在上楼梯时需要大量的功率（而不是像它在平地行走时那样吸收功率）[23].

器的数据，其他的自由度（髋关节的旋转，踝关节的旋转，和踝关节的外展/内收）在行走过程中都只需要消耗非常少的功率因此不需要驱动（图.6）。图. 8总结了伯克利负重器所有的自由度，并指出其中哪些关节是需要驱动的。而那些不需要驱动的关节可能会有弹簧，或其他阻抗，以减少对人体肌肉的负载和增加舒适度。

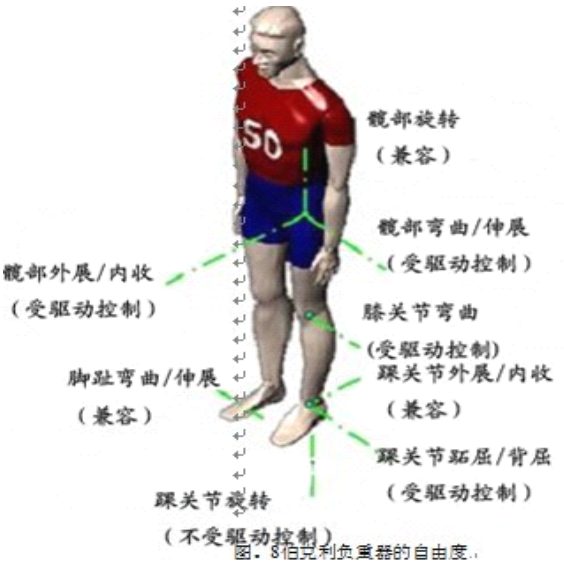


图. 8伯克利负重器的自由度.

8. 执行机构的选择

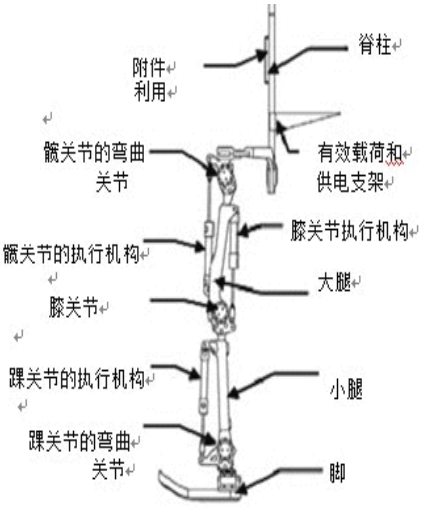
伯克利负重器是完全自主的，自己携带自己的电源,因此在执行任务期间节能是关键。我们竭尽全力保持外骨骼的腿和致动器，结构紧凑，重量轻，以减少外骨骼对能量的消耗。此外，该驱动系统的功率效率是至关重要的。

液压执行器有较高的功率系数（电源执行机构的重量比），因此执行器最小化的设想得以成为可能。此外，在很大程度上是由于液压油导的不可压缩性导致了一个相对较高的控制带宽。然而，液压系统可能会在它的伺服阀上浪费大量的功率，因为再通过伺服阀的时候压力会产生较大的下降。伯克利负重器主要使用线性液压执行机构因为它体积小，重量轻，高功效。回转液压执行器通常要么内漏要么会有大量的摩擦。假设供应压力为 6.9 兆帕（1000 磅），伯克利负重器的执行器的尺寸大小足以根据 CGA 表中的数据提供关节所需力矩[24]。伯克利负重器的所有关节使用 19.05 毫米(0.75 英寸) 的孔, 双作用线性活塞缸。一旦为了确保必须的运动范围[表 1]和必须的转矩[24]而选择执行机构的尺寸和安装位置时，关节的速度数据将被用来确定在行走过程中所需要的流体的平均流速。伯克利负重器的电源在任何时候都会为伺服阀提供值恒定为 6.9 兆帕（1000 磅）的压力，而不管执行机构所需要的力和速度。因此，每一个执行机构的平均液压动力都取决于平均流速和平均压力的乘积。对于伯克利负重器来说在行走过程中它的踝关节，膝关节和髋关节的弯曲/伸展关节平均需要 1.3 千瓦的液压力[24]。因为除了行走以外还有其他的运动并且还要考虑到髋关节的外展/内收执行机构

所以还必须额外附加一个 540 瓦的液压力。选择 4 路，双级的伺服阀来控制执行机构是因为它的高带宽，高流量，低电力要求。这些阀门每一个大约需要 28 W 的液压动力，因此八个阀门总共需要消耗 224 瓦的电能。对于一个 75 公斤的伯克利负重器（包括有效载荷）以 1.3 米/秒的速度行走全部大约需要 2.27 千瓦，或 3.0 马力（含 10%的安全系数）的液压动力[24].

9. 伯克利负重器的设计

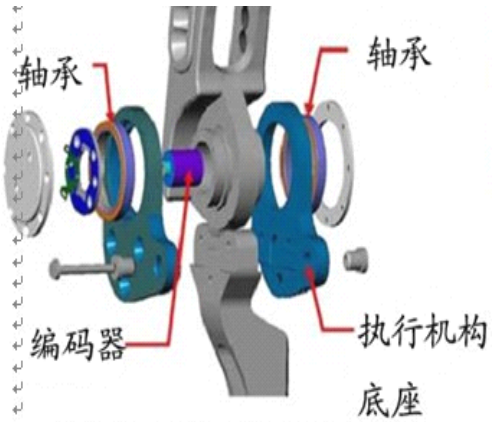
图.9是伯克利负重器的整体模型（简要的介绍了伯克利负重器的主要部件）。下面的章节(A - E)讨论了主要部件的关键特性。



图。9 伯克利负重器的模型（简要的介绍了伯克利负重器的主要部件）。

A. 驱动关节的设计

伯克利负重器的关节为负载提供大量的力和离轴弯矩，但却拥有一个修长的轮廓，不休息,低摩擦。如图。10所示，联合结构也拥有一个编码器来保护传感器。两个全套飞机轴承（径向额定负荷30.6千牛）的间距为2.5厘米，拆开来处理力和离轴弯矩作用。所有可驱动的伯克利负重器的关节是都是相同的，除了他们的驱动器安装位置。



图。10 伯克利负重器的关节设计。所有伯克利负重器的驱动关节都设计的相当精确以抵抗大的离轴弯矩，具有小摩擦的同时隐瞒联合编码器。

B. 脚部的设计

伯克利负重器的脚部是一个重要的组成部分，因为其具备多种功能:

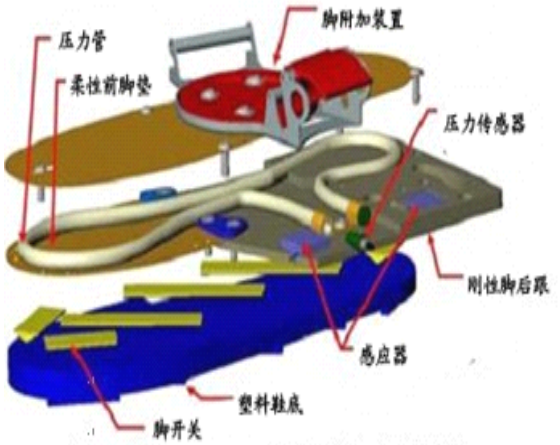
•它将伯克利负重器的重量转移到地面上，所以它必须有结构上的完整性和在周期性的力量存在环境下具有较长的寿命。

•人体和外骨骼这两者之间是刚性连接，因此它必须确保操作者感到舒适。不舒适的连接强加在人体上的话将会导致一个不自然的行走并且会有不适当的力作用在操作者身上。

•它测量的是脚的压力中心的位置，因此，确定了脚在地面上的结构。对于伯克利负重器的控制系统来说这个信息是必要的[17]。

•它可以测量人体的负荷分配（人的每条腿需要承受多少人的体重），它也可用于伯克利负重器的控制系统。

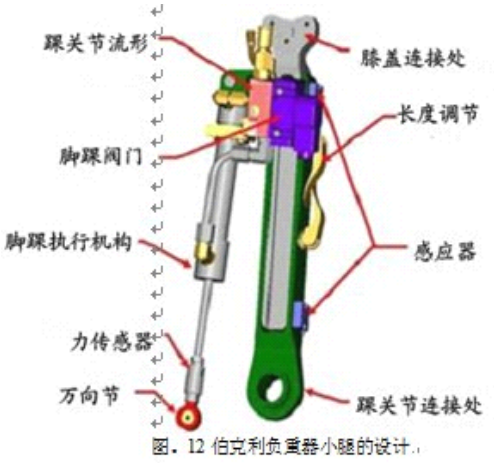
如图 11 所示，脚的主体结构有能够将负荷转移到地面的僵硬的脚跟和舒适灵活的脚趾。 操作者的靴子通过一个约束力牢牢地连接在了外骨骼的脚部。沿脚的底部，开关可以检测到脚与地面接触的部分。为了达到坚固性，这些开关被制造成一个橡胶底的。图 11 说明的是负荷分配传感器，填充在人体脚部和外骨骼脚部主要结构两者之间的是一个装满液压油的橡胶制成的“压力管”。只有人体的（不是外骨骼的）重量转移到压力管上并且被传感器测量。该传感器使用的控制算法来检测他们的左腿相对于他们右腿的地方有多少重量。



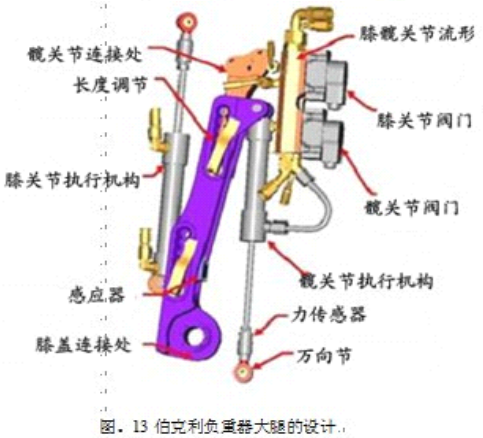
图。11伯克利负重器脚部的设计（分解图）

C.小腿和大腿的设计

该伯克利负重器的小腿和大腿的主要功能是结构支撑和将弯曲/伸展关节连接在一起（图 12 和图 13）。无论是小腿和大腿都被设计为可调的，以适合从百分之 5 至百分之 95 的人；他们是由两部分组成，两者之间可以相互滑动然后锁定在所需要的长度。



图。12 伯克利负重器小腿的设计



图。13 伯克利负重器大腿的设计

为了尽量减少液压工作路线，设计了一个专门控制在阀门,致动器,供应,和返回线之间流体线路的集合管。这些集合管直接安装在气缸上以减少液压阀门和执行机构之间的液压距离，最大限度地提高执行机构的性能。执行器，分水器，踝关节的阀门都安装在小腿上，而制动器，集

成块，膝关节和髋关节的阀门都在安装在大腿上。一个集合管装在膝关节的执行器上，为膝关节和髋关节的致动器提供液压油路。

D. 躯干设计

如图14所示，伯克利负重器的躯干连接至臀部结构（如图13所示）。 电源，控制计算机，有效载荷都安装在躯干的后面。 图14也说明了执行机构、阀门和髋关节众多的外展/内收关节。安装在躯干上的测斜仪为控制算法给出绝对的角度考。

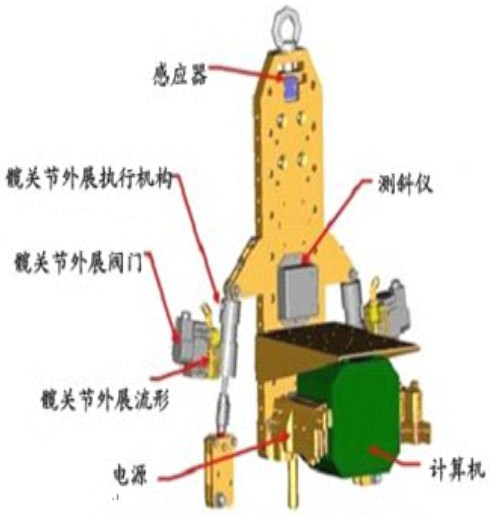


图14. 伯克利负重器的躯干设计（从背后观看）

定制电子板（称为远程I/ O模块RIOMs）用于获取传感器的所数据，于控制计算机进行通信（称为主管I / O、模块或SIOM)[25]。一些RIOMs随着SIOM一起都被安装在了伯克利负重器的躯干上，在图14上做出了说明。

操作者在使用过程中都会佩戴躯干前面配备的安全带的。安全带（如图15所示）对于操作者来说是第二个刚性附着点。一般情况下，安全带由一个弯曲的，刚性的连接到躯干上的背板组成。它也包括舒适的和背包带一样的能够固定操作者并且能够分担任何加载在操作者躯干，胸部，肩部和上背部的压力的肩带。有一些肩带是为了给操作者提供最大限度的舒适度而装备的。 不同于大多数运动肩带，外骨骼肩带必须可以均布来自任意方向的力和力矩。从理论上讲，完美的控制下,只需要平衡操作者于机器之间传输的的负载，但是随着控制器的发展，安全带需要承受任何可能的负荷。

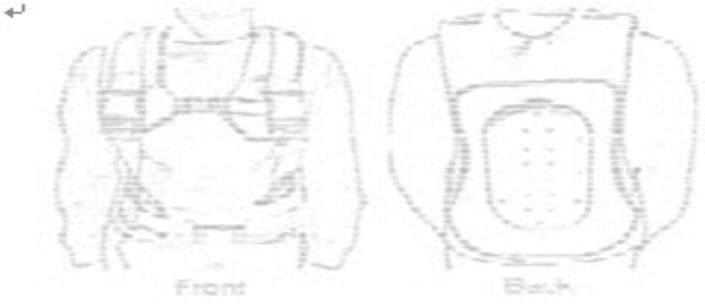


图15. 外骨骼肩带的概念展示，肩膀和腰部皮带（前面）和刚性板连接在外骨骼的脊柱（背部）。

E.最终设计

图。16显示了当前伯克利负重器的设计。黑背包包住电源，电脑控制器，有效载荷。

10.结论和未来的工作

图16. 伯克利负重器的最终设计。

虽然仍有重大的工作需要去做，但是伯克利负重器已经一边携带自身的重量一边自己产生动力的成功行走了。这使得伯克利负重器成为了第一个具有携带有效载荷的能力的自主下肢外骨骼。目前伯克利负重器已经被证实可以支持多达 75 公斤(外骨骼的自重+载荷),并以 1.3 米/秒的速度行走，并且通过大量的试验证明无需任何人为传感或编程的运动，伯克利负重器就可以尾随操作者的行动。

当前对伯克利负重器的研究工作主要是研究预测和实测的性能数据之间的差异性和分析提高系统效率的方法。外　骨骼的运作是一个测试当前和未来外骨骼的新型传感器，驱动方案，和控制方案的极好的平台。希望能不断改善系统的适应能力，伯克利负重器将会成为一款通过提高人体的承载能力和持续通过恶劣环境的能力的实用的装备。

参考文献

[1] H. Kazerooni, J. Guo, ″人体扩展器″ ASME杂志（主要关于动态系统，测量和控制）[j]，第115期,第2号(B),1993年6号。

[2] H. Kazerooni，“通过能量和信息信号的传递的人机交互作用”IEEE期刊上系统和控制论，V. 20,第2号，1990年3月。

[3] H. Kazerooni, S. Mahoney,“人类可穿戴的机器人系统的动力学和控制学”，ASME杂志（主要关于动态系统，测量和控制），V113，第3期，第279-387页，1991年9月。

[4] H. Kazerooni ，“加州大学伯克利分校的人体能力放大技术”，机器人于自控系统杂志，爱思唯尔，第 19 卷，1996 年，第 179-187。

[5] B.J. Makinson,通用电气公司，“研究与开发增强人类的力量和耐力的机器原型，哈迪曼 I 计划”，通用电气 S -71- 1056 号报告，斯克内克塔迪，纽约，1971 年。

[6] M. Vukobratovic, D. Hristic, Z. Stojiljkovic,“有效地拟人化的外骨骼的发展”医学与生物工程，66-80 页，1974 年 1 月。

[7] K. Yamamoto, K. Hyodo, M. Ishii, T. Matsuo，“适用于协助护士工作的电力协助装置的发展”JSME 国际杂志上发表的 c 系列,第 45 卷,第 3 号,2002 年 9 月。

[8] H. Kawamoto, Y. Sankai，“适用于残疾人的力量协助系统 HAL-3”。计算机科学讲义（LNCS），第一卷。2398 页，第八届国际计算机特殊需要会议，德国柏林,2002 年。

[9] Y. Mori, K. Takayama, T. Nakamura,“适用于轻微残疾人的垂直式移动设备的发展”IEEE 国际机器人和自动化会议(ICRA)论文集, 第 3 卷，第 2486 至 2491 页，新奥尔良，路易斯安那州，2004 年 5 月。

[10] D. Johnson, D. Repperger, G. Thompson,“移动式的用于帮助瘫痪，截肢者，和痉挛病人的设备的发展”第十五届南部生物医学会议论文集，IEEE，第 67-70 页，俄亥俄州代顿，1996 年 3 月。

[11] J. Misuraca, C.Mavroidis,“下肢人体肌肉的增强”，关于在机器人动

力学与控制研究进展的论文集，ASME 国际机械工程会议和博览会（IMECE），纽约，纽约州，2001 年 11 月。

[12] G. Colombo, M. Jorg, V. Dietz, “用于辅助截瘫病人的步态驱动矫形器”，国际医学和生物社会学工程（EMBS）会议论文集，第 22 次年刊，第 4 卷，第 3159-3163 页，芝加哥，伊利诺伊州，2000 年。

[13] S. Hesse, H. Schmidt, C. Werner, A. Bardeleben,"用于康复和研究电机控制的机器人的上下肢"在神经学的主流意见，V16, N6,705-710 页，2003 年 12 月。

[14] J. Pratt, B. Krupp, C. Morse, S. Collins, “The RoboKnee :一种用来在行走过程中增加力量和耐力的外骨骼系统” 国际机器人与自动化大会的论文集，第三版，第 2430 至 2435 页，新奥尔良，路易斯安那州，2004 年 5 月。

[15] K. Naruse, S. Kawai, H. Yokoi, Y. Kakazu,“紧凑的和轻型的可穿戴的电力辅助装置的设计”国际机械工程大会及博览会（IMECE）论文集，华盛顿特区，2003 年 11 月。

[16] D. Ferris, J. Czerniecki, B. Hannaford, “一个通过人工肌肉来实现的踝足矫形器”在第 25 次美国生物力学会议的论文集，圣地亚哥，加利福尼亚，2001 年 8 月。

[17] H. Kazerooni, L. Huang, R. Steger, “伯克利下肢外骨骼的控制系统（伯克利负重器）”，IEEE 国际机器人与自动化大会，2005 年 4 月，巴塞罗那。

[18] J. Rose, J.G. Gamble,1994 年，人类行走，第二版，威廉姆斯＆威尔金斯，巴尔的摩。

[19] C. Kirtley, “CGA 规范步态数据库”香港理工学院大学,10 位人的研究内容。可以查询:http:// guardian.curtin.edu.au/Cgn/data/

[20] A. Winter,国际社会生物力学，生物力学数据资源，步态数据。可查 http://www.isbweb.org/data/

[21] J. Linskell,CGA规范步态数据库，肢体配件中心，邓迪，苏格兰，青少年。可查http://www.isbweb.org/data/

[22] W. Woodson, B. Tillman, P Tillman, “人为因素手册”，纽约，

希尔集团，1992年，第550至552页。
[23] R. Riener, M. Rabuffetti, C. Frigo, “在不同趋势下的阶梯式上升和下降”步态和姿态,第十五卷,32 - 34页,2002年。
[24] A. Chu, H. Kazerooni, A. Zoss, "伯克利下肢外骨骼的仿生设计（伯克利负重器）"IEEE国际机器人与自动化大会，2005年4月，巴塞罗那。
[25] S. Kim, G. Anwar, H. Kazerooni,“用于控制和使用外骨骼系统的高速通信网络”美国控制协会，波士顿，2004年6月。