



可穿戴机器人研究进展:材料学角度

国瑞¹, 盛磊¹, 刘静^{1,2}

1. 清华大学医学院生物医学工程系, 北京 100084

2. 中国科学院理化技术研究所, 北京 100190

随着机器人技术的迅猛发展,可穿戴机器人作为一种可将人类智力与机械系统有机结合的智能设备,成为机器人领域新的研究热点。可穿戴机器人涉及机械、电子、生物等多学科领域知识,在人体功能增强、残疾人运动辅助、工业生产和军事侦察等方面有着广阔的应用前景。随着新材料的不断涌现以及控制算法的完善,可穿戴机器人的性能也在不断改进,并在生物医学及其他领域发挥着越来越重要的作用。本文从材料学革新角度出发,通过对现有可穿戴机器人的驱动方式和人机交互系统进行分类,从这两方面介绍可穿戴机器人的研究进展,剖析其中的机器人和材料的工作与控制机制,并对其未来的应用前景做出展望。

机器为人类的生产生活提供了极大便利,被广泛应用于各个领域,同时人与机器的关系也日益密切。尽管机器人所拥用的机械动力装置可以为人类提供充足的动力和极高的工作效率,但其智力水平却远远落后于人类。相反,人类的智力水平虽可应对各种复杂的环境,但其体能的不足却限制了许多任务的顺利完成。因此,将人类的智力与机器的机械系统结合,使机械装置成为人体一部分的可穿戴机器人成为机器人领域新的研究热点。据2006年第二次全国残疾人抽样调查显示,中国残疾人总数达8296万,占总人口的6.34%^[1]。人类肢体一旦缺失意味着不可再生,而传统的人工假肢仅能恢复肢体的部分功能。采用智能假肢代替人体残缺的肢体则可以基本恢复肢体的运动功能,部分智能假肢甚至可以恢复肢体的感觉功能。传统的治疗方法大多局限于物理疗法^[2],需要进行长时间的运动恢复训练,有些治疗方法对患者的创伤较大^[3]。相比而言,将可穿戴机器人应用于运动康复,借助机械装置辅助患者进行运动康复的方法则对患者的损伤较小,

而且可以在短时间内恢复肢体的运动功能。除了应用于医疗健康和运动康复外,增强人体的运动能力也是可穿戴机器人的重要研究方向。外骨骼机器人就是其中的典型代表,这种机器人可以显著增强人的腿部力量和携带负荷的能力,在军事领域有着极为重要的应用前景^[4]。

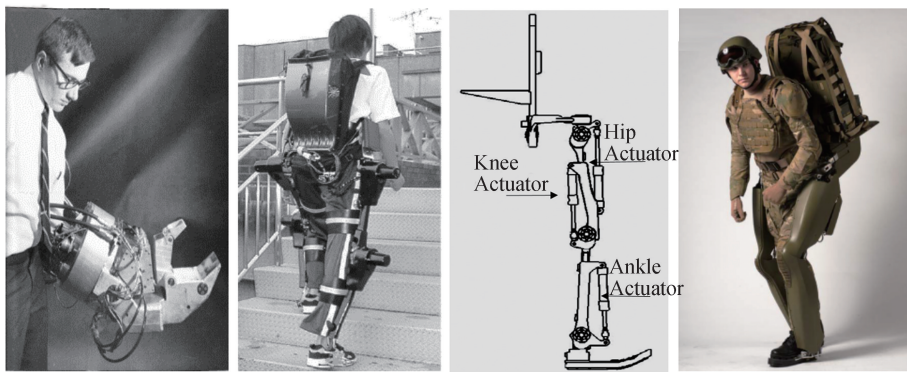
近年来,可穿戴机器人逐渐受到各国研究者的重视,作为人体运动系统的延伸,可穿戴机器人常用以恢复或增强人体的运动能力。常见的可穿戴机器人包括外骨骼机械服、仿生假肢或运动辅助装置等智能化机械装备。可穿戴机器人的出现很好地弥补了传统治疗方法的缺陷,为肢体功能再造提供了新的思路,其驱动方式和人机交互系统的技术进步日新月异。常见的驱动方式主要包括传统的电机或液压驱动、柔性人工肌肉驱动;人机交互系统的设计方案主要包括肢体映射控制、生物电控制、直接力反馈控制、体域网传感反馈控制以及人体感觉反馈等。本文从材料学革新角度出发,通过对现有可穿戴机器人的驱动方式和人机交互系统进

行分类,从上述两方面介绍可穿戴机器人的研究进展,并对未来的应用前景进行展望。

1 可穿戴机器人的驱动方式和材料技术

1.1 传统电机或液压驱动方式

传统电机或液压驱动装置利用电磁力或液压力提供强大的机械传动力,为关节活动提供动力。由于该驱动方式具有可提供较大驱动力以及原理简单、易于控制等优点,目前被大部分的可穿戴机器人所采用。20世纪60年代,美国通用电气公司开发的Hardiman外骨骼机器人体型巨大,采用电机驱动,其优势在于可以产生强大的驱动力以举起重物。在实验中,Hardiman可以轻而易举地举起重达250磅(1磅=0.4536 kg)的重物^[5],如图1(a)^[5]所示。随着能源技术和材料科学的发展,可穿戴机器人向着实用化方向发展,采用电机或液压驱动方式居多。如日本筑波大学Cybernics实验室研制出的世界上第一种商业外骨骼机器人Hybrid Assistive Leg(HAL)采用电机驱



(a) Hardiman型外骨骼机器人 (b) HAL-3型外骨骼机器人 (c) 第一代BLEEX机器人的结构模型 (d) 一种BLEEX机器人的原型机

图1 传统驱动方式的可穿戴机器人

动方式。HAL系统的动力由2个分布在髋关节和膝关节两侧的电传装置提供,该装置可以帮助使用者完成站立、步行、爬楼、举重等日常生活中的几乎一切活动^[6,7],如图1(b)^[7]所示。此外,采用液压传动装置提供动力的可穿戴机器人也投入到实际应用中,如加州大学伯克利分校研制成功了一种可以绑缚在士兵腿上的“伯克利末端外骨骼”(BLEEX)^[8],如图1(c)^[8]、(d)^[8]所示。BLEEX采用液压驱动器模拟人体下肢肌肉的运动模式,利用3个液压驱动器带动髋关节、膝关节和踝关节的运动,从而实现对人体下肢运动的模拟。整个装置重达75 kg,运动过程中需要消耗大量能源,以至于每次运动的时间仅能维持几个小时。虽然传统的电机或液压驱动方式可以提供较强的驱动力,但是其缺点也是显而易见的:首先,其驱动形式与人体的骨骼肌运动模式大相径庭,不利于人机协调运动;其次,其动作的完成需要消耗大量能源,需要配备相应的能源系统;最后,其机械部分自身重量较大、关节及支撑部件均为刚性结构,因此必然会影响到人体活动的灵活性。

1.2 柔性人工肌肉

传统驱动方式的刚性结构限制了肢体运动的灵活性,为解决这一问题,研究者从仿生角度出发,利用质量轻、

顺应性强的柔性人工肌肉取代传统的刚性驱动器,从而突破刚性结构对肢体运动的限制。在众多的柔性人工肌肉中,气动人工肌肉被广泛应用于可穿戴机器人的驱动设计。此外,各种具有人工肌肉特性的新材料不断涌现,成为人工肌肉研究新的热点。

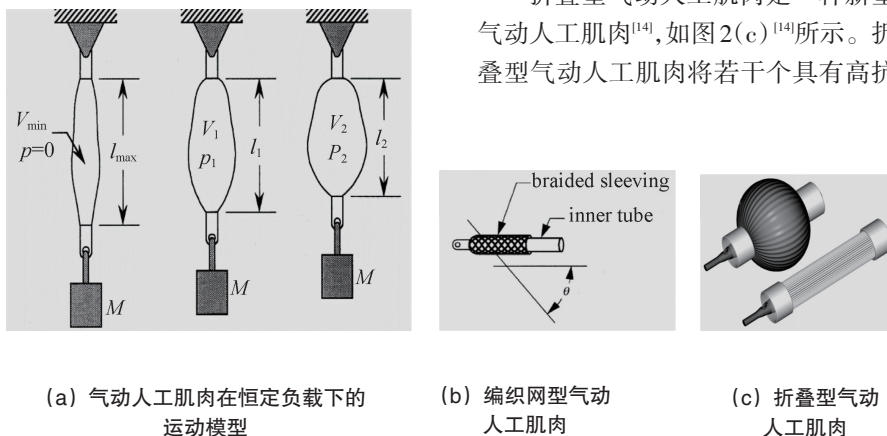
1) 气动人工肌肉。

气动人工肌肉具有质量小、顺应性强等特点,已广泛用于机器人动力研究中。气动人工肌肉的结构较为简单,内部是体积可以自由变化的薄壁囊腔,外部是用于限制其膨胀强度的支撑材料,两端使用连接件固定^[9],如图2(a)^[10]所示,通过操控气压实现自由收缩或直线

运动。采用气动人工肌肉作为机器人驱动装置需要根据其应用环境设计一系列的性能参数,如静态负载特性、顺应性、连接体配合、反应时间、最大收缩长度及功率、安全性及可替换性等^[10]。自20世纪30年代Garasiev提出气动人工肌肉的概念以来^[11],相继出现了各种形式的气动人工肌肉设计方案,主要包括编织网结构、内嵌膜结构以及折叠结构等。

编织网结构是出现较早,使用较广泛的一种气动人工肌肉结构,如图2(b)^[10]所示。编织网结构的主体是一个由编织网套管包裹的密封气囊。编织状套管沿气囊径向成一定角度螺旋排布。当向气囊内部充气时,气囊在压力作用下膨胀变形,并和外部网状结构贴合,使外部纤维网格夹角变大,从而沿径向收缩,带动负载运动;释放气体后,外部网状套管的弹性作用使其恢复原状。这种结构的典型代表是McKibben型气动人工肌肉。由于具有结构简单、与负载连接方便、运动形式类似于骨骼肌等特点,McKibben型气动人工肌肉是目前效率最高、应用最为广泛的气动人工肌肉之一^[12]。尽管应用广泛,但是McKibben型气动人工肌肉仍然有其不足之处,首先由于内部气囊与外部网状套管的摩擦使得这种人工肌肉在变形时存在严重的滞后现象^[13];其次,内部气囊的变形降低了对负载的作用力;此外,这种结构存在启动阈值,驱动气压必须超过启动阈值才能使其收缩。

折叠型气动人工肌肉是一种新型气动人工肌肉^[14],如图2(c)^[14]所示。折叠型气动人工肌肉将若干个具有高抗



(a) 气动人工肌肉在恒定负载下的运动模型 (b) 编织网型气动人工肌肉 (c) 折叠型气动人工肌肉

图2 气动人工肌肉的原理及典型分类



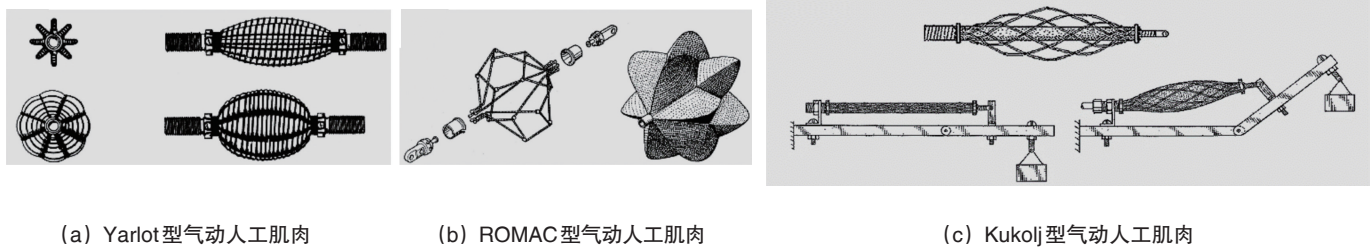
拉特性和高柔韧性的圆柱形薄膜沿中心轴方向连接在一起,薄膜两端则固定在连接器上。当向薄膜内部充气时,由于薄膜的抗拉特性和柔韧性,导致其中间膨胀最大,向两侧膨胀逐渐变小,两端则无膨胀,因而整个人工肌肉将缩短变粗。相比于编织型人工肌肉,折叠型气动人工肌肉不受摩擦力的影响,膨胀时不需要消耗很多能量,也不会造成输出功率的损失^[15]。

此外,研究者开发的其他结构的气动人工肌肉也得到一定应用,如1972年Yarlott设计的Yarlott型气动人工肌肉^[16]、1986年Immega和Kukulj设计的ROMAC型气动人工肌肉^[17]、1988年出现的Kukulj型气动人工肌肉^[18]等,如图3^[19]所示。

气动人工肌肉由于具有低成本、清洁、安装简便、高功率/质量比、自然柔顺性高、与生物肌肉类似的力学特性等优点,越来越受到研究者的重视。一些气动人工肌肉已经应用到可穿戴机器人的研究中。McKibben型气动人工肌肉的设计初衷就是作为临床康复理疗的辅助装置^[19]。McKibben设计的手指运动恢复装置采用二氧化碳气罐产生气压,驱动人工肌肉带动屈铰夹板使手指获得捏力,而手指松弛动作由弹簧提供,如图4(a)^[19]所示。由于当时受到科技水平的限制,McKibben型人工肌肉没有得到广泛应用。除了模拟骨骼肌的收缩运动外,通过改变气动人工肌肉的结构也可以实现多自由度的肌肉运动。例如,Cianchetti等开发出的基于

液压或气压的变刚性致动器是一个内部均匀分布3个气室的橡胶管。分别向3个气室内充气或注入液体就可以使橡胶管向不同方向弯曲,如图4(b)^[20]所示。

随着材料科学的发展,以气动人工肌肉为驱动方式的可穿戴机器人在运动康复领域得到广泛的应用。日本研究人员曾设计出一种用于小鼠步态恢复的软体机器人^[21]。这种机器人的核心部件是一个固定在小鼠胫骨与主体框架之间的柔性气压传动装置。该装置是一个硅橡胶材质的多腔体气动人工肌肉,通过改变内部气囊的气压可以实现其长度的变化。实验表明这种驱动器在内外压差为40 kPa的情况下,只需要0.37 s就可以实现20 mm的位

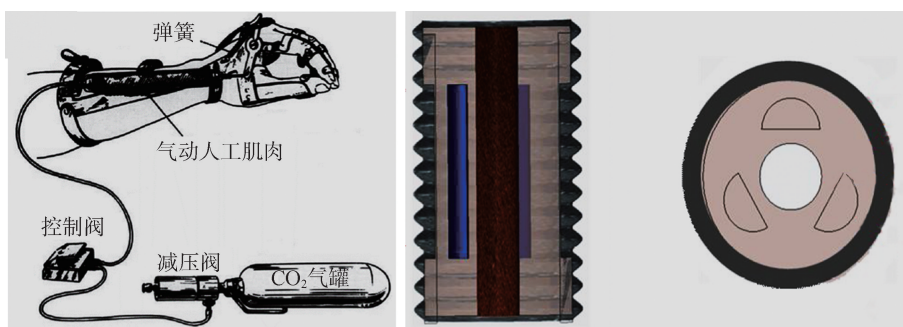


(a) Yarlott型气动人工肌肉

(b) ROMAC型气动人工肌肉

(c) Kukulj型气动人工肌肉

图3 其他类型的气动人工肌肉



(a) McKibben设计的手指运动恢复装置

(b) Cianchetti等开发的变刚性致动器

图4 气动人工肌肉的应用

移,并且可以实现频率为1 Hz的周期性运动,如图5^[21]、图6^[21]所示。

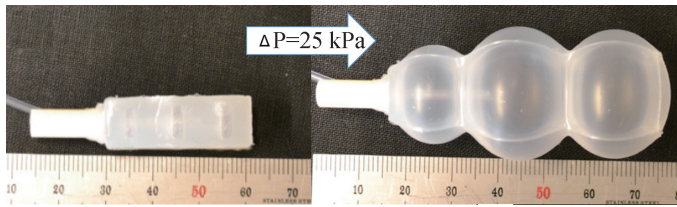
多自由度的下肢外骨骼机器人可以使下肢运动更为灵活,气动人工肌肉

的自然柔顺为设计多自由度的可穿戴机器人提供了可能。例如Salford大学研制的下肢康复训练外骨骼机器人可以提供10个自由度的运动^[22],如图7

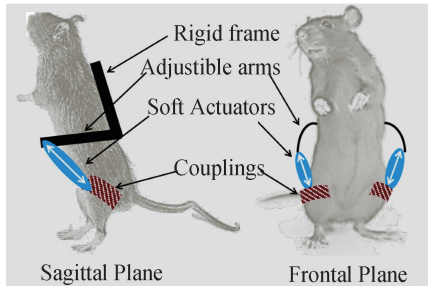
(a)^[22]所示。Wehner等设计的步态恢复下肢外骨骼装置则充分发挥了气动人工肌肉轻质量、高顺应性的特点,摆脱了自由度的限制,可直接驱动人体骨骼运动^[23],如图7(b)^[23]所示。运动自由度的提高意味着可穿戴机器人可以实现更为精细的运动,例如,Shadow灵巧手是英国Shadow公司基于空气肌肉研制出的一种机械手,它由36根人工肌肉组成,可以实现25个自由度的运动,其外形和功能都酷似人手^[24],如图7(c)^[24]所示。

2) 高分子聚合物人工肌肉。

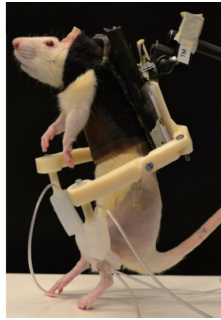
生物体中的天然肌肉可以产生很大的变形和很强的机械力。高分子聚合物人工肌肉则从仿生学原理出发,利用静电力、电致伸缩、离子嵌入和分子构象变化等方法实现变形,从而达到类



(a) 基于硅胶材质的软体致动器



(b) 软体机器人的总体设计方案, 其主体框架(黑色)固定在小鼠上身, 在臂梁和小鼠下肢之间为致动器(蓝色), 致动器下方为柔性胫骨固定器(棕色)



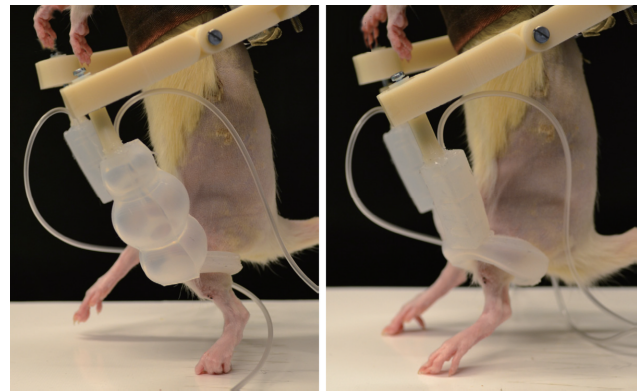
(c) 穿戴软体机器人的脊髓损伤小鼠

图5 小鼠运动康复软体机器人

似于自然肌肉的运动效果。根据高分子聚合物人工肌肉的变形原理可以将其分为电子型人工肌肉和离子型人工肌肉^[25]。电子型人工肌肉通过调控电场实现材料的变形, 因此也被称为电活性聚合物(EAPs)。电活性聚合物主要包括介电弹性体、压电聚合物、铁电聚合物、电致伸缩聚合物及液晶弹性体等材料^[26], 其变形机制包括静电力调控和电致伸缩两种模式。以介电弹性体为例, 变形机制属于静电力调控模式, 可以将其视为一个由高顺应性介电材料和电极组成的电容器。当电极两侧施加上千伏电压时, 两个电极之间产生的静电力在膜厚方向挤压介电材料, 使之在水平方向扩张, 关闭电压即可恢复原状。实验证明介电弹性体可以实现10%~100%的场致应变(图8(a))^[27]。在2005年第一届人机手臂角力比赛中, EMPA团队将介电弹性体用于机器人手臂, 并与17岁的女中学生角力, 如图8(b)^[28]所示。

铁电体聚合物是一类基于电致伸缩原理的电活性聚合物。聚偏氟乙烯

(PVDF)和它的共聚物是最常用的铁电聚合物。当对PVDF施加电场时, 可将无极性的alpha相转变为极性的beta相, 导致极化方向上的收缩和链方向上的伸长, 如图9(a)^[27]所示。离子型人工肌肉主要通过离子的运动产生形变, 主要包括聚合物电解质凝胶、碳纳米管复合材料、离子聚合物-金属复合材料和导电聚合物等^[26]。离子聚合物-金属复合材料(IPMC)是离子型人工肌肉中的典型代表。该材料由离子聚合物薄膜和镀在两表面的贵金属电极组成。离子聚合物膜内含有大量的阳离子, 以中和, 以共价键形式结合在聚合物骨架上的阴离子^[29]。电场导致离子浓度的改变, 从而吸引水分子移向聚合物的一侧, 导致层状结构向电极的一边弯曲。非均匀分布的水分子导致驱动器一侧溶胀而另一侧收缩^[26], 如图9(b)^[27]所示。这



(a) 显示左腿驱动器加压(20 kPa), 驱动器伸长使左腿落下 (b) 显示为与驱动器相连的胫骨固定器加压, 使其夹紧胫骨, 同时驱动器收缩, 使左腿抬起

图6 活体动物实验

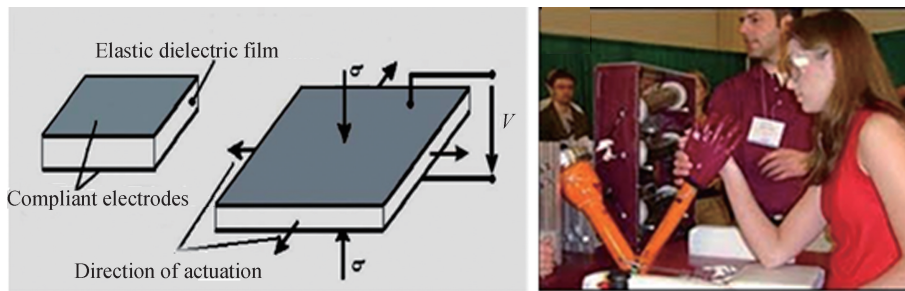


(a) Salford 大学研制的下肢康复训练外骨骼机器人 (b) Wehner等设计的步态恢复下肢外骨骼装置 (c) Shadow 灵巧手

图7 多自由度气动机器人

种电活性聚合物制作的人工肌肉可以在较低的电压下实现形变。此外, 碳纳米管复合材料作为离子型人工肌肉也得到一些研究者的重视(图9(c))^[27]。2006年, 《Science》刊登的1篇文章介绍了1种基于碳纳米管的人工肌肉。这种人工肌肉利用水中的溶解氧与铂催化剂反应产生的电荷移动来向碳纳米管传输电荷。碳纳米管中注入的电荷使碳纳米管材料中的电子互斥, 导致碳纳米管材料膨胀, 当不再注入电荷时碳纳米管就会收缩, 恢复原状, 如图9(d)^[30]所示。

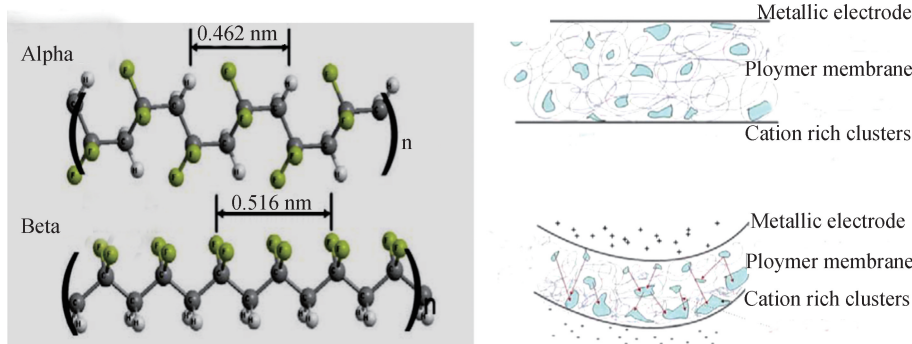
电子型人工肌肉一般具有响应时间短, 变形能力不受环境限制等特点,



(a) 介电弹性体的变形机制

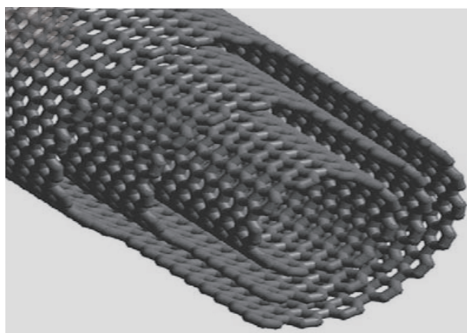
(b) 介电弹性体在机器人手臂中的应用

图8 介电弹性体致动器

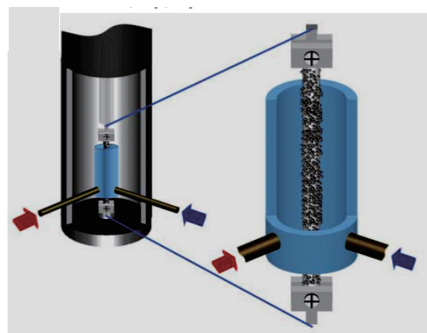


(a) 对聚偏氟乙烯 (PVDF) 的 Alpha 相和 Beta 相

(b) 离子聚合物-金属复合材料 (IPMCs) 的驱动模式



(c) 多层碳纳米管复合材料



(d) 基于碳纳米管的人工肌肉

图9 3种高分子聚合物人工肌肉

但是其驱动电压往往比较大,一般在千伏左右;离子型人工肌肉则可以实现低电压驱动,但由于需要溶液环境,其应用场合有所限制。针对目前离子型人工肌肉和电子型人工肌肉存在的缺陷,一些研究人员将注意力转向开发新型变形材料,并利用其他调控手段,如温度等实现人工肌肉的变形。2014年,《Science》杂志介绍了一种用渔线和缝

纫线制作的人工肌肉^[31]。将这种材料沿着固定方向卷曲则在加热时可使沿径向收缩,冷却则沿径向舒张;如果沿反方向卷曲,则这种肌肉在加热时沿径向舒张,冷却则沿径向收缩。实验表明,这种人工肌肉可以产生100倍于人体正常肌肉的收缩力,如图10(a)^[31]所示。2006年,《Science》杂志介绍了1种将有机物作为燃料的人工肌肉^[30]。该

人工肌肉将温控形变的金属丝置于装有有机燃料的烧瓶中。向烧瓶内充入氧气后,涂抹在金属丝表面的铂催化剂将催化氧气和有机燃料发生反应,生成水和热量,从而引起金属丝的形状变化。当热量散失后,金属丝能够回到原始形态,如图10(b)^[30]所示。

2 人机交互系统及机器与材料的协同控制

人机交互系统包括人体对机器人的控制系统和机器人表面传感器对人体的感觉反馈两部分。其中人体控制系统的研究较为深入,目前已发展出多种控制技术,而人体感觉反馈的研究尚处于初级阶段,目前主要通过电刺激实现感觉反馈,而新材料的顺应性研究有待加强。

2.1 人体控制界面设计方案

可穿戴机器人与传统机器人的不同之处在于其操作者是人,而非机器。可穿戴机器人控制系统的目的就在于使机器人成为人体的一部分,而穿戴者感受不到机器的存在。为使人 and 机器能够协调工作,完成任务,研究人员发展出一系列实现方法,包括肢体映射控制、生物电控制、直接力反馈控制和体域网传感反馈控制等^[4]。显然,由不同刚体或柔性材料构成的可穿戴机器,其所需的控制策略必然存在差异。

1) 肢体映射控制方法。

肢体映射控制方法是指利用人体自身动作控制机器人的运动。这一技术在下肢外骨骼机器人的研究中应用较多。例如,Johnson等设计的MAPAS下肢外骨骼运动辅助装置的控制采用手指关节控制下肢关节运动的方式。在MAPAS控制系统中,下肢每个关节的运动首先接受位于手指关节传感器的控制,以建立手指关节活动与下肢运动一一映射的关系。更高级的控制特征则由智能设备的控制算法实现,从而提高外骨骼的步态平衡和排除故障的能力^[32]。归丽华等^[33]开发的能量辅助骨骼服(NAEIES)系统采用上肢控制下肢的原理。人在行走时上肢的摆

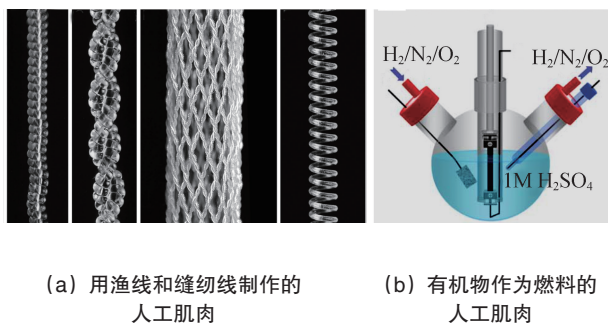


图 10 其他类型人工肌肉

动与下肢关节的活动相互配合, NAEIES 系统则利用这一特点, 通过位于上肢关节处的角度传感器采集上肢的运动信息作为控制信号, 经过后续的算法处理, 实现对下肢关节的控制^[33]。采用肢体映射控制机器人的方式可以实现操作者对机器人的实时控制, 增强了可穿戴机器人的人机交互能力, 但是这种控制方式限制操作者上肢的原有功能, 而且操作者需要一直对下肢发出操作指令, 这会浪费操作者体力。

2) 生物电控制方法。

生物电控制方法是可穿戴机器人控制领域中较为常见的一种控制方法, 并且在一些民用外骨骼机器人中得到应用。生物电控制方法主要通过测量人体生理电信号(如脑电、肌电等)实现对机械部分的控制。人体在运动过程中伴随着人体表面肌电(EMG)信号的变化, 通过检测人体表面肌电信号可以获得人体自身的运动状态及趋势, 从而实现外骨骼机器人或智能假肢的跟随运动。采用生物电控制方法实现对可穿戴机器人控制最成功的应用是来自日本的 HAL 外骨骼机器人。HAL 肌电控制系统采用双极型皮肤表面电极进行肌电信号采集, 经过前端电路的放大滤波, 及模数转换实现 EMG 信号的测量。在肌肉等长收缩过程中关节力矩与 EMG 信号可以视为线性关系, 因此可以通过测量 EMG 信号的相关参数来估计关节力矩的大小, 如图 11^[34]所示。

相比于肢体映射控制系统, HAL 肌电控制系统的控制过程更加自然。但是肌电控制系统存在的缺点也是明

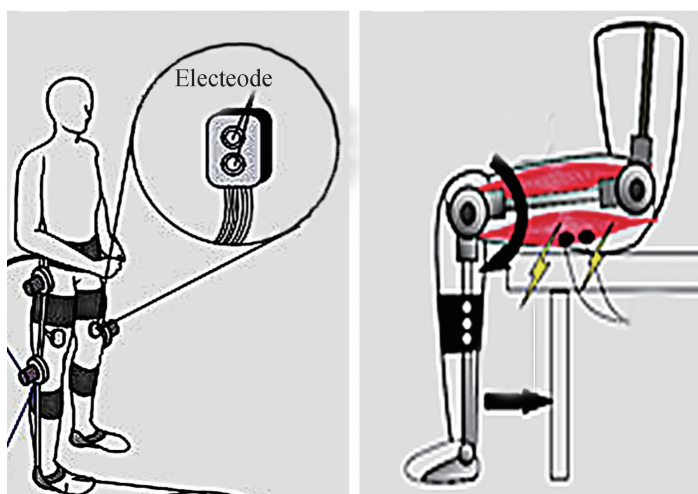
显的: 人体肌电信号与关节力矩之间的关系并不是一一对应的, 这使得肌电信号不能实现对关节的精确控制; 人体肌电信号存在明显的个体差异, 因此基于肌电信号控制的外骨骼机器人只能作为个性化设备; 在长期穿戴过程中肌电信号的采集电极容易脱落, 并且

且人体出汗会对肌电信号的准确性造成干扰。为解决人体表面肌电信号容易受到环境因素干扰的问题, 研究人员将肌电信号的采集电极直接安放在肌肉表面, 从而避免了电极脱落和出汗等情况的影响。例如, 2014 年 Ortiz-Catalan 等^[35]提出了一种肌电信号控制假肢运动的方法。该小组采用骨固定的方法将假肢植入到上肢残端的骨髓中, 通过放置在上肢残端肌肉中的电极采集到的肌电信号控制机械手的运动, 如图 12^[35]所示。

采集脑电信号实现对智能设备控制的方法称为脑机接口技术(Brain-Computer Interfaces)。该方法直接从

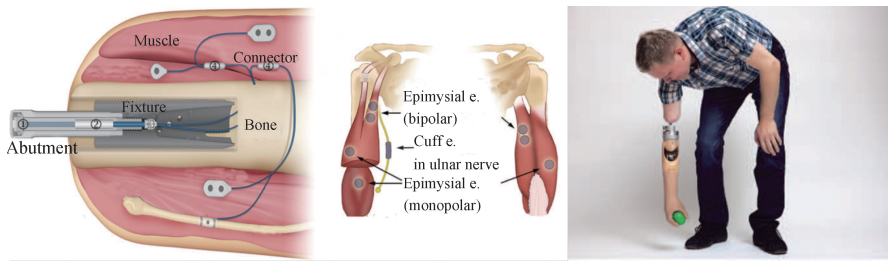
人体头部提取脑电信号, 通过对脑电信号分析处理, 得到特征参数用于控制相应的机械装置^[36]。近些年来, 将脑机接口技术用于控制运动康复机器人的报道屡见不鲜, 该技术在运动康复领域有着广泛的应用。脑电信号的提取是脑机接口技术的关键环节。人类大脑在活动时, 脑神经细胞群发生各种生物电活动, 脑电信号即是这种生物电活动在头皮表面或大脑皮层的整体反应。通过植入式电极或非植入式电极可以获得不同部位的脑电信号。特征提取是脑机接口技术研究的核心所在, 通过对复杂脑电信号的分析处理来抽取少量与受试者大脑活动关联最为密切的信息。通过对提取的 EEG 特征向量进行处理和分类, 实现对受试者的意识活动的判断。经过特征提取可以实现脑电信号到机械控制信号的转换, 可实现对外部设备的控制。

2003 年, 奥地利 Graz 大学研究者开发的基于运动想象脑电的康复系统将脑机接口系统与功能性电刺激系统相结合。在实验中让患者想象右脚运动, 经过一段时间的训练, 患者的脑电信号发生变化, 经过对脑电信号的特征提取与模式识别产生相应的控制信号,



(a) 放置在皮肤表面的电极 (b) 通过测量肌电信号的相关参数估计关节力矩的大小

图 11 HAL 肌电控制系统



(a) 电极安放位置

(b) 假肢在日常生活中的使用效果

图12 植入式肌电采集系统

用于控制安装在患者表皮的电刺激系统,最终使患者的左手抓握及手臂的伸屈的功能得到了一定程度的恢复^[37],如图13(a)^[37]所示。2008年,美国匹兹堡大学的研究者将一个微电极阵列植入到恒河猴大脑的运动区,采集多个神经细胞的放电信号,经过计算机的处理转换成机械装置的控制指令。经过一段时间的训练,猴子可以自由控制机械手臂的运动,并且达到很高准确度^[38],如图13(b)^[38]所示。

为了提高脑电信号控制机器人的准确性,研究人员将多种生物电信号结合起来,共同完成对外骨骼的控制。2012年,加拿大研究者开发的便携式脑机接口手臂康复系统,通过采集脑电信号对使用者的动作意识作出判断,同

时,将手臂的肌电信号引入到该系统中作为反馈信号,进一步提高该系统对人体动作识别的准确度^[39],如图14^[39]所示。

3) 直接力反馈控制方法。

直接力反馈控制方法通过在人体与机器的所有接触点安装力传感器,使人体与机器之间的作用力保持在一个预先设定的范围内。当肢体运动时,各个接触点的作用力发生改变,引起外骨骼产生相应的动作,以实现外骨骼和肢体的协同运动。例如, Kazerooni 和 Hayashibara 基于直接力反馈控制方法设计的用于增强人举重能力的上肢能量辅助臂,使上肢与外骨骼之间的压力随负载重量的增加而减小。由于机器承担了大部分的负载重量,因此人体可

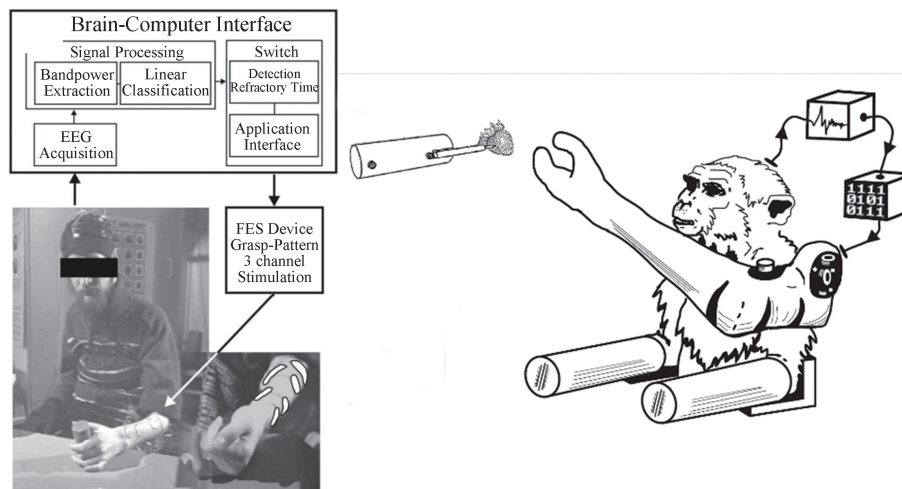
以承载更重的负荷^[40]。虽然直接力反馈控制系统的原理清晰,可以实现对机械装置的准确控制,但是人和机器的所有接触点都必须通过力传感器测量,因此力传感器的安放位置需要进一步论证,使得其可行性比较低。

4) 体域网传感反馈控制方法。

体域网传感反馈控制通过遍布于身体各处的多种传感器实时采集身体的运动信息,并实时计算出所需要的力量分配,以达到机器与人体的协同运动。例如,美国加州伯克利分校研制成功的“伯克利末端外骨骼”是该类控制系统的典型代表。伯克利末端外骨骼共有40多个传感器、液压接头,它们组成了一个类似人类神经系统的局域网。伯克利末端外骨骼可以根据用户的动作进行力量分配,调节仿生机械腿,将负荷重量分配到一对不锈钢架结构上,从而使佩戴者的负荷降低到最低水平^[41],如图15^[41]所示。虽然体域网传感反馈的多种传感器保证了对人体运动状态的准确测量,但是分布于身体各处的传感器使得构建的系统非常复杂,而且这些传感器对人体的自身运动产生一定程度的限制,因此不易推广和实现。为解决上述问题,一些研究人员将柔性材料应用于制造新型可穿戴传感器。例如, Mengüç 等将嵌入液态金属的弹性体制作而成的微流道柔性传感器,用于测量人体臀部、膝盖等处的关节角度,来反应人体的运动状态,如图16^[42]所示。

2.2 人体感觉反馈

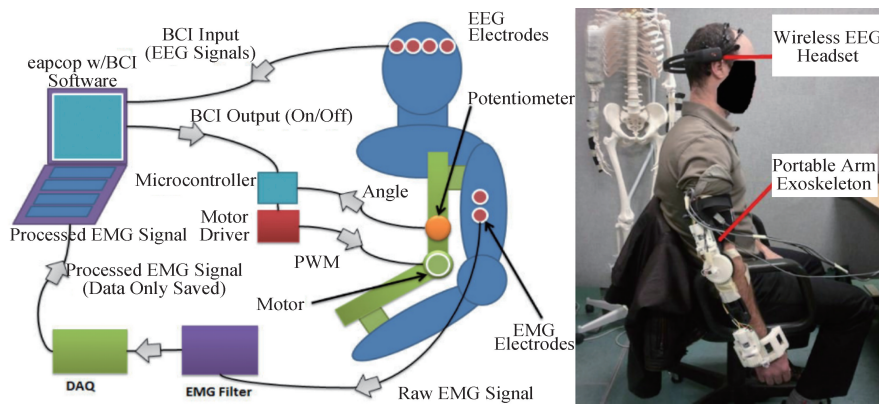
除了实现操作者对机器人的自然控制外,装配有各类传感器的可穿戴机器人还可以使机器人具有感觉功能,这对瘫痪、截肢患者来说具有十分重要的意义。目前,具有人体感觉反馈功能的智能假肢或外骨骼机器人一般采用力传感器将压力等信号转换为电信号,通过电极刺激人体神经系统,来产生相应的感觉。例如, Daniel 等利用神经接口技术使穿戴智能假肢的患者获得触觉。该系统将电极植入前臂中部的三处外周神经附近。以不同的刺激模式分别作用于三处神经可以使患者产生



(a) Graz 大学开发的基于运动想象脑电的康复系统

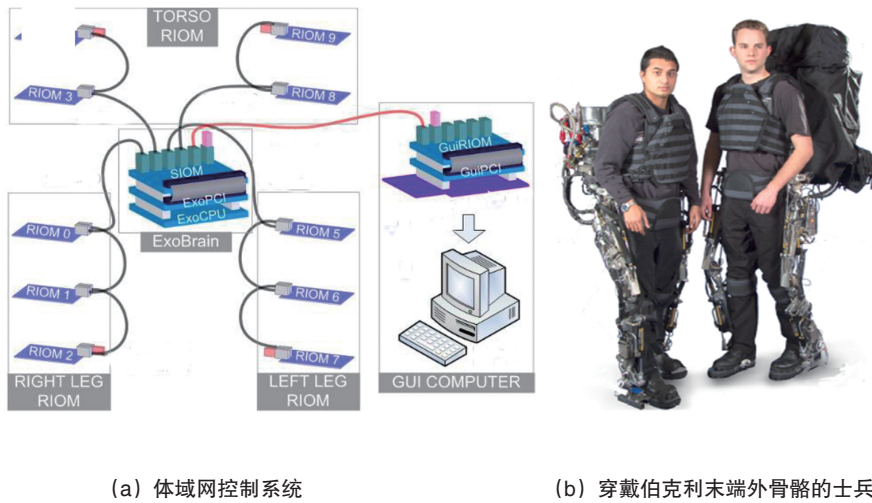
(b) 训练恒河猴抓取食物示意图

图13 脑电控制机械臂的实验



(a) 脑电信号与肌电信号协同控制系统原理示意图 (b) 患者通过该系统控制机械臂运动

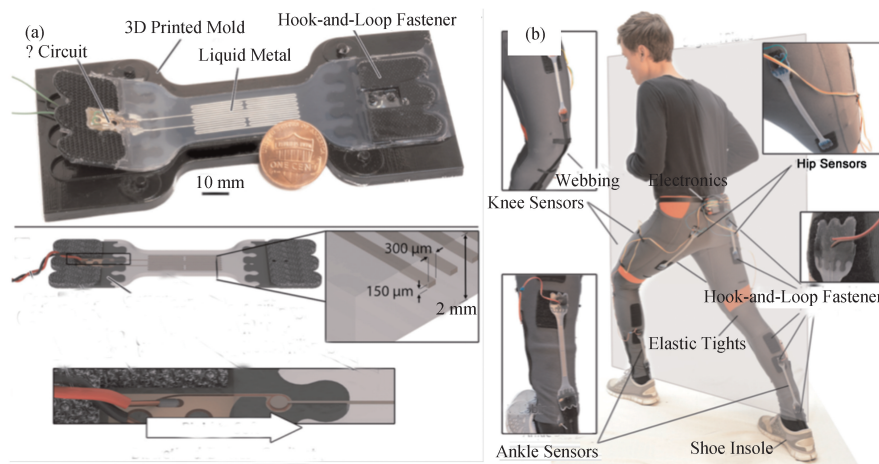
图 14 脑电-肌电联合控制系统



(a) 体域网控制系统

(b) 穿戴伯克利末端外骨骼的士兵

图 15 伯克利末端外骨骼控制系统



(a) 液态金属柔性传感器外观

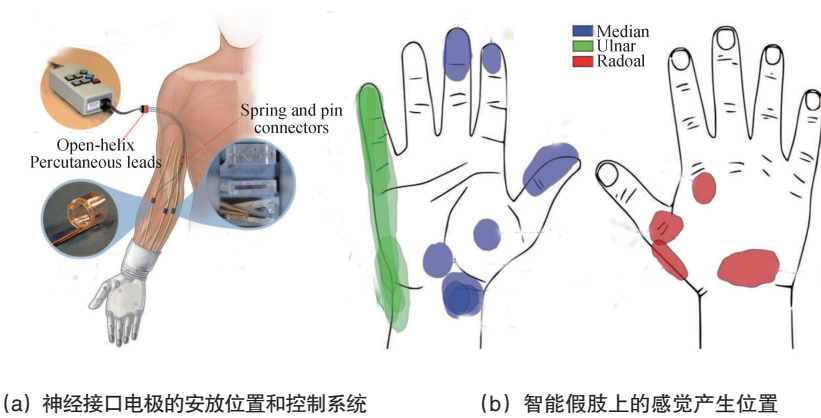
(b) 固定在下肢关节处的柔性传感器用于测量关节活动角度

图 16 液态金属柔性传感器

不同的感觉,如轻拍、恒压、振动等。因此,将位于假肢的力学传感器采集到的信号转换为相应的电刺激信号作用于神经电极,就可以使患者产生相应的感觉,如图 17^[43]所示。

3 液态金属新型柔性智能材料在可穿戴机器人研究中的应用前景

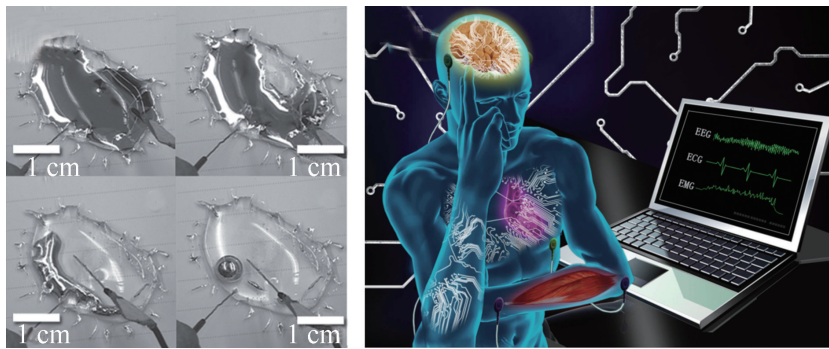
在可穿戴机器人的驱动方式一节中,可以看到柔性可穿戴机器人正成为新的研究热点,其多自由度、无刚性结构可以实现与生物机体运动的高度契合,这在可穿戴机器人中具有独特优势。此外,在体域网传感反馈控制方法一节中介绍的液态金属传感器摆脱了传统刚性传感器的限制,使得构建从驱动器到控制系统完全由柔性材料搭建的方案成为可能。显然,材料学的革新将成为变革性可穿戴机器人发展的重要引擎。在各种新材料中,近年来液态金属的发展尤其值得思索。本实验室在研究中首次发现,处于电解质溶液中的镓铟合金液态金属在电场调控下可表现出在各种架构之间实现大尺度变形运动的特性(图 18(a))^[44],相应过程既可在自由空间操作,也可在微小受限空间甚至是分离区域进行;且在采用化学-电学协同控制机制 SCHEME 后能实现可逆变形^[45]。若采用空间架构的电极控制,还可望将这种智能液态金属单元扩展到三维,从而组装出具有特殊造型和可编程能力的仿生物或人形机器,这为设计新型的液态金属驱动器和控制系统提供了新的思路。而且,基于液态金属打印技术,可直接将电路印制到人体皮肤表面(如图 18(b))^[46]所示,这在生理电信号检测方面很有意义,较有助于实现生物电信号控制系统的柔性设计^[46]。而采用直接印刷式液态金属电极制造人工肌肉,可以确保较高的顺应性,为此设计了相应的实验^[47],结果发现弹性材料的变形率高达 300%,显著优于采用传统刚性金属电极包括纳米导电银浆电极的情形,这对研制实用化器件十分有利。与此同时,基于低熔点金属的液-固相转换机制,我们还



(a) 神经接口电极的安放位置和控制系统

(b) 智能假肢上的感觉产生位置

图 17 具有感觉反馈的智能假肢



(a) 液态金属在电场调控下可实现变形运动

(b) 液态金属打印电路用于设计柔性传感器

图 18 液态金属系列典型技术

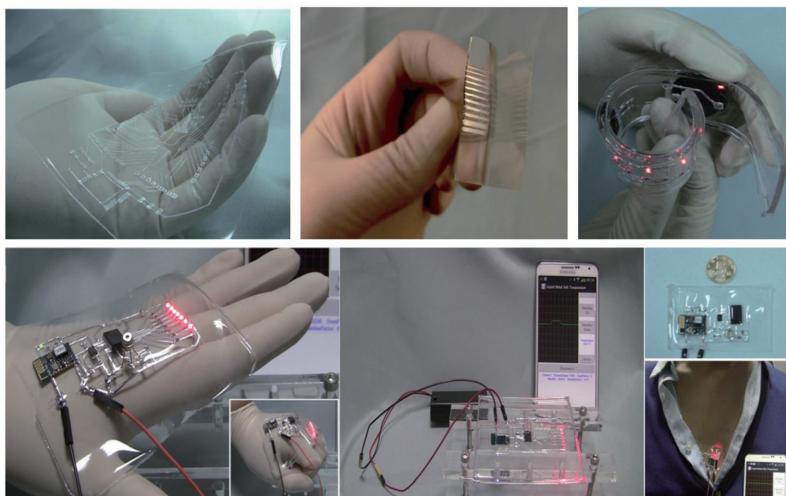


图 19 利用液态金属相变转印方法打印并集成的可通过手机无线操控的系列柔性电子器件

提出并证实了一种液态金属人体外骨骼技术^[48]。这种新概念型机械关节存在柔性和刚性两种工作状态。平时工作状态下,低熔点金属吸热熔化并处于液态,柔性程度高,在体穿戴舒适感好,整个机械关节因此可在柔性关节处灵活弯折或扭转;一旦需要执行高强度任务,关节内的液态金属会在半导体制冷器作用下快速固化变硬,机械关节于是切换至刚性固体状态,整个机械关节装置从而可承受巨大的拉伸或扭转应力,这就有效地缓解了关节需要承受的重物拉力。该工作过程无驱动部件,响应迅速,灵活性好。新技术好比科幻影片《钢铁侠》中所展示的那种盔甲,预计在高柔性、高强度人体外骨骼领域具有广阔的发展前景。除此之外,液态金属电子印刷技术可用于快速制造各种复杂基底形状的柔性电路(图 19)^[49],这在发展人体功能性电子皮肤继而形成特定柔性外骨骼也有重要意义。总的说来,作为一大类新兴的功能材料,液态金属已展示出许多常规材料所不具备的属性,蕴藏着诸多以往从未被认识的新奇物理特性。这些前期探索已清晰表明,液态金属传感器与执行器在构建柔性可穿戴机器人方面有着独特的优势,随着研究工作的进一步深入,液态金属柔性机器人的实现与应用指日可待。其他一些关于可穿戴机器人的能源供给、智能空间集成问题等,在文献[50]中有很好的概述,在未来发展相应技术时也应加以考虑。

4 结论

可穿戴机器人是集中了机械学、材料学、生物医学、力学以及电子科学等多方面知识的高新技术。不仅为残疾、瘫痪患者恢复行动能力提供了新的实现途径,而且在提高士兵作战能力方面有着广阔的应用前景。通过上述对可穿戴机器人的发展历程特别是其材料学近年来进展的分析,可以看到可穿戴机器人正在朝着更加人性化、高效率及操作便捷性等方向发展。可穿戴机器人的驱动形式的研究逐渐从传统的电

机驱动向着以新材料为基础发展起来的柔性驱动方式转变。人机交互系统目前已经实现人类意识对机械系统的直接控制,真正使可穿戴机器人成为

人体自身的一部分。当然,尽管可穿戴机器人的研究已经取得了长足的发展,但是现有的方法仍然存在着种种缺陷,距离可穿戴机器人进入千家万

户还有很长一段路要走。正因如此,该领域机遇与挑战并存,正酝酿着巨大的突破空间和应用空间,亟待全面深入开拓。

参考文献(References)

- [1] 许琳, 张艳妮. 我国残疾人社会保障的现状与问题研究[J]. 西北大学学报: 哲学社会科学版, 2007, 37(6): 80-84.
- [2] Behrman A L, Harkema S J. Locomotor training after human spinal cord injury: A series of case studies[J]. Physical Therapy, 2000, 80(7): 688-700.
- [3] Van den Brand R, Heutschi J, Barraud Q, et al. Restoring voluntary control of locomotion after paralyzing spinal cord injury [J]. Science, 2012, 336(6085): 1182-1185.
- [4] 杨智勇, 张静, 归丽华, 等. 外骨骼机器人控制方法综述[J]. 海军航空工程学院学报, 2009, 24(5): 520-526.
- [5] Fick B R, Makinson J B, Hardiman I prototype for machine augmentation of human strength and endurance: Final report[R/OL]. [2015-03-31]. <http://www.dtic.mil/cgi-bin/GetTRDoc?Location=U2&doc=GetTRDoc.pdf&AD=AD0739735>.
- [6] Lee S, Sankai Y. Power assist control for walking aid with HAL-3 based on EMG and impedance adjustment around knee joint[C]//Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2002, 2: 1499-1504.
- [7] Suzuki K, Mito G, Kawamoto H, et al. Intention-based walking support for paraplegia patients with Robot Suit HAL[J]. Advanced Robotics, 2007, 21(12): 1441-1469.
- [8] Chu A, Kazerooni H, Zoss A. On the biomimetic design of the berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[C]//Robotics and Automation, 2005. ICRA 2005. Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on. IEEE, 2005: 4345-4352.
- [9] 陶国良, 谢建蔚, 周洪. 气动人工肌肉的发展趋势与研究现状[J]. 机械工程学报, 2009, 45(10): 75-83.
- [10] Daerden F, Lefeber D. Pneumatic artificial muscles: actuators for robotics and automation[J]. European Journal of Mechanical and Environmental Engineering, 2002, 47(1): 11-21.
- [11] Marcincin J, Palko A. Negative pressure artificial muscle—An unconventional drive of robotic and handling systems[J]. Translations—Ve Riečansky, 1994: 350-354.
- [12] Tondu B. Modelling of the McKibben artificial muscle: A review[J]. Journal of Intelligent Material Systems and Structures, 2012, 23(3): 225-253.
- [13] Chou C P, Hannaford B. Measurement and modeling of McKibben pneumatic artificial muscles [J]. IEEE Transactions on Robotics and Automation, 1996, 12(1): 90-102.
- [14] Daerden F. Conception and realization of pleated pneumatic artificial muscles and their use as compliant actuation elements [D]. Belgium: Vrije Universiteit Brussel, 1999.
- [15] Daerden F, Lefeber D. The concept and design of pleated pneumatic artificial muscles[J]. International Journal of Fluid Power, 2001, 2(3): 41-50.
- [16] Yarlott J. Fluid actuator: US Patent 3645173 [P]. 1972-02-29 .
- [17] Immega G, Kukolj M. Axially contractible actuator: US Patent 4939982 [P]. 1993-01-26
- [18] Kukolj M. Axially contractible actuator: US Patent 4733603[P]. 1988-03-29.
- [19] Nickel V L, Perry J, Garrett A L. Development of useful function in the severely paralyzed hand [J]. The Journal of Bone & Joint Surgery, 1963, 45(5): 933-952.
- [20] Cianchetti M, Ranzani T, Gerboni G, et al. STIFF-FLOP surgical manipulator: mechanical design and experimental characterization of the single module [C]//Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2013: 3576-3581.
- [21] Song Y S, Sun Y, Van Den Brand R, et al. Soft robot for gait rehabilitation of spinalized rodents[C]//Intelligent Robots and Systems (IROS), 2013 IEEE/RSJ International Conference on. IEEE, 2013: 971-976.
- [22] Costa N, Bezdicek M, Brown M, et al. Joint motion control of a powered lower limb orthosis for rehabilitation [J]. International Journal of Automation and Computing, 2006, 3(3): 271-281.
- [23] Wehner M, Quinlivan B, Aubin P M, et al. A lightweight soft exosuit for gait assistance[C]//Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on. IEEE, 2013: 3362-3369.
- [24] Walker R. Design of a Dextrous Hand for advanced CLAWAR applications[J]. Climbing and Walking Robots and the Supporting Technologies for Mobile Machines: CLAWAR, 2003: 691-698.
- [25] Wallmersperger T, Kröpln B, Gülch R W. Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles—reality, potential, and challenges[M]. Bellingham WA: SPIE Press, 2004: 335-362.
- [26] 李晓峰, 梁松苗, 李艳芳, 等. 仿生材料电话性聚合物“人工肌肉”的研究进展[J]. 高分子通报, 2008(8): 134-145.
- [27] Mirfakhrai T, Madden J D W, Baughman R H. Polymer artificial muscles[J]. Materials Today, 2007, 10(4): 30-38.
- [28] Bar-Cohen Y. Electroactive polymers as an enabling materials technology[J]. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part G: Journal of Aerospace Engineering, 2007, 221(4): 553-564.
- [29] Bar-Cohen Y. Electro-active polymers: current capabilities and challenges[C]//Proceedings of SPIE, the International Society for Optical Engineering Proceedings of SPIE, the International Society for Optical Engineering. 2002, 4695: 1-7.
- [30] Ebron V H, Yang Z, Seyer D J, et al. Fuel-powered artificial muscles[J]. Science, 2006, 311(5767): 1580-1583.
- [31] Haines C S, Lima M D, Li N, et al. Artificial muscles from fishing line and sewing thread[J]. Science, 2014, 343(6173): 868-872.
- [32] Johnson D C, Repperger D W, Thompson G. Development of a mobility assist for the paralyzed, amputee, and spastic patient[C]//Biomedical Engineering



- Conference, 1996., Proceedings of the 1996 Fifteenth Southern. IEEE, 1996: 67–70.
- [33] 归丽华, 杨智勇, 顾文锦, 等. 能量辅助骨骼服NAEIES的开发[J]. 海军航空工程学院学报, 2007, 22(4): 467–470.
- [34] Kawamoto H, Sankai Y. EMG-based hybrid assistive leg for walking aid using feedforward controller[J]. ICCAS 2001, 2001: 190–193.
- [35] Ortiz-Catalan M, Håkansson B, Brånemark R. An osseointegrated human-machine gateway for long-term sensory feedback and motor control of artificial limbs[J]. Science Translational Medicine, 2014, 6(257): 257re6.
- [36] 任宇鹏, 王广志, 程明, 等. 基于脑-机接口的康复辅助机械手控制[J]. 中国康复医学杂志, 2004, 19(5): 330–333.
- [37] Pfurtscheller G, Müller G R, Pfurtscheller J, et al. ‘Thought’ – control of functional electrical stimulation to restore hand grasp in a patient with tetraplegia[J]. Neuroscience Letters, 2003, 351(1): 33–36.
- [38] Velliste M, Perel S, Spalding M C, et al. Cortical control of a prosthetic arm for self-feeding[J]. Nature, 2008, 453(7198): 1098–1101.
- [39] Webb J, Xiao Z G, Aschenbrenner K P, et al. Towards a portable assistive arm exoskeleton for stroke patient rehabilitation controlled through a brain computer interface[C]//Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on. IEEE, 2012: 1299–1304.
- [40] Racine J L C, Kazerooni H. Control of a lower extremity exoskeleton for human performance amplification[D]. Berkeley: University of California, 2003.
- [41] Steger R, Kim S H, Kazerooni H. Control scheme and networked control architecture for the Berkeley lower extremity exoskeleton (BLEEX)[C]//Robotics and Automation, 2006. ICRA 2006. Proceedings 2006 IEEE International Conference on. IEEE, 2006: 3469–3476.
- [42] Mengüç Y, Park Y L, Pei H, et al. Wearable soft sensing suit for human gait measurement[J]. International Journal of Robotics Research, 2014, 33(14): 1748–1764.
- [43] Tan D W, Schiefer M A, Keith M W, et al. A neural interface provides long-term stable natural touch perception[J]. Science Translational Medicine, 2014, 6(257): 257ra138.
- [44] Sheng L, Zhang J, Liu J. Diverse transformations of liquid metals between different morphologies [J]. Advanced Materials, 2014, 26(34): 6036–6042.
- [45] Zhang J, Sheng L, Liu J. Synthetically chemical-electrical mechanism for controlling large scale reversible deformation of liquid metal objects[J]. Scientific Reports, 2014, 4: 7116.
- [46] Guo C R, Yu Y, Liu J. Rapidly patterning conductive components on skin substrates as physiological testing devices via liquid metal spraying and pre-designed mask[J]. Journal of Materials Chemistry B, 2014, 2(35): 5739–5745.
- [47] Liu Y, Gao M, Mei S F, Han Y T, Liu J. Ultra-compliant liquid metal electrodes with in-plane self-healing capability for dielectric elastomer actuators [J]. Applied Physics Letters, 2013, 102: 064101.
- [48] Deng Y G, Liu J. Flexible mechanical joint as human exoskeleton using low-melting-point alloy [J]. ASME Journal of Medical Devices, 2014, 8: 044506.
- [49] Wang Q, Yang Y, Yang J, Liu J. Fast fabrication of flexible functional circuits based on liquid metal dual-trans printing [J]. Advanced Materials, DOI: 10.1002/adma.201502200, 2015.
- [50] 王伟. 可穿戴机器人的研究现状和面临的挑战[J]. 机器人技术与应用, 2013(4): 12–16.

Advancements in wearable robots: Material aspect

GUO Rui¹, SHENG Lei¹, LIU Jing^{1,2}

1. Department of Biomedical Engineering, School of Medicine, Tsinghua University, Beijing 100084, China

2. Technical Institute of Physics and Chemistry, Chinese Academy of Science, Beijing 100190, China

Abstract With the rapid progress in robotic technology, such machine as a wearable smart device can be developed that perfectly combines human intelligence with mechanical system. Technologies related to such robots involve many scientific fields like mechatronics, electronics, and biology, and have broad application prospects in the fields of human performance enhancement, sports assistant for the disabled, industrial manufacture and military reconnaissance. With the development of new materials and improvement of control algorithms, the performance of wearable robots has gained continuous progress and they have played a more and more important role in biomedicine and other fields. In this review, the designing schemes for selection of driving modality and construction of human-computer interface in developing wearable robots are discussed. From the material innovation aspect, the corresponding technical progress in recent years are introduced. The operating and control mechanisms lying behind the machine and materials are interpreted. The future development in this area are prospected as well.

Keywords wearable robots; material innovation; exoskeleton robot; athletic rehabilitation; human-computer interaction system; soft robot

基金项目: 中国科学院院长基金项目

作者简介: 国瑞, 研究方向为柔性机器, 电子信箱: 2604397577@qq.com; 刘静 (通信作者), 教授, 研究方向为生物医学仪器、液态金属、柔性机器, 电子信箱: jliubme@mail.tsinghua.edu.cn

(责任编辑 刘志远)