

人工肌肉的研究进展及其在康复医学中的应用

高峰, 李建军, 魏鹏绪, 刘舒佳

[摘要] 在现有的人工肌肉研究中, 尽管人工合成活性生物肌肉相当困难, 但把肌肉的功能应用于技术中已经开始尝试。随着材料技术和数学理论结构模型的发展, 人类已研制出不同材料与结构的人工肌肉, 但对其特性和推广应用尚需进一步的研究。在不久的将来, 人工肌肉在医疗器械、康复医疗、仿生、智能机器人、军用武器、航空航天等诸多领域必将发挥很大的作用。作者就目前已有的人工肌肉的类型、特性、在康复医学中的应用及其性能评估做一综述。

[关键词] 人工肌肉; 康复医学; 综述

Progress of Artificial Muscle Research and Its Application in Rehabilitation Medicine (review) GAO Feng, LI Jian-jun, WEI Peng-xu, et al. Capital Medical University School of Rehabilitation Medicine, China Rehabilitation Research Center, Beijing 100068, China

Abstract: In the field of artificial muscle (AM) research, it is very difficult for humans to make the biological muscles, but there are experiments trying to put the function of muscles into practice of technology. With the development of materials and models of mathematics theories, people have made the AM of different materials and models true, however, as far as the characteristics of them and the widely used are concerned, they need deeply scientific research. And, in the near future, AM will play an important role in medical equipments, rehabilitation medicine, bionics, intelligent robots, military weapons, aerospace, etc. The authors review the types, characteristics, application in rehabilitation, as well as the function evaluation of AM.

Key words: artificial muscle (AM); rehabilitation medicine; review

[中图分类号] R314 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1006-9771(2008)12-1146-03

[本文著录格式] 高峰, 李建军, 魏鹏绪, 等. 人工肌肉的研究进展及其在康复医学中的应用[J]. 中国康复理论与实践, 2008, 14(12): 1146—1148.

随着现代科技和工业技术的迅猛发展, 出现了一些新技术和新材料, 为临床及康复医疗的发展提供了许多潜在的技术和材料储备。可收缩(致动)材料及结构模型是一种可望得到广泛应用的医学新材料和新技术, 这种新材料和新技术就是人工肌肉。目前, 国内外已有诸多学者致力于此项研究, 并取得重大进展。但人工肌肉的特性与动物肌肉的特性相比还有相当大的差异。作者就人工肌肉的分类、工作原理、特性、研究现状及在康复医学中的应用情况进行综述。

1 人工肌肉的分类

人工肌肉根据其材料结构和能量来源分为内在收缩式和外在收缩式^[1]。内在收缩式人工肌肉是一种具有简单收缩功能的对周围环境有反应的化合物, 按其发展历程分为“化学机械能型(chemical-mechanical, CM)”和“电-化学机械能型(electrical-chemical-mechanical, ECM)”, 前者是指由化学能直接转化为机械能的收缩材料; 后者又分为两代, 传导离子的聚合物为第一代, 传导电子的为第二代^[2]。外在收缩式人工肌肉目前有气动人工肌肉(pneumatic artificial muscle, PAM)、液体驱动人工肌肉和磁性橡胶人工肌肉。

2 各种人工肌肉的工作原理、特性及其在康复医学中的应用

2.1 内在收缩式人工肌肉 目前开发出来的有内在收缩作用的致动材料按特点可分为以下主要类型^[3]:

2.1.1 pH 响应型水凝胶(pH-responsive hydrogels) 该材料能在水中溶胀, 随酸碱度的变化, 纤维有可逆收缩和溶胀, 并将化学能转化为机械能, 对其的研究在少数发达国家已取得较大进展。pH 响应型水凝胶长度变化约为 80%, 收缩响应时间不到 2 s, 目前已用于直接心脏辅助装置的研究中。最近, Ismail 等采用壳多糖经过一系列生化作用制成的新型生物材料——电驱动生物聚合体水凝胶/多聚阴离子集合体微纤维, 在周围

环境 pH 值变化或给予电刺激时, 会产生化学或电化式的驱动作用^[4]。但由于掺进了多聚阴离子, 与单纯的生物聚合体在性能上具有质的区别, 尚需进一步研究。

2.1.2 电化学型导电聚合物(electrochemically responsive conducting polymer) 是聚合物表面经修饰后形成的结合型聚合物, 在电化学氧化还原条件下, 活动层压迫双层结构组合体使其弯曲, 发生容积变化。这种材料弹性模量低, 目前主要向微型化设备发展, 在抽吸生物标本和注射药物等方面已有应用研究^[5]。

2.1.3 电场反应型弹性体(electric field responsive elastomer)

为单轴向或双轴预应力膜材, 收缩比为普通聚丙烯的 215%, 其原理是利用麦克斯韦电场力的效应, 收缩比、挤压力、反应时间等指标均超过天然肌肉, 但应用电压高达千伏, 有击穿生物体的可能。由于该材料只能制成薄膜形式, 实际应用中要进行集成制作技术开发。近来出现的由丙烯酰胺和羧酸诱导剂合成的水凝胶, 在中性条件下施加很低的电压(3 V)即能发挥功能。其电驱动功能与水凝胶前体的溶解和聚合状态有关^[6]。

2.1.4 电解相变型收缩材料(electrolytic phase transformation actuators) 原型很简单, 原理类似燃料电池, 是在水分解时从液相变为气相的过程中, 因体积变化产生位移和动能。该材料的构成为电极和电解液, 即水、硫酸、铂电极、隔膜和电池槽。采用这种机理的致动器膨胀比可以很大, 需要进行新的技术处理将其控制到很小。目前尚无将这种燃料电池以聚合物的实物形式生产以制成人工肌肉成品的相关报道^[7]。

2.1.5 场致电收缩型聚合物(field electrostrictive polymers)

有电致伸缩弛豫铁电聚合物(electrostrictive relaxor ferroelectric polymers)和电致伸缩移植体聚合物(electrostrictive graft elastomers)两种^[3]。1998 年, Science 杂志曾刊登相关研究论文, 该材料由 25~40 μm 厚的偏二氯乙烯-三氯乙烯对半掺比的共聚物 P(VDF-TrEE)薄膜制成, 外被覆金电极膜, 具有很高的能量密度, 制作时使用电辐射加工。

2.1.6 液晶弹性体(liquid crystal elastomers)

目前已开发的

作者单位: 1. 首都医科大学康复医学院, 北京市 100068; 2. 中国康复研究中心, 北京市 100068。作者简介: 高峰(1985-), 男, 江苏南通市人, 硕士研究生, 主要研究方向: 脊柱脊髓损伤治疗与康复。

是光致敏式液晶收缩材料,即通过光可使液晶材料弯曲,这种结构材料更适用于产生微小尺度的动力,也有其他液晶收缩材料的研究成果发表^[1]。

2.1.7 离子聚合物金属复合物(ionic polymer metal composite, IPMC) 该材料是以氟聚合物为骨架的膜材,表面结合铂或金以形成复合物,制成树枝状电极,驱动电压在 4~7 V 时胶条向正极弯曲,弹性好,可产生 10%~100% 的位移和 10~30 MPa 的压力。早在 1993 年,美国能源部国家实验室就把 IPMC 注册成世界首个合成人工肌肉专利。对 IPMC 的研究已相当成熟,近来该材料在人工心脏方面的应用有了新的发展^[8]。

2.1.8 碳纳米管收缩材料(capacitance-driven carbon nanotube actuators) 该材料是随着纳米技术的发展而产生的。1999 年,新型材料电容驱动式碳纳米管被用作致动器,原理是把碳纳米管加工后制成纸片状条,两边施加电压,其反应快达 15 Hz,可在 0.5 V 下 60 次/min 运行 14 万次,效率为 33%,压力达 0.75 MPa。该类纳米材料目前发展势头十分迅猛,但造价昂贵,限制了该材料的快速发展。有研究者将这种碳纳米管少量加入到多聚阴离子集合体纤维中,显著改善了多聚阴离子集合体纤维的电化学力学特性,大大提高了其作为人工肌肉的驱动性能^[9]。

2.1.9 磁敏型收缩材料 这是一种磁敏纤维和溶剂组分敏感材料。在纤维中引入液状磁性流体可保持超常的磁性,以产生沿磁场方向伸缩的行为。通过调节磁性流体的含量和交联密度等因素,可以得到对磁刺激十分灵敏的凝胶纤维。利用高分子链与溶剂的相互作用力变化,非聚电解质凝胶纤维对溶剂组分的变化能产生响应。此类材料可由 PVA 和聚烯丙胺等加工而成,产生的力达 167 N,收缩率为 32%,仅重 190 g。墨西哥学者用稀土材料做成的此种收缩材料已用于人工假体肌肉的再造,能达到很好的随意控制效果^[10]。

2.1.10 其他材料 毛立江等报道,以丙烯酸为单体,借助非均相的接枝共聚和水解反应,由纤维素纤维制备的离子化水凝胶纤维具有优异的化学力学特性,有望开发新型人工肌肉^[11]。另外,还有处于早期研发中的分子致动塑料(molecular actuator)和传导型聚合物(conducting polymers)^[13,12];近几年兴起的形状记忆合金具有很高的能量密度,但其响应速度慢和产热大是在实际应用中需要解决的问题^[13,14]。

2.2 外在动力收缩式人工肌肉

2.2.1 PMA PMA 是流体驱动人工肌肉的一种,是人工肌肉中历史最悠久的^[15]。流体驱动的人工肌肉早在 20 世纪 30 年代由俄罗斯发明家 Garsiev 设计并制造,按结构形式可分为三大类:编织式人工肌肉、网孔式人工肌肉和嵌入式人工肌肉^[16]。

编织式人工肌肉诞生于 20 世纪 50 年代后期,McKibben 将其用作矫正驱动装置,但存在气动能源供应、实用性及气动阀的控制等问题,严重阻碍其发展。20 世纪 80 年代晚期,日本 Bridge-Stone 公司再次推出这种形式的肌肉,取名 Rubbertuator,用于驱动工业机械臂。从那时起,一些研究机构开始用这种 PAM 驱动机器人。编织式人工肌肉主要由内在的气密弹性管和套在其外面的编织套组成,当气密弹性管内加压时发生变形,带动编织套一起径向移动,编织角增大,编织套轴向缩短,拉动两端的负载,与此同时,编织套的纤维丝产生拉力,此拉力与气密弹性管内压相平衡。由于此种肌肉是由气密弹性管推压编织套来工作的,故不能在负压下工作。根据气密弹性管的结构形状和其与两端附件结构的连接不同,主要分为 McKibben 肌肉和套囊肌肉两种。前者呈筒状,内部的气密弹性管两端与编织套的两端一起与两端的连接附件相连;后者呈球囊

状,气密弹性管两端封闭且不与两端的连接附件相连,只有外部的编织套两端与两端的连接附件相连。这些结构特点决定了这两种人工肌肉各自的性能特点。McKibben 肌肉是当前研究和应用最广泛的一种气动人工肌肉,现有公开发表的文献中对其的介绍也最多,该人工肌肉采用的典型材料是橡胶和尼龙纤维,特点是功率/重量比很高。套囊肌肉虽然气密弹性管不承受负载产生的拉力,但在肌肉收缩过程中,橡胶薄膜仍要储存一部分变形成能,从而减小了肌肉输出的力,优点是安装相当容易。

网孔式人工肌肉与编织式人工肌肉的区别在于编织套的疏密程度不同。编织式肌肉的编织套比较密,而网孔式肌肉的网孔比较大,纤维比较稀疏,网是系结而成的,因此这种肌肉只能在较低的压力下工作,主要有 Yarlott 型肌肉、ROMAC(Robotic Muscle Actuator)肌肉和 Kukolj 肌肉。Yarlott 型肌肉于 1972 年由 Yarlott 申请了美国专利。Yarlott 型肌肉是一个长圆形的弹性球,外面是粗纤维编织成的经纬网,外形呈辐射状,在充分膨胀状态下呈椭圆状,当承受负载力时外形出现峰谷形状。ROMAC 肌肉是 1986 年由 Immege 和 Kukolj 设计的^[16],1990 年获美国专利。该肌肉呈鞘壳状,具有强度高、柔顺性和气密性好等特点,织网由不能伸长但易弯曲的粗纤维制成,节点处为四面钻石形,当肌肉径向膨胀、轴向收缩时,封闭体积发生变化,但由于鞘壳的材料抗拉强度很高,鞘壳的面积不变。这种肌肉可在高压下工作,工作压力可达 700 kPa,工作负载达 13 600 N,收缩率达 50%。Kukolj 肌肉于 1988 年由 Kukolj 申请了美国专利。该肌肉与 McKibben 肌肉结构相似,主要差别在于它们的编织套,McKibben 肌肉的编织套比较紧密,而 Kukolj 肌肉的网孔较大,且在自由状态下网与膜之间有一间隙,只有在膨胀较大时此间隙才会消失。

嵌入式人工肌肉的承受负载构件(丝、纤维)被嵌入到弹性薄膜里,这类肌肉多以发明人的名字命名,主要有四种:①Morin 肌肉:产生较早,1953 年由 Morin 设计^[16],承载构件(丝、纤维)嵌入到弹性薄膜里,使用的纤维强度很高,一般为棉线、人造丝、石棉或钢丝等,纤维丝可以沿轴向布置,也可以左右旋双向螺旋缠绕,由两相材料制成的弹性管两端固定在两端附件上,两端附件起密封及承载作用,工作介质可以是空气、水、油,甚至水蒸汽;②Baldwin 肌肉:1969 年由 Baldwin 在 Morin 肌肉的基础上设计而成,由很薄的弹性薄膜构成,在弹性薄膜内轴向布置玻璃丝,故轴向的弹性模量比周向的弹性模量大;③负压工作的人工肌肉(under pressure artificial muscle, UPAM):结构与 Morin 肌肉相似,工作时弹性管内的空气从气孔吸出,管内产生负压,在大气压的作用下弹性管径向收缩,从而引起轴向收缩;④Paynter 双曲面肌肉:由 Paynter 设计,1988 年获得美国专利^[16],编织丝嵌入在弹性薄膜中,又笔直地连接在两端的附件上,形成回转双曲面,自由状态下的肌肉长度是最大值。

除上述三大类外,还有特种肌肉,具有与动物肌肉相似的轴向伸缩动作和动物肌肉所不具有的弯曲及旋转动作,主要有旋转肌肉、三自由度肌肉和单动作弹性管及其组合^[17]。

目前,PMA 已应用于仿生机器人关节。如英国 Shadow 研制的两足自主行走机器人,其膝关节都安装有多根气动人工肌肉,为其行走提供动力。英国 Shadodow 公司、美国 Washington 大学、日本 Brudgestone 公司等均采用人工肌肉设计了仿生手臂,具有人类手臂的自由度和柔韧性^[18]。英国 Salford 大学研制的仿生机器人多指灵巧手指的每一个关节用两根 McKibben 型气动人工肌肉拉动一根微收缩性的钢丝驱动,同样也具备人手的功能。也有研究者利用气动人工肌肉和表面肌电

信号(surface electromyogram, sEMG)驱动和控制膝、肘关节,以实现人工膝关节和肘关节置换的完美功能^[19,20]。也有研究者将气动人工肌肉和神经网络算法联合应用研发出机器人上肢,能调整 PAM 的基础结构以最佳地适应外界负荷状态的变化,具有很好的仿生性能^[21]。随着科研工作者对气动人工肌肉基本特性认识的不断提高,将对仿生机器人学和仿生人工关节及假体的发展起到巨大的推动作用。用气动人工肌肉替代人体残缺的或失去功能的肢体,可实现良好的经济效益,因此发展前景广阔。

2.2.2 液压人工肌肉(hydraulic muscle, HM) HM 是在现有 PAM 的基础上发展起来的一种采用液压驱动的新型人工肌肉。通常情况下,液压系统的工作压力比相应的气动系统高许多倍,而且液压介质流经阀口时的噪声较小及具有不可压缩性,因而 HM 将较 PAM 具有输出力大、工作噪声小、传动精度和重复度高等优势。按驱动介质的不同, HM 分为油压人工肌肉(oil hydraulic muscle, OHM)和水压人工肌肉(water hydraulic muscle, WHM)^[22]。在进一步明确液压驱动特性和工作机理等基础上,逐渐过渡到以 HM 成熟产品的位置和力控制策略等应用基础研究。

HM 主要应用于超级机器人的研究,如驱动处理核废料的机械手、自动生产线中用于驱动夹紧和定位装置以及食品、汽车等生产线中用于驱动各种操作器的装置等;在康复工程中,目前已有液压驱动的助行器^[23]。

2.2.3 磁性橡胶人工肌肉 主要由激磁线圈、磁性橡胶体、铁芯和微型热管组成,原理是通电后磁芯间的相互吸引产生位移,导致橡胶体变形,带动人工肌腱驱动关节。断电后,电磁力消失,磁性橡胶体恢复原状。磁性橡胶既有高分子材料的弹性,又有软磁材料的磁性,构成柔性磁路,起导磁、磁屏蔽和改善磁路的作用。根据仿生学研制的磁性橡胶人工肌肉不需要减速装置和传动机构,可以像生物肌肉那样以“拮抗肌”的形式通过伸缩直接驱动,改善了驱动力的特性,并采用热管有效地强化散热,因此此种人工肌肉结构简单,动作灵活,易于控制,功率重量比大,能量转换率高。但磁性橡胶仿生人工肌肉从理论研究到实际应用尚需要一段时间^[24]。

3 人工肌肉的性能评价及研究方向

人体骨骼肌具有如下生物学与力学性能:①能直接把化学能转化为机械能,能量利用率高达 50%,能量密度高;②直接驱动骨骼运动,不需要减速装置和传动元件;③属于单向力装置,运动形式是直线往复式,肌肉总是处于部分收缩状态以具有一定的承载能力,有利于从“松弛”状态向“收缩”状态转化;④关节完成某一运动时通常是几块肌肉配合完成的,包括原动肌、协同肌、拮抗肌和固定肌,原动肌起主动作用,协同肌可协助原动肌群工作,拮抗肌以自身的拉力阻挠运动,完成退让,固定肌为其他肌肉的驱动建立支撑条件;⑤大多数骨骼肌都是以“拮抗肌”的形式成对排列。

据此,常采用重量、体积、疲劳寿命、负载作功能力、动作潜伏期(即响应时间)、收缩速度、收缩率、最大压力和效率等指标评价仿生学上的人工肌肉的性能。在现有研究的基础上,无论是材料型的内在收缩式人工肌肉,还是结构型的外在收缩式人工肌肉,缩短动作潜伏期、提高收缩速度、改善收缩率和提高工作效率等是今后研究中需要解决的关键问题。这就涉及到制作的材料及工艺、能量转换方式、精确的控制方式、建立精准的工作模型等方面^[25]。

总之,人工肌肉作为一种新型的物理-化学-生物工程产品,正处于研究、开发阶段。无论是研究机构,还是商业公司,都对

人工肌肉有很大的研究兴趣并取得一定成果。人工肌肉除应用于机器人领域外,在临床及康复医学中有更广阔的用途和应用前景,如制造人工器官、人工驱动关节、人工假体等,具有一定的替代作用,可以帮助残疾人和老年人完成日常生活动作,从而提高生命质量。人工肌肉的研制成功将成为康复医学的一个里程碑,但其广泛应用于医学临床还有很长的路要走。

[参考文献]

- [1] 张良平. 人工肌肉临床应用前景[J]. 国际生物医学杂志, 2006, 29(1): 14—17.
- [2] 李新贵, 张瑞锐, 黄美荣, 等. 导电聚合物人工肌肉[J]. 材料科学与工程学报, 2004, 22(1): 128—131.
- [3] Mirfakhrai T, Madden JDW, Baughman RH. Polymer artificial muscles[J]. Materials Today, 2007, 10(4): 31—38.
- [4] Ismail YA, Shin SR, Shin KM, et al. Electrochemical actuation in chitosan/polyaniline microfibers for artificial muscles fabricated using an in situ polymerization[J]. Sens Actuators B Chem, 2008, 129: 834—840.
- [5] Jager EWH, Smela E, Inganas O. Microfabricating conjugated polymer actuators[J]. Science, 2000, 290: 1540—1545.
- [6] Moschou EA, Madou MJ, Bachas LG, et al. Voltage-switchable artificial muscles actuating at near neutral pH[J]. Sens Actuators B Chem, 2006, 115: 379—383.
- [7] Arora S, Ghosh T, Muth J. Dielectric elastomer based prototype fiber actuators[J]. Sens Actuators A Phys, 2007, 136: 321—328.
- [8] Shahinpoor M. Electrically-controllable multi-fingered resilient heart compressor devices[P]. USA: No. 6464655, 2002-10-15.
- [9] Mottaghiab V, Xi BB, Spinks GM, et al. Polyaniline fibres containing single walled carbon nanotubes: Enhanced performance artificial muscles[J]. Synth Metals, 2006, 156: 796—803.
- [10] Escudero AZ, Alvarez J, Leija L. Development and characterization of electromechanical muscles for driving trans-humeral myoelectric prostheses[J]. Prosthet Orthot Int, 2002, 26(3): 226—234.
- [11] 毛立江, 朴东旭. 由离子化水凝胶纤维构筑的人工肌肉模型[C]. 北京: 第一届北京国际康复医学论坛论文集, 2006.
- [12] Brocks G. π -Dimers of oligothiophene cations[J]. J Chem Phys, 2000, 112(112): 5353—5363.
- [13] Meier H, Oelschlaeger L. Numerical thermomechanical modelling of shape memory alloy wires[J]. Mater Sci Eng A, 2004, 378(1-2): 484—489.
- [14] Choi SB, Han YM, Kim JH, et al. Force tracking control of a flexible gripper featuring shape memory alloy actuators[J]. Mechatronics, 2001, 11(6): 677—690.
- [15] Sasaki D, Noritsugu T, Takaiwa M. Development of pneumatic soft robot hand for human friendly robot[J]. J Robot Mechatronics, 2003, 15(2): 164—171.
- [16] Daerden F. Conception and Realization of Pleated Pneumatic Artificial Muscles and their Use as Compliant Actuation Elements[C]. PhD Thesis Vrije Universiteit Brussel, Belgium, 1999: 7—20.
- [17] 臧克江, 顾立志, 陶国良. 气动人工肌肉研究与展望[J]. 机床与液压, 2004, 36(4): 4—8.
- [18] 范伟, 彭光正, 黄雨. 气动人工肌肉驱动器的研究现状及发展趋势[J]. 机床与液压, 2003, 35(1): 32—36.
- [19] 张瑞红, 王人成. 人体下肢表面肌电信号的检测与分析[J]. 清华大学学报(自然科学版), 2004, 40(8): 73—76.
- [20] 许虹岩, 付宜利, 王树国, 等. 仿生机器人的研究[J]. 机器人, 2004, 26(3): 91—96.
- [21] Ahn KK, Nguyen HTC. Intelligent switching control of a pneumatic muscle robot arm using learning vector quantization neural network[J]. Mechatronics, 2007, 17(4-5): 255—262.
- [22] 柯尊荣, 李晓辉. 流体驱动人工肌肉技术的新研究领域[J]. 液压气动与密封, 2008, 28(3): 8—10.
- [23] 高峰, 杜良杰, 李建军. 脊髓损伤患者的下肢功能重建——矫形器、功能性电刺激和外科手术[J]. 中国康复理论与实践, 2008, 14(8): 724—726.
- [24] 徐伟. 仿生学在人工肌肉研究中的应用[J]. 机器人, 1995, 17(5): 303—308.
- [25] Lee JH, Morari M, Garcia CE. State-space interpretation of model predictive control[J]. Automatica, 1994, 30(4): 707—717.

(收稿日期: 2008-10-08)