

· 综述 ·

相位对比电影磁共振成像技术在骨骼肌运动评估中的应用

姜丽 窦祖林 温红梅

近几年,随着磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)技术的发展及后处理软件的开发应用,其应用范围得到进一步扩大。动态磁共振成像(dynamic MRI)技术也得到相应发展,主要包括运动磁共振成像(kinematic MRI)^[1]、电影磁共振成像(cine MRI)、相位对比电影磁共振成像(cine phase-contrast MRI)和最新的实时磁共振成像(real-time MRI)^[2]。生物力学研究者们已经开始采用这些动态 MRI 技术进行在体骨骼肌运动的研究,而在这之前有关骨骼肌力学、几何学及骨骼运动的研究结果都来自于动物研究、尸体研究和计算机模型。

相位对比电影 MRI 作为一种新型、无创、动态的功能性 MRI 技术,为探讨肌肉解剖结构和功能的关系提供了很好的评估手段。普通 MRI 虽然可以提供准确的肌肉解剖影像,但不能反映肌肉及相应结构功能。目前大部分研究所采用的表面肌电图(surface electromyography, sEMG)技术虽然可以反映肌肉的结构与功能特性,但也只能提供表浅肌肉的电生理活动信息,且测量结果易受许多因素影响。相位对比电影 MRI 不仅能提供表浅肌肉活动的信息,还能提供深部肌肉活动信息,使在体获取机体运动信息成为可能。因此,通过相位对比电影 MRI 技术在体评估肌肉功能,可深化对肌肉功能的了解,在康复医学功能评估及疗效评价上有着其它评价方法不可比拟的优点。目前,采用该技术开展的研究主要涉及上、下肢肌肉运动^[3]、肌腱拉伤后力学变化^[4]及下肢关节运动学^[5]等方面。本文在简介相位对比电影 MRI 技术的基础上,重点讨论其临床应用。

相位对比电影 MRI 技术

一、测量技术的原理及特点

电影 MRI 采用小翻转角快速成像序列,对运动物体(最早用于心脏)的一个或两个层面进行多次图像采集,并以电影的形式显示这些连续的图像,具有良好的时间和空间分辨率。在电影 MRI 技术中,测量流速的方法有两种:一种是时间飞跃法(time of flight),另一种是相位对比法(phase-contrast)。相位对比法采用方向相反的流动梯度磁场分别对流动液体进行两次图像采集。因为静止质子在流动梯度磁场内没有位移,而运动质子可产生相位移动,所以两次图像采集的静止质子信号相同,而运动质子在梯度磁场内,经过两次正负梯度磁场累加而产生相位位移,再将所得图像采用减影法处理,即可得到只有运动质子的图像^[6]。相位对比 MRI 可在单一方向或三维方向上对流动液体进行速度编码,经计算机软件处理后重建出两种类型的图:速度图和相位图。速度图以速度数值为基础,不含

运动的方向性信息,通过信号强度变化表现速度的快慢;相位图包含流动物体的方向信息,与流动编码方向一致的正向流动的血液呈亮像素(白色),而反向流动的血液呈暗像素(黑色),静止组织呈现灰色^[7]。

相位对比电影 MRI 是电影 MRI 与相位对比 MRI 技术的结合,又称速度编码电影 MRI(velocity encoded cine MRI, VECM-RI),包括在广义的功能性 MRI 技术范围内。该技术最早用于心脏搏动的影像学研究,被加以改进后用于骨骼肌运动时的影像学研究。改进后的 MRI 对质子的一致性运动较敏感,通过检测相位弥散量化质子的运动,可以在体观察骨骼肌的运动特征^[8]。电影 MRI 获得组织运动的解剖结构图像(又称解剖图);相位对比 MRI 获得运动组织的速度图(又称相位图)。因此,由二者联合产生的相位对比电影 MRI 可以同时获得组织运动时的解剖结构、运动速度大小及方向等信息,通过相应的软件加以定量分析,可以阐述骨骼肌在体动力学特性^[9]。

二、研究价值

相位对比电影 MRI 可以获取骨骼肌运动时的三维速率图像及解剖图像,为同时观察在体骨骼肌及骨骼运动时的解剖图像和测量其运动速度提供了一种非侵入性且实用的检查手段。

由相位对比电影 MRI 技术测得的数据可用于验证有关骨骼肌收缩机制的各种假设,还可用来验证一些生物力学模型的正确性,有助于增强人们对在体骨骼肌收缩机制的理解,为帮助人们理解骨骼肌微观运动与宏观运动间的联系搭建一座桥梁;如可观察单个肌纤维收缩如何产生肉眼可见的整个肌群的收缩;测量肌肉收缩速度可在体定量评估受试者表浅和深部肌肉的功能活动及肌肉运动协调性等信息。

三、影响测量的因素

1. MRI 技术的相关参数:为得到质量较好的位图及相图, MRI 扫描时需采用特定的倾斜角、层厚、窗宽、频率及编码速度。此外,运动平面的选择同样重要,为了确保不同受试者间结果的可比性,需选择合适的影像平面进行扫描。此外,在三维运动平面之外的组织运动也为数据处理提出了难题。

2. 受试者因素:为了获取清晰的图像,确保高质量的数据,受试者需多次重复运动周期,最终采集到一个运动周期的影像数据。对于那些有神经肌肉功能缺损、新近有外伤史及矫形手术史的受试者来说,进行多次重复运动是比较困难的。

3. 辅助装置:进行关节被动运动测量时,所采用的运动引导装置除了引导受试者运动外,还需限制不必要的动作以减少干扰,确保数据的准确性。

相位对比电影 MRI 技术在临床中的应用

Drace 等^[10]首先对相位对比电影 MRI 技术能否量化骨骼肌运动进行了研究,证明了该技术测量骨骼肌运动的有效性,均方根误差为 1 mm。Sheehan 等^[11]随后验证了该技术测量骨小梁运动的有效性,绝对误差 < 0.7 mm。这些研究证明了采用

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2009.03.017

基金项目:中国-芬兰政府间合作课题(2006DFA33290),广东省科技厅科技社会发展项目(2006B50107003)

作者单位:510630 广州,中山大学附属第三医院康复医学科

通信作者:窦祖林,Email:douzl@163.com

相位对比电影 MRI 技术测定骨骼肌运动功能准确而有效。

一、骨骼肌组织运动的动力学特性评估

1. 骨骼肌运动速率:用相位对比电影 MRI 技术测量肌肉组织运动速度的方向和大小,从而阐述骨骼肌工作机制时,首先要明确几个基本问题:被测肌肉处于主动还是被动活动状态、运动时负荷是否相同以及矫形术前还是术后测量。

骨骼肌运动速率(v)的计算公式为^[12]: $v = ma \times \omega (1 - \ell / \ell_{mt})$,其中, ω 为关节角速度(joint angular velocity),与肌肉收缩前起始状态有关; ℓ 为肌肉与肌腱间的距离; ma 为肌肉的力臂; ℓ_{mt} 为肌腱的长度。该公式的假设前提是肌腱无弹性;对处于运动状态的关节来说,靠近该关节的肌肉与肌腱结合处的骨骼肌速率最高;沿着肌肉的长度,速率呈线性下降。

2. 沿肌肉纵轴方向肌束收缩的速度和位移:大多数骨骼肌力学模型显示,在肌肉收缩时,各肌束收缩具有一致性;也有研究者认为,从肌肉复杂的构造来看,各肌束收缩具有非一致性。为了验证在小负荷情况下,沿肌肉纵轴方向肌束收缩的速度和位移是否存在一致性,Pappas 等^[13]应用相位对比电影 MRI 技术测量了肘关节屈曲运动时肱二头肌的位移。实验中受试者前臂被固定于旋后 60°的位置上,肘关节重复做主、被动屈伸运动,运动负荷为 5% ~ 15% 的最大等长自主收缩(maximal isometric voluntary contraction, MIVC),运动频率由节拍器控制在 35 次/min。结果发现肘关节屈曲时(不论是主动收缩还是被动收缩),近体表分布的肌束收缩呈一致性,而位于肌肉纵轴中线上的近、远端肌束收缩速率存在非一致性;通过速率信息进而了解到浅层肌肉与深层肌肉收缩产生的位移也不一致。产生这种不一致的原因考虑与肌肉的解剖构造有关,沿肱二头肌纵轴中线远端 1/3 处有内在肌腱膜,它影响了该水平面上肌束收缩的一致性。实验提示,沿肌肉纵轴方向肌束一致性收缩的数学模型假设并不适用于所有肌肉,尤其是那些有复杂肌腱膜结构的肌肉(例如肱二头肌)。如果按理论模型计算,可能导致实际结果与理论结果相差甚远。

二、肌腱移植术后的肌肉运动评价

Riewald 等^[14]为了改善脑瘫患者膝关节的屈伸运动,对患者行股直肌肌腱移植术,使股直肌远端附着在屈膝肌上。有研究报道,实施股直肌肌腱移植术后,患者屈膝功能改善的原因可能是股直肌由伸膝肌转变为屈膝肌^[15],但原因的确如此吗?在动态 MRI 技术应用之前,移植术后在体肌肉运动情况无从知晓。Asakawa 等^[16]为了验证股直肌肌腱移植术是否达到预期的手术目的,以移植术后患者和正常人为研究对象(各 10 例),采用相位对比电影 MRI 技术获取运动时的速率图和解剖图,通过后处理软件测量膝关节伸屈肌的运动速率、位移的大小和方向。结果发现,移植术后股直肌收缩时仍产生伸膝运动,并未在屈膝方向上发生位移,只是该肌肉运动速率较正常人减低。研究表明,尽管术后股直肌的远端肌腱被移植到膝关节后方,但并没有成为屈膝肌;患者屈膝功能的改善并不是因为股直肌变成屈膝肌,而是其作为伸膝肌的功能减弱所造成。该研究有助于人们对移植术改善屈膝功能的机制理解,并澄清了人们对这个问题的误解,同时也证明相位对比电影 MRI 技术对于评估骨骼肌运动功能的价值。

三、在体骨骼肌及肌腱复合体力学特性的评估

骨骼肌的力学特性(如张力分布)反映其弹性及收缩性,肌

力在组织间的有效传递要求腱膜和肌腱组织具有一定的刚性。有研究者认为,肌腱的刚性高于腱膜^[17]。也有研究报道,二者的内在张力分布相似^[18]。Zuurbier 等^[19]报道,沿腱膜分布的不同区域,其内在张力大小有所不同。

为了解在体比目鱼肌腱膜及跟腱自主收缩的力学情况,Finni 等^[20]对 8 位健康受试者进行踝关节等长收缩测试,运动负荷为 20% ~ 40% MIVC,采用相位对比电影 MRI 技术测量跟腱表面和比目鱼肌腱膜的位移及张力,同时观察解剖学图像。结果发现在不同收缩强度下,跟腱表面的位移不相同,比目鱼肌腱膜中间部分的位移也不同于远端腱膜的位移。研究者认为,就同一个体而言,肌腱膜及肌腱内部张力分布存在非一致性,其原因可能是沿肌肉长度方向运动单元及肌肉腱膜的分布不一致。该研究验证了 Zuurbier 等^[19]有关张力分布的假设。

Lee 等^[9]为了解减重状态下在体骨骼肌及肌腱复合体力学特性的变化,对 8 名健康受试者采用单侧下肢悬吊方法造成慢性减重状态,悬吊 4 周后采用相位对比电影 MRI 技术测定受试者比目鱼肌的容积、比目鱼肌肌腱及跟腱的应力分布。实验结果表明,4 周的悬吊使踝关节屈曲肌群力量下降、肌肉萎缩,比目鱼肌肌腱内部不同部位未产生相同的应力变化——腱中间区域的近端部分应力改变明显,末端部分应力分布却没有发生一致性变化,跟腱的应力分布也没有发生变化。他们认为,由于持续负重的减小,比目鱼肌除发生肌肉萎缩外,比目鱼肌腱在最大等长收缩时内部应力分布也发生了明显的变化。

四、跟腱断裂修补术后小腿肌肉力学特征的评估

Sinha 等^[21]采用相位对比电影 MRI 技术对 3 例跟腱断裂(Achilles tendon rupture, ATR)修补术后患者跖屈肌群进行研究,测量并分析跖屈肌群中各肌肉等长收缩时的速率、肌容积、肌力等指标;跟腱断裂后和康复治疗 6 周后上述肌肉进行比较,发现受伤后比目鱼肌最大自主收缩速率的变化大于腓肠内肌,即提示受伤对比目鱼肌速度有更明显的影响,经过 6 周的康复训练仍未恢复到正常水平,而作为代偿,长屈肌的活动性明显增强。Finni 等^[22]为了进一步评估修补术后小腿后深部肌群对跖屈力矩的影响,以 8 位正常人和 3 例 ATR 患者为研究对象,采用相位对比电影 MRI 技术测量腓肠肌内侧头、比目鱼肌和长屈肌在最大等长收缩过程中的速率和位移;结果与 Sinha 等的研究结论相似,即 ATR 修补术后,长屈肌在跖屈时的作用更大,认为跟腱断裂修补后,跖屈力矩的早期恢复应归功于长屈肌和小腿三头肌;同时还发现在正常人群中,作为主要跖屈肌的小腿三头肌,比目鱼肌和腓肠肌对跖屈力矩的影响也有个体差异。在以上两项研究中,相位对比电影 MRI 为了解肌腱复合体受伤后肌肉功能的恢复提供了一种有价值的临床诊断性评估工具,这种非侵入性影像学检查方法对在体评估表浅及深部肌群的功能非常有用,可弥补外部测量参数的不足。通过该技术可了解每块肌肉的具体情况,从而对受损肌肉进行针对性的康复训练,这一点是 sEMG 无法比拟的。

五、卒中患者下肢肌肉协调性的评测

温红梅等^[23]将相位对比电影 MRI 技术应用于脑卒中后偏瘫患者运动功能的研究中,测量大腿肌群在膝关节屈伸运动周期中的最大运动速度,从而了解偏瘫患者大腿肌群的协调性。实验结果发现,偏瘫侧肢体的股四头肌,尤其是股直肌的最大运动速度较正常对照者显著降低,偏瘫侧股直肌、股内侧肌、股

中间肌和股外侧肌达到最大运动速度的时间具有非同步性,而正常对照者具有同步性,提示偏瘫侧股直肌、股内侧肌、股中间肌和股外侧肌的控制协调性降低;患者康复治疗前、后的对比结果提示其协调性改善。这种针对肌肉功能的客观评价对康复治疗具有重要意义,有助于脑卒中后肢体功能训练个体化,进一步提高疗效。

展 望

综上所述,相位对比电影 MRI 技术通过定量分析在体骨骼肌组织的运动速率,为人们进行在体肌肉的运动功能评估提供了新方法。目前这些研究结果均通过测量在体肌肉运动的速率及影像信息,了解在体肌肉运动的具体情况,以此来验证肌肉收缩模型的各种假设,进一步加深我们对肌肉运动机制的理解,强调了为提高肌肉动力学模型的准确性进行在体肌肉运动测量的必要性。

但是,相位对比电影 MRI 技术对骨骼肌运动的研究也提出了一些新的挑战。在测量过程中为了获得较好的影像数据,要求受试者多次重复周期性运动。如果运动周期不能被准确重复,图像质量会下降,进而影响实验结果的分析。而对于那些存在骨骼肌运动障碍、神经功能缺损、新近有外伤史及矫形手术史的受试者来说,要求其多次重复运动周期是困难的。测试时所采用的运动装置不仅能引导肢体运动,还要限制不必要的动作以确保高质量数据的采集。另外,标准磁共振舱的大小会对关节活动范围有所限制,因此,在设计实验方案时需要考虑设定能得出有意义结果的关节活动范围。

动态 MRI 技术对生物力学的研究还包括即时 MRI 技术^[24],其即时捕捉图像的能力可以弥补相位对比电影 MRI 的上述不足。最近,Quick 等^[2]已证明了即时技术获取关节运动影响的可用性。即时技术结合相位对比技术,可缩短扫描时间及减少重复运动周期次数。有相位对比功能的即时 MRI 技术可扩大动态 MRI 技术的应用范围,对那些有骨骼肌损伤和运动障碍的受试者来说,不需多次重复周期运动也能进行相位对比电影 MRI 检查。

参 考 文 献

- [1] Ward SR, Shellock FG, Terk MR, et al. Assessment of patellofemoral relationships using kinematic MRI: comparison between qualitative and quantitative methods. *J Magn Reson Imaging*, 2002, 16: 69-74.
- [2] Quick HH, Ladd ME, Hoevel M, et al. Real-time MRI of joint movement with true FISP. *J Magn Reson Imaging*, 2002, 15: 710-715.
- [3] Pappas G, Asakawa DS, Delp SL, et al. Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol*, 2002, 92: 2381-2389.
- [4] Sheehan FT, Drace JE. Human patellar tendon strain: a noninvasive, in vivo study. *Clin Orthop*, 2000, 370: 201-207.
- [5] Rebmman AJ, Sheehan FT. Precise 3D skeletal kinematics using fast phase contrast magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging*, 2003, 17: 206-213.
- [6] Spritzer CE, Pelc NJ, Lee JN, et al. Rapid MR imaging of blood flow with a phase-sensitive, limited-flip-angle, gradient recalled pulse sequence: preliminary experience. *Radiology*, 1990, 176: 255-262.
- [7] Sheppard S. Basic concepts in magnetic resonance angiography. *Radi-*

- ol Clin North Am*, 1995, 33: 91-112.
- [8] Sinha S, Hodgson JA, Finni T, et al. Muscle kinematics during isometric contraction; development of phase contrast and spin tag techniques to study healthy and atrophied muscles. *J Magn Reson Imaging*, 2004, 20: 1008-1019.
- [9] Lee HD, Finni T, Hodgson JA, et al. Soleus aponeurosis strain distribution following chronic unloading in humans; an in vivo MR phase contrast study. *J Appl Physiol*, 2006, 100: 2004-2011.
- [10] Drace JE, Pelc NJ. Measurement of skeletal muscle motion in vivo with phase-contrast MR imaging. *J Magn Reson Imaging*, 1994, 4: 157-163.
- [11] Sheehan FT, Zajac FE, Drace JE. Using cine phase contrast magnetic resonance imaging to non-invasively study in vivo knee dynamics. *J Biomech*, 1998, 31: 21-26.
- [12] Asakawa DS, Pappas GP, Blemker SS, et al. Cine phase-contrast magnetic resonance imaging as a tool for quantification of skeletal muscle motion. *Semin Musculoskelet Radiol*, 2003, 7: 287-295.
- [13] Pappas G, Asakawa DS, Delp SL, et al. Nonuniform shortening in the biceps brachii during elbow flexion. *J Appl Physiol*, 2002, 92: 2381-2389.
- [14] Riewald SA, Delp SL. The action of the rectus femoris muscle following distal tendon transfer; does it generate a knee flexion moment. *Dev Med Child Neurol*, 1997, 39: 99-105.
- [15] Gage JR, Perry J, Hicks RR, et al. Rectus femoris transfer to improve knee function of children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol*, 1987, 29: 159-166.
- [16] Asakawa DS, Blemker SS, Gold GE, et al. In vivo motion of the rectus femoris muscle after tendon transfer surgery. *J Biomech Eng*, 2002, 35: 1029-1037.
- [17] Trestik CL, Lieber RL. Relationship between Achilles tendon mechanical properties and gastrocnemius muscle function. *J Biomech Eng*, 1993, 115: 225-230.
- [18] Magnusson SP, Aagaard P, Rosager S, et al. Load displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo. *J Physiol*, 2001, 531: 277-288.
- [19] Zuurbier CJ, Everard AJ, Van Der Wees P, et al. Length-force characteristics of the aponeurosis in the passive and active muscle condition and in the isolated condition. *J Biomech*, 1994, 27: 445-453.
- [20] Finni T, Hodgson JA, Lai AM, et al. Non-uniform strain of human soleus aponeurosis-tendon complex during submaximal voluntary contractions in vivo. *J Appl Physiol*, 2003, 95: 829-837.
- [21] Sinha S, Lai A, Finni T, et al. In vivo assessment of function in human plantar flexors following achilles tendon rupture and surgical repair—a phase contrast MR study. *Magn Reson Med*, 2003, 11: 1493.
- [22] Finni T, Hodgson JA, Lai AM, et al. Muscle synergism during isometric plantarflexion in achilles tendon rupture patients and in normal subjects revealed by velocity-encoded cine phase-contrast MRI. *Clin Biomech*, 2006, 21: 67-74.
- [23] 温红梅, 窦祖林, 胡昔权, 等. 脑卒中患者大腿肌肉协调性评价的 MRI 对比研究. *中华物理医学与康复杂志*, 2007, 29: 382-387.
- [24] Nayak KS, Pauly JM, Kerr AB, et al. Real time color flow MRI. *Magn Reson Med*, 2000, 43: 251-258.

(收稿日期: 2008-10-29)

(本文编辑: 吴 倩)