

## 颈部肌力测试的研究进展

### A review on strength measurement of cervical musculature

黄曹 周卫

HUANG Cao, ZHOU Wei

【关键词】 肌力测试; 颈肌 【Key words】 Muscle strength test; Neck muscles

在受到刺激时,人体骨骼肌产生缩短或(和)张力,藉以完成躯体的运动或(和)抵抗外力,根据肌肉收缩时其两端的张力与负荷(即肌肉产生收缩后所遇到的负荷或阻力)的关系及是否产生关节运动、骨骼肌收缩方式,分为等张收缩和等长收缩。等张收缩(Isotonic contraction)是指肌肉收缩时所产生的张力与后负荷相当,肌肉有明显的缩短或延长,并使关节产生运动,故又称为动力性收缩(Dynamic contraction)<sup>[1,2]</sup>。等长收缩(Isometric contraction)是指肌肉收缩时所产生的最大张力未能超过后负荷,肌肉没有明显缩短或延长及产生明显的关节运动,故又称为静力收缩(Static contraction)。基于上述骨骼肌主动收缩的方式,人体骨骼肌肌力检查方法分为:动力性测试和静力性测试,所得到的肌力分别称为动力性肌力和静力性或等长肌力。

#### 1 动力性肌力测试(Dynamic testing)

动力性肌力测试主要是指用运动学指标(如位移、速度、加速度)及运动力学指标(力、力矩),对人体或数字模型下的颈部关节、肌肉做详尽分析后,得出颈部动力性肌力<sup>[3]</sup>。前者即一般意义上的等速肌力测试(Isokinetic dynamometer),后者即计算机模拟下的动力性肌力分析。

等速肌力测试的显著特点就是仪器的运动速度(预先设定)相对恒定,且在整个运动过程中等速仪器所提供的阻力与肌肉收缩的实际力矩输出相匹配,为一种顺应性阻力。这种顺应性阻力使整个关节活动中每一瞬间,或不同角度时,都能承受相应的最大阻力,产生最大张力和力矩输出。国外学者近几年已开始逐步展开对躯干屈肌及后伸肌力的等速肌力测试。如 Bayramoglu 等<sup>[4]</sup>用 Cyber 700, Madsen<sup>[5]</sup>用 Cybex 6000 及 Dvir 等<sup>[6]</sup>用 Kincom 500 H 等速肌力测试系统分别对躯干屈肌、伸肌等速肌力进行测量。但是,对人体颈部肌力进行的等速测试尚未见报道,有待于进一步研究。

#### 2 静力性/等长肌力测试(Static/isometric testing)

等长肌力测试是指某一体位下,对一块或一组肌肉等长收缩所产生的最大张力进行测试;或是通过计算机对颈部肌肉形态、骨骼及关节的模拟,计算出不同体位下的某一块或一组肌肉的等长肌力。

等长肌力测试强调:①为确保肌肉的等长收缩,需在特定

体位下的特定测试方法下进行等长肌力测试,故等长肌力测试仅反映关节处于某一角度时的等长肌力;②每次收缩时的最大主动收缩(Maximum Voluntary Contraction, MVC)。测试前均需指导受试者进行最大等长收缩,因为受试者的肌力受事先告知的指令及收缩方式的影响非常明显<sup>[7]</sup>。

等长肌力测试主要经过以下不同的发展阶段:①全凭检查者的双手及主观评价,如徒手肌力检查;②将主观评价改成为测力计,读取测力计所显示的值,进行颈部肌力的等长测试;③用力传感器对等长肌力值进行模拟,然后对模拟信号进行处理,得到颈部等长肌力;④计算机模拟下的颈部静力性肌力分析。

在第三阶段,其力传感器的固定方式、信号收集方式及处理方式又有不同的发展时期。力传感器的固定方法经过了:手持、对力传感器进行装置固定的不同时期。信号的记录经过了以下时期:记录仪、示波器、计算机实时采集。所能测试的颈部肌力也由只能测试颈部屈肌肌力,发展到可以对颈部屈肌、后伸、左右侧屈、左右前外侧屈、左右后外侧伸等八个方向及颈部屈肌、后伸、左右侧屈的不同角度进行测量。

2.1 徒手肌力检查(Manual Muscle Testing, MMT) 徒手肌力检查是 1916 年由 Lovett 提出,检查方法是在特定姿势下令受试者作标准动作,一般是固定关节及其近端肢体,使远端肢体在冠状面上作由下而上的运动,通过触摸肌腹、观察肌肉对抗肢体自身重力及由测试者用手施加的阻力而完成动作的能力来评定肌力。徒手肌力检查对颈部肌肉肌力的检查主要对屈曲及后伸肌力进行检查<sup>[8,9]</sup>。在 Lovett 之后的学者,对其具体操作及记录做了不断的修改,用更细的评级标准及各级肌力占正常肌力的百分比值来对肌力进行检查。1966 年, Krout 等<sup>[10]</sup>用徒手肌力检查法对慢性颈痛患者与正常人颈部肌力比较后发现,颈痛患者的颈部肌力较正常人低,经过颈部肌力强化锻炼后,其肌力及关节活动度均增加。这一观点通过其他肌力测试方法进一步验证,并逐步得到学术界的认可<sup>[11]</sup>。

但是,徒手肌力检查分级较粗略,对于 3 级以上肌力,常因检查者的不同而导致检查结果不同,不易排除测试者主观评价的误差,且对肌力的变化缺乏敏感<sup>[12]</sup>;不同个体、不同部位的肢体重力差异是很明显的,但是徒手肌力检查不可能对肢体重力做出评价。此外,慢性颈痛的颈部肌力与健康人的

颈部肌力有无差异,通过徒手肌力检查不能客观反映。所以,能准确、客观地检测颈部肌力及其肌力变化的测试仪被不断研制出来。

**2.2 用张力测力计对颈部肌力进行测试** 为了避免徒手肌力检查主观评价的不客观,朱宁<sup>[13]</sup>将张力测力计固定,通过钢丝及滑轮将张力测力计与受试者头部戴着的固定带相连,读取张力测力计上的力值,可以对颈部前屈、后伸、左右侧屈、左右前外侧屈、左右后外侧伸共八个方向的等长肌力进行测试。其测试结果为:在所有八个方向中,伸肌的等长肌力最大,屈肌的等长肌力最小。这与部分国外学者(如 Kumar)的实验结果相似。但是,该实验只是对 18~22 岁的健康男子进行测试,未考虑颈部体位及性别、年龄、体重指数等因素对等长肌力的影响。

### 2.3 经力传感器模拟、信号处理阶段

#### 2.3.1 手持式等长肌力测试仪 (Hand held dynamometer)

为了模拟徒手肌力检查的临床测试方式,且能对 3 级以上的肌力予以准确反映,早期的学者用手持传感器将测试者施加的阻力模拟、放大,经校准后的高灵敏记录仪或示波器用力曲线显示出来,达到对肌肉最大等长收缩时肌力的量化测试。从目前现有的文献来看,“手持式临床肌力测试仪”这一名词是 Edwards R. H. T. 在 1974 年首次提出的<sup>[14]</sup>。并在以后被临床广泛运用。如位于英格兰南部多塞特郡 Penny & Giles 传感器有限公司生产的手持式电子肌力测试仪<sup>[15]</sup>,及挪威“颈部锻炼公司(Neck Exercise Unit)”生产的力传感器式肌力测试仪<sup>[16]</sup>。

手持式等长肌力测试仪在颈部首先被运用于对颈部屈曲肌力的测试(Wiles, 1983 年)<sup>[15]</sup>,然后逐步对颈部旋转肌力(Silverman, 1991 年)<sup>[11]</sup>、后伸肌力及侧屈肌力(Mayer, 1994 年)<sup>[17]</sup>进行测试。用手持式等长肌力测试仪进行等长肌力测试的关键技术为<sup>[15]</sup>:检查者鼓励病人进行最大主动收缩,以拮抗检查者施加的阻力;当检查者克服了受试者的肌力、产生位移时—通过检查者与受试者测试点之间的位移传感器反映停止测试,在测试停止前未产生位移,故测试停止前的最大力值即被认为是等长肌力。此力值经力传感器模拟、传导,并用记录仪或示波器记录,结合标定系数可以计算出来。

很显然,测试时机体的体位及等长肌力测试点必须严格的加以统一、标准化。但是,目前文献中所述的体位、测试点迥然不同,有待于进一步的探讨、研究。如对颈部屈肌的等长肌力测试,Wiles 让受试者仰卧、颈部屈曲  $40^\circ \sim 60^\circ$ , Silverman 让受试者仰卧、下颌内收, Mayer 让受试者端坐、颈部中立位;对于测试点的描述为“将手持式力传感器放置于前额”,但并未解剖定位。另外,每次最大等长收缩的持续时间、等长肌力的计算均未加以统一。如 Silverman 在不同方向上分别测 3 次,每次测试持续时间为 3~5 s,取 3 次等长肌力的均值进行统计;虽然 Mayer 在每个方向上也是分别测 3 次,但每次测试持续时间为 3 s 且是取 3 次等长肌力中的最大值进行统计。以上这些因素的不统一,必然导致测试结果的不同。对颈部屈肌的等长肌力测试结果,均是用所测力值与受试者的体重相比后进行统计, Silverman 的结果为  $(1.71 \pm 0.42) \text{ N/Kg}$ ,取重力常量为 9.8,则为  $(17.4 \pm 4.59) \text{ kg/kg}$ ;比 Mayer 的

( $22 \pm 8.9$ ) lb/lb 小;但是年龄非常相近,分别为:  $(32 \pm 5.5)$  岁与  $(35.1 \pm 7.5)$  岁。

**2.3.2 传感器固定、未运用计算机实时采集数据的等长肌力测试系统(Nonr computer based, fixed strainr gauge)** 虽然手持式等长肌力测试仪能通过力传感器将肌力的大小准确的反映出来,但是,该方法存在以下缺陷:如果检查者的力量不能克服受试者颈部肌肉收缩产生的力,则不能产生力臂,传感器则不能记录下肌力,更何况对等长肌力的测试。针对于此,有学者将力传感器用各种方法加以固定。

Jordan 等<sup>[18]</sup>将力传感器固定于座椅上,该座椅的高度、固定传感器的平衡杆的长度及高度均是可调的,并用刻度加以标记,通过对高度及长度的调试,可以确保受试者测试点的统一。并且,通过调节平衡杆,可在不同体位分别对颈部屈肌、伸肌的等长肌力进行测试。此外,在非中立位时,通过零点的调试,可除外头部重力对测试结果的干扰。对于等长肌力的计算, Jordan 等用示波器所显示的力值与测试时平衡杆长度的乘积(即力矩)来反映。该实验对年龄、不同体位、性别等因素对颈部屈肌、伸肌的影响进行分析后发现:①男性的屈肌、伸肌的等长肌力在 60~70 岁才开始下降,而在此之前下降不明显;而女性则随年龄变化不明显。②在 20~60 岁,男性的等长肌力要比女性相应的等长肌力高出 20%~25%。③伸肌与屈肌的等长肌力之比为 1.7:1。④屈肌、伸肌的等长肌力与身高及体重并不相关。

**2.3.3 传感器固定、经计算机实时采集数据的等长肌力测试系统(Computer based, fixed strainr gauge)** 随着电子技术水平和计算机处理信号能力的不断提高,学者们将力传感器传导的模拟信号用模/数转换器转换为数字信号,并通过编制的软件用计算机对信号进行实时采集和处理。Ylinen 等<sup>[19]</sup>在 1994 年首次将力传感器传导的模拟信号经模/数转换器转换为数字信号,实时地采集、存储于计算机。随后, Kumar, Seng 也分别用计算机实时采集、存储信号。但是,对传感器的固定方式、测试体位及计算方法差异较大。

Ylinen 等<sup>[19]</sup>通过金属架将力传感器固定于墙上,通过受试者主动牵拉与力传感器相连的带子测试颈部肌力。Kumar 等<sup>[20,21]</sup>研制了一套在矢状轴、水平轴、冠状轴上均有线位移,且矢状轴有角位移的力传感器固定系统;但是,角位移只能以  $15^\circ$  为单位进行调整。Seng 等<sup>[22]</sup>根据人体测量学对头颈部的研究结果,对 Biodex 等速肌力测试仪(Biodex Corp., Shirley, NY, U.S.A.)进行改装,做成头盔式的力传感器固定装置。

进行等长肌力测试的体位及所测肌力, Ylinen 等在 1994 年为站立、中立位对屈肌、伸肌进行测试,而在 1999 年改为端坐、中立位,增加了对旋转肌群的测试<sup>[23]</sup>; Kumar 等也为端坐、中立位,但能进行前屈、后伸、左右前外侧屈、左右后外侧伸、左右侧屈,共八个方向的肌力测试; Seng 等是在端坐、中立位及不同屈、伸角度下分别进行屈肌、伸肌及左右侧屈肌群的等长肌力测试。

测试方法: Ylinen 等连续测 3 次,取 3 次中的最大值进行统计, Kumar 等及 Seng 等在每个方向上只测试 1 遍。但是,测试间隔的休息时间均为 2 min,以避免肌肉疲劳对结果的影响;且在测试之前均告知患者尽最大努力收缩,除非在测试中

发生任何强度的疼痛时, 应立即停止测试, 并告知检验者。

测试结果: Ylinen 等及 Kumar 等均发现屈肌的肌力明显小于后伸的肌力, 这与大多数研究结果相同。Kumar 等还发现: ①在不同方向的最大等长肌力有显著的差异, 越向后靠近的方向, 其等长肌力是逐渐增大的。②不仅屈伸等长肌力的比值, 还是最大值、均值与性别均显著相关。③等长肌力的最大值与年龄无关。这可能与受试对象的年龄跨度较小有关, 且与 Jordan 等的结果一致。④等长肌力的最大值在男性与体重有关, 而在女性则无关, 与 Jordan 的结果不一致, 有待于进一步的研究。Seng 等对不同体位下肌力的测试发现: 后伸越大, 伸肌的等长肌力则越大; 后伸越大, 屈肌的等长肌力反而越小; 随着右侧侧屈的增加, 其左侧侧屈及右侧侧肌的等长肌力分别下降和上升。

**2.4 计算机模拟下的颈部静力性肌力分析** 目前只有少数学者通过颈部肌肉及关节的数字化模型, 对颈部静力性肌力进行过研究。头颈部骨骼肌解剖学上的复杂性给活体测量颈部肌肉的力臂及肌电图活动带来了极大的困难, 计算机的数字模拟能很好的解决上述问题。

Vasavada 等<sup>[24]</sup>将详尽的颈部肌肉形态学数据与颈部骨骼肌解剖及椎体间的运动相结合, 通过骨骼及肌肉交互模拟软件, 建立了一个能准确反映颈部各肌肉的几何形态、力臂及力生成能力(Force Generating Capacity, FGC)的生物力学模型来分析颈部各功能肌群的肌力。该实验主要通过不同体位下, 首次用力矩生成能力(Moment generating Capacity, MGC)来定量反映单一肌肉的等长肌力, 发现: ①头部处于端坐、中立位时, 力臂及 MGC 最强的肌肉分别是: 在屈曲肌群中为胸锁乳突肌(占总力矩的 69%), 在侧屈肌群中, 为胸锁乳突肌(占 28%)和斜方肌(占 19%); 在后伸肌群中, 为头半棘肌(占 37%)和颈夹肌(占 30%); 在旋转肌群中, 为斜方肌(占 32%)。在中立位, 屈曲、侧屈、后伸、及旋转肌群总的 MGC 分别为: 3.6 Nm、22.6 Nm、34.1 Nm、10.6 Nm, 左右无明显差异。②某些颈部肌肉的力臂在生理活动范围内, 其力臂随着头部的运动而变化非常大。如在颈部旋转过程中的头后大直肌。③在生理活动范围中, 许多颈部肌肉的 FGC 至少维持在其峰值的 80%; 但是, 力臂较大和/或肌纤维束较短的颈部肌肉的 FGC 随头部运动而发生巨大变化。但是对该模型 MGC 的计算是以假定所参与力矩产生的肌力都是最大收缩为前提的, 而在活体, 产生某一方向上的力矩并不是所有肌肉都同时收缩或最大收缩, 这之间的差异有待于进一步的研究。

#### 参考文献

- 张镜如. 生理学. 第 4 版. 北京: 人民卫生出版社, 1998. 46-49.
- 范振华. 骨科康复医学. 上海: 复旦大学出版社、上海医科大学出版社, 2001. 8-9.
- Brinkmann JR, Andres P, Mendoza ML. Guideline for the use and performance of quantitative outcome measures in ALS clinical trials. Journal of Neurological Sciences 1997, 147: 97-111.
- Bayramoglu M, Akman MN, Kilinc S, et al. Isokinetic measurement of trunk muscle strength in woman with chronic low-back pain. Am J Phys Med Rehabil, 2001, 80: 650-655.
- Madsen OR. Trunk extensor and flexor strength measured by the Cybex 6000 Dynamometer assessment of short term and long term repr-

- ducibility of several strength variables. Spine, 1996, 21(3): 2770-2776.
- Dvir Z, Keating J. Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. Clinical Biomechanics, 2001, 16: 627-630.
- Mital A, Kumar S. Human muscle strength definitions, measurement, and usage: part II-The scientific basis(knowledge base) for the guide. International Journal of Industrial Ergonomics, 1998, 22: 129.
- 范振华. 骨科康复医学. 上海: 复旦大学出版社、上海医科大学出版社, 2001. 39-40.
- Kendall F P, McCreary EK, Provance PG. Muscles, testing and function. [With posture and pain]. Fourth Edition. Baltimore: Williams & Wilkins, 1993. 67.
- Krout RM, Anderson TP. Role of anterior cervical muscle in production of neck pain. Arch Phys Med Rehabil, 1996, 47: 603-611.
- Silverman JL, Rodriguez AA, Agre JC. Quantitative cervical strength in healthy subjects and in subjects with mechanical neck pain. Arch Phys Med Rehabil, 1991, 72: 679-681.
- Van der Ploeg RJO, Oosterhuis GH, Reuvekamp J. Measuring muscle strength. J Neurol, 1984, 231: 200-203.
- 朱宁. 足球运动运动员的颈部肌力测定. 南京体育学院学报, 2000, 14(1): 44-46.
- Edwards R H T, McDonnell M. A hand held clinical dynamometer for evaluating voluntary muscle function in patients. Lancet, 1974, 2: 757-758.
- Wiles CM, Karni Y. The measurement of muscle strength in patients with peripheral neuromuscular disorders. Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry, 1983, 46: 1006-1013.
- Jordan A, Merlisen J, Ostergaard K. A comparison of physical characteristics between patients seeking treatment for neck pain and age-matched healthy people. J Manipulative Physiol Ther, 1997, 20: 468-475.
- Mayer T, Gatchel RJ, Keeley J, et al. A male incumbent worker industrial database. Part II: Cervical spinal physical capacity. Spine, 1999, 19(7): 762-764.
- Jordan A, Mehlsen J, Bulow PM, et al. Maximal isometric strength of the cervical musculature in 100 healthy volunteers. Spine, 1999, 24(23): 1343-1348.
- Ylinen J, Ruuska J. Clinical use of neck isometric strength measurement in rehabilitation. Arch Phys Med Rehabil, 1994, 75: 465-469.
- Ylinen JJ, Rezasoltan A, Julin MK, et al. Reproducibility of isometric strength: Measurement of neck muscles. Clinical Biomechanics, 1999, 14: 217-219.
- Kumar S, Narayan Y, Amell T. Cervical strength of young adults in sagittal, coronal and intermediate planes. Clinical Biomechanics, 2001, 16: 380-388.
- Kumar S, Narayan Y, Amell T. Spectral profile of superficial cervical muscle. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2001, 11: 269-280.
- Seng, KY, Peter VSL, Lam PM. Neck muscle strength across the sagittal and coronal planes: An isometric study. Clinical Biomechanics, 2002, 17: 454-457.
- Vasavada AN, Li Siping, Delp SL. Influence of muscle morphometry and moment arms on the moment generating capacity of human neck muscles. Spine, 1996, 23(4): 421-422.