

膀胱容量及压力监测器的研究进展

王剑火, 侯春林

(第二军医大学附属长征医院骨科 200003 上海市)

doi: 10.3969/j.issn.1004-406X.2009.09.16

中图分类号: R694 文献标识码: A 文章编号: 1004-406X(2009)-09-0707-03

膀胱功能包括感觉功能和运动功能, 感觉功能使机体产生尿意, 告知机体何时排尿; 运动功能包括贮尿和排尿。神经源性膀胱功能障碍包括感觉功能障碍和运动功能障碍, 运动功能障碍包括贮尿功能障碍和/或排尿功能障碍。目前治疗神经源性膀胱的方法主要是解决膀胱的运动功能障碍。随着膀胱运动功能障碍治疗的不断改进和患者对生活质量要求的不断提高, 解决膀胱感觉功能障碍显得

越来越重要。膀胱容量或压力监测器是一类能够对患者的膀胱容量或压力进行持续、实时监测, 并在膀胱容量或压力达到预设值时报警, 从而提醒患者排尿的设备。国外从 20 世纪 70 年代起报道了多种设计方案, 而国内在这方面尚无研究报道。笔者就相关内容综述如下。

1 膀胱容量及压力监测器的研究现状

1972 年 Dreher^[1]描述了一种能监测膀胱容量的装置, 这种装置由置入体内的永磁铁、磁簧片开关控制的发射器和体外的接收器三部分组成。其工作原理是: 固定在膀胱壁上的永磁铁与发射器之间的距离随膀胱容量的变化而变化。假设 500ml 作为排尿的预设值, 则永磁铁与发射器之间的距离在膀胱超过 500ml 时刚好使发射器的磁簧片

第一作者简介: 男(1973-), 主治医师, 医学博士, 研究方向: 脊髓损伤后膀胱功能重建(现在南京军区福州总医院 476 临床部外一科, 350002, 福州市)
电话: (0591)28376419 E-mail: xianyou2004@163.com
通讯作者: 侯春林

10. DiMarco AF, Takaoka Y, Kowalski KE. Combined intercostal and diaphragm pacing to provide artificial ventilation in patients with tetraplegia [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2005, 86(6): 1200-1207.
11. Stanic U, Kandare F, Jaeger R, et al. Functional electrical stimulation of abdominal muscles to augment tidal volume in spinal cord injury [J]. IEEE Trans Rehabil Eng, 2000, 8(1): 30-34.
12. DiMarco AF, Kowalski KE. Effects of chronic electrical stimulation on paralyzed expiratory muscles [J]. Appl Physiol, 2008, 104(6): 1634-1640.
13. DiMarco AF. Restoration of respiratory muscle function following spinal cord injury: review of electrical and magnetic stimulation techniques [J]. Respir Physiol Neurobiol, 2005, 147(2-3): 273-287.
14. Carter RE, Donovan WH, Halstead L, et al. Comparative study of electrophrenic nerve stimulation and mechanical ventilatory support in traumatic spinal cord injury [J]. Paraplegia, 1987, 25(2): 86-91.
15. Esclarín A, Bravo P, Arroyo O, et al. Tracheostomy ventilation versus diaphragmatic pacemaker ventilation in high spinal cord injury [J]. Paraplegia, 1994, 32(10): 687-693.
16. Lin VW, Hsiao I, Deng X, et al. Functional magnetic ventilation in dogs [J]. Arch Phys Med Rehabil, 2004, 85(9): 1493-1498.
17. Rutchik A, Weissman AR, Almenoff PL, et al. Resistive inspiratory muscle training in subjects with chronic cervical spinal cord injury [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1998, 79(3): 293-297.
18. Krieger LM, Krieger AJ. The intercostal to phrenic nerve transfer: an effective means of reanimating the diaphragm in patients with high cervical spine injury [J]. Plast Reconstr Surg, 2000, 105(4): 1255-1261.
19. Polentes J, Stamegna JC, Nieto-Sampedro M, et al. Phrenic rehabilitation and diaphragm recovery after cervical injury and transplantation of olfactory ensheathing cells [J]. Neurobiol Dis, 2004, 16(3): 638-653.
20. Bae H, Nantwi KD, Goshgarian H. Effects of carotid body excision on recovery of respiratory function in C2 hemisectioned adult rats [J]. Exp Neurol, 2005, 195(1): 140-147.
21. 周许辉, 贾连顺, 谭军, 等. 副神经移位恢复高位颈髓横断伤大鼠膈肌运动功能的初步研究 [J]. 中国矫形外科杂志, 2003, 11(5): 325-327.
22. Tubbs RS, Pearson B, Loukas M, et al. Phrenic nerve neurotization utilizing the spinal accessory nerve: technical note with potential application in patients with high cervical quadriplegia [J]. Childs Nerv Syst, 2008, 24(11): 1341-1344.

(收稿日期: 2009-01-09 修回日期: 2009-05-05)

(本文编辑 李伟霞)

开关打开,从而使发射器发出信号,被体外的接收器所接收并发出报警。同年该研究小组^[2]报道了应用该装置对狗进行实验的结果,在预设值为 200ml 的情况下,在多次膀胱充盈排空试验中,报警的膀胱容量平均为 185ml,并认为该装置应用于临床是可行的。但由于置入的组件较多,体积较大,对膀胱局部的收缩性有明显的影响,尤其是局部组织的纤维化将严重影响发射器和永磁铁之间的距离,导致发射器和永磁铁之间的距离不能很好地反映膀胱的充盈程度,还可能出现膀胱穿孔、置入物脱位等并发症。由于这些问题的存在,关于这方面的后续报道极少,未能查到。科技的进步使置入的部件微型化成为可能,磁性材料的发展使永磁铁的磁性大大提高,泌尿系腔镜技术的发展使部件的置入方法微创化成为可能。根据磁场原理设计的这种装置在置入部件的微型化和置入方法的革新后也许可用于临床。

2 膀胱压力传感器装置

造成上尿路损害及尿失禁的主要原因是膀胱内压过高,因此只要把膀胱内压控制在一定范围内就可以达到预防上尿路损害及尿失禁的目的。由于目前临床上广泛使用的尿动力学检查仪只适合于医院对患者进行单次、短时间的检查,而不适合持续、实时地对于患者膀胱压力进行监测,所以有必要研制出一种能实时监测膀胱内压并为患者适时排尿提供信息的装置。1987 年 Takayama 等^[3]报道了用他们研制的压力传感器测量膀胱压力的方法。这种压力传感器主要包括压力传感器探头、基准盒和控制盒。其工作原理是固定在膀胱壁粘膜层与肌层之间的压力传感器探头能够实时地将膀胱内的压力传到体外的控制器,患者通过控制器就可以实时地了解膀胱内的压力。动物实验表明,这种方法所测的压力值较实际值稍低,但测量值与实际值之间吻合性较好。1994 年 Koldewijn 等^[4]对探头的固定位置进行了研究,结果发现固定在粘膜与肌层之间的 12 个探头在术后 12 个月时只有 1 个仍在位,10 个进入膀胱并排出体外,1 个进入腹腔;固定在肌层外的 36 只探头也大部分移位或引起膀胱穿孔,只有 2 个在术后 25 个月仍然在位。可见,探头固定在粘膜下虽能较准确地测量到膀胱内压,但是探头非常容易腐蚀粘膜而进入膀胱,从而导致膀胱炎、膀胱结石及尿路感染等并发症。即使探头固定在肌层外,脱位或穿孔的发生率也相当高。另外,探头周围的组织纤维化阻碍了膀胱的压力向探头的传导,从而影响结果的准确性。能否解决以上这些主要问题是这类压力传感器能否在临床上应用的决定因素。

3 电阻抗式膀胱容量监测装置

1971 年 Waltz 等^[5]提出应用电阻抗法测量膀胱容量。整个系统由电极、发射器和接收器三部分组成。固定在膀胱壁上对立位的两电极间电阻随着膀胱内尿量的增多而增大,发射器把这种电阻变化的信号向体外的接收器发

射,通过接收器就可以了解膀胱尿量的多少。他们用狗进行实验观察,结果表明膀胱的充盈程度与电极间的电阻具有很好的相关性,以这种方法测量膀胱容量是可行的。1975 年 Denniston 等^[6]报道应用这种原理把电极固定在体表也可以监测出膀胱的容量。1997 年 Provost 等^[7]报道了他们应用电阻抗原理研制的一种可置入体内的膀胱容量监测装置。这种装置主要是由电源、模拟信号多路传送器、信号放大器、解调器、模拟-数字信号转换器、信号处理器和控制器组成。同年 Sawan 等^[8]报道了将这种可植入性的膀胱容量监测装置与骶前神经电刺激装置整合在一起的设备。应用这一原理进行膀胱容量的监测,其结果将受到多种因素如尿液的传导性、房间的温度、电极的安放位置、膀胱的血流量、电极周围发生纤维化等的影响。纤维化将导致电极间的电阻增大,影响结果的准确性,这可以通过对仪器的定期校准来克服。但尿液的传导性、膀胱的血流量等因素是随时变化的,不容易控制。除此以外,持续的电流对组织的损害以及电极的脱位、损耗等诸多问题都需要进一步研究。虽然多篇文献均证实了应用电阻抗原理来监测膀胱容量是可行的,但是尚未见到有关这方面的长期动物实验的文献报道。置入性设计方案由于难以解决组织纤维化带来的严重不利影响,临床应用的可能性很小;而非置入性设计方案由于结果的不确定性等原因实际上也无法在临床上应用。

4 超声膀胱容量监测装置

临床上广泛应用 B 超检查来估算膀胱的容积,其机制是根据 B 超在不同断面上所测得膀胱壁之间的最大距离来实现的。虽然这种检测方法的结果可靠、无创、可反复检查等优点,但是它也有明显的不足之处,如需要专科的检查医生、不能随身携带及 24h 实时检查等。因此,普通 B 超检查只适用于医院,而不适用于个人。为了使超声检查能适用于个人,人们对此进行了许多研究。早在 1979 年 Bradley 等^[9]研制出一种适用于个人的超声装置,这种装置的超声探头固定在患者的下腹壁上,当尿量增多使膀胱膨胀到被探头所探及的位置时就发出警报,因此事先设定好需排尿的膀胱容量及相应的探头位置后,该装置发出警报就意味着膀胱内的尿量达到了预定值,提醒患者需要排尿。应用这种装置对 10 例健康受试者进行试验并获得成功。这种装置最主要的问题就是探头容易移位,从而使结果不准确。1994 年 Kodama 等^[10]研制出一种非侵入性的超声膀胱容量监测装置,除进一步证实了该方法的可行性及存在探头不易固定的问题,作者还指出需要解决探头应该小型化及价格昂贵等问题。1998 年 Petrican 等^[11]报道了一种微型化的超声膀胱容量监测装置,作者应用这种仪器对 41 例遗尿症患者进行试验,准确率为 75%;除探头容易移位外,还发现其检测结果受多种因素如体型、体位、腹部是否有过手术以及肠道情况等影响。超声探头固定在下腹壁虽然具有无创、方便等优点,但探头容易移位这一最大问

题影响其临床应用。为了解决探头在体外容易移位问题,研制可置入体内的探头成为必然。2000 年 Scheepe 等^[12]报道了一种可置入体内的超声容量监测装置。这种装置是由两个超声探头、一个发射器和一个接收器三部分组成。他们的动物试验表明,应用这种装置所测的膀胱容量与实际容量之间具有很高的对应关系,而且结果具有可重复性,研究结果还表明探头固定在膀胱的侧壁上效果最好。2004 年 Kristiansen 等^[13]报道了多探头组合的超声膀胱容量监测装置。该装置监测结果虽然比单探头更准确,但其结构更复杂,而且也存在探头固定的问题。为解决探头对膀胱壁的损害以及探头脱位等不足,2004 年 Seif 等^[14]报道了一种固定于耻骨联合的超声探头,动物实验表明该方法检测的结果与体外 B 超检测具有一样的准确性。应用超声原理来监测膀胱容量是个不错的主意,特别是体外型超声装置,具有无创的优点,目前报道较多,也是值得进一步研究的。但要研制出具有智能化、自动化、微型化及大众化的超声监测装置仍是一个很大的挑战。智能化要求使装置能够自动识别膀胱内尿液与膀胱外液体,不需要依靠人的判断;自动化则是使装置能够自动地进行监测,而不像目前所应用的便携式超声仪器还需要人为地、定时地对膀胱进行检查而获得;微型化则使患者能够长期携带、使用方便;大众化则要求装置价格便宜,能够推广应用。

神经源性膀胱在临床上常见,目前的治疗方法多是解决膀胱运动功能障碍,如骶神经电刺激装置、神经桥接重建反射弧、横纹肌皮瓣膀胱包裹法等,所有这些方法由于只重建了膀胱的运动功能,而没有重建膀胱感觉功能,所以患者仍无尿意,只能采取定时的方法进行排尿。这种机械的、定时的排空膀胱方法具有很多缺点,有时还导致严重的并发症。使患者能够适时排尿是非常重要的。要使患者能够适时排尿,只能通过两种办法来实现:一种是通过神经吻合重建感觉反射弧,从而使患者恢复尿意,达到正常排尿;另外一种是通过膀胱尿量的持续监测,当膀胱尿量达到预定值时告知患者,让患者及时排尿。吻合神经重建膀胱感觉反射弧具有一定的适应证,一般仅适用于胸腰段脊髓损伤的患者,而且损伤后的时间不能太长。膀胱容量或压力监测器能够对患者的膀胱容量或压力进行实时监测和适时报警,提醒患者排尿的设备,虽然这种方法并不能使患者真正恢复尿意,但它通过听觉等另外途径使患者感知膀胱的尿量,从而达到适时排尿的目的。与重建反射弧不一样,这种方法几乎适用于所有的尿意缺失的患者。

膀胱容量或压力监测对于尿意缺乏的患者来说是极其重要的,但目前研制的各种膀胱容量或压力监测器还处于实验阶段,离临床应用还有一定的距离,微型化、高度程序化、智能化并能够置入体内与骶神经刺激器整合是未来

发展的方向。

5 参考文献

1. Dreher RD, Timm GW, Bradley WE. Bladder volume sensing by local distension measurement [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1972, 19(3): 247-248.
2. Bradley WE, Dreher RD, Timm GW. Volume sensing: a new method for management of the neurologically impaired bladder [J]. Invest Urol, 1972, 10(2): 135-137.
3. Takayama K, Takei M, Soejima T, et al. Continuous monitoring of bladder pressure in dogs in a completely physiological state [J]. Br J Urol, 1987, 60(5): 428-432.
4. Koldewijn EL, Van Kerrebroeck PE, Schaafsma E, et al. Bladder pressure sensors in an animal model [J]. J Urol, 1994, 151(5): 1379-1384.
5. Waltz FM, Timm GW, Bradley WE. Bladder volume sensing by resistance measurement [J]. IEEE Trans Biomed Eng, 1971, 18(1): 42-46.
6. Denniston JC, Baker LE. Measurement of urinary bladder emptying using electrical impedance [J]. Med Biol Eng, 1975, 13(2): 305-306.
7. Provost B, Sawan M. Proposed new bladder volume monitoring device based on impedance measurement [J]. Med Biol Eng Comput, 1997, 35(6): 691-694.
8. Sawan M, Arabi K, Provost B. Implantable volume monitor and miniaturized stimulator dedicated to bladder control [J]. Artif Organs, 1997, 21(3): 219-222.
9. Bradley WE, Rise MT, Frohrib DL. Clinical use of biocompatible ultrasonic bladder volume sensor [J]. Urology, 1979, 14(3): 300-302.
10. Kodama H, Hieda IK, Kuchinomachi Y, et al. Non-invasive ultrasonic urination sensor for ambulatory patient support [J]. Methods Inf Med, 1994, 33(1): 97-100.
11. Petrican P, Sawan MA. Design of a miniaturized ultrasonic bladder volume monitor and subsequent preliminary evaluation on 41 enuretic patients [J]. IEEE Trans Rehabil Eng, 1998, 6(1): 66-74.
12. Scheepe JR, Bross S, Braun P, et al. Volumetry of the urinary bladder with implantable ultrasound sensors [J]. Urology, 2000, 55(3): 235-239.
13. Kristiansen NK, Nygaard H, Djurhuus JC. Clinical evaluation of a novel ultrasound-based bladder volume monitor [J]. Scand J Urol Nephrol, 2005, 39(4): 321-328.
14. Seif C, Herberger B, Cherwon E, et al. Urinary bladder volumetry by means of a single retrosymphysically implantable ultrasound unit [J]. Neuro Urodyn, 2004, 23(7): 680-684.

(收稿日期: 2008-11-21 修回日期: 2009-03-23)

(本文编辑 卢庆霞)