

· 吞咽评估方法 ·

高分辨率固态压力测量在吞咽功能评估中的应用

兰月 窦祖林 于帆 林拓

测压技术 (manometry techniques) 主要用于咽、食管压力测定。在吞咽障碍评估中,测压技术常用于评估咽和食管腔运动、压力和协调性与量化静态和动态的变化,可比较准确地反映其功能状态^[1-2]。口咽部测压检查是目前能定量分析咽和食管力量的检查手段之一^[3-4],然而由于咽和食管上括约肌 (upper esophagus sphincter, UES) 的特殊解剖与生理结构^[1,5],传统的水灌注式测压导管并不适应上述部位的测压要求。近年来,随着固态测压导管及相应计算机软件技术的出现和完善,快速的测压数据采集及分析成为现实,特别适于咽及 UES 的测压,为临床医生开展这一领域的研究与诊断提供了有效的手段。

咽和 UES 的生理特点

咽是肌性器官,由斜行的上、中、下三层咽缩肌和纵行的咽提肌构成。上食管括约肌由下咽缩肌远侧部、环咽肌和食管上端部分纤维构成^[6],是咽与食管交界处的屏障,在食管上方充当双向阀门作用,使食团进入食管,也可使呕吐物和气体由食管进入咽。上食管括约肌为长 2~4 cm 的环状高压带,能抵挡食管内约 11 cm 水柱的压力,腔内测压时可清楚地显示出颈段食管高压区。而主要的功能肌为环咽肌,环咽肌在休息状态下呈收缩状态,维持一定的紧张性收缩,以避免呼吸时空气进入食管。环咽肌在吞咽后瞬间与吸气时所受压力最大,吸气时,压力的增加是为了确保空气不能吸进食管;在吞咽时,环咽括约肌打开,让食团通过食管后,继之以强力收缩、关闭,防止食管内食物反流到咽^[7-9]。Lang 等^[8,10]的研究表明,生理状态下,环咽肌保持张力性收缩,其开放受 3 个因素的影响:①受迷走神经调控,其中传入为喉上神经 (superior laryngeal nerve, SLN),传出为咽食管丛 (pharyngoesophageal nerve, PEN) 和喉返神经支配;②通过舌骨的上抬以及前移牵拉肌肉使其机械性开放;③咽缩肌收缩,提高咽腔压力挤压食团,被动启动环咽肌开放。如果咽缩肌无力,咽推进食团的力量下降,食团较难通过 UES。UES 在吞咽过程中处于紧张状态而无法放松 (失弛缓) 时,可导致吞咽的协同困难,食物容易反流,而吞咽时,喉部与舌骨的上抬以及前移运动不足或不能,将导致环咽肌开放不完全或完全不开放。支配环咽肌的迷走神经功能障碍可严重影响环咽肌的开放。上述情况均可引起全部或部分食团滞留、残留在会厌谷、梨状窝,并且在吞咽前、中、后都可能引起误差。

高分辨率压力测量法

一、咽部测压检查的发展

20 世纪上半叶,非灌注和末端开放的导管束被用于观察动力收缩和蠕动收缩,且低顺应性、气动液压灌注系统和侧孔导管的使用提高了测量精度,此时,含有内部传感器的固态传感器也得到了应用。测压技术的发展使压力测量系统在临床实践中得到了广泛的应用。对咽和 UES 压力活动进行充分描述需要大量空间紧密排布的压力传感器的连续数据记录,系统给出的压力数据不仅应包括咽和 UES 收缩,还应该提供驱动食团运动驱动力的精确评估,以及识别 (或排除) 引起患者症状的反常食管功能^[11]。随着压力测量和图像处理技术的进步,这一“理想”目标正在逐步接近。每一次技术进步都带来了新的视野。高分辨率压力测量 (high-resolution manometry, HRM) 系统由 Clouse 和 Staiano 在 20 世纪 90 年代发明^[12],这种在导管上配备高达 36 个压力传感器的新颖的固态技术的发展使 HRM 成为现实。

二、影响咽及 UES 测压的因素

(一) UES 位移对测压的影响

压力传感器之间的距离过长,可导致吞咽时测压记录出现误差。因为当吞咽启动后,UES 会向口侧上移 2~3 cm,离开压力传感器位置^[13],此时压力传感器记录到的压力下降往往被认为是括约肌松弛的结果。一般的测压导管传感器的数量较少,传感器之间的距离常 ≥ 2 cm,使用这种导管进行咽部及 UES 测压后需谨慎解释结果。

有研究尝试采用一种长的袖套式装置解决压力传感器之间距离过长的问题^[13],该袖套式传感器的横截面为卵圆形,测压时以前后向定位于 UES,尽管它也能用来进行吞咽时测压,但其人为地缩短了 UES 的开放时间,在松弛时仍可能带来误差。另一解决方案是将固态压力传感器置于 UES 的近侧,吞咽时喉上抬,将尚未松弛的 UES 上移至压力传感器位置,紧接着是松弛,故而记录到一个先上升后下降的压力曲线,当括约肌重又恢复紧张时,压力曲线跟着上升,最后随着喉下降,UES 也移至传感器以下,压力曲线下降^[14],整个吞咽过程中 UES 压力曲线的形态呈“M”形。该方法依然存在较大的误差。HRM 是采用的固态压力测量系统的导管,其包括 36 个间隔 1 cm 的圆周传感器 (图 1),无论 UES 位移的距离有多大,均可以包括在测压范围内。

(二) UES 不对称压力对测压的影响

有研究发现,UES 收缩时产生的压力并不对称,前后方向压力最高而左右方向压力最低^[15]。这种不对称性可能由于环咽肌解剖学特性决定的,也可能是由于舌的加压作用及会厌对上咽及下咽的倾斜作用造成的。Sears 等^[16]应用固态测压导管对 UES 的压力不对称性进行了研究,这种导管有 4 个固态传感器,间距 3 cm,每个传感器可以测量 4 个方向的压力,沿 UES 近端

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2013.12.006

基金项目:国家自然科学基金青年基金 (81101460);国家自然科学基金面上项目 (81371441);广州市科技计划项目对外科技合作专项 (2012J5100022);中央高校基本科研业务费专项资金 (12ykpy38)

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: douzul@163.com



注:导管外径为 4.2 mm,含有 36 个间隔 1 cm 的圆周传感器,每个传感器含有 12 个环绕压力感应点

图 1 固态压力测量系统

至下咽、口咽顺序排列。该研究发现,无论纵向还是横向压力均显著不对称,压力从 (365 ± 29) mmHg ($1 \text{ mmHg} = 0.133 \text{ kPa}$) 至 (86 ± 13) mmHg。传统的水灌注式测压导管每个通道只能测定一个特定方向上的压力,因此不能提供咽及 UES 压力的可靠数据,而 HRM 系统所采用的压力传感器使用的是专有的环绕接触微压力测量技术,每个压力传感器包含 12 个 2.5 mm 长的压力感应条,可将这些感应条测量所得压力取平均值来取得平均压力。

(三) UES 收缩时的反应速度对测压的影响

咽和 UES 由横纹肌组成,因此收缩时其反应速度明显比由平滑肌构成的中下段食管快,压力上升的速率达到 600 mmHg/s ^[17],同时也远远超过了低顺应性水灌注式导管的反应速度。如果以传统的水灌注式测压导管对咽及 UES 测压,其记录的压力波会存在一定偏差。除上述可能由测压导管反应速度带来的限制外,传统的波形记录系统的记录频率也会影响传感器信号识别。机械记录笔可信范围一般在 $20 \sim 40 \text{ Hz}$ ^[18]。尽管这一反应速度已能满足记录咽的压力值,但仍不足以精确地辨别咽和 UES 以及两者协调性在内的收缩持续时间。HRM 系统采用的是高反应频率的腔内固态测压导管。腔内固态测压导管是一种柔软有弹性、带有压力微感应器的导管,这些压力微感应器接触咽壁或食管壁后,可直接感受其收缩压力,将信息以电信号的方式传导至计算机进行整合及分析,反应速率极快,可达 6000 mmHg/s ,可精确地记录咽部压力及其变化频率^[19]。在热校准修正后,可精确记录 1 mmHg 内的大气压力,且每个传感器的数据获取频率为 35 Hz ,所有压力的测量都参照大气压力,对于细微、快速的压力变化相对其他技术更为优越^[19]。

高反应频率的腔内固态测压导管的另一优点在于,其可直接感受压力而与被测对象的相对高度位置无关,因此患者在测压时可取更接近生理体位的坐姿而无需平躺,还能够使用不同性状的食物及头部姿势进行进一步的评估,特别适用于口咽部及 UES 功能障碍导致的吞咽困难患者^[1]。

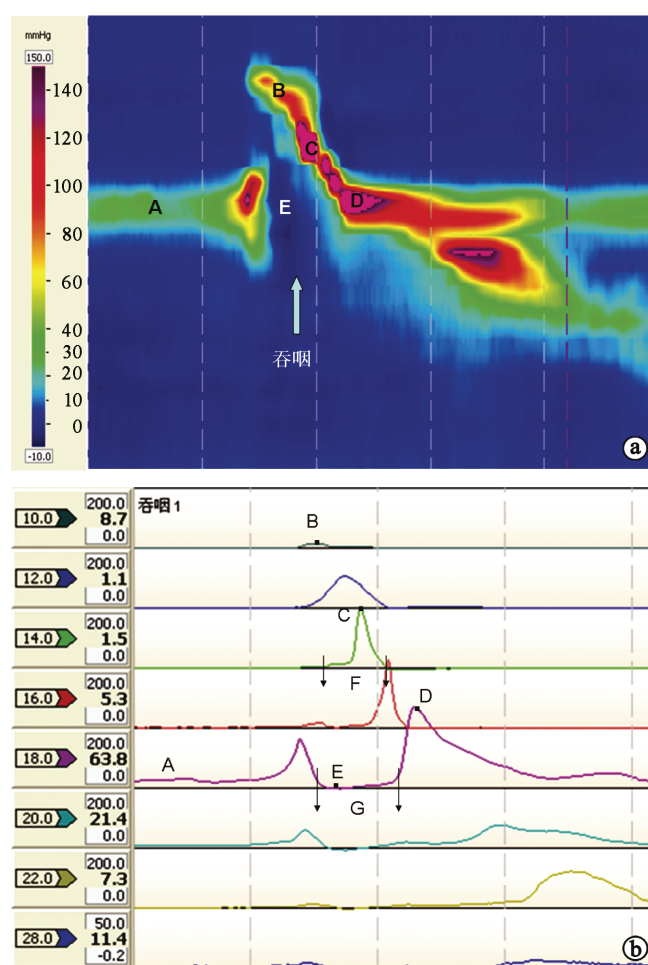
三、高分辨率压力测量法的临床应用

(一) 咽与 UES 的测压分析

计算机可通过对每一个吞咽过程压力曲线的分析,得出舌根部收缩峰值压、咽收缩峰值压、UES 静息压、UES 开放负压和 UES 收缩峰值压。还可计算出咽部收缩持续时间、UES 松弛持续时间、UES 完全松弛所需时间及恢复所需时间。当压力感受

器被食团包绕时,还可检测到食团内压力,其分析咽部压力与 UES 松弛之间的协调性关系的精确度可达到 $1/100 \text{ s}$ 。

通常咽(舌根及下咽)收缩时,UES 压力应降至最低点(图 2)。检测咽(舌根及下咽)收缩与 UES 松弛协调性,对吞咽困难患者的诊断具有重要意义^[68-69]。咽缩肌下方食团内压力升高常提示为 UES 功能不全。UES 松弛底部的负压可在吞咽食团时提供吸吮效应,以帮助食团进入食管。Wilson 等^[2]的研究认为,吞咽后的 UES 松弛残余压是检测的重要指标,与食团内压力共同反映 UES 的松弛情况。UES 完全松弛,压力降至最低点时,而食团内压力仍然升高,则说明 UES 括约肌未能完全松弛。脑干病变患者多见 UES 开放不全或不能开放,常表现为吞咽后的 UES 松弛残余压升高,UES 松弛时间不够,咽峰值压下降或与 UES 松弛不协调。



注:图 a 为时空图,图 b 为波形图。A 为 UES 静息压;B 为腭咽最大压力;C 为舌根及下咽收缩峰值;D 为吞咽后 UES 最大收缩峰值;E 为吞咽后 UES 松弛残余压;F 为舌根及下咽收缩持续时间;G 为吞咽后 UES 松弛持续时间。X 轴表示时间(图中每两条虚线之间间距为 1 s),Y 轴表示从鼻孔开始的距离。不同压力值用不同颜色表示(参见地形图左侧颜色图例),压力 0 mmHg 以蓝色表示,压力趋近于 100 mmHg 以红色表示

图 2 正常吞咽活动从鼻咽到上食管高分辨率测压的时空图与波形图

(二) 常用参数及定义

1. 咽部压力波形分析:①咽部收缩起始点——产生咽部收

缩波的初始点,在此之后咽部收缩波从基线值(通常为 0 mmHg)明显上升;②咽部收缩结束点——咽部收缩波的结束点,在此之后咽部收缩波从最高值明显下降至基线值(如果压力波持续低于基线值,则计算范围不包括该部分);③咽部收缩峰值(mmHg)——咽部收缩波的最高振幅;④咽部收缩持续时间(s)——咽部收缩结束点至咽部收缩起始点之间的时间差。

2. UES 压力波形分析:①UES 静息压——UES 静息状态的振幅,通常作为 UES 波形分析的基线值;②UES 松弛残余压——UES 松弛波的最低值,可能为正值(高于大气压)或负值(低于大气压);③UES 松弛持续时间——UES 波形自静息压下降至 UES 收缩起始点之间的时间差;④UES 收缩波——UES 松弛过后产生明显而快速的压力上升,至顶峰后逐渐下降至静息压基线值。

四、吞咽障碍评估

视频透视吞咽检查(videofluoroscopic swallowing study, VFSS)可提供吞咽过程中食团在口咽部的转运、咽部收缩、松弛和气道保护动作等信息,是目前首选的检查方法^[20],但其并不能提供咽收缩力和 UES 开放的定量参数^[21],不能精确地判断 UES 松弛情况^[21]。少数患者即使施行吞咽造影,仍不能显示异常所在^[22]。固态测压导管的发展,使吞咽时咽及 UES 的精确压力变化及其协调性得以检测,在咽期吞咽困难评估方面,HRM 可能具备很多优势^[23]。研究结果证明,HRM 能区分由咽部收缩微弱或协调不佳引起的吞咽问题和结构病变(比如环咽肌过度肥大)^[24]。此外,通过病理学水平上定位最大食团内压梯度,HRM 还能确认 X 线片图像下环咽肌的功能意义。Mielens 等^[25]对 1 例咽食管反流和 1 例全喉切除术后患者使用 HRM 对咽部功能进行研究后发现,前者表现为咽咽部压力升高,舌根部压力持续时间增加及 UES 静息压下降,表明在咽食管反流时,由于 UES 过于松弛使食团的驱动力代偿性升高;而后者表现为咽咽部压力升高,UES 静息压下降及 UES 松弛残余压升高,表明全喉切除后由于 UES 缺少喉上抬对其的被动牵拉,使 UES 开放不完全。

Lan 等^[26]采用高分辨率固态压力测量系统评估了脑干卒中患者球囊扩张治疗前、后咽部及食管上括约肌生物力学的变化,研究发现,UES 松弛功能受损及咽部推动能力下降是脑干卒中患者吞咽障碍的重要原因。改良球囊扩张术与常规吞咽障碍治疗方法如电刺激、低头吞咽、声门上吞咽等均可改善患者的吞咽功能,其中改良球囊扩张术对 UES 松弛功能及咽部推动能力的改善均有治疗益处,对 UES 松弛功能改善作用更大。常规吞咽障碍治疗方法对增进咽部推动能力有一定作用,但对 UES 松弛功能的改善作用较小。

五、视频测压技术

近年来,同时采用 HRM 和 VFSS 进行的视频测压技术研究给出了咽部吞咽过程和生物力学相关的详细信息^[27],研究指出,HRM 和 VFSS 可用于确定食团通过吞咽器官时腔内压与运动之间的关系,并阐明了这些特性和食团体积及食团浓度间的相互关系。该研究让人们了解,大口吞咽时 UES 如何通过开口更宽和更久来使得食团内压保持在一个很窄的生理学范围内,以及此部位的反常结构或功能如何增加流动阻力和显著增加驱动食团流动所需的驱动力。因此,HRM 测量结果确认了在电视

荧光放射录相术中看到的咽部-食管内的位置和病理学功能意义。Bulow 等^[28]运用视频测压技术评估声门上吞咽、用力吞咽及吞咽对口咽性吞咽障碍的效果,结果发现,这三种技术均不能降低吞咽方向性的错误,但用力吞咽及点头吞咽可减少渗漏,另外,这些方法也不能防止咽滞留。

六、HRM 在临床实践中的优势与局限性

(一) HRM 的优势

固态测压检查的应用加深了人们对咽及食管上括约肌正常生理与相关疾病的认识^[29]。HRM 不需要拉出过程,节省了该过程所需的时间;减轻了传感器的定位困难(不再需要喉镜或其他辅助定位技术)。上述因素使得 HRM 可以由经验相对缺乏的人员操作亦不会损害研究质量,同时也增加了检查过程的舒适性,使患者较易接受,同时也更容易获得高质量的食管压力测量结果。

计算机技术的进步使 HRM 需要的大量数据不仅可以实时的在传统的“线形图”中显示,也可以在能显示方向和食管压力活动驱动力的“三维时空图”(有时称之为“等高线图”或“地形图”)中显示。与传统测压方法相比,三维时空图使得对诊断的解释更为容易,也增加了精度,而分析软件包除了可以提供对吞咽测试快速、半自动化的分析功能,还克提供对压力数据进行详细分析的应用。该方法既考虑了诊断识别速度,也对客观的压力测量结果进行了恰当、严密的评估^[25]。此外,HRM 还可对症状提供更明确的解释,医生可以使用彩色三维时空图对患者进行解释和说明,而解释和说明的过程本身通常就具有治疗效果。因此,HRM 目前的使用已越来越广泛。

(二) HRM 的局限性

由压力测量而引起器官损伤或医源性感染的研究报道较为少见,和传统压力测量方法相比,HRM 较高的费用是一个非常重要的限制,而且导管脆而易折,操作时需要小心谨慎,在使用中需要精心保养,若使用和清洗等保养方式不当会大大缩短导管的使用寿命^[27]。目前,还缺少 HRM 临床应用的成本效用分析,投入的费用可能因患者数量的增加而获得补偿,不过,HRM 能否提供足够的价值,仍需要进一步的证明^[29]。此外必须注意的是,不是每种不正常的压力活动都和食管机能失调或症状有关,而且不是所有功能性、“内镜阴性”吞咽困难(或其他症状)患者通过 HRM 都会得到确定的诊断结论^[30]。与 VFSS 相比,单纯应用 HRM 不能提供关于误吸及滞留的直接证据^[21]。

总结

HRM 系统是腔内压力测量中的一次技术进步,其达到了吞咽功能研究所需要的标准。空间密集排布的传感器可给出食管及其括约肌复杂的功能解剖图像,而且 HRM 三维空间图像可以描述驱动食物和液体通过食管的驱动力,可以此来判断何时将发生胃-食管反流。

HRM 提高了人们对食管动力失调如何降低的机能、引起症状的理解程度,然而 HRM 在临床实践中的价值尚未完全建立。目前,不断有证据证明,HRM 可以识别出传统压力测量技术不能识别的临床相关反常,并提高了诊断精确度,特别是针对功能性吞咽困难。展望未来,HRM 是一种研究吞咽障碍病理生理学的良好工具,并且在对吞咽功能具有特定效果的新治疗方法的发展中,HRM 可以识别出哪些患者将受益于新的治疗手段。

参 考 文 献

- [1] Holloway RH. Esophageal manometry. GI Motility online, 2006, doi: 10.1038/gimo.30. http://www.nature.com/gimo/contents/pt1/full/gimo30.html.
- [2] Wilson JA, Pryde A, Cecillia A, et al. Normal pharyngoesophageal motility. A study of 50 healthy subjects. Dig Dis Sci, 1989, 34: 1590-1599.
- [3] Cook IJ, Kahrilas PJ. AGA technical review on management of oropharyngeal dysphagia. Gastroenterology, 1999, 116: 455-478.
- [4] Pandolfino J, Kahrilas P. AGA technical review on the clinical use of esophageal manometry. Gastroenterology, 2005, 128: 209-224.
- [5] Lang IM. Upper esophageal sphincter. GI Motility online, 2006, doi: 10.1038/gimo12. http://www.nature.com/gimo/contents/pt1/full/gimo12.html.
- [6] Bosma JF, Donner MW, Tanaka E, et al. Anatomy of the pharynx pertinent to swallowing. Dysphagia, 1986, 1: 23.
- [7] Miller AJ. Neurophysiological basis of swallowing. Dysphagia, 1986, 1: 91-100.
- [8] 窦祖林. 吞咽障碍评估与治疗. 北京: 人民卫生出版社, 2009: 43-63.
- [9] Sivarao DV, Goyal RK. Functional anatomy and physiology of the upper esophageal sphincter. Am J Med, 2000, 108: 27-37.
- [10] Lang IM. Brain stem control of the phases of swallowing. Dysphagia, 2009, 24: 333-348.
- [11] Brasseur JG, Dodds WJ. Interpretation of intraluminal manometric measurements in terms of swallowing mechanics. Dysphagia, 1991, 6: 100-119.
- [12] Gyawali CP. High resolution manometry: the Ray Clouse legacy. Neurogastroenterol Motil, 2012, 24: 2-4.
- [13] Kahrilas PJ, Dent J, Dodds WJ, et al. A method for continuous monitoring of upper esophageal sphincter pressure. Dig Dis Sci, 1987, 32: 121-128.
- [14] Lan Y, Ohkubo M, Berretin-Felix G, et al. Normalization of temporal aspects of swallowing physiology after the McNeill dysphagia therapy program. Ann Otol Rhinol Laryngol, 2012, 121: 525-532.
- [15] Dodds WJ. The physiology of swallowing. Dysphagia, 1989, 3: 171-178.
- [16] Sears VW, Castell JA, Casiell DO. Radial and longitudinal asymmetry of the human pharynx. Gastroenterology, 1991, 101: 1559-1563.
- [17] Dodds WJ, Hogan WJ, Lydon SB, et al. Quantitation of pharyngeal motor function in normal human subjects. J Appl Physiol, 1975, 39: 692-696.
- [18] Stef JJ, Dodds WJ, Hogan WJ, et al. Intraluminal esophageal manometry: an analysis of variables affecting recording fidelity of peristaltic pressures. Gastroenterology, 1974, 67: 221-230.
- [19] Clouse RE, Parks T, Haroian LR, et al. Development and clinical validation of a solid-state high-resolution pressure measurement system for simplified and consistent esophageal manometry. Am J Gastroenterol, 2003, 98: 32-33.
- [20] Dou ZL, Zu YH, Wen HM, et al. The effect of different catheter balloon dilatation modes on cricopharyngeal dysfunction in patients with dysphagia. Dysphagia, 2012, 27: 514-520.
- [21] Omari TI, Papathanasopoulos A, Dejaeger E, et al. Reproducibility and agreement of pharyngeal automated impedance manometry with videofluoroscopy. Clin Gastroenterol Hepatol, 2011, 9: 862-867.
- [22] Lang IM, Dantas RO, Cook IJ, et al. Videoradiographic, manometric, and electromyographic analysis of canine upper esophageal sphincter. Am J Physiol, 1991, 260: 911-919.
- [23] Fox M, Hebbard G, Janiak P, et al. High-resolution manometry predicts the success of oesophageal bolus transport and identifies clinically important abnormalities not detected by conventional manometry. Neurogastroenterol Motil, 2004, 16: 533-542.
- [24] Williams R, Pal A, Brasseur JG, et al. Space-time pressure structure of the pharyngo-esophageal segment during swallowing. Am J Physiol, 2001, 281: 1290-1300.
- [25] Mielens JD, Hoffman MR, Ciucci MR, et al. Automated analysis of pharyngeal pressure data obtained with high-resolution manometry. Dysphagia, 2011, 26: 3-12.
- [26] Lan Y, Xu G, Dou Z, et al. Biomechanical changes in the pharynx and upper esophageal sphincter after modified balloon dilatation in brainstem stroke patients with dysphagia. Neurogastroenterol Motil, 2013, 25: 821-829.
- [27] 兰月, 徐光青, 窦祖林, 等. 食团体积对健康人吞咽的影响. 中华物理医学与康复杂志, 2013, 35: 763-767.
- [28] Bulow M, Olsson R, Ekberg O. Supraglottic swallow, effortful swallow, and chin tuck did not alter hypopharyngeal intrabolus pressure in patients with pharyngeal dysfunction. Dysphagia, 2002, 17: 197-201.
- [29] Bredenoord AJ, Hebbard GS. Technical aspects of clinical high-resolution manometry studies. Neurogastroenterol Motil, 2012, 24: 5-10.
- [30] Roman S, Pandolfino J, Mion F. High-resolution manometry: a new gold standard to diagnose esophageal dysmotility? Gastroenterol Clin Biol, 2009, 33: 1061-1067.

(修回日期: 2013-10-30)

(本文编辑: 阮仕衡)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

本刊对医学名词使用的要求

为规范医学名词, 本刊以 1989 年及其以后由全国科学技术名词审定委员会(原全国自然科学名词审定委员会)审定、公布、科学出版社出版的《医学名词》和相关学科的名词为准, 暂未公布的名词仍以人民卫生出版社出版的《英汉医学词汇》为准。中文药物名称应使用最新版药典(法定药物)或卫生部药典委员会编辑的《药名词汇》(非法定药物)中的名称, 英文药物名称采用国际非专利药名, 不用商品名。