

盆底功能障碍性疾病的生物医学工程研究进展

李旭红¹ 彭云² 张迎春²

¹中南大学湘雅三院康复医学科,长沙 410013; ²Department of Biomedical Engineering, The University of Houston, Houston, TX, 77004, USA

通信作者:李旭红,Email:lixh0901@csu.edu.cn

【摘要】 传统的盆底功能评估依赖于体格检查,体格检查存在诸多不足,一般为定性结果并受制于检查者的经验和理解。本综述主要介绍高分辨力磁共振成像(MRI)、扩散张量成像、计算模型、高密度表面肌电图技术在盆底肌功能评估中的应用最新研究进展,旨在探讨盆底功能评估研究从单模式经验性体格检查转变为利用盆底成像、计算模型和先进电诊断技术的多模式分析,为促进这些新技术在盆底功能障碍性疾病的临床应用提供参考。

【关键词】 盆底功能评估; 盆底成像; 计算模型; 高密度表面肌电图

基金项目:湖南省科技厅研究项目(2015WK3008)

Funding: Supported by Hunan Provincial Science and Technology Department(2015WK3008)

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2020.11.024

盆底功能障碍包括尿失禁、粪失禁、盆腔脏器脱垂、性功能障碍和盆腔慢性疼痛等疾病^[1]。2008年美国一项对1961例非孕妇进行的调查显示,至少有一种盆腔疾病的患病率为23.7%,15.7%的女性患有尿失禁,9.0%的女性患有粪失禁,2.9%的女性患有盆腔脏器脱垂^[2]。土耳其的一项对4002例非孕妇评估研究报告显示,至少有一种盆底疾病的总体患病率为67.5%^[3]。据推测,与2010年比较,2050年美国因压力性尿失禁接受手术的女性总数将增加47.2%,盆腔脏器脱垂总数将增加48.2%^[4]。因此,了解盆底疾病的病理生理机制对于优化医疗资源至关重要,盆底支持结构的减弱是导致盆底疾病的关键因素^[5]。DeLancey等^[6]的吊床假说和Petros等^[7]的整体理论是当前最流行和普遍接受的盆底疾病理论,虽然这些理论对于每个盆底结构在特定疾病中所起的作用有一些差异,但都在一定程度上认同正常盆底功能的维持需要多种支持结构(包括骨盆结构中的肌肉、韧带、肌腱和筋膜)的良好协调,盆底支持结构协调性的破坏会导致盆底功能障碍。盆底支持结构由主动支持结构和被动支持结构组成,主动支持结构的功能主要由盆底肌肉提供,其自主收缩提升盆底,从而平衡增加的腹压并维持盆腔脏器的正常位置,被动支持结构的功能主要由结缔组织(韧带、筋膜)提供。

传统的盆底评估严重依赖于体格检查,然而体格检查有许多不足,如它关注于表面解剖而不是真正的结构异常,往往低估盆底障碍,多是定性结果,并受制于检查者的经验和理解。这些不足阻碍了全面而深入研究上述各种关键结构的复杂的相互作用。随着先进医疗技术的发展,现代盆底支持研究已经从单模式经验性体格检查转变为利用高分辨力成像和先进电诊断技术的更全面多模式分析,如高分辨力磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)可以提供详细的盆底形态,增强对被动盆底支撑结构的了解^[8],而电诊断方法如肌电图则为评估盆底肌肉收缩的神经生理学方面提供了最合适的方法。此外,计算机建模为验证现有被动或主动支持结构理论提供了有

价值的手段,也能检测由于伦理道德或经费限制而难以或不可能开展的新假设^[9]。

盆底成像技术在盆底肌功能研究中的应用

伴随现代医学成像模式(例如高分辨力MRI成像)的发展,已经发现了基于循证的有关各种盆底障碍疾病与盆底支持结构中形态异常之间的关系的依据^[10]。2007年DeLancey及其团队早期的MRI成像研究显示,盆腔脏器脱垂或阴道分娩的妇女发生肛提肌缺陷的概率较高,通过结合MRI成像和三维(3D)建模,阴道后壁脱垂患者的阴道后壁异常位移模式和前壁脱垂女性前外侧壁高度偏移^[11];通过比较对照组、前壁脱垂组、后壁脱垂组妇女各30例的正中矢状面MRI成像特征,与对照组比较,2个脱垂组妇女在做Valsalva动作时有更大的肛提肌区域、更大的突出区域和更长的肛提肌间隙长度。

2016年Pontbriand-Drolet等^[12]比较混合性尿失禁、压力性尿失禁和自制女性中盆底肌肉组织形态、膀胱颈和尿道括约肌位置,发现混合型尿失禁患者盆底肌肉静息位置较低,膀胱尿道连接部的顶点降低,压力性尿失禁妇女休息时出现膀胱颈漏斗的可能性更大及更大的膀胱尿道后角。除盆腔结构MRI成像外,动态MRI成像可提供关于骨盆四个壁的有用信息,能在功能活动中(如排便造影)直接观察骨盆,现已普遍用于肛门直肠功能障碍^[13]。

扩散张量成像(diffusion tensor imaging)在显示盆底肌肉纤维定向方面的应用越来越受到关注。肌肉组织的力学性质表现为依赖于纤维方向的各向异性(与各向同性相反)。通过捕捉水扩散的主要方向,扩散张量成像提供了关于组织结构的间接信息,因此可以采用无创方式从微观结构水平显示肌纤维。2013年Zijta等^[14]的可行性研究中,成功地捕获了5例年轻未生育女性的多个盆底肌肉结构。2014年Betschart等^[15]的另一项研究发现,14例健康女性中肛提肌的3个亚组之间的肌束方向差异存在统计学意义。扩散张量成像也被成功应用于显示

支配盆底肌肉的神经,它与盆底肌肉收缩密切相关,进而提供盆底主动支持。然而,目前扩散张量成像在盆底研究的应用仍处于开拓阶段。尽管扩散张量成像在其它骨骼肌损伤中的应用成功,但目前尚缺乏病例对照研究来进一步探讨盆底支持结构破坏的神经肌肉原理。因此,未来的研究需要揭示微观结构水平和盆底疾病的神经肌肉异常之间的可能联系。由于能够捕捉肌肉纤维的方向,近期研究表明,扩散张量成像可用于计算模拟,以提供一个更真实的盆底肌生物力学行为^[16]。

盆底支持结构的计算模型

使用有限元方法进行计算机建模,可以在规定的假设条件下为复杂的物理生物信息学问题提供解决方法。它不仅在研究无症状正常盆底支持功能机制方面有很大的优势,而且可以有效模拟各种盆底功能障碍病例,目前对这些病例的研究经常由于伦理道德或者经费限制而难以开展。

有限元方法在盆底研究中的应用始于近十年,盆底有限元研究的数量和质量都在迅速增长。现代模型具有更真实的人体属性,包括黏-超弹性、完整关键的解剖结构和更好的流体-结构相互作用的双相模型等,可提供评估现有理论的方法,可用于盆底疾病的病因研究(如第 2 产程延长、韧带损伤或会阴侧切术),并增强了对曾经被忽视的病人群体(如尿失禁运动员)的关注^[17]。

2015 年 Chen 等^[18]利用阴道前壁及其支持系统(耻骨膀胱肌、子宫主韧带和/或宫骶韧带)的生物力学模型证实,阴道前壁脱垂的大小是耻骨膀胱肌和顶端损伤共同作用的结果。耻骨膀胱肌损伤到一定程度,生殖裂孔打开并出现脱垂,脱垂的大小随着顶端损伤程度的增加而进一步加重。与单一损伤情况比较,伴有肛提肌和顶端支持的合并损伤会导致更大的膨出。Luo 等^[19]开发了一种多室 3D 模型来评估直肠前突的发生,结果发现,直肠前突和膀胱膨出依赖于阴道前壁、后壁、肛提肌和/或顶端支持的联合损伤以及在前盆腔和后盆腔的相互作用。Brandão 等^[20]于 2015 年也创建了一个年轻健康女性的 3D 模型来研究 Valsalva 动作中韧带损伤对排尿运动的影响,结果观察到,在模拟最大损伤下, α 角从静息增加到 124.28°和膀胱颈 12 mm 的移位。

2016 年 Peng 等^[21]创建了一个包含 44 例女性骨盆解剖结构的 3D 模型,来评估盆肌肉和阴道前壁功能减弱对尿道支持功能的影响,结果显示,当肛提肌组的所有 3 个亚组均被削弱时观察到尿道过度运动。此外,模拟肛提肌组和阴道前壁联合共同损伤对尿道支持的弱化效应比各部分单独减弱所引起的效应之和更大,这表明尿道旁支持结构间存在相互作用。计算模型研究的结果表明,盆底结构间良好的相互作用对于维持正常的盆底支撑功能至关重要。

为在体外条件或动物模型下评估盆底康复性能的同时,以治疗为导向的模拟体内条件的计算模型已经出现。2015 年 Peng 等^[22]通过模拟在后尿道壁的不同位置外科插入小型吊带,证实了在腹内压增加和尿道保留力最小时,尿道中远端位置可以很好地恢复原发性尿道偏移。为了评估网片硬度对尿道过度活动的手术矫正结果的影响,2017 年 Brandão 等^[23]研究发现,较低和较高的刚度都可以矫正到正常的尿道位置,但增加的吊带力和组织侵蚀风险与较高的网片刚度相关。在计算机

模拟中,男性尿失禁(尤其是前列腺切除术后压力性尿失禁)一直被忽视。2017 年 Natali 等^[24]为了评估施加恒定压力或梯度压力对人造尿道括约肌尿道关闭的影响,研发了一种 3D 男性尿道模型用于治疗男性压力性尿失禁,尿道的总长度在恒定载荷的情况下观察到尿道闭塞,而在梯度压力下尿道有部分打开。

肌肉收缩在支撑骨盆器官方面起着关键作用,但尚未有相关的模型研究证实其在骨盆器官支持中的作用。2016 年 Brandão 等^[25]基于现有的各向同性超弹性肌肉力学模型上,加入依赖于纤维方向各向异性主动收缩,并将其应用于盆底肌肉收缩模型中;在这一模型中,当盆底肌受到均匀的试验压力时,纤维取向被确定为最大主应力线。2016 年 Peng 等^[26]评估了从这一模型和从扩散张量成像获得的纤维取向的一致性,结果表明,从这 2 种模式获得的结果没有显著性差异。该模型代表了目前最先进的主动收缩模型,并有可能探索与肌肉收缩受损相关的盆底障碍疾病的病理生理机制,如更钝的肛门直肠角与粪失禁有关,并受耻骨直肠肌收缩的影响;主动收缩模型可能有助于更好地理解粪失禁的病因学,并为耻骨直肠吊带治疗的评估提供有益的辅助手段,这一评估方法已于 2016 年 2 月获得美国食品和药品管理局的批准。

尽管计算模型在骨盆底研究中的应用越来越普遍,但仿真结果应该总是依据建模假设和参数输入进行解释。现有骨盆模型的核实与验证通常过于简单(如虚拟结果与单个解剖平面上的动态 MRI 图像的比较),相信未来临床问题解决之前会建立高生物仿真度的计算模型。

肌电图在盆底肌功能评估中的应用

盆底肌肉收缩对提供强大的盆底支持和维持正常的盆底功能至关重要,盆底肌肉良好协调的收缩依赖于神经肌肉通路的完整性,依靠来自神经系统的下行激活信号通过 α 运动神经元的轴突不间断向神经肌肉接头输送。运动神经元和它支配的肌肉纤维构成肌肉的最小功能单位,即运动单位。肌电图是一种常用于神经生理诊断的技术,通过记录肌纤维活动期间与动作电位相关的生物电活动,肌电图可提供有关神经肌肉系统中神经生理学信息。用阴道内或直肠内探针获得的表面肌电图信号表示来自记录电极上多个运动单元动作电位(motor unit action potential, MUAP)的总的空间叠加^[27]。因此,大多数临床研究直接将信号振幅(如在短时间内肌电图信号的平均整流值或均方根)表示盆底肌肉收缩的强度。根据研究报告,健康受试者和盆底肌无力患者的盆底肌肉肌电图测量在多次试验中测试结果可靠。在评估盆底肌力方面,肌电图振幅与手指触诊也有很强的相关性。2010 年 Botelho 等^[28]使用阴道内肌电图探针比较了三种不同的分娩方式(双侧会阴侧切术,剖宫产和紧急剖宫产)对 75 例初产妇的盆底肌肉的影响,发现在双侧外阴侧切术后盆底最大收缩幅度明显减少,非孕妇最大自主收缩时肌电图测量值明显高于孕妇。

在神经源性肛门直肠功能障碍的研究中,针电极肌电图仍然是标准的诊断工具,但针电极肌电图是有创的,患者不易接受,因此,表面肌电图检测成为首选。2016 年 Stafford 等^[29]的系列研究报告了一种管型的横纹尿道括约肌肌电图电极,包括四根电极丝,成对置于 30 mm 的 6F 导管周围,两对尿路口分

开,允许两个电极丝分别记录,结果发现轻微收缩时可检测到 MUAP;在对 5 例健康男性受试者的持续研究中,测量其动态活动期间腹内压和括约肌肌电图,并报道了 IAP 幅度和括约肌收缩之间的线性关系。

目前肌电图技术存在的主要限制在于肌电图电极数量的缺乏,导致无法从目标肌肉中获得足够的时空信息以进一步分解记录单个 MUAP 的活动。由于表面肌电图信号记录是在不同时间点激活的多个 MUAP 叠加,所以运动单位的神经肌肉功能及其改变可能并不总是通过单通道记录发现。近年发展的非侵入性高密度表面肌电图技术可提供许多现有技术无法提供的独特信息,是一种很有发展前途的盆底肌检测手段^[30]。

Merletti 等^[31]使用直肠内 16 通道肌电图探头,在不同深度捕获了肛门外括约肌 (external anus sphincter muscle, EAS) MUAP 的传播,并推导出神经支配区 (innervation zone, IZ) 的位置,其中 MUAP 传播开始就产生收缩。由于不对称的神经支配模式是导致粪失禁的可能原因,利用这一探头可以研究 EAS 的神经支配模式和分娩相关的粪失禁的危险因素。通过采集 478 例孕妇的肌电图信号在沿每个确定的运动单位提取的括约肌周围的 IZ 位置^[32],分别确定了 9 个和 7 个运动单位的静息电位和最大自主收缩电位;分别确定了 2 种不同类型的运动单位,其中 43% 被归类为单向运动单位 (IZ 在运动单位的尾端) 和剩余双向运动单位 (IZ 在运动单位中间)。IZ 的分布在这两类运动单位之间也有所不同,单指向性运动单位的 IZ 集中在括约肌的背侧部分,而双向运动单位的 IZ 分布在 EAS 的左右部分之间更对称。在行会阴切开术时,这类信息有可能给予指导并将 EAS 去神经支配的风险降至最低。

另一项多中心研究中,通过对 511 例妇女进行产前肌电图测量,对其中 331 例复诊产后妇女再次测试肌电图,并分别于分娩前后的 IZ 数量在四种分娩方式之间 (包括剖宫产、阴道分娩、无明显撕裂伤、自发性裂伤和会阴切开术) 进行比较,结果显示在剖宫产、自发性裂伤或缺乏明显损伤的妇女中未观察到显著变化,而在 82 例接受右侧中外侧会阴切开术的妇女中观察到 IZ 明显减少。

这些研究中获得的新知识对指导临床实践具有重要意义。尽管在美国很少行会阴切开术,但在许多其它国家它仍然是普遍存在的手术方式。2015 年^[33]最新的一篇综述报道,目前的会阴切开术在技术和实践指南方面存在明显的差异,从直肠探头肌电图研究中获得的信息可以使产科医生能够在分娩前预先分析神经支配,在 EAS 最小的一侧或缺乏神经支配的一侧进行必要的会阴切开术,这样 EAS 的完整性将会最大限度的保留,并可减少产后粪失禁的发生。

采用新型多电极肌电图探头研究不同盆底肌肉的神经支配并进行盆底支持功能评估。2013 年 Voorham-van der Zalm 等^[34]采用一个有 6 个不同深度 (4×6) 有 4 个环向电极的探针,测量了 229 例无盆底功能障碍的健康受试者阴道内和直肠内肌电图振幅 (均方根) 的休息时、最大收缩、持续用力时、咳嗽和 Valsalva 动作的肌电位,不同性别和绝经后,其肌电图振幅和奇偶状态差异有统计学意义。2016 年 Peng 等^[35]报道了高密度阴道内 (8×8) 和直肠内 (8×8) 探针,测量 10 例健康女性受试者的盆底肌肉和 EAS 的肌电信号,还采用肌电图分解算法来检测患者的运动单元值 (剂量单位: MUs),阴道内电极为 (5.1±3.0)

MUs,直肠内电极为 (9.5±2.4) MUs。2016 年 Heesakkers 等^[36]报道了一种新型的管型微括约肌表面肌电图电极 (三个阵列,每个阵列 12 个电极),对 44 例有压力性尿失禁或内括约肌损伤的女性进行肌电图测量,提出最大收缩时腹侧象限内的肌电图测量结果是括约肌损伤的重要指标。

多电极肌电图探头在评估运动单位行为方面提供了很大的优势^[37]。近期高密度表面肌电图研究所获得的信息,辅以其其它临床诊断模式,大大提高了对潜在神经生理学及其与主动盆底支持关系的理解^[38-39]。

总之,本文综述了高分辨力 MRI、扩散张量成像、计算模型、高密度表面肌电图技术在盆底肌功能评估中的最新研究进展,为盆底支持功能评估提供了新见解,有助于深入认识盆底支持结构的复杂机理以及通过解剖学、生物力学和神经生理学检查研究盆底功能障碍的病理生理机制。这些先进的技术和方法将推动盆底科学的发展,对临床实践具有重要意义:①盆底成像检测有助于深入认识盆底功能障碍性疾病与盆底支持结构中形态异常之间的关系;②计算机建模为验证和检测由于伦理道德或经费限制而难以或不可能开展的新假设,为临床治疗提供依据;③高密度表面肌电图所获得的多点动态信息可提高对潜在神经生理学及其与主动盆底支持关系的理解,并提高临床效率。

参 考 文 献

- [1] Arnouk A, De E, Rehfluss A, et al. Physical, complementary, and alternative medicine in the treatment of pelvic floor disorders [J]. *Curr Urol Rep*, 2017, 18(6): 47. DOI:10.1007/s11934-017-0694-7.
- [2] Nygaard I, Barber MD, Burgio KL, et al. Prevalence of symptomatic pelvic floor disorders in US women [J]. *JAMA*, 2008, 300(11): 1311-6. DOI:10.1001/jama.300.11.1311.
- [3] Kepenekci I, Keskinkilic B, Akinsu F, et al. Prevalence of pelvic floor disorders in the female population and the impact of age, mode of delivery, and parity [J]. *Dis Colon Rectum*, 2011, 54(1): 85-94. DOI:10.1007/DCR.0b013e3181fd2356.
- [4] Wu JM, Kawasaki A, Hundley AF, et al. Predicting the number of women who will undergo incontinence and prolapse surgery, 2010 to 2050 [J]. *Am J Obstet Gynecol*, 2011, 205(3): 230. e1-e5. DOI:10.1016/j.ajog.2011.03.046.
- [5] El Sayed RF, Alt CD, Maccioni F, et al. Magnetic resonance imaging of pelvic floor dysfunction-joint recommendations of the ESUR and ESGAR Pelvic Floor Working Group [J]. *Eur Radiol*, 2017, 27(5): 2067-2085. DOI:10.1007/s00330-016-4471-7.
- [6] DeLancey JO. Structural support of the urethra as it relates to stress urinary incontinence: the hammock hypothesis [J]. *Am J Obstet Gynecol*, 1994, 170(5): 1713-1723. DOI: 10.1016/S0002-9378(12)91840-2.
- [7] Petros PEP, Ulmsten UI. An integral theory of female urinary incontinence [J]. *Acta Obstet Gynecol Scand*, 1990, 69(S153): 7-31. DOI: 10.1111/j.1600-0412.1990.tb08027.x.
- [8] Alapati S, Jambhekar K. Dynamic magnetic resonance imaging of the pelvic floor [J]. *Semin Ultrasound CT MR*, 2017, 38(3): 188-199. DOI:10.1053/j.sult.2016.11.002.
- [9] Oliveira DA, Parente MP, Calvo B, et al. Numerical simulation of the damage evolution in the pelvic floor muscles during childbirth [J]. *J*

- Biomech, 2016, 49(4): 594-601. DOI:10.1016/j.jbiomech.2016.01.014.
- [10] Chamié LP, Ribeiro DMFR, Caiado AHM, et al. Translabial US and dynamic MR imaging of the pelvic floor: normal anatomy and dysfunction[J]. *Radiographics*, 2018, 38(1): 287-308. DOI:10.1148/rg.2018170055.
- [11] DeLancey JO, Morgan DM, Fenner DE, et al. Comparison of levator ani muscle defects and function in women with and without pelvic organ prolapse [J]. *Obstet Gynecol*, 2007, 109(2 Part 1): 295-302. DOI:10.1097/01.AOG.0000250901.57095.ba.
- [12] Pontbriand-Drolet S, Tang A, Madill SJ, et al. Differences in pelvic floor morphology between continent, stress urinary incontinent, and mixed urinary incontinent elderly women: an MRI study[J]. *Neurourol Urodyn*, 2016, 35(4): 515-521. DOI:10.1002/nau.22743.
- [13] Brandão AC, Ianez P. MR imaging of the pelvic floor: defecography [J]. *Magn Reson Imaging Clin N Am*, 2013, 21(2): 427-45. DOI:10.1016/j.mric.2013.01.007.
- [14] Zijta FM, Froeling M, Nederveen AJ, et al. Diffusion tensor imaging and fiber tractography for the visualization of the female pelvic floor [J]. *Clin Anat*, 2013, 26(1): 110-114. DOI:10.1002/ca.22184.
- [15] Betschart C, Kim J, Miller JM, et al. Comparison of muscle fiber directions between different levator ani muscle subdivisions: in vivo MRI measurements in women [J]. *Int Urogynecol J*, 2014, 25(9): 1263-1268. DOI:10.1007/s00192-014-2395-9.
- [16] Brandão S, Parente M, Silva E, et al. Pubovisceral muscle fiber architecture determination: comparison between biomechanical modeling and diffusion tensor imaging [J]. *Ann Biomed Eng*, 2017, 45(5): 1255-1265. DOI:10.1007/s10439-016-1788-y.
- [17] Dias N, Peng Y, Khavari R, et al. Pelvic floor dynamics during high-impact athletic activities: a computational modeling study [J]. *Clin Biomech*, 2017, 41: 20-27. DOI:10.1016/j.clinbiomech.2016.11.003.
- [18] Chen ZW, Joli P, Feng ZQ, et al. Female patient-specific finite element modeling of pelvic organ prolapse (POP) [J]. *J Biomech*, 2015, 48(2): 238-245. DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.11.039.
- [19] Luo J, Chen L, Fenner DE, et al. A multi-compartment 3-D finite element model of rectocele and its interaction with cystocele [J]. *J Biomech*, 2015, 48(9): 1580-1586. DOI:10.1016/j.jbiomech.2015.02.041.
- [20] Brandão S, Parente M, Mascarenhas T, et al. Biomechanical study on the bladder neck and urethral positions: simulation of impairment of the pelvic ligaments [J]. *J Biomech*, 2015, 48(2): 217-223. DOI:10.1016/j.jbiomech.2014.11.045.
- [21] Peng Y, Khavari R, Nakib NA, et al. Assessment of urethral support using MRI-derived computational modeling of the female pelvis [J]. *Int Urogynecol J*, 2016, 27(2): 205-212. DOI:10.1007/s00192-015-2804-8.
- [22] Peng Y, Khavari R, Nakib NA, et al. The single-incision sling to treat female stress urinary incontinence: a dynamic computational study of outcomes and risk factors [J]. *J Biomech Eng*, 2015, 137(9): 0910071-0910077. DOI:10.1115/1.4030978.
- [23] Brandão S, Parente M, Da Roza TH, et al. On the stiffness of the mesh and urethral mobility: a finite element analysis [J]. *J Biomech Eng*, 2017, 139(8). DOI:10.1115/1.4036606.
- [24] Natali AN, Carniel EL, Fontanella CG, et al. Urethral lumen occlusion by artificial sphincteric devices: a computational biomechanics approach [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2017, 16(4): 1439-1446. DOI:10.1007/s10237-017-0897-3.
- [25] Brandão FSQDS, Parente MPL, Rocha PAGG, et al. Modeling the contraction of the pelvic floor muscles [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Engin*, 2016, 19(4): 347-356. DOI:10.1080/10255842.2015.1028031.
- [26] Peng Y, Neshatian L, Khavari R, et al. PD01-12 A fluid-structure interaction simulation of fecal incontinence [J]. *J Urology*, 2016, 195(4): e50. DOI:10.1016/j.juro.2016.02.2032.
- [27] 胡芳,李旭红.运动单位计数技术及其在神经肌肉疾病中的应用 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2018, 40(4): 311-313. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2018.04.018.
- [28] Botelho S, Ricetto C, Herrmann V, et al. Impact of delivery mode on electromyographic activity of pelvic floor: comparative prospective study [J]. *Neurourol Urodyn*, 2010, 29(7): 1258-1261. DOI:10.1002/nau.20864.
- [29] Stafford RE, Ashton-Miller JA, Constantinou C, et al. Pattern of activation of pelvic floor muscles in men differs with verbal instructions [J]. *Neurourol Urodyn*, 2016, 35(4): 457-463. DOI:10.1002/nau.22745.
- [30] Staric KD, Zacesta V, Cescon C, et al. Multichannel electromyography for the assessment of pelvic floor muscle function [J]. *Climacteric*, 2018, 21(6): 617-618. DOI:10.1080/13697137.2018.1514007.
- [31] Merletti R, Bottin A, Cescon C, et al. Multichannel surface EMG for the non-invasive assessment of the anal sphincter muscle [J]. *Digestion*, 2004, 69(2): 112-122. DOI:10.1159/000077877.
- [32] Cescon C, Raimondi EE, Začesta V, et al. Characterization of the motor units of the external anal sphincter in pregnant women with multichannel surface EMG [J]. *Int Urogynecol J*, 2014, 25(8): 1097-1103. DOI:10.1007/s00192-014-2356-3.
- [33] Sagi-Dain L, Sagi S. The correct episiotomy: does it exist? A cross-sectional survey of four public Israeli hospitals and review of the literature [J]. *Int Urogynecol J*, 2015, 26(8): 1213-1219. DOI:10.1007/s00192-015-2680-2.
- [34] Voorham-van der Zalm PJ, Voorham JC, van den Bos TWL, et al. Reliability and differentiation of pelvic floor muscle electromyography measurements in healthy volunteers using a new device: the Multiple Array Probe Leiden (MAPLe) [J]. *Neurourol Urodyn*, 2013, 32(4): 341-348. DOI:10.1002/nau.22311.
- [35] Peng Y, He J, Yao B, et al. Motor unit number estimation based on high-density surface electromyography decomposition [J]. *Clin Neurophysiol*, 2016, 127(9): 3059-3065. DOI:10.1016/j.clinph.2016.06.014.
- [36] Heesakkers J, Gerretsen R, Izeta A, et al. Circumferential urinary sphincter surface electromyography: A novel diagnostic method for intrinsic sphincter deficiency [J]. *Neurourol Urodyn*, 2016, 35(2): 186-191. DOI:10.1002/nau.22711.
- [37] Peng Y, He J, Khavari R, et al. Functional mapping of the pelvic floor and sphincter muscles from high-density surface EMG recordings [J]. *Int Urogynecol J*, 2016, 27(11): 1689-1696. DOI:10.1007/s00192-016-3026-4.
- [38] 李永忠,朱一霄,陈文君,等.基于表面肌电信号分析的退行性腰椎后凸患者手术前、后椎旁肌肉功能变化研究 [J]. *中华物理医学与康复杂志*, 2018, 40(4): 290-295. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2018.04.012.
- [39] Flury N, Koenig I, Radlinger L. Crosstalk considerations in studies evaluating pelvic floor muscles using surface electromyography in women: a scoping review [J]. *Arch Gynecol Obstet*, 2017, 295(4): 799-809. DOI:10.1007/s00404-017-4300-5.

(修回日期:2020-10-13)

(本文编辑:汪玲)