

doi:10.3969/j.issn.1006-9852.2024.10.009

腰交感神经节阻滞监测指标研究进展

张宏恩 周华成[△]

(哈尔滨医科大学附属第四医院疼痛科, 哈尔滨 150001)

摘要 腰交感神经节阻滞 (lumbar sympathetic ganglion block, LSGB) 是指使用物理方法或化学药物作用于腰交感神经节或神经链调控神经传导功能的技术。LSGB 已广泛应用于各种神经病理性疼痛和血管性疾病的治疗, 但是如何及时准确地判断阻滞成功尚需深入研究。本文对腰交感神经阻滞成功的监测方法进行综述, 重点关注直接血流相关性与非血流相关性监测指标, 以期为临床选择提供参考。

关键词 腰交感神经节阻滞; 监测指标; 激光多普勒; 皮肤电导

Progress in monitoring indices for lumbar sympathetic ganglion block

ZHANG Hong-en, ZHOU Hua-cheng[△]

(Department of Pain, Fourth Affiliated Hospital of Harbin Medical University, Harbin 150001, China)

Abstract Lumbar sympathetic ganglion block (LSGB) refers to the technique of using physical methods or chemical agents to act on the lumbar sympathetic ganglia or nerve chain to regulate neural conduction function. LSGB has been widely applied in the treatment of various neuropathic pain and vascular diseases. However, the timely and accurate assessment of block success still requires further study. This paper reviews the monitoring methods for successful lumbar sympathetic nerve block, with a focus on direct blood flow-related and non-blood flow-related monitoring indicators, aiming to provide a reference for clinical selection.

Keywords lumbar sympathetic ganglion block; monitoring indicators; laser doppler; skin conductance

腰交感神经节阻滞 (lumbar sympathetic ganglion block, LSGB) 是指使用物理方法 (如射频热凝) 或化学药物 (如局部麻醉剂或神经毁损剂) 作用于腰交感神经节或神经链阻断神经传导功能的技术。LSGB 起源于 20 世纪初, 在阻滞靶点、穿刺方法、穿刺入路以及注射药物等方面均已形成了一定的标准和共识, 但在进行阻滞的全过程中依然存在着一定的失败概率, 其主要的原因是对阻滞的效果不能进行及时有效的监测^[1]。目前常用的监测方法主要包括血流相关性指标 (间接血流相关性指标和直接血流相关性指标) 和非血流相关性指标 (见表 1)。本文将各种腰交感神经节成功阻滞的监测方法进行综述, 以期治疗者针对不同疾病提供不同的监测指标, 从而提升评估的准确性, 提高腰交感神经节阻滞的成功率。

一、血流相关性指标

LSGB 可削弱腰交感神经的功能, 产生“去交感神经效应”, 降低下肢血管张力, 抑制血管平滑肌痉挛, 增加皮肤血管床内的侧支循环和动静脉分

流。此外, LSGB 还会减少血管内皮素 (缩血管作用) 释放, 使其与降钙素基因相关肽 (扩血管作用) 分泌达到动态平衡, 以纠正血管活性物质代谢失衡, 进一步改善下肢血流灌注^[2]。因此, 对下肢血流的变化情况进行直接或间接的测量是监测 LSGB 效果的第一选择, 尤其对于血管痉挛性疾病, 使用血流相关性指标进行 LSGB 效果监测更为准确。

1. 间接血流相关性指标

间接血流相关性指标是评估 LSGB 效果的传统检测指标。间接指标是指受血流变化影响的指标, 而非直接监测血流变化本身。LSGB 后, 病人下肢血管扩张, 血流量增加, 引起皮肤表面温度升高, 血氧饱和度等相关生命体征发生相应改变。因此, 肢端皮肤温度、红外热成像技术、脉搏血氧饱和度、灌注指数及脉搏传递时间是主要的间接血流相关性指标。

(1) 肢端皮肤温度: 由于四肢温度在很大程度上取决于四肢的血液灌注量, LSGB 可以有效地降低下肢血管张力, 扩张血管, 增加下肢的血流量, 导致下肢体温升高。因此, 在足趾、足底表面和足

[△] 通信作者 周华成 zhouhuacheng@163.com



表 1 各类监测指标的优缺点

分类	名称	优点	缺点
间接血流相关性指标	肢端皮肤温度	简单便捷	准确性和敏感性相对较低
	红外热成像技术	客观反映交感神经活动，提供肢端皮肤温度变化的图像化信息	设备成本较高，需要专业的操作和数据分析
	脉搏血氧饱和度和灌注指数	了解腰交感神经节对血管调控的影响和判断治疗效果	受外界因素影响
	脉搏传递时间	揭示神经系统的响应和调整情况，评估腰交感神经节对微循环的影响	可能受到血管弹性等其他因素影响
直接血流相关性指标	激光多普勒血流测定	直观形象地观察到血流速度的变化	对设备要求较高，具有一定的局限性
	激光散斑流图	能实时呈现血流的相对分布图	无法进行血流速度的具体测定，且其穿透深度有限
非血流相关性指标	皮肤电导监测	及时反映出交感神经系统的变化情况	相对单一

背等位置监测肢端皮肤温度的变化是判断 LSGB 成功与否的传统方法^[3]。

目前监测肢端温度的仪器主要为温度计和测温探头。温度计作为早期的肢端温度测量工具，具有简单便捷，可多点测量等优点。研究表明，在阻滞后的 20 分钟内，肢端皮肤温度的增加 $\geq 2^{\circ}\text{C}$ 被视为 LSGB 成功的标志。Park 等^[4]的研究进一步指出，通过温度计测得的足底表面皮肤温度升高的速度达到 $0.4^{\circ}\text{C}/\text{min}$ 时，也可被认为是成功实施 LSGB。Frank 等^[5]通过对 49 名 I 型复杂性区域疼痛综合征病人行 LSGB，使用温度计在阻滞前后对肢端 5 个不同皮肤位点进行温度检测，发现有 33 名病人出现了温度升高的现象。Jeong 等^[6]使用触摸温度计对病人阻滞前后的足底温度进行监测，同样验证了阻滞效果。

然而，使用温度计测量肢端温度具有一定的局限性。温度计测量的间断性和非实时性，导致其无法持续评估足部温度的细微变化，而可持续监测皮肤温度的测温探头则能够有效解决这一问题。

Park 等^[7]对 38 名病人行 LSGB，以胶黏剂热电偶测温探头监测病人足底皮肤温度，相对于传统温度计测量，Park 等制订了更精确的成功标准。研究认为，只有当病人符合局部麻醉后 20 min 内靶侧温差为 $> 2^{\circ}\text{C}$ 以及皮肤温度变化速率达到 $0.4^{\circ}\text{C}/\text{min}$ 两个标准时，方可确认 LSGB 阻滞成功。Youn 等^[8]使用胶粘剂热电偶探头监测，发现 LSGB 成功的病人靶侧足底温度在阻滞后 5 min 内从 29.3°C 升高至 33.0°C ，且每 10 min 升高 0.1°C 。

综上所述，探头测量相较于温度计测量能够提供更加连续精准的测量结果，但使用探头测量皮肤温度需要专用仪器，便捷性不如温度计测量。此外，对于糖尿病足等需要对足底温度进行整体评估的疾病，仅依靠几个点的温度不足以判断阻滞是否成功。

(2) 红外热成像技术：红外热像仪可通过捕获人体红外线辐射以实时检测皮肤温度的变化。红外热成像技术优势在于无须直接接触皮肤，既确保了人体安全，又不对皮肤温度造成干扰。Mazdeyasna 等^[9]的研究表明，红外热像仪不仅能高效记录辐射数据，还能及时反映肢体温度的微小变化，为 LSGB 监测提供了显著的技术优势，并且环境因素和参数变化对热辐射检测结果的影响甚微。

不同于前文所述测温探头，Mar 等^[10]研发的图形用户界面软件进一步提高了红外热成像数据的分析和处理效率。研究通过对 13 名患有下肢复杂性区域疼痛综合征的病人进行 44 次 LSGB 治疗，并实时观察红外热成像视频，验证了红外热像仪实时监测 LSGB 成功的可行性。Yoo 等^[11]使用 A 型肉毒杆菌毒素行 LSGB 治疗复杂性区域疼痛综合征，发现数字红外热像仪可精准监测 LSGB 阻滞成功。通过实时观察红外热成像视频，治疗者可以更全面地了解病人的病情和治疗效果，为个性化治疗提供了重要参考。作为一项无创技术，红外热成像不同于温度计只能测量几个点的温度改变，其能够直接测得整个足底温度的变化情况，对于评估 LSGB 成功与否具有更强的可靠性，在临床实践和科研领域均具有更广泛的应用前景。

(3) 脉搏血氧饱和度与灌注指数：脉搏血氧饱和度和度 (peripheral capillary oxygen saturation, SpO_2) 能够实时反映动脉血中氧合血红蛋白的含量，其波形的变化能够及时反映被阻滞区域的血流量改变。采用脉搏波形血氧饱和度传感器测量的足部脉搏波幅与足部血流量变化具有良好的相关性，当腰交感神经被阻滞后，下肢血管扩张，血管阻力下降，血流量增加，血氧饱和度波形的幅度会因此增大，上升和下降的斜率变得更陡峭。因此， SpO_2 脉搏波形可以有效显示



LSGB 所致下肢血管舒张所引起的血流变化。

灌注指数 (perfusion index, PI) 是通过脉搏血氧仪获得的测量值, 是外周组织中 (如指尖、脚趾、耳垂等) 脉动血流量与非脉动血流量的比率, 即脉动血与非脉动血的比值, 是评估外周组织灌注状态的生理参数。作为 SpO_2 的衍生指标, PI 能够更加直观地反映出交感神经阻滞对肢端血流的影响。Hermand 等^[12] 通过研究证实 PI 在评估区域阻滞的成功或失败方面具有高度特异性和敏感性。在此之前, 有研究将 PI 用于监测硬膜外麻醉后交感神经切除术的成功率, 发现 PI 是比皮肤温度或 SpO_2 更早、更清晰、更敏感的监测指标, 并且 PI 在胸廓交感神经节和星状神经节阻滞过程中的应用也被相继证实。Bang 等^[13] 对腰椎经椎间孔阻滞的椎旁扩散进行研究时, 也采用 PI 变化率作为临床疗效监测指标。在评估腰交感神经阻滞治疗效果和监测术后效果方面具有更高的特异性和敏感性, 能够更早、更清晰地反映出治疗效果, 为治疗者提供更好地治疗指导。但 SpO_2 和 PI 的测量均需要以脉搏血氧仪测得, 而对于糖尿病足等肢端病变严重的病人, 无法进行相关测量。虽然有研究表明部分新研发的便捷性腕式血氧仪具有不弱于传统测量仪的准确性, 但其在临床的实际应用以及针对血流量实时变化的检测方面仍需进一步深入研究。

(4) 脉搏传递时间: 脉搏传递时间 (pulse transit time, PTT) 是指脉搏波在两个动脉搏动部位之间传播所需的时间, 反映在心电图上则是指从一个 QRS 波峰到随后出现的一个脉搏波峰的距离。由于动脉压力波的传播速度与血管阻力成反比, 增加的 PTT 可以反映动脉阻力下降导致的血流量增加, 因此其已经被广泛应用于血压测量领域^[14]。

LSGB 后下肢血管舒张, 阻力下降, 血流量增大, PTT 也会随之增加^[15]。有研究发现局部麻醉药注射 5 min 后测定 PTT, 是判断 LSGB 成功与否的早期客观指标。传统的 PTT 测量也受脉搏血氧仪的测量条件限制, 但目前已有研究显示 PTT 可由一种手表型的穿戴设备测得, 并且已在临床试验证明其便捷性和可行性^[16]。相较于 SpO_2 和 PI, 脉搏传递时间将心脏射血和脉搏血氧饱和度联系起来, 提高了监测指标的准确性。此外, Yang 等^[17] 提出了一种新型的 PTT 监测解决方案, 即利用智能手机的嵌入式传感器和定制电路完成 PPT 检测。这款智能手机专用的设计显示了与传统 PTT 测量设备相当的性能, 该方法的有效检出率可达 98%, 并且该方法的心电图波形可通过麦克风通道进行声音采样, 这样

对于 PTT 的测量就不必局限于手指和足趾, 解决了肢端病变严重病人无法测量的难题。

2. 直接血流相关性指标

直接血流相关性指标是近年来逐渐发展起来用于判断 LSGB 成功与否的监测指标。随着光学技术的发展以及其在临床领域的应用, 血管的分布及其血流的变化可以被一系列超声仪器直接地监测到。因此, 可以使用激光多普勒血流测定和激光散斑流图等直接血流相关性指标监测 LSGB 是否成功。

(1) 激光多普勒血流测定: 当激光经过移动的红细胞时, 由于多普勒效应, 反射光的频率发生变化, 通过测量这种频率变化可以反映出血液流速信息^[18]。因此, 激光多普勒血流测定可以非接触地连续测量某一区域内组织血流灌注量, 并产生与测量区域对应的二维彩色图像, 从而直观形象地观察到血流速度的变化。该技术在 20 世纪 80 年代开始被用于测量血流量的变化, 首次报道是对烧伤病人受伤部位恢复状态的监测。Chan 等^[19] 研究发现通过激光多普勒血流仪测量皮肤血流, 可以为交感神经的去神经作用提供一个更快速和更精确的指标。Kislov 等^[20] 同样认为激光多普勒血流测定是预测腰交感神经切除术结果最具统计学意义的监测方法。激光多普勒血流测量因为其高敏感性、高分辨率、无辐射等优势, 在 LSGB 成功监测领域的应用愈加广泛。但其对设备要求较高, 通常只能提供单点或局部区域的速度信息等问题也在一定程度上局限着它的发展。

(2) 激光散斑流图: 激光散斑流图是指激光照射不同组织表面时不同的反射光形成的图像, 可以反映组织的血流信息。在散斑图中, 反射光的强度变化与组织的相对运动有关, 当激光到达血管表面时不同的血流流速会产生不同的反射光, 因此能够实时展现血流的动态变化^[21]。相较于激光多普勒主要测量血流速度并提供具体的数值, 激光散斑流图主要测量血流整体的变化, 提供相应的血流图像。虽然它不能直接提供准确的速度信息, 但却能实时呈现血流的相对分布图, 尤其是大范围的血流改变情况。

Kikuchi 等^[22] 在外周动脉疾病病人的术前和术后血管重建术中应用激光散斑流图评估下肢血流情况, 发现散斑图的变化能够及时地反映出血流的变化情况。Megumi 等^[23] 通过对 1 例下肢外周动脉疾病病人进行 LSGB 并实时监测, 发现激光散斑流图可以在病人足底温度未改变的情况下观察到下肢血流的变化。在此之前, 激光散斑流图已被用于心脏手术中对视神经乳头处血流的定量检测。

这些研究表明激光散斑流图可以应用于监测



LSGB 的成功与否。其主要优势在于能够实时提供整体血流变化的图像,但局限性在于无法进行血流速度的具体测定,且其穿透深度有限。研究表明改变入射光的方向可能有助于获取更加详细的组织信息,但此方向改进针对不同组织的具体变化及其应用效果仍需进一步研究。

二、非血流相关性指标

神经病理性疼痛病人(如交感神经疼痛、灼性神经痛、幻肢痛等)在 LSGB 后下肢血流也会发生改变,但其变化程度可能并不足以及时被血流相关性指标监测到^[23]。而非血流相关性监测与直接监测血流变化不同,其通过监测血流以外的递质,例如无机盐等物质的变化,以提示 LSGB 是否成功。

目前,非血流相关性指标主要包括疼痛缓解程度、感觉与运动功能、交感神经系统活动的改变。其中疼痛缓解程度和感觉与运动功能的变化由于其相对的滞后性和低敏性,并不能成为在术中监测阻滞结果的金标准。而皮肤电导监测因其能够及时反映出交感神经系统的变化情况,成为了非血流相关性指标的主要监测方法。

皮肤电导监测:交感神经活动会刺激皮肤的毒蕈碱样受体,引起汗腺分泌含钠和其他电解质的汗液,汗液中的电解质会降低皮肤表面的电阻,增强其电导。皮肤电导监测仪(skin conductance monitor, SCM)可以通过附着在皮肤上的无创电极来显示出皮肤表面的电导变化情况,进而反映出相应部位交感神经的活动状态^[24]。成功的交感神经阻滞会导致皮肤交感神经活动迅速停止,皮肤电导在几秒钟内迅速下降,在汗腺相对密集的区域,如手掌和足底皮肤结果会更加准确。Gungor 等^[25]对 13 名病人行 25 例次 LSGB,在 30 min 的观察期内比较 SCM 指标和传统监测方法的结果,发现 SCM 指标监测的准确率为 100%,而皮肤温差、脉搏血氧仪等指标的准确率只能达到 80% 左右。Satomi 等^[26]的研究则认为皮肤电导监测可以将身体疼痛刺激与其他交感刺激区分开,有助于客观地检测身体疼痛的改变。以上研究显示,相较于血流相关性指标,皮肤电导是一种更可靠、更准确、更快速的交感神经阻断反应指标。

三、小结

LSGB 在下肢缺血性疼痛和神经病理性疼痛的治疗中已经被广泛应用。治疗过程中,血流相关性指标更适合于下肢缺血性疼痛病人,可为医师提供及时的反馈,也是对病人安全的一种保护。间接指标中,肢端皮肤温度监测是最常用的方法之一,但由于准确性和敏感性相对较低。红外热成像技术通过检测肢端皮

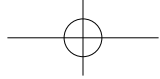
肤温度变化来反映交感神经活动,是评估 LSGB 效果的客观指标。脉搏血氧饱和度和灌注指数是评估组织血液供应的关键参数,用于了解腰交感神经节对血管调控的影响和判断治疗效果。脉搏传递时间反映了脉搏波在血管中传播的时间,可揭示神经系统的响应和调整情况。而直接指标激光多普勒血流测定和激光散斑流图,则提供了详细监测血流速度和分布的信息,有助于评估腰交感神经节对微循环的影响。

此外,下肢神经病理性疼痛与血管血流等因素相关性较小,交感神经节阻滞血流相关性的变化有时并不足以被监测。针对此类情况,非血流相关性指标中能够直接反映交感神经活性变化的皮肤电导监测就成为了首选。皮肤电导监测可以实时反映交感神经系统的兴奋状态,通过其变化可以直接了解神经节调控的效果。尽管目前非血流相关性指标及其相应的监测手段仍处于相对单一的状态,但其在下肢神经病理性疼痛阻滞治疗中具有独特优势。未来更多的非血流相关性指标或将为 LSGB 提供更加详细,更加系统,更少误差的监测,为临床相关应用提供更多的选择。

利益冲突声明:作者声明本文无利益冲突。

参 考 文 献

- [1] 仇志杰,周华成.腰交感神经阻滞穿刺技术研究进展[J].中国疼痛医学杂志,2023,29(1):44-49.
- [2] Zhang JH, Deng YP, Geng MJ. Efficacy of the lumbar sympathetic ganglion block in lower limb pain and its application prospects during the perioperative period[J]. Ibrain, 2022, 8(4):442-452.
- [3] Kim J, Yun M, Han AH, *et al.* Thoracic sympathetic ganglion blocks: real-world outcomes in 207 chronic pain patients[J]. Reg Anest Pain Med, 2023, 17(9):104624.
- [4] Park SY, Nahm FS, Kim YC, *et al.* The cut-off rate of skin temperature change to confirm successful lumbar sympathetic block[J]. J Int Med Res, 2010, 38(1):266-275.
- [5] Frank VE, Geurts J, Maarten VK, *et al.* Predictors of pain relieving response to sympathetic blockade in complex regional pain syndrome type 1[J]. Anesthesiology, 2012, 116(1):113-121.
- [6] Jeong YB, Jung HP, Seog WS, *et al.* Correlation between paravertebral spread of injectate and clinical efficacy in lumbar transforaminal block[J]. Sci Rep, 2020, 10(1):11508.
- [7] Park YS, Baek JH, Park SK, *et al.* Photoplethysmographic signals to predict the success of lumbar sympathetic blockade for lower extremity pain[J]. J Int Med Res, 2014, 42(4):938-948.



- [8] Youn JM, Kyu JC, Yeon JS, *et al.* A brief report on a technical description of ultrasound-guided lumbar sympathetic block[J]. Korean J Pain, 2017, 30(1):66-70.
- [9] Mazdeyasna S, Ghassemi P, Wang Q. Best practices for body temperature measurement with infrared thermography: external factors affecting accuracy[J]. Sensors, 2023, 23(18):8011.
- [10] Mar C, Ignacio JP, Maite B, *et al.* Quantitative analysis of real-time infrared thermography for the assessment of lumbar sympathetic blocks: a preliminary study[J]. Sensors, 2021, 21(11):3573-3573.
- [11] Yoo Y, Lee CS, Kim J, *et al.* Botulinum toxin type a for lumbar sympathetic ganglion block in complex regional pain syndrome: a randomized trial[J]. Anesthesiology, 2022, 136(2):314-325.
- [12] Hermand E, Coll C, Richalet JP, *et al.* Accuracy and reliability of pulse O₂ saturation measured by a wrist-worn oximeter[J]. Int J Sports Med, 2021, 42(14):1268-1273.
- [13] Bang YJ, Park HJ, Sim WS, *et al.* Correlation between paravertebral spread of injectate and clinical efficacy in lumbar transforaminal block[J]. Sci Rep, 2020, 10(1):11508.
- [14] Mol A, Meskers GC, Niehof PS, *et al.* Pulse transit time as a proxy for vasoconstriction in younger and older adults[J]. Exp Gerontol, 2020, 135:110938.
- [15] Hoshida S, Yoshihisa A, Tsuchida F, *et al.* Pulse transit time-estimated blood pressure: a comparison of beat-to-beat and intermittent measurement[J]. Hypertens Res, 2022, 45(6):1001-1007.
- [16] Ganti VG, Carek AM, Nevius BN, *et al.* Wearable cuff-less blood pressure estimation at home via pulse transit time[J]. IEEE J Biomed Health Inform, 2021, 25(6):1926-1937.
- [17] Yang CX, Dong YD, Chen YY, *et al.* A smartphone-only pulse transit time monitor based on cardio-mechanical and photoplethysmography modalities[J]. IEEE Trans Biomed Circuits Syst, 2019, 13(6):1462-1470.
- [18] Sdobnov A, Piavchenko G, Bykov A, *et al.* Advances in dynamic light scattering imaging of blood flow[J]. Laser Photonics Rev, 2023, 230:0494.
- [19] Chan YL, Kyung YY, Sungsoo L, *et al.* Evaluation of blood perfusion using laser doppler flowmetry during endoscopic lumbar sympathectomy in patients with plantar hyperhidrosis: a retrospective observational study[J]. Sci Rep, 2022, 12(1):11456.
- [20] Kislov EE, Panfilov SD, Zoloev GK, *et al.* Comparative assessment of methods used for predicting efficiency of lumbar sympathectomy in patients with lower-limb critical ischaemia[J]. Angiol Sosud Khir, 2009, 15(1):138-141.
- [21] Annemieke D, Goksel G, Margriet EB, *et al.* Laser speckle contrast imaging, an alternative to laser doppler imaging in clinical practice of burn wound care derivation of a color code[J]. Burns, 2023, 49(8):1907-1915.
- [22] Kikuchi S, Miyake K, Tada Y, *et al.* Laser speckle flowgraphy can also be used to show dynamic changes in the blood flow of the skin of the foot after surgical revascularization[J]. Vascular, 2019, 27 (3):242-251.
- [23] Megumi K, Hirotsugu K, Takafumi I, *et al.* Clinical application of laser speckle flowgraphy to assess changes in blood flow to the foot after a lumbar sympathetic ganglion block: a case report[J]. J Pain Res, 2021, 14:1451-1456.
- [24] Kanda H, Kunisawa T, Iida T, *et al.* Cerebral circulation during retro grade cerebral perfusion: evaluation using laser speckle flowgraphy[J]. Ann Thorac Surg, 2019, 107(6):1747-1752.
- [25] Gungor S, Rana B, Fields K, *et al.* Changes in the skin conductance monitor as an end point for sympathetic nerve blocks[J]. Pain Med, 2017, 18(11):2187-2197.
- [26] Satomi S, Shigeru S, Tomonori T. Normalized skin conductance level could differentiate physical pain stimuli from other sympathetic stimuli[J]. Sci Rep, 2020, 10(1):10950.

(上接第 772 页)

- Neurosci, 2019, 13:92.
- [26] Chen SR, Jin XG, Pan HL. Endogenous nitric oxide inhibits spinal NMDA receptor activity and pain hypersensitivity induced by nerve injury[J]. Neuropharmacology, 2017, 125:156-165.
- [27] Orestes P, Osuru HP, McIntire WE, *et al.* Reversal of neuropathic pain in diabetes by targeting glycosylation of Cav3.2 T-type calcium channels[J]. Diabetes, 2013, 62(11):3828-3838.
- [28] Joksimovic SL, Evans JG, McIntire WE, *et al.* Glycosylation of Cav3.2 channels contributes to the hyperalgesia in peripheral neuropathy of type 1 diabetes[J]. Front Cell Neurosci, 2020, 14:605312.
- [29] Zhou MH, Bavencoffe A, Pan HL. Molecular basis of regulating high voltage-activated calcium channels by S-nitrosylation[J]. J Biol Chem, 2015, 290(51):30616-30623.
- [30] Nakamura T, Lipton SA. Redox modulation by S-nitrosylation contributes to protein misfolding, mitochondrial dynamics, and neuronal synaptic damage in neurodegenerative diseases[J]. Cell Death Differ, 2011, 18(9):1478-1486.