

· 临床研究 ·

躯干模式的核心稳定训练对脑卒中患者下肢步行功能的影响

彭杰¹ 郑琨² 刘翔¹ 詹杰¹

¹广东省中医院康复医学科, 广州 510006; ²中山大学附属第一医院康复医学科, 广州 510080
通信作者: 詹杰, Email: zhanjie34@126.com

【摘要】 目的 观察本体感觉神经肌肉促进技术(PNF)躯干模式的核心稳定训练对脑卒中患者下肢步行功能的影响。**方法** 纳入符合条件的脑卒中患者 60 例,按随机数字表法分为对照组和观察组,每组 30 例。对照组予常规康复训练(30 min)及常规核心稳定训练(30 min),观察组予常规康复训练(30 min)及 PNF 躯干模式的核心稳定训练(30 min)。2 组每次训练时间均为 60 min,每日 1 次,每周 5 次,共治疗 4 周。分别于治疗前和治疗 4 周后(治疗后),采用计时起立行走测试(TUG)、最大步行速度测定(MWST)、Tinetti 平衡与步态评估量表(POMA)对 2 组患者的步行及平衡功能进行评估。**结果** 治疗前,2 组患者的 TUG、MWST 及 POMA-B、POMA-G 和 POMA 总分[对照组(29.10±8.25)s、(21.16±6.01)s 及(12.69±1.49)、(9.00±0.73)和(21.81±2.00)分;观察组(29.61±8.89)s、(19.96±6.23)s 及(12.75±1.53)、(8.81±0.98)和(21.44±2.42)分]组间比较,差异均无统计学意义($P>0.05$);治疗后,对照组和观察组的 TUG[(24.41±7.52)、(15.46±7.04)]及 MWST[(18.43±5.81)、(9.74±3.47)]较组内治疗前明显降低,且观察组 TUG 和 MWST 的降低程度优于对照组($P<0.05$)。治疗后,2 组患者的 POMA-B[(13.94±1.57)和(15.13±1.09)分]、POMA-G[(9.69±0.87)和(10.75±0.78)分]及 POMA 总分[(23.63±2.31)和(25.88±1.63)分]均较组内治疗前明显增高($P<0.05$),且观察组的 POMA-B、POMA-G 及 POMA 总分均明显高于对照组($P<0.05$)。**结论** PNF 躯干模式的核心稳定训练能更有效地提高脑卒中患者起立步行的预期性姿势调节能力,促进脑卒中患者步行和平衡功能的尽早恢复。

【关键词】 脑卒中; 本体感觉神经肌肉促进技术; 核心稳定训练
DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2022.10.007

脑卒中具有高发病率、高病死率、高致残率及并发症多等特点,目前脑卒中已成为我国成年人群致残、致死的首位病因^[1],脑卒中发生后往往导致肢体运动功能障碍、感觉障碍等,严重限制患者日常生活自理能力,影响患者的生活质量。如何有效提高患者运动功能,尤其是下肢运动功能,尽早帮助患者回归家庭、社会,改善生活水平,是目前康复治疗的重点,也是临床关注的热点问题。

本体感觉神经肌肉促进技术(proprioceptive neuromuscular facilitation,PNF)由一系列促进方法组成,以治疗目标为背景,通过对肌群的促进、抑制、增强和放松,以改善身体的功能或活动^[2]。以往研究多数着重于 PNF 的肢体训练方法,而应用 PNF 技术中躯干模式的核心稳定训练来改善脑卒中患者下肢功能的相关研究较少见报道。本研究旨在通过与常用核心稳定技术进行对比,观察 PNF 躯干模式的核心稳定训练对脑卒中偏瘫患者平衡及步行功能的影响。

对象与方法

一、研究对象及分组

纳入标准:①符合 1995 年全国第 4 届脑血管疾病学术会议制订的脑卒中诊断标准^[3],并经头颅 CT 或 MRI 检查确诊;②首次发病,年龄 35~75 岁;③能独立行走 20 m 以上;④简易智能精神状态检查量表(mini-mental state examination,MMSE)^[4]≥20 分;⑤病程 14 d~6 个月;⑥神志清楚,生命体征相对平稳,能配合相关功能评定及康复治疗;⑦未参加影响本研究结局指标评价的其它试验;⑧符合赫尔辛基宣言原则,患者或家属对研究知情同意,并签署知情同意书。

排除标准:①伴有严重失语、认知障碍等;②小脑功能障碍、前庭功能障碍以及严重视觉功能障碍者;③伴有恶性肿瘤、气管切管未封闭、严重肝肾功能不全、严重骨质疏松以及血液系统疾病;④妊娠期、哺乳期妇女;⑤精神障碍。

选取 2020 年 2 月至 2020 年 12 月在广东省中医院大学城医院康复科住院治疗且符合上述标准的脑卒中患者 60 例,按照随机数字表法分为对照组和观察组,每组 30 例。2 组患者的性别、平均年龄、平均病程、脑卒中类型等一般临床资料经统计学分析比较,差异均无统计学意义($P>0.05$),详见表 1。本研究获广东省中医院伦理委员会的审批(批件号 ZF2019-220-01)。

表 1 2 组患者的一般临床资料

组别	例数	性别(例)		平均年龄 (岁, $\bar{x}\pm s$)	平均病程 (d, $\bar{x}\pm s$)	脑卒中类型(例)	
		男	女			脑出血	脑梗死
对照组	30	20	10	59.73±13.09	72.63±52.40	11	19
观察组	30	23	7	56.43±13.60	62.00±42.77	14	16

二、治疗方法

对照组给予常规康复训练(30 min)及常规核心稳定训练(30 min),观察组给予常规康复训练(30 min)及PNF 躯干模式的核心稳定训练(30 min)。2 组患者每次训练时间均为60 min,每日1次,每周5次,共训练4周。具体训练方法如下。

1.常规康复训练:包括患侧肢体的关节活动训练、肌力及耐力训练、动静平衡训练和步行能力训练、功能性活动和日常活动能力训练,以及电、磁等物理因子刺激治疗。

2.常规核心稳定训练:包括床上仰卧位单桥、双桥、背部臀部肌肉力量训练,四点跪位、三点跪位、两点跪位及跪走练习,利用缩唇呼吸法、腹式呼吸法做腹肌练习,结合瑞士球、平衡垫、弹力带等器械训练。

3.PNF 躯干模式的核心稳定训练:①斜欹——患者仰卧(左侧偏瘫为例),治疗师跨步站于治疗床左侧,面朝患者的手;嘱患者健侧手握住患侧上肢腕部,双上肢上举过头顶置于右上方,治疗师左手握住患者左手,引导患者双手由右上向左下做砍劈动作;同时治疗师右手掌置于患者前额偏左侧,手指朝向患者头顶,双手同方向并同时持续抗阻引导患者的下劈动作,转身面向患者双足;②上抬——患者仰卧(左侧偏瘫为例),治疗师跨步站于治疗床头靠左侧,面朝患者的手;嘱患者健侧手握住患侧上肢腕部,置于右下腹侧,治疗师左手握住患者左手,引导患者双手由右下向左上做上举动作;同时治疗师右手托住患者头部枕后偏左侧,手指指向患者颈部左侧;双手同方向并同时持续抗阻引导患者的上举动作,当患者手臂接近活动范围终末端时,治疗师沿对角线后退一步;③用双下肢结合骨盆模式促进躯干屈曲和伸展——患者仰卧,双腿并拢,由外下向内上运动,同时伴随骨盆侧屈、旋转、躯干下部屈曲,治疗师上方手放于双腿膝关节上方,下方手放于双足背部,做抗阻运动;此模式亦可反向做;④患者坐位,治疗师面向患者,双手掌沿对角线斜向放于患者锁骨下方,患者感受治疗师双手阻力相反方向做斜向屈曲躯干;治疗师亦可斜向将双手放于患者背部肩胛骨处给予患者阻力,让患者抗阻斜向后伸躯干;⑤患者桥式、四点、三点跪位,坐位,站立位时,治疗师将双手斜向、交替或固定放于患者肩、躯干、骨盆、膝关节、踝关节等部位,做稳定性反转、节律性稳定、等张组合等增强稳定技术^[2]。以上训练方法及阻力大小根据患者功能选择或渐进使用。

三、观察指标与方法

分别于治疗前和治疗4周后(治疗后),采用计时起立行走测试(time up and go test,TUG)^[5]、最大步行速度测定(maximum walking speed test,MWST)^[5-6]、Tinetti 平衡与步态评估量表(performance oriented mobility assessment,POMA)^[8]对2组患者的步行及平衡功能进行评估。观察指标的功能评定均由具有丰富工作经验且经统一培训但不知道分组与治疗情况的同一康复治疗师完成。

1.TUG:用于快速评估受试者的功能性步行能力^[5],该测评工具方法简便且易于实施,具有良好的信效度^[7]。受试者穿平底鞋,坐于一有靠背的座椅上,双手自然平放。在距离座椅3 m 远的地面上画一直线,并放置竖直标志物。当受试者听到指令“开始”后起立,以正常步速前行,绕过标志物后转弯,重新回到座椅下。当背靠于座椅上时测量结束,过程中不能给予任何躯体协助。用秒表记录所用时间,每人各练习1次,测量共进行2次,中间休息1 min,测量2次取平均值。

2.MWST:在直线距离为20 m 平地上,周围无障碍物,在起点、3 m 线、13 m 线和终点处分别画上横线。让受试者以最快的速度从起点走到终点,在过程中使用秒表记录受试者3~13 m 所需时间。测量共进行2次,每次步行测量间隔休息1 min,测量2次取平均值。

3.POMA:由Tinetti 于1986年首先报道,强调以动作执行为导向的评估^[8],量表包括2个部分。①平衡评估表(performance oriented mobility assessment-balance,POMA-B),包括坐位平衡、站起、试图起身、瞬间的站立平衡(第1个5 s)、站立平衡、轻推(评估对象双脚尽可能靠拢站立,用手轻推3次)、闭眼站立(同上一步姿势)、转身360°和坐下,共9个条目;②步态评估表(performance oriented mobility assessment-gait,POMA-G),包括起步、步伐的长度或高度、步态对称性、步伐连续性、走路路径(行走大约3 m)、躯干稳定和步宽,共7个条目。每个条目采取2分或3分计分法,POMA-B 及 POMA-G 的最高分分别为16分和12分,POMA 总分为POMA-B 总分与POMA-G 总分之和。

四、统计学方法

使用SPSS 20.0 版统计学软件对所得数据进行统计学分析处理,计量资料用($\bar{x}\pm s$)描述,组内比较采用配对样本 t 检验,组间比较采用独立样本 t 检验;计数资料以例数描述,采用卡方检验或秩和检验; $P<0.05$ 认为差异有统计学意义。

结 果

一、2 组患者治疗前后 TUG 及 MWST 比较

治疗前,2组患者TUG 及 MWST 组间差异均无统计学意义($P>0.05$)。治疗后,2组患者的TUG 及 MWST 均较组内治疗前明显缩短($P<0.05$),观察组患者TUG 及 MWST 缩短程度优于对照组,且治疗后组间比较,差异均有统计学意义($P<0.01$)。具体数据详见表2。

二、2 组患者治疗前后 POMA-B、POMA-G 及 POMA 总分比较

治疗前,2组患者的POMA-B、POMA-G 及 POMA 总分组间差异均无统计学意义($P>0.05$)。治疗后,2组患者的POMA-B、POMA-G 及 POMA 总分均较组内治疗前明显增高($P<0.05$),观察组患者的POMA-B、POMA-G 及 POMA 总分均明显高于对照组,且治疗后组间比较,差异均有统计学意义($P<0.05$)。具体数据详见表3。

表 2 2 组患者治疗前后 TUG 及 MWST 比较($s,\bar{x}\pm s$)

组别	例数	TUG		MWST	
		治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
对照组	30	29.10±8.25	24.41±7.52 ^a	21.16±6.01	18.43±5.81 ^a
观察组	30	29.61±8.89	15.46±7.04 ^{ab}	19.96±6.23	9.74±3.47 ^{ab}

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.01$

表 3 2 组患者治疗前后 POMA-B、POMA-G 及 POMA 总分比较(分, $\bar{x}\pm s$)

组别	例数	平衡评分(POMA-B)		步态评分(POMA-G)		总分(POMA)	
		治疗前	治疗后	治疗前	治疗后	治疗前	治疗后
对照组	30	12.69±1.49	13.94±1.57 ^a	9.00±0.73	9.69±0.87 ^a	21.81±2.00	23.63±2.31 ^a
观察组	30	12.75±1.53	15.13±1.09 ^{ab}	8.81±0.98	10.75±0.78 ^{ab}	21.44±2.42	25.88±1.63 ^{ab}

注:与组内治疗前比较,^a $P<0.05$;与对照组治疗后比较,^b $P<0.05$

讨 论

躯干是所有运动开始的地方^[9],上下肢的运动模式都需通过躯干来衔接。核心稳定指在运动中控制骨盆和躯干部位肌肉的稳定姿态,为上下肢运动创造支点,并协调上下肢的发力,使力量的产生、传递和控制达到最佳化^[10]。核心稳定训练则是指为改善躯干对四肢的控制,激发内在肌群稳定,调控肌肉间的相互协调,最大程度地优化运动系统^[11]。在行走过程中,躯干给下肢提供稳定的动作平台^[12-16],同时通过本体感觉、前庭觉、视觉和触觉等多个不同的感觉通道传入的信息来维持平衡^[17-18]。而人能否根据这些信息作出准确、快速的动作判断,需要拥有良好的预期性姿势调节,即身体在产生目标动作或外力干扰前,机体会根据干扰的方向预先激活相应姿势肌肉并形成关节扭矩,抵消即将到来的动作或外部力量对姿势的作用力,并保证干扰过程中姿势的稳定^[19],而核心控制就是姿势控制的关键^[20]。但在脑卒中后,桥网状脊髓束及前庭脊髓束障碍,导致躯干即核心部分深层肌肉弱化和控制能力减退^[21],机体核心肌群的调动能力减弱,严重影响患者的躯干控制能力,从而影响患者的平衡和步行功能^[22]。

目前核心稳定训练主要利用多种工具增加不稳定性,例如瑞士球、平衡垫、悬吊带、全身振动机器等^[23-26]。但近几年越来越多的研究认为,不稳定表面训练所具有的特性并不一定会转移到稳定表面的活动中。训练中所特有的神经肌肉募集方法与日常生活活动和体育活动中的神经肌肉募集方法不同^[27-30],且训练的安全性和强度并不容易控制^[31]。PNF 利用牵张、牵引和关节挤压等手段刺激其周围的本体感受器,应用螺旋对角线的运动模式,控制神经肌肉运动,从而达到促进运动功能恢复的目的^[32]。本研究中运用躯干伸展模式,上抬模式、双下肢结合骨盆伸展模式及坐位躯干伸展模式可以调动背部肌肉收缩,并向下诱发臀大肌、股四头肌等下肢伸肌群。尤其在上抬模式中,结合上肢和头颈部的抗阻训练,使躯干背部的核心肌群得到更充分激活。在躯干屈曲模式中,斜欹模式、双下肢结合骨盆屈曲模式及坐位躯干屈曲模式可以充分激活腹侧肌肉,增强腹内压,强化脊柱的稳定性。尤其斜欹模式结合了上肢及头颈部的屈曲抗阻训练,使腹侧肌肉得到更充分的锻炼。通过这些训练,让患者在迈步前就能更快地预先激活核心肌群,稳定躯干,调整重心,为接下来的迈步行走提前做好准备。本研究中,对选取的脑卒中患者采用 PNF 躯干模式的核心稳定训练,对比常规核心稳定训练方法,TUG、MWST 和 POMA 平衡、步态的测试组间差异均有统计学意义($P<0.05$);观察组的 TUG、MWST 比对照组用时更短,POMA 平衡、步态得分更高也证明了 PNF 技术在提高患者预期性姿势调节能力及步态稳定性上更有效果。Boyle^[33]总结核心力量的主要作用为抗旋转,认为在运动中核心抗屈曲和伸展的情况并不多见,更多出现的是通过抗旋转来

保持核心稳定;尤其推荐 PNF 技术中的斜欹和上抬模式,其本质是功能性本体感觉神经肌肉促进训练,可以增强髋、躯干的静态稳定性以及躯干上半段肩部的动态稳定性。

这些模式在坐位、仰卧位、俯卧位均可操作,结合 PNF 稳定性反转、节律性稳定、等张组合等增强稳定技术,安全性高^[34],可根据患者差异制订不同的训练方案,做到个体化治疗,充分发掘出每个患者的潜能。

综上所述,PNF 躯干模式的核心稳定训练能够更加有效地提高脑卒中患者起立、步行的预期性姿势调节,更好地改善步行能力,为脑卒中患者的功能恢复提供更多有效的治疗方法。在今后的研究中还可以适当加大干预强度和治疗时间并增大样本量,分层次研究,以便提高研究结果的客观性和准确性。

参 考 文 献

[1] 王陇德,刘建民,杨弋,等.《中国脑卒中防治报告 2017》概要[J].中国脑血管病杂志,2018,15(11):56-62. DOI: 10.3969/j.issn.1672-5921.2018.11.010.

[2] Adler S,Bedkars D,Buck M.实用 PNF 技术[M].4 版.北京:华夏出版社,2018:181-186.

[3] 缪鸿石,南登昆,吴宗耀,等.中国康复医学诊疗规范[M].北京:华夏出版社,1999:75-78.

[4] 周小炫,谢敏,陶静,等.简易智能精神状态检查量表的研究和应用[J].中国康复医学杂志,2016(6):694-696. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2016.06.019.

[5] 朱娟,钮金圆,张文通.计时起立行走和最大步行速度评估脑卒中患者功能的对比分析[J].中国康复医学杂志,2017,32(9):1026-1029. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2017.09.011.

[6] 张瑞洁.悬吊训练对老年人行走能力及心肺耐力的影响[J].中华物理医学与康复杂志,2014,36(1):61-62. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-1424.2014.01.017.

[7] 周晓美,冯璇.跌倒风险评估工具的研究进展[J].护理学杂志,2018,33(21):109-112. DOI: 10.3870/j.issn.1001-4152.2018.21.109.

[8] 杨琛,王秀华,刘莉. Tinetti 平衡与步态量表在移动及平衡能力评估中的应用进展[J].中国康复医学杂志,2019,34(5):601-606. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2019.05.023.

[9] 刘磊. 核心稳定性训练对偏瘫患者运动功能的影响[J].中国康复,2017,32(1):55. DOI: 10.3870/zgkf.2017.01.032.

[10] 陈小平,黎涌明.核心稳定力量的训练[J].体育科学,2007,27(9):99. DOI: 10.3969/j.issn.1000-677X.2007.09.013.

[11] 王洪伟. 腰椎间盘突出症疼痛发生机制的研究进展[J].中国矫形外科杂志,2011,19(7):568-571. DOI: 10.3977/j.issn.1005-8478.2011.07.11.

[12] 刘婷婷,雷梦杰,金昌德. 核心稳定性训练对脑卒中偏瘫患者康复效果的系统评价及试验序贯分析[J].临床与病理杂志,2019,39(1):110-119. DOI: 10.3978/j.issn.2095-6959.2019.01.019.

[13] 李威,曾祥斌,章荣,等. 核心稳定性训练对脑卒中偏瘫患者步态

- 时空参数和对称性参数的影响[J]. 中国康复医学杂志, 2014, 29(9): 816-822. DOI: 10.3969/j.issn.1001-1242.2014.09.004.
- [14] Chung EJ, Kim JH, Lee BH. The effects of core stabilization exercise on dynamic balance and gait function in stroke patients[J]. J Phys Ther Sci, 2013, 25(7): 803-806. DOI: 10.1589/jpts.25.803.
- [15] Haruyama K, Kawakami M, Otsuka T. Effect of core stability training on trunk function, standing balance, and mobility in stroke patients[J]. Neurorehabil Neural Repair, 2017, 31(3): 240-249. DOI: 10.1177/1545968316675431.
- [16] 赵春香, 王瑞刚, 张岩, 等. 核心稳定性训练治疗缺血性脑卒中偏瘫 88 例疗效观察[J]. 安徽医药, 2020, 24(1): 17-20. DOI: 10.3969/j.issn.1009-6469.2020.01.005.
- [17] 华安珂, 冯金升, 孟潜, 等. 站姿稳定性与多感觉整合控制研究进展[J]. 航天医学与医学工程, 2019, 32(2): 183-188. DOI: 10.16289/j.cnki.1002-0837.2019.02.015.
- [18] 马惠, 林慧颖, 谢苏杭, 等. 基于预期性姿势调节机制的脑卒中患者足下垂的循证康复治疗干预方案的构建[J]. 四川医学, 2020, 41(7): 768-772. DOI: 10.16252/j.cnki.issn1004-0501-2020.07.023.
- [19] Piscitelli D, Falaki A, Solnik S, et al. Anticipatory postural adjustments and anticipatory synergy adjustments: preparing to a postural perturbation with predictable and unpredictable direction[J]. Exp Brain Res, 2017, 235(3): 713-730. DOI: 10.1007/s00221-016-4835-x.
- [20] 潘顺丹, 阮传亮. 脑卒中后姿势控制障碍的康复研究进展[J]. 神经损伤与功能重建, 2020, 15(9): 522-527. DOI: 10.16780/j.cnki.sjss-gnej.20200555.
- [21] 蔡超群, 唐春妮. 脑卒中肢体功能障碍患者跌倒预防的核心稳定性康复训练[J]. 护理学杂志, 2017, 32(23): 96-98. DOI: 10.3870/j.issn.1001-4152.2017.23.096.
- [22] 荣积峰, 王卫宁, 吴毅, 等. 悬吊核心稳定训练对脑卒中恢复期患者平衡功能和步行能力的影响[J]. 中国康复, 2017, 32(2): 109-112. DOI: 10.3870/zgkf.2017.02.006.
- [23] Kim SG, Yong MS, Na SS. The effect of trunk stabilization exercises with a swiss ball on core muscle activation in the elderly[J]. J Phys Ther Sci, 2014, 26(9): 1473-1474. DOI: 10.1589/jpts.26.1473.
- [24] 曹树琦, 董宝强, 林星星, 等. 经筋灸法联合核心稳定训练对慢性非特异性下腰痛疼痛、功能及肌耐力的影响[J]. 中华中医药学刊, 2019, 37(4): 911-914. DOI: 10.13193/j.issn.1673-7717.2019.04.033.
- [25] 张国辉, 牟鑫, 郭清娟, 等. 核心稳定训练联合手法治疗腰椎间盘突出症 30 例[J]. 上海中医药杂志, 2019, 53(7): 48-51. DOI: 10.16305/j.1007-1334.2019.07.013.
- [26] 葛明飞. 悬吊核心稳定训练在脑卒中恢复期患者康复治疗中的应用[J]. 中国疗养医学, 2020, 29(3): 255-257. DOI: 10.13517/j.cnki.ccm.2020.03.013.
- [27] Gabriel DA, Kamen G, Frost G. Neural adaptations to resistive exercise: mechanisms and recommendations for training practices[J]. Sports Med, 2006, 36(2): 133-149. DOI: 10.2165/00007256-200636020-00004.
- [28] Boudreau SN, Dwyer MK, Mattacola CG, et al. Hip-muscle activation during the lunge, single-leg squat, and step-up-and-over exercises[J]. J Sport Rehabil, 2009, 18(1): 91-103. DOI: 10.1123/jsr.18.1.91.
- [29] Jung HB. Electromyographic analysis of lower extremity lateral stabilizer during upper extremity elevation movements[J]. J Int Acad Phys Ther Res, 2010, 1(2): 185-191.
- [30] Drinkwater EJ, Pritchett EJ, Behm DG. Effect of instability and resistance on unintentional squat-lifting kinetics[J]. Int J Sports Physiol Perform, 2007, 2(4): 400-413. DOI: 10.1123/ijsp.2.4.400.
- [31] 乐琳, 李哲, 郭钢花, 等. PNF 技术对脑卒中患者躯干控制的疗效观察及躯干屈伸肌群表面肌电指标分析[J]. 中国康复, 2019, 34(12): 627-630. DOI: 10.3870/zgkf.2019.12.003.
- [32] 楚野. 神经肌肉本体感觉促进技术的研究进展[J]. 医学综述, 2014, 20(15): 2705-2707. DOI: 10.3969/j.issn.1006-2084.2014.15.007.
- [33] Boyle M, 张丹玥, 王雄. 体育运动中的功能性训练[M]. 2 版. 北京: 人民邮电出版社, 2017.
- [34] Pereira MP. Proprioceptive neuromuscular facilitation does not increase blood pressure of healthy elderly women[J]. Physiother Theory Pract, 2012, 28(5): 412-416. DOI: 10.3109/09593985.2011.609582.

(修回日期: 2022-07-25)

(本文编辑: 汪 玲)