

·综述·

表面肌电与腰背功能评价方法研究进展*

王丽¹ 刘加海^{1,2} 王健¹

下背痛(low back pain,LBP)又称腰背痛,是指一组以下背、腰骶和臀部疼痛和不适为主要症状的综合征。其发病率仅次于普通感冒,病理机制复杂,治疗费用高。但目前对LBP缺乏客观有效的诊断标准,已成为医学和社会学问题^[1]。表面肌电(surface electromyography,sEMG)信号分析技术因其特点和优点引起临床和康复医学研究的关注,本文就sEMG在腰部肌肉功能评价中的应用及进展进行综述。

1 表面肌电信号

sEMG信号源于大脑运动皮质控制之下的脊髓 α 运动神经元的生物电活动,形成于众多外周运动单位电位在时间和空间上的总和,经表面电极引导、放大、显示和记录所获得的一维电压时间序列信号,具有较大的随机性和不稳定性。其振幅约为0—6000 μ V,频率0—350Hz,振幅和频率等特征变化取决于中枢神经系统运动单位活动同步化、肌纤维募集水平与与细胞酸中毒有关的肌纤维兴奋传导速度等生理性因素,以及探测电极大小和位置、表皮温度、肌肉运动方式等测量性因素的共同作用。

2 表面肌电信号分析方法

2.1 线性分析法

2.1.1 时域:时域分析是最直接的肌电信号分析方法,用于刻画时间序列信号的振幅特征,将肌电信号表达成记录点的电位—时间曲线。主要包括积分肌电值(integrated EMG, IEMG)、平均肌电值(average EMG, AEMG)和均方根值(root-mean-square, RMS),在临床和康复医学研究中,常被应用于实时、无损伤地反映肌肉活动状态,其数值变化通常与肌肉收缩力大小等有关。时域分析方法存在的弊病:①被检查者对肌肉收缩程度的控制很难掌握,肌肉一旦用力过度,将会产生重叠运动单元的动作电位,造成干扰波形;②在时域中使用滤波器分析肌电信号时要求有效信号与干扰信号具有不同的频谱,然而肌电信号十分微弱,往往淹没在各种频段的噪声中而难以将信号提取出来。

2.1.2 频域:频域分析主要方法是对sEMG信号进行快速傅立叶转换(fast Fourier transformation, FFT),获得sEMG信号的平均功率频率(mean power frequency, MPF)和中位频率(median frequency, MF),用来定量描述sEMG信号功率谱曲线的转移或者各种频率分量的相对变化,通常与肌肉功能状态即疲劳程度有关。传统傅立叶变换的弊病:①使用FFT研究模拟信号的频谱特征时,必须获得时域中的全部信息,甚至包括将来信息,这是很难满足的;②FFT在时域中没有任何分辨,即如果一个信号在某一时刻的一个小的时域中发生变化,那么整个谱特征就会受到影响;③频率分辨率受到采样长度的影响;加窗截取数据时,窗函数会引起截断误差,对短

数据序列的影响更为突出(肌肉运动性疲劳状态所录的信号,在数据处理时基本上属于短数据序列)。因此,在非平稳信号分析和实时信号分析处理的许多应用中,传统的FFT受到了限制。

2.2 非线性动力学分析法

2.2.1 相空间重构:相空间重构是非线性时间序列分析的基础,1980年Packard^[2]等提出了用时间序列重构系统相空间来构造吸引子理论,Takens^[3]提出嵌入定理,使我们可以由单变量实测数据等价地重建出原系统的吸引子,并研究其特征。由于肌电信号系统中的任一分量的演化都是由与之相互作用的其他分量所决定的,因此,这些相关分量的信息就隐含在任一分量的发展过程中,重构的相空间中轨线的分布或结构(即所谓吸引子)便反映了系统的运动特征。当重构相空间中的轨线最后趋于一点时,表示系统处于稳定状态;如轨线最终构成一闭曲线,表明系统的运动是周期的;如轨线最后是杂乱无章密集在一有限范围内,表明系统做随机运动;如轨线分布具有某些特殊的结构(即奇怪吸引子),则系统的运动很可能是混沌的。为了重构的相空间能较充分而细致地反映系统运动的特征,必须恰当地选取嵌入维 m 和延迟时间 τ 的大小^[4-5]。

2.2.2 复杂度(L—Z complexity):Lempel和Ziv提出以两个简单操作(复制和添加)的计算模型来描述一个序列的复杂性,实质是不断比较一字符串是否是另一字符串的子串,并将其所需的某种操作的次数作为该序列的复杂性的度量^[6]。Kaspar和Schuster据此设计了C(n)算法^[7]。复杂度取值在(0,1)之间。规则运动(稳定态和周期运动)的复杂度等于0;对于随机运动(理想白噪声),取值为1;对于混有噪声的规则运动、色噪声和混沌,复杂度介于0—1。

2.2.3 Kolmogorov熵K:是刻画混沌系统的一个重要特征量。在不同类型的动力系统中,K值不同。在随机系统中,K是无界的;在规则系统中,K=0;在混沌系统中K介于0与 ∞ 之间,即K>0;因此通过对K的计算可给出肌电信号动力系统的粗略分类。

2.2.4 定量递归分析法(recurrence quantification analysis, RQA)^[8]:由Eckman等提出的递归图显示法(recurrence plot, RP)以一种简单的图形显示出了其在表征系统动力学特征方面的优点。Webber和Zbilut定义了5个非线性变量,对RP做

* 基金项目:浙江省自然科学基金项目(M603235);国家自然科学基金资助项目(30170447);中国—芬兰政府间科技合作项目(AM10:21)

1 浙江大学体育科学与技术研究所,杭州,310028

2 通讯作者:刘加海(浙江大学计算机学院,玉泉校区,杭州,310027)

作者简介:王丽,女,硕士研究生

收稿日期:2005-09-12

定量的分析: ①递归点百分数 (recurrence%); $\text{recur}(\%) = \frac{2 \times n}{N \times N}$, 表明了 d 维相空间中彼此靠近的嵌入矢量的比例。对生理信号而言, 较高的 $\text{recur}\%$ 意味着是较强的周期性嵌入过程。②确定性线段百分数 (determinism%); $\text{det}(\%) = \frac{\sum m_i}{n}$, 是平行于对角线线段的递归点数与总的递归点数的比值。它把个别发散的递归点与有组织形成特定图的递归点区分开来了。③比率 (ratio): 是确定性线段百分数与递归点百分数比值, 用于衡量系统状态的变化。④线段分布熵 (entropy); $s = -\sum p_i \log 2\pi$ 由计算确定性线段长度的直方图分布的香农 (Shannon) 熵得到, 代表动力学信息量或随机性的程度, 用来说明递归图的复杂性。递归图确定性结构愈复杂, 要反映动力学的比特数就愈大, 即熵值愈高。⑤趋势 (trends): 与中间主对角线垂直的方向上递归点百分数变化的梯度, 表示系统的稳定性程度或系统漂移的程度。

RQA 法对时间序列的大小和稳定性并无要求, 递归点百分数, 确定性线段的百分数和线段分布的香农熵等与负重量有一定的相关关系。RQA 对不同状态的肌电信号比 FFT 谱有更灵敏的区分性。

3 表面肌电信号在腰背肌功能评价中的应用研究

3.1 在职业病研究中的应用

Carlos^[9]等采集 10 名直升飞机驾驶员在完成一次短途飞行前后的腰部对侧第 3 腰椎 (L3) 处的肌电信号, 研究在整个飞行过程中, 直升飞机振动和飞行员不同坐姿对腰部肌电的影响。研究发现, 飞行员坐直和向前弯曲 35° 姿势时, 飞机振动和 sEMG 没有显著相关, 一人除外 ($P < 0.05$); 飞行员没有表现出明显的不对称肌肉活动; 在此条件下的研究不足以证明竖脊肌肌肉负重会导致 LBP。

Jillian 等^[10]观察了 16 名成年学校划艇选手在一次划船过程中的腰部肌肉弯曲度和肌肉活动变化, 记录其 L4—L5、L2、L1 的肌电信号。结果发现, 在一次划桨过程中选手的腰部弯曲度增大以及腰部各肌群肌电信号变化显著 ($P < 0.05$), 以上各部位的 MF 值都呈显著下降 ($P < 0.05$); 间接证明竖脊肌肌肉疲劳的出现可能是由腰部弯曲度增大引起。

3.2 线性分析技术应用

在 Sihvonen 等^[11-12]采用矢状面屈伸运动负荷试验得出“屈放松现象”等规律的基础上, Jack 等^[13]让 22 名健康受试 (男女各 11 名) 完成站立式和坐式向前屈伸运动负荷试验各 5 次, 采集第 9 胸椎 (T9) 和 L3 的肌电信号。研究发现, 消极坐姿会导致胸部的竖脊肌产生“屈放松现象”; 然而不管坐姿如何, 腰部竖脊肌都保持相对恒定的激活水平; 在坐姿, 腰部屈伸到一个比在站姿时出现“屈放松现象”更小的角度就可使胸部竖脊肌出现静止状态。作者认为腰部肌电没有变化可能是腰椎的结缔组织支持 L4 和 L5 的运动。

Mannion 等采用 (Biering-sorensen testing, BST) 试验^[14]和类似 BST 的运动负荷, 用 sEMG 信号的 MF、AEMG、MF 初试值 (MF_{init}) 和 MF 下降斜率 (MF_{slope}) 等指标分析被试的肌电信号变化规律, 发现女性耐力时间明显长于男性; MF 随运动持

续时间的延长而呈明显的线性递减, MF_{init} 在 L3 和 T10 以及性别之间没有明显统计学差异, 相关分析得出 T10 和 L3 部位 MF 下降斜率与运动耐力的相关系数也有明显统计学意义。正常受试者在最大随意收缩力 (maximum voluntary contraction, MVC) 和运动耐力成绩方面明显好于 LBP 患者。 MF_{init} 和 MF_{slope} 在两组受试者之间无明显统计差异, 但 LBP 患者臀大肌的疲劳速度明显快于正常人, 提示 LBP 患者运动耐力与正常人之间的差异可能受到臀大肌功能的影响, 而并不完全反映腰部肌肉的功能状态^[15]。

Lars 等^[16]让 20 名健康男性和 14 名 LBP 患者进行 30s 腰部肌肉等长背伸运动负荷试验, 在受试者各自腰背 MVC 的 40% 水平和 80% 水平时, 采集试验进行过程中 L1、L2 和 L5 部位的信号进行 (root mean squared, RMS) 和 MF 分析。结果发现, LBP 患者在两种负荷水平的疲劳程度低于正常人, 而其最大 MVC 是正常人的 50%。尽管经过平均处理, 在两类人群中都出现对侧 RMS 和 MF 不平衡现象, 患者更为显著。这些结果显示患者的腰部痛会导致背部协同肌肉在激活过程中的重新分配。

Peach 等让 21 名 LBP 患者和 18 名正常受试者在下肢处于半站立条件下进行腰部肌肉等长运动负荷试验, 负荷强度分别为各自腰背 MVC 的 60%, 负荷时间为 30s, 获取试验进行过程中 T9、L3 和 L5 部位的 sEMG 信号并进行 MF 分析。结果发现, LBP 患者 L3 和 L5 部位的 MFint 值都明显高于正常受试者, 而 30s 等长运动负荷过程中正常受试者在以上两个部位的 MF 下降率却表现出快于 LBP 患者的趋势。作者为此根据 L5 部位 MFint 值和下降斜率的变化特征通过 Logistic 回归方法建立了区分两类人群的 P 指数, 使得 LBP 患者和正常受试者的区分度分别达到 93.75% 和 100%^[17]。

Christian 等让 25 名健康受试者 (女 13, 男 12) 和 20 名 LBP 患者站在静态测力计上进行最大和亚最大前屈负荷运动和左右旋转负荷运动, 采集其腰部对侧 L5/s1、L3、L1、T10 和腹部肌肉信号进行处理, 评价 RMS 和 MF 对背部肌肉疼痛、肌肉纤维成分和疲劳性的可靠性和敏感性。结果发现, EMG 的各种指标从下背疼痛情况和性别来量化疼痛和肌纤维类型是敏感的; EMG 疲劳参数在性别上没有明显差异, 但发现健康男性比 LBP 患者更容易疲劳。作者认为是患者所承受的绝对负荷相对较小, 在 MVC 的测量上仍存在问题, 所以在评价背部肌肉功能内在本质依然有很多困难和相关问题需要探讨^[18]。他们也提出为了得到更可靠的腰肌功能评价, 应该取两个不同实验范式下、多个电极的平均值进行评估^[19]。

Markku 等^[20]在 (isoinertial back extensor endurance test, IBEET) 运动负荷试验中发现, 10 名正常受试者在完成运动负荷过程中 L3—4 和 L5—S1 部位的 sEMG 信号的 MF 和 MPF 均呈线性下降变化, 相关分析发现 MF 和 MPF 下降斜率分别与运动耐力成绩和 Borg 分数变化率都有明显的相关, 提示该两项 sEMG 信号特征指标能够对耐力运动的成绩和主观疲劳感受作出比较准确的预测。Markku 等^[21]在另外一项 IBEET 研究中观察到 15 名女性受试者在接受为期 10 周的主动康复治疗能够明显改善患者的 Oswestry 功能障碍指数和腰部疼痛强度, 同时 MF_{slope} 由康复治疗前的 -21.6 ± 11.0 减慢到治

疗后的 -16.7 ± 14.0 , 从而表现出良好的评价效度。然而, 个别分析 MF_{slope}、Oswestry 功能障碍指数和腰部疼痛强度的变化, 发现仍然有 5 名患者的 MF_{slope} 未能表现出相应的变化, 表明应用 sEMG 信号分析技术评价腰部肌肉功能状态的方法尚有待改进。

3.3 非线性分析技术应用

刘加海等^[23]采集 20 名男性大学生在腰部竖脊肌静态和动态疲劳运动负荷过程中腰部 L3—4 处的 SEMG 信号, 研究发现, 在动态和静态试验中, 复杂度和熵值均随着运动负荷时间呈单调递减变化, 单因素方差分析表明复杂度和熵值的变化均具有显著统计学意义 (复杂度 $F=13.670, P=0.000$; 熵值 $F=9.0231, P=0.000$); 初步认为神经系统在控制肌肉对抗疲劳过程中, 可能渐进性地协调众多运动单位同步收缩产生“协同效应”。

方红光等^[24]让 10 名男性中青年分别完成 BST 和背伸肌等长耐力试验 (Ito-Shirado testing, IST) 各 1 次, 获得其对侧 L2—3 和 L5—S1 部位肌电信号, 发现运动负荷诱发腰部肌肉疲劳过程中, MPF 和 C(n) 时间序列均随运动负荷的持续呈单调递减变化, %DET 时间序列呈单调递增变化。此外, BST 条件下以上各项指标的变化程度明显大于 IST, 而不同采样通道获取的数据也存在一定的差异, 证明 BST 条件下 sEMG 信号特征的反应敏感性大于 IST, 而不同采样通道之间的信号特征变化缺乏良好的一致性^[24]。

方红光等利用 IBEET 试验对 LBP 患者 (19 名) 和正常人 (19 名) 进行实验研究, LBP 患者在完成先期的 IBEET 后, 随即进行维持 12 周的主动康复治疗, 然后在相同运动负条件下完成后测。采集腰部 L5—S1 的肌电信号, 研究发现 LBP 患者在完成中等强度动态等惯性力运动负荷试验过程中腰部肌肉 sEMG 具有多种不同于正常人的信号特征, 主要表现为 C(n) 下降率明显快于正常人, MPF 和 C(n) 均值明显低于正常人, 而 %DET 均值明显高于正常人; 受主动康复治疗的影响, C(n) 下降率回升, MPF 和 C(n) 均值提高, 而 %DET 均值下降^[24]。

4 小结

用 sEMG 信号分析技术评价腰背肌功能来区分 LBP 患者或者评价康复治疗的效果是一种特异性、灵敏性的方法, 可以很好地运用于康复医学的临床和研究中。静态负荷对于信号分析来说是最可信的, 但现实生活中多少运动都是动态的, 而 sEMG 信号是结构复杂和功能精细的神经肌肉系统活动时众多运动单位的生物电活动在时间和空间上的总合, 具有较强的非线性特征, 传统的线性频谱变化尚不足以刻画信号变化的全部特征和本质特征。此外, 动态运动条件下因 sEMG 检测电极与被检部位肌肉之间的相对位移以及肌肉收缩过程中长度和厚度等因素的变化, 也使得 sEMG 信号具有典型的非稳态信号的基本特征。因此, 近年来国内外学者开始尝试使用对信号稳定性、非线性以及数据大小和统计分布特征具有良好适应性的非线性信号分析方法研究肌肉疲劳的 sEMG 信号特征, 主要的研究包括肌肉活动和肌肉疲劳的 sEMG 信号分维数、复杂度、熵变化规律和特点、定量递归图分析等, 这些研究为进一步探讨和阐明疲劳过程中肌肉活动

的基本规律提供重要的科学依据。但鉴于生理过程的复杂性, 要精确全面地描述其特征, 目前尚没有一种方法能胜任, 必须结合不同的分析工具作进一步的研究。

参考文献

- [1] 高苏宁, 刘伟强. 下腰痛的神经学认识 [J]. 中国脊柱脊髓杂志, 2000, 10(4): 242—244.
- [2] Packard NH, Grutchfield JP, Farmer JD, et al. Geometry from a time series [J]. Phys Rev Lett, 1980, 45(9): 712—716.
- [3] Takens F. Detecting strange attractors in turbulence [J]. Lecture Notes in Mathematics, Dynamical Systems and Turbulence, 1981, 898: 365—381.
- [4] Kim HS, Eykholt R, Salas JD, et al. Nonlinear dynamics, delay times, and embedding windows [J]. Physica D, 1999, 127: 48—60.
- [5] Hao Bailin. Elementary symbolic dynamics and chaos in dissipative systems [M]. New Jersey: World Scientific, 1989. 88. 196—201.
- [6] Lempel A, Ziv J. On the complexity of finite sequence IEEE transaction [J]. on Inf. Theory, 1976, 22(1): 75—81.
- [7] Kaspar F, Schuster H.G. Easily calculable measure for the complexity of spatiotemporal patterns [J]. Phys Rev A, 1987, 36(2): 842—848.
- [8] Zbilut JP, Giuliani A, Webber Jr CL, et al. Recurrence quantification analysis and principal components in the detection of short complex signals [J]. Phys Lett A, 1998, 237: 131—135.
- [9] Carlos Gomes de Oliveira, David Martin Simpson, Jurandir Nadal, et al. Lumbar back muscle activity of helicopter pilots and whole-body vibration [J]. Journal of Biomechanics, 2001, 34: 1309—1315.
- [10] Jillian S. Caldwell, Peter J. Maynard Williams, et al. The effects of repetitive motion on lumbar flexion and erector spinae muscle activity in rowers [J]. Clinical Biomechanics, 2003, 18: 704—711.
- [11] Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O, et al. Averaged surface EMG in testing back function [J]. Electromyogr Clin Neurophysiol, 1988, 28: 335—339.
- [12] Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O, et al. Electric behavior of low back muscle during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls [J]. Arch Phys Med Rehabil, 1991, 72: 1080—1087.
- [13] Jack P. Callaghan. Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting [J]. Clinical Biomechanics, 2002, 17: 353—360.
- [14] Van der Hoeven JH, Zwartz MJ, van Weerden TW. Muscle fiber conduction velocity in amyotrophic lateral sclerosis and traumatic lesions of the plexus brachialis [J]. Electroencephalogr Clin Neurophysiol, 1993, 89: 304—310.
- [15] Anne F. Mannion, Patricia Dolan. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue [J]. Spine, 1994, 19(11): 1223—1229.
- [16] Lars I, Oddsson E, Carlo J, et al. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain [J]. J Appl Physiol, 2003, 94: 1410—1420.
- [17] Hagg GM. Interpretation of EMG spectral alterations and alter-

- ation indexes at sustained contraction[J].J Appl Physiol,1992,73(4):1211—1217.
- [18] Christian Lariviere, A. Bertrand Arsenault, Denis Gravel, et al. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties [J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2003,13:305—318.
- [19] Lariviere C, Arsenault AB, Gravel D, et al. Evaluation of measurement strategies to increase the reliability of EMG indices to assess back muscle fatigue and recovery [J]. Journal of Electromyography and Kinesiology, 2002,12:91—102.
- [20] Markku kankaanpaa, Simo Taimela, Charles L, et al. Lumbar paraspinal muscle fatigability in repetitive isoinertial loading: EMG spectral indices, Borg scale and endurance time [J]. Eur J Appl Physiol, 1997,76:236—242.
- [21] Markku kankaanpaa, Simo Taimela, Olavi Airaksinen, et al. Reference change limits of the paraspinal spectral EMG in evaluation of low back pain rehabilitation [J]. Pathophysiology, 1998,5: 217—224.
- [22] 刘加海, 王健, 罗晓芳, 等. 局部肌肉疲劳的表面肌电信号复杂度和熵变化 [J]. 生物物理学报, 2004,20(3):198—202.
- [23] Ito T, Shirado O, Suzuki H, et al. Lumbar trunk muscle endurance testing: an inexpensive alternative to a machine for evaluation [J]. Arch Phys Med Rehabil, 77:75—79, 1996.
- [24] 方红光, 王健. 不同负荷方式引起的腰部肌肉表面肌电信号变化特征 [J]. 生物物理学报, 2004,20(5):393—398.
- [25] 王健, 方红光, 刘家海, 等. 基于腰部肌电信号变化的慢性下腰痛诊断和康复疗效评价 [J]. 航天医学与医学工程, 2005,18(4):287—292.

·综述·

卒中单元的临床应用和研究*

谢财忠¹

2000年初《英国医学杂志》公布了应用循证医学的手段对脑血管病目前治疗手段的重新评价^[1],按照这个评价结果,目前有效的脑血管病治疗手段依次是:卒中单元(stroke unit, SU)、溶栓治疗、阿司匹林和抗凝治疗。这一结果表明,目前治疗卒中最有效的手段不是一种具体的药物而是一个管理系统,即卒中单元。文献表明,卒中单元是治疗脑卒中的有效治疗方法,它能降低病死率,提高患者生存质量,减少住院时间和医疗费用。当前,我国脑血管病患者数与日俱增,国家为此花费的医疗费高达上百亿。因此,了解卒中单元的运作模式,建立和健全中国特色的卒中单元成为当务之急^[2]。

1 卒中单元的发展史

卒中单元最早起源于欧洲,1950年北爱尔兰的Adams首先报道了有组织的卒中服务模式,即在老年病房建立卒中康复组^[3]。而真正的卒中单元的建立在20世纪60年代末和70年代初^[4-5],其中某些卒中单元模仿了心脏重症监护单元(cardiac intensive care unit, CICU)模式,旨在监测患者生命体征、预防和治疗并发症,然而,经严格评价显示这种脑卒中监护病房不能改善患者预后,即不能降低死亡率和促进功能康复,但第一代脑卒中监护病房给人们的印象是有助于急性脑卒中研究。1980年报道了第一个卒中单元的大宗病例研究(>300例),证实了其短期疗效。1985年出现移动卒中单元,并发现其与普通病房相比能明显减少患者功能残疾和需长期住院的比例。1990年首次出现对卒中单元的系统综述,

奠定卒中单元在临床实践中的重要地位。1995年欧洲国际卒中会议支持建立SU。2000年开始出现了延伸卒中单元(extended stroke unit)^[6],即把卒中单元的患者管理延伸到出院之后的家庭医疗和社区医疗,形成了卒中患者管理的社会系统工程。经过近几十年的发展,卒中单元已趋于完善、规范^[7-8]。目前美国、英国、澳大利亚、挪威和丹麦等许多国家都对脑卒中单元的效果进行了深入研究,并建立了比较规范的卒中单元。香港地区也建立了一整套跨学科、跨医院患者诊断、治疗、评估、康复的运作程序,中国大陆在这方面的工作刚刚起步。如今,我国已经进入建立卒中单元模式的探索阶段。比较大的计划包括:2001年北京市科学技术委员会和北京市卫生局启动的“中国卒中单元建立、实施和效果研究”、国家十五攻关课题“有关建立卒中单元的计划”、2002年上海市科学技术委员会重大科研攻关课题“卒中单元医疗模式的建立和示范”。这些项目的开展将会极大程度促进我国卒中医疗水平的提高。此外,在我国一些大中城市的教学医院也已经开始进行卒中单元的研究。

2 卒中单元是整合医疗模式

* 审校:唐军凯(南京军区南京总医院康复医学科)

1 南京军区南京总医院康复医学科,210002

作者简介:谢财忠,男,主治医师

收稿日期:2005-04-17