

척주의 자세 변화에 따른 척수 중심 전도 시간의 변화

부산대학교 의과대학 재활의학교실

고현윤·차영훈·김 훈

Posture Effect of Spinal Column on the Central Conduction Time of the Spinal Cord

Hyun-Yoon Ko, M.D., Young-Hoon Cha, M.D., Hoon Kim, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Pusan National University College of Medicine

- Abstract -

Objectives : To evaluate the effect of a postural change of the spine on the central conduction times (CCTs) in the sensory and motor pathway of the spinal cord using somatosensory evoked potentials (SEPs) and motor evoked potentials (MEPs).

Methods : Fourteen men and one woman without neurologic deficit were included in this study. SEPs and MEPs were used to evaluate the CCTs of the spinal cord according to the regions in the spinal cord. SEPs were recorded at Cz'-Fz (International 10-20 system) and the first lumbar spinous process by stimulation of the tibial nerve at the ankle in hyperextension and hyperflexion of the spinal column. MEPs were obtained at the tibialis anterior muscle by a magnetic stimulus for the recording of cortical and spinal MEPs (C3 and first lumbar spinous process) in hyperextension and hyperflexion of the spinal column. The CCTs of the spinal cord were defined as the latency difference between P1 latency of the cortical SEPs and N1 latency of the spinal SEPs and onset latencies of cortical and spinal MEPs.

Results : There was a significant difference in the CCTs of SEPs and MEPs between hyperextension and hyperflexion of the spinal column ($p < 0.05$, respectively). However, the difference of variation rate of the CCTs according to the two postures between SEPs and MEPs was not significant ($p > 0.05$).

Conclusion : This study showed that hyperflexion from hyperextension of the spinal column prolongs the CCTs of SEPs and MEPs, however, the posture change does not play in different central conduction delay of the spinal cord between the pathways of SEPs and MEPs.

Key Words : Central conduction time, Spinal cord, Hyperextension, Hyperflexion, Spinal column

부산대학교 의과대학 재활의학교실

Address reprint requests to Hyun-Yoon Ko, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, College of Medicine Pusan National University, #10 Ami-dong-1-ga, So-ku, Pusan, 602-739, Korea

Tel : 82-51-240-7480, Fax : 82-51-253-6271, e-mail : hyko@hyowon.pusan.ac.kr

서 론

O'Connel¹의 연구와 Breig와 El-Nadi²의 연구에 의하면 척주의 자세 변화 특히 굴곡은 척수의 길이 변화를 유발하지만 일반적인 척주의 움직임에 의한 척수의 길이 변화가 척수의 신경 성상을 변화시키지는 않는다고 하였다. 이들은 그 이유를 신경 수막 적응(neuromeningeal adaptation)이나 신경 수막 가소성(neuromeningeal plasticity)으로 설명하였다. 그러나 이후의 Louis³와 Panjabi와 White⁴의 연구에 의하면 척주의 자세변화에 따른 척수의 길이 변화에 의해 척수가 신장되면서 가역적 신경 성상의 변화를 유발하는 신장 스트레스(tensile stress)를 유발한다고 보고되어 있다.

척수를 통해 전도되는 체성감각유발전위(somato-sensory evoked potential) 신호는 척수의 후주를 통하고, 운동유발전위(motor evoked potential) 신호는 척수의 전방과 측방의 피질척수로써를 통하여 전달되므로 척수의 전도 연구에 있어 부위에 따른 변화를 평가하는 방법으로 이용되고 있다.^{5,7}

저자들은 척주의 굴곡으로 유발된 척수의 신장으로 인한 신장 스트레스가 가해질 경우 척수의 전반부 즉 운동유발전위의 경로와 후반부의 체성감각유발전위 전도 경로의 부위에 따른 가역적 척수의 중심 전도의 변화를 알아보고자 하였다. 본 연구에서는 척주의 굴곡시 척수의 신장으로 척수에 가해지는 신장 스트레스가 척수의 전면에 비해 후면이 클 것이므로 체성감각유발전위의 전도 부위의 전도 성상의 변화가 운동유발전위의 전도 부위에 비해 더 심할 것이라고 생각하였다.

대상 및 방법

신경학적인 증상이 없는 건강한 20대 성인 남녀 15명(남자 14명, 여자 1명, 평균 연령 27.2±3.3세, 신장 157~181 cm)을 연구 대상으로 하였다(Table 1).

체성감각유발전위와 운동유발전위는 앙와위에서 과신전 자세를 취하고 5분 경과 후 시행하고, 다시 측와위에서 과굴곡 자세를 취하게 하여 5분 경과 후 시행하였다. 체성감각유발전위의 척수 중심 전도 시간(central conduction time)은 우측 족관절 내과 바로 뒤에서 후경골 신경을 자극하고 Cz-Fz의 두피 전극에서 기록한 P1과 기록 활성 전극을 제 1요추 극돌기부에 부착하고 참고 전극을 활성 전극의 근위 4cm

Table 1. Distribution of Age and Height of the Subjects

	Male (n=14)	Female (n=1)	Total (n=15)
Age (years)	27.3 ± 3.4	26.0	27.2 ± 3.3
Height (cm)	173.1 ± 4.6	157.0	172.0 ± 6.1

Values are mean ± standard deviation.

되는 곳에 부착하여 얻은 N1의 정점 잠시의 차로 하였다. 운동유발전위의 척수 중심 전도 시간은 두피의 C3와 제 1요추 극돌기부를 자극하여 우측 전경골근에서 기록한 유발전위의 기시 잠시의 차로 정의하였다. 검사는 동일 검사자에 의해 시행되었고, 검사기간 중 실내온도는 20~22℃를 유지하였다.

근전도기는 Dantec사의 Counterpoint MKII를 사용하였다. 체성감각유발전위는 주파수 폭을 2~2,000 Hz로, 10msec/division의 속도와 10µV/division의 감응도로 기록하고, 경골신경을 1.5Hz로 200회 반복 자극한 평균파를 얻었다. 운동유발전위는 코일 중심의 최대 자장이 1.9 Tesla이고 내직경 7.0cm의 원형 자기 자극 코일인 MagLite magnetic stimulator를 사용하였다. 최대 강도의 80%에서 시작하여 운동유발전위의 진폭이 더 이상 증가하지 않는 자극 강도로 자극하였다. 자극 시간은 0.1ms로 4번의 반복 자극을 하여 나타난 전위 중 가장 짧은 잠시를 자료로 사용하였다.

통계 분석은 SPSS 8.0 program을 사용하여 짝을 이룬 표본 t-검정을 시행하여 p값이 0.05 이하일 때 통계학적으로 유의하다고 하였다.

결 과

척주의 과신전 자세에서 체성감각유발전위로 구한 척수 중심 전도 시간은 평균 17.73±1.52msec이었으며 과굴곡 자세에서는 평균 19.72±2.20msec로 과신전에 비하여 과굴곡에서 중심 전도 시간의 유의한 지연을 보였다(p=0.000). 운동유발전위로 구한 척수 중심 전도 시간은 과신전 자세에서 평균 12.81±2.11msec이었으며 과굴곡에서는 평균 13.72±1.96msec로 과굴곡 자세에서 얻은 척수 중심 전도 시간의 지연이 통계적으로 유의하였다(p=0.015)(Table 2). 과굴곡 자세에서의 체성감각유발전위의 척수 중심 전도 시간의 연장은 평균 1.99±1.35msec이었다. 과신전 자세에 비해 과굴곡 자세의 운동유발전위의 척수 중심 전도 시간의 연장은 평균 0.91±1.47msec이었다. 과굴곡 자세에 의한 체성감각유발전위와 운동유발전위 사이의 척수중심전도시간의

Table 2. Central Conduction Time by SEPs and MEPs in Hyperflexion and Hyperextension of the Spinal Column

	Hyperflexion (msec)	Hyperextension (msec)
Central conduction time by SEP	19.72 ± 2.20*	17.73 ± 1.52
Central conduction time by MEP	13.72 ± 1.96*	12.81 ± 2.11

Values are mean ± standard deviation.

* P<0.05

Table 3. Difference and Percentage of Difference of Central Conduction Time by SEPs and MEPs between Hyperextension and Hyperflexion of the Spinal Column

	Hyperflexion-Hyperextension (msec)	(Hyperflexion-Hyperextension) /Hyperextension X 100 (%)
Central conduction time delay by SEPs	1.99 ± 1.35	1.20 ± 7.41
Central conduction time delay by MEPs	0.91 ± 1.47	6.02 ± 15.5

Values are mean ± standard deviation.

연장은 통계적으로 유의하지 않았다($p > 0.05$). 과신전에 비해 과굴곡으로의 자세 변화에 따른 척수 중심 전도 시간 연장의 비는 체성감각유발전위에서 $1.20 \pm 7.41\%$ 연장되었으며, 운동유발전위의 경우 $6.02 \pm 15.5\%$ 이었다. 체성감각유발전위와 운동유발전위 간의 척수 중심 전도 시간의 연장비는 통계적으로 유의한 차이가 아니었다($p > 0.05$) (Table 3).

고 찰

척주의 신전으로 척추관은 짧아지게 되고 척수내의 각 신경로를 느슨하게 하는 반면에 굴곡으로 척추관은 길어지게 되고 척수내의 신경로는 신장된다.⁸ 척주의 신전과 굴곡시 척수의 정상적인 신장을 방해하는 요인이 있는 경우 신경학적인 증상을 유발한다. Holmes 등⁹의 연구에 의하면 경추 척추관의 용적은 신전각이 증가할수록 비례하여 감소하고 완전 굴곡시 가장 용적이 크다고 하였다. 이때 경추관은 신전과 굴곡간에 $0.75\text{ml} \sim 2.85\text{ml}$ 의 용적 차이를 보인다고 하였다.⁹ 또한 척주의 굴곡시에는 척추관의 길이가 증가하게 되며 황인대가 신장된다.⁴

정상 범주에서의 척주의 운동으로 인해 척수에 가해지는 스트레스는 신장 부하와 굴곡 부하가 복합되어 가해지며 이 스트레스로 인해 척수의 앞쪽은 압박부하가 가해지고 뒤로 갈수록 신장 부하가 우세하게 된다.⁴ 이 척수에 가해지는 압박으로 앞쪽의 척수로가 느슨해지고 뒤로 갈수록 신장된다. 신전에서 척수의 후방 1/2이 전방에 비해 짧아지고 척수 후주의 축삭이 나선형으로 배열되며 반대로 굴곡에서는 척수 후주의 축삭이 직선으로 배열하게 된다.¹⁰

많은 저자들이 척주의 운동에 따른 척추관내의 신경수막 구조물들의 변화에 대해서 연구하여왔다. 척추의 가동성, 특히 과굴곡과 신전 또는 경사 회전(inclination rotation)은 신경 수막 적응(neuromeningeal adaptation)을 유발하게 된다는 것을 시사하고 있다. O'Connell¹과 Chamberlain과 Young¹¹은 신경 수막 적응이 척추관내의 신경과 수막 조정(meningeal adjustment)에 의하여 유발된다고 하였다. 그러나 Breig와 El-Nadi²는 골수막의 연관성(osteomeningeal relations)이 일정하게 남아있어서 척추의 움직임의 진폭과 방향에 상관없는 신경 수막 가소성(neuromeningeal plasticity) 때문이라고 주장하였다. 이 가소성은 척추관의 단축

과 동반된 연막(pia mater) 깊숙하게 위치한 신경섬유들의 현미경적 이완(microscopic relaxation)에 의한 것이라고 하였다.

척추관은 굴곡시 추간판의 후면이 팽팽해지고 황인대가 당겨져 연장되는데 척추관의 길이는 각 척추간 신장(intervertebral elongation)의 합과 일치한다. 신전은 이와 반대되는 효과가 나타나 척추관의 단축을 나타낸다. 이러한 과신전에서 과굴곡으로 자세 변화로 척추관은 5~9cm 신장되게 된다. Louis³는 직립상태에서 과굴곡으로 자세 변화에 의하여 척추관에는 59mm의 길이 연장이 있고 이에 따라 척수의 길이도 척추관 길이 연장의 10% 정도의 길이 연장이 나타난다고 보고하였다.

척주의 과신전으로 척수에는 작은 주름이 형성되어 축방향 전이없이 넓어지고 짧아진다. 반면, 척주의 과굴곡에서는 척수의 다른 절들이 길이로 움직이는데 골수막 연수 연관(osteomeningomedullar relations)이 일정한 제6경추와 제4요추부를 중심으로 움직이게 된다. 척추관에 대해 가장 큰 척수의 전이를 보이는 지역은 C1(7mm caudalward), T1(7mm cranialward), 그리고 L1(10mm caudalward) 주위이며 가장 변화가 적은 지역은 경추전만(C6)과 흉추후만(T6)의 정점 부위이다. 척수의 축에 따른 전이는 전이가 있는 수절(myelomere)의 기능에 의해 나타나는 위치에 따라 장력의 차이를 보인다. 특히 경수의 아랫부분인 제6경수, 제2흉수와 요팽대부에서 가장 뚜렷한 길이의 신장이 나타난다. 제6경수에서 제2흉수까지는 목에서 가장 운동성이 큰 지역에 위치하고 있고 요팽대부는 제4요수 아래의 요천수근의 신장 스트레스가 원추 수질(conus medullaris)로 전해질 때 팽팽하게 당겨지게 된다.³

척주의 신전에 의하여 척추관의 길이는 감소하게되고 척수의 횡단면은 증가하게 된다. 이는 Poisson 효과로 표현되며, 즉 총 용적이 일정할 때 길이가 줄어들면 횡단면이 증가하고 길이가 늘어난다면 횡단면이 작아진다고 정의된다. 척주의 신전에 비해 굴곡 시에는 척수가 연장되게되는데 이는 Poisson 효과에 의해 척추의 신전과는 반대로 횡단면을 직접적으로 감소시킬 수 있다.⁴ Panjabi와 White⁴는 골극 등의 척추관의 구조적인 불리한 조건이 있으면 척수의 압박과 신장을 더욱 조장하게 되고 척수에 가해지는 굴곡 부하가 더욱 심하게 된다. 이로 인한 굴곡 부하에 의해서 나타나는 신장 부하(tensile load)는 척수의 횡단면에 균일한 신장 스트레스를 가하

게 된다고 하였다.

본 연구에서 과신전 자세에서 과굴곡 자세로 변화 시 SEPs와 MEPs의 척수 중심 전도 시간이 과굴곡에서 유의하게 지연되었다는 것은 자세변화가 척수의 길이신장 및 신장 부하가 척수에 가해졌다는 것을 의미한다고 생각할 수 있다. 또한 이 자세 변화가 SEPs와 MEPs 간의 척수 중심 전도 시간 변화의 정도가 유의하지 않았다는 것은 척수의 과굴곡에 의해 척수의 전후면에 정도가 다른 부하가 가해지는 것이 아니라 균일한 신장 부하가 가해진다고 유추할 수 있었다.

결 론

척주의 과신전 자세에 비하여 과굴곡 자세에서 기록한 SEPs와 MEPs에서 척수 CCT의 연장이 있었다. 이는 생리적인 범위의 척수의 생역학적 변형에서도 척수 전도의 변화가 있음을 의미한다. 그러나 SEPs와 MEPs의 연장의 정도는 차이가 없어 이 범위의 척주의 과굴곡이 척수단면의 전후면 부위, 즉 SEP와 MEP의 경로에 따른 편향된 전도 이상을 유발하지 않는다고 판단된다.

REFERENCES

1. O'Connell JEA: The clinical signs of meningeal irritation. *Brain* 1946; 69: 9-21
2. Breig A, El-Nadi AF: Biomechanics of the cervical spinal cord: relief of contact pressure on and overstretching of the spinal cord. *Acta Radiol (Stockh)* 1966; 4: 602-624
3. Louis R: Vertebroradicular and vertebromedullary dynamics. *Anat Clin* 1981; 3: 1-11
4. Panjabi M, White III A: Biomechanics of nonacute cervical spinal cord trauma. *Spine* 1988; 13: 838-842
5. Grassus P, Charles N, Manguere F: Assessment of motor conduction times using magnetic stimulation of brain, spinal cord and peripheral nerves. *Electromyogr Clin Neurophysiol* 1993; 33: 3-10
6. Booth KR, Strelitz LJ, Raab VE, Kerrigan JJ, Alaimo MA, Herbison GJ: Motor evoked potentials and central motor conduction: studies of transcranial magnetic stimulation with recording from the leg. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1991; 81: 57-62
7. Hume AL, Cant BR, Shaw NA, Cowan JV: Central conduction time from 10 to 79 years. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982; 54: 49-54
8. Breig A: Overstretching of and circumscribed pathological tension in the spinal cord—a basic cause of symptoms in cord disorders. *J Biomech* 1970; 3: 7-9
9. Holmes A, Han ZH, Dang GT, Chen ZQ, Wang ZG, Fang J: Changes in cervical canal spinal volume during in vitro flexion-extension. *Spine* 1996; 21: 1313-1319
10. Breig A, Turnbull I, Hassler O: Effects of mechanical stresses on the spinal cord in cervical spondylosis. *J Neurosurg* 1996; 25: 45-56
11. Chamberlain WE, Young BR: The diagnosis of intervertebral disk protrusion by intraspinal injection of air: air myelography. *JAMA* 1939; 113: 2022-2024