

- 3 Kliesch WF, Cruse JM, Lewis RE, Bishop GR, Brackin B, Lampton JA. Restoration of depressed immune function in spinal cord injury patients receiving rehabilitation therapy. *Paraplegia* 1996; **34**: 82-90.
- 4 Nene AV, Hermens HJ, Zilvold G. Paraplegic locomotion: a review. *Spinal Cord* 1996; **34**: 507-524.
- 5 Thoumie P et al. Restoration of functional gait in paraplegic patient with the RGO-II hybrid orthosis. A multicenter controlled study. II: *physiological evaluation*. *Paraplegia* 1995; **33**: 654-659.
- 6 Kawashima N, Sone Y, Nakazawa K, Akai M, Yano H. Energy expenditure during walking with weight bearing control orthosis (WBC) in thoracic level of paraplegic patients. *Spinal Cord* 2003; **41**: 506-510.
- 7 Nieman DC et al. The effects of moderate exercise training on natural killer cell and acute upper respiratory tract infections. *Int J Sports Med* 1990; **11**: 467-473.
- 8 Nieman DC et al. Moderate exercise training and natural killer cell cytotoxic activity in breast cancer patients. *Int J Sports Med* 1995; **16**: 334-337.
- 9 Nene AV, Patrick JH. Energy cost of paraplegic locomotion using the parawalker electrical stimulation hybrid orthosis. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; **71**: 116-120.
- 10 Janssen TW, van Oers CA, Rozendaal EP, Willemsen EM, Hollander AP, van der Woude LH. Changes in physical strain and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc* 1996; **28**: 551-559.
- 11 Klokke M, Mohr T, Kjaer M, Galbo H, Pedersen BK. The natural killer cell responses to exercise in spinal cord injured individuals. *Eur J Appl Physiol* 1998; **79**: 106-109.
- 12 Yano H. Weight bearing control orthosis for paraplegics. Organized session. *33rd Annual Scientific Meeting International Medical Society of Paraplegia: Monograph* 1994, pp 1-16.
- 13 Yano H, Kaneko S, Nakazawa K, Yamamoto S, Bettou A. A new concept of dynamic orthosis for paraplegia: the weight bearing control (WBC) orthosis. *Prosthetics Ortho Int* 1997; **21**: 222-228.
- 14 Bernardi M, Canale I, Castellano V, Di Filippo L, Felici F, Marchetti M. The efficiency of walking of paraplegic patients using a reciprocating gait orthosis. *Paraplegia* 1995; **33**: 409-415.
- 15 Massucci M, Brunetti G, Piperno R, Betti L, Franceschini M. Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance. *Spinal Cord* 1998; **36**: 223-227.

Kimitaka Nakazawa · Wataru Kakihana ·  
Noritaka Kawashima · Masami Akai · Hideo Yano

## Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training

Received: 2 June 2003 / Accepted: 2 December 2003 / Published online: 17 February 2004  
© Springer-Verlag 2004

**Abstract** This is, to our knowledge, the first report demonstrating the effects of orthotic gait training on the activity of the spinal locomotor neural networks. Three subjects with complete spinal cord injury (SCI) performed 1-h training with reciprocating gait orthosis 5 days/week for 12 weeks. The results showed that after 3 ( $n=1$ ) or 6 weeks ( $n=2$ ) of training, EMG activities synchronized with locomotor rhythm appeared in the soleus muscle (SOL) in all subjects, although very little EMG activity accompanied the orthotic gait at the early training stage. Our results suggest that the induced modulation in the SOL EMG waveforms might be attributable to changes in the orthotic gait movement pattern, and/or changes in the interneuronal activities of the spinal locomotor neural networks, as a result of orthotic gait training.

**Keywords** Spinal cord injury · Locomotion · Gait orthosis · Plasticity

### Introduction

It has been well established that the human spinal cord has the potential to generate the basic locomotor pattern by interaction of the locomotor neural networks and peripheral sensory information concomitant with limb movements (Harkema et al. 2000). For example, several researchers have demonstrated that in severe spinal cord-injured (SCI) subjects, locomotor-like coordinated electromyographic (EMG) activity can be induced in paralyzed lower limb muscles by passive stepping on a moving treadmill with partial body-unloading (Dietz et al. 1994,

1995; Dobkin et al. 1994; Wernig et al. 1995). However, the nature of the neural networks involved in generation of locomotor EMG activities in SCI persons is not yet fully understood.

During a specific type of upright walking with gait orthosis called weight bearing control orthosis (WBCO) (Yano et al. 1997), modulation of lower leg-muscle activities that synchronize with that particular locomotor cycle can be induced (Kojima et al. 1998). Because the WBCO gait, like other reciprocating gait orthoses, is a “stiff-leg” gait, i.e., a gait with the knee locked in full extension and the ankle in a neutral position, the afferent information thought to primarily contribute to inducing the locomotor-like EMG activity would be associated with hip-joint movement and load on the leg (Dietz et al. 2002). This in turn might mean that use of the orthotic gait would allow us to investigate the contribution of the involvement of hip extension/flexion movement or load on the leg to generation of locomotor-like EMG modulation, specifically in the “lower leg” muscles, which are remote from the hip joint. However, in our experience, little EMG activity appears during the WBCO gait when the user is not well trained, whereas it has been demonstrated in a well-trained SCI subject that locomotor-like EMG is observed (Kojima et al. 1998). These empirical observations might be explained as follows: (1) afferent inputs concomitant with limb movements would not be sufficient to evoke locomotor EMGs during the untrained orthotic gait; and (2) the orthotic gait training induces an alteration in interneuronal activities in spinal neural networks, which would generate the locomotor EMG even when the pattern and amount of afferent inputs are the same. To test these possibilities, we first had to longitudinally evaluate changes in EMG activities in paralyzed muscles, and to relate these EMG changes with gait-motion changes during the time course of training. The purpose of this study, therefore, was to clarify: (1) whether alteration in the EMG activities in the lower leg muscles occurs during the time course of orthotic gait training, and (2) the relation between the EMG activities and kinetic/kinematic alteration of the gait motion due to the training.

K. Nakazawa (✉) · W. Kakihana · N. Kawashima · M. Akai · H. Yano  
Neuromuscular Dysfunction Laboratory, Motor Dysfunction Division, Research Institute, National Rehabilitation Center for the Disabled,  
4-1 Namiki,  
359-8555 Tokorozawa, Japan  
e-mail: nakazawa@rehab.go.jp  
Tel.: +81-42-9953100  
Fax: +81-42-9953132

## Materials and methods

### Subjects and orthotic gait training

Three clinically complete paraplegic men (22–28 years; 60–68 kg; 173–177 cm) with traumatic spinal cord injuries (Th8–Th12) voluntarily participated in this study. The physical characteristics of the subjects are shown in Table 1. The American Spinal Injury Association (ASIA) impairment scale was used for the clinical assessment of subjects, and in each case the sensorimotor functions were classified as A, which means no motor or sensory function below the level of the lesion. The subjects gave their informed consent to the experimental procedures, which were conducted in accord with the Helsinki Declaration of 1975 and approved by the ethics committee of the National Rehabilitation Center for the Disabled, Tokorozawa, Japan. The long brace reciprocating gait orthosis, the WBCO, was used for the training. The subjects performed orthotic gait training with WBCO for 12 weeks, at 1 hour/d for 5 days/week. The mechanical features of the WBCO have been fully described elsewhere (Yano et al. 1997; Kojima et al. 1998). In short it has two specific features that the other existing gait orthoses do not have. The first one is a special gas-powered system to control the foot sole thickness. It can switch the sole thickness depending on the gait phase; when a leg is swinging forward, the sole of this particular leg is held at the thinner position; and just before the heel strikes, the sole gets changed to the thicker position. With this system a user can swing their legs easier without leaning the body sideward to make a clearance between a foot sole and floor. The second one is a special hip joint device. With this device a torque exerted by the right (left) hip joint is mechanically transmitted to the left (right) hip joint, resulting in the torque to the opposite direction exerted by the left (right) hip joint. This system assists each leg to reciprocally propel forward. As a whole these mechanical features enable a user ambulate at faster speed and with less energy expended (Kawashima et al. 2003).

### Experiments

To evaluate the kinetic and kinematic changes in the orthotic gait motion during the course of training, the gait motion was measured with a three-dimensional motion-analysis system (VICON370, Oxford Metrics, UK). The motion-analysis system consists of a conventional video-analysis system with seven cameras and Kistler force plates. The force plates, sized 160×450 cm, consisted of two 80×200 cm plates and four 40×250 cm plates. These separate force plates enable us to measure ground reaction forces (GRF) under the feet and canes on both sides, separately. The orthotic gait motion was recorded along with electromyographic (EMG) activities in the right soleus (SOL) and tibialis anterior (TA) muscles. EMGs were recorded by two surface electrodes (Ag/AgCl, 0.8 cm diameter) attached along the muscle fibers over the belly of each muscle and set at an interelectrode distance of 0.5 cm. The EMG signal was detected by a bipolar differential amplifier with upper and lower cutoff frequencies of 50–3000 Hz. Very thin elastic nylon bandages were used to firmly hold both electrodes and lead lines to the body, preventing any small displacement of electrodes and lines that might cause artifacts. These measurements were carried out three times (after 1, 6, and 12 weeks) in subject A; six times (after 1, 2, 3, 4, 10, and 12 weeks of training) in subject B; and twice (after 1 and 6 weeks) in subject C during the training period. For the

measurement, subjects ambulated along a 10-m walkway several times at comfortable cadences. They repeated the trials with short-time intermissions, usually a couple of minutes, until the minimum required number of data was obtained. We sampled at least six step cycles for the analysis. Many step cycles, for example more than ten cycles, could not be recorded in the measurements of this study, since high quality VICON data could be obtained only for one or two steps of around five steps in a trial. At the beginning of training, especially, the experimenter had to walk beside the subjects to prevent a fall. This disturbs the motion capture with the VICON system, and makes the space in which the motion capture is possible small. Due to this limitation it would have taken a relatively longer time for the subjects to record many step cycles. To reduce time for the experiment we decided to finish the measurement when at least six step cycles were obtained in good quality.

Changes in the following kinetic and kinematic variables were evaluated from the measured VICON data throughout the training period: kinetic variables, including the impulse and mean vertical GRF (mGRF) under the foot, and kinematic variables, including the stance time and swing time, velocity, cadence and step length, joint range of motion (ROM), and peak velocity during the stance phase of the hip and ankle joints. The digitized EMG signals were full wave-rectified after rejection of the DC component. Then, from the rectified EMG signals, mean values (mEMG) for the stance phase were calculated and normalized by those values at rest.

### Stretch reflex test

The reflex EMG responses elicited by mechanical stretches at various velocities were tested to verify whether the stretch reflex mediated the induced EMG activity in the SOL during the orthotic gait. Stretch reflex responses were evoked by imposing a quick dorsiflexion with an amplitude of 10 deg to the SOL muscle, while the subjects were seated comfortably in a chair with the right leg fixed to a foot plate connected to a servo-controlled torque motor (Senoh Inc., Japan). The hip, knee and ankle joints were set at 80 deg, 60 deg flexed and 10 deg plantar-flexed positions (anatomical position is 0 deg), respectively. All of 25 perturbations, each consisting of various angular velocities (50–350 deg/s), were applied to the ankle joint in random order. In the present study, the short latency reflex component, M1, was evaluated, since only M1 component was induced in the three subjects. The onset of the first EMG response was defined as the moment when the rectified EMG activities reached levels higher than the average resting potential plus three times its standard deviation (BGA+3SD), and the response duration was defined as 30 ms from the response onset. The average rectified EMG value above the resting potential level over the response duration was considered as the M1 level, and the relation between the imposed stretch velocity and the M1 level was analyzed for each subject.

### Additional experiments

Additional experiments were done for the subject A in order to ascertain whether: (1) the EMG activity was induced with another conventional gait orthosis (advanced reciprocating gait orthosis, ARGO), and (2) in order to compare how different gait velocities affected the induced EMG activity before and after the training. Because this subject continued the training for over half a year,

**Table 1** Clinical characteristics of subjects studied

Subject	Sex	Age (years)	Height (cm)	Weight (kg)	Injury level (segment)	ASIA	Time postinjury (months)	Etiology
A	M	27	177	60	T10	A	10	Trauma
B	M	22	174	68	T12	A	8	Trauma
C	M	28	173	63	T8	A	12	Trauma

measurements could be taken at the 1st week (1-W), 4th week (4-W), and 20th week (20-W) of the training. In the measurements, the subject ambulated at various velocities, speeding up his pace on the basis of his comfort.

#### Statistics

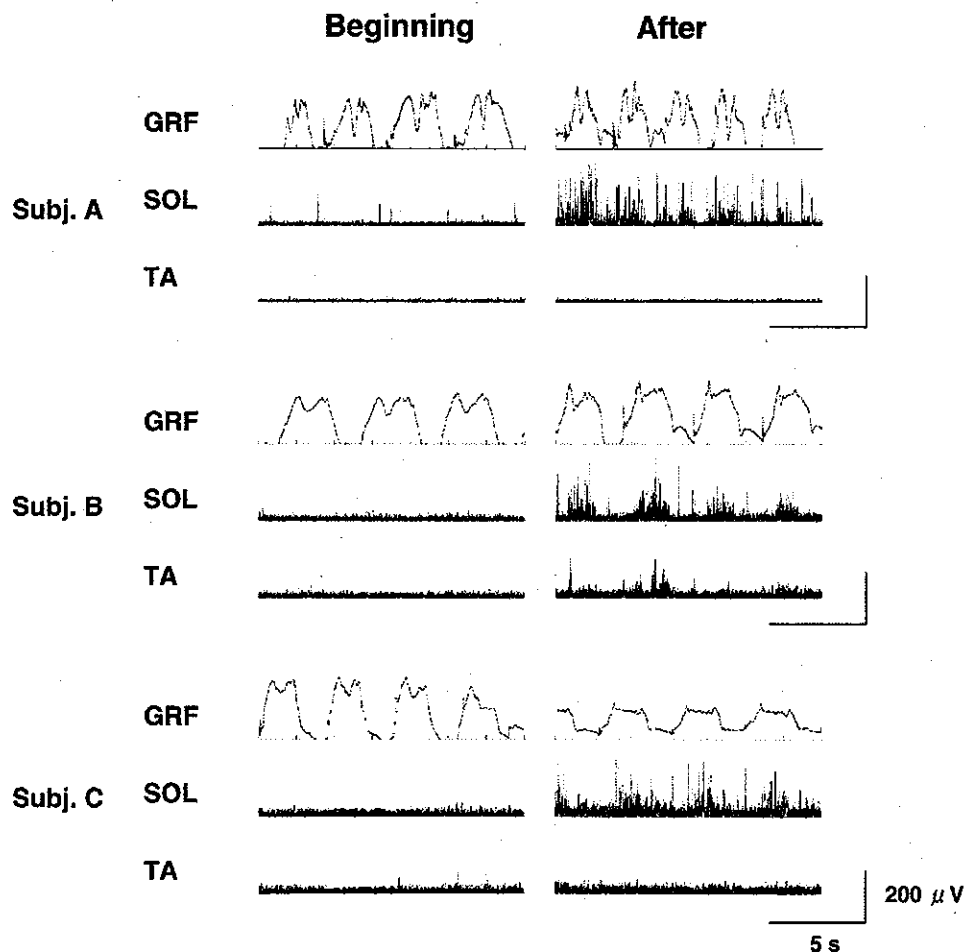
The measured kinetic and kinematic variables during the training period were compared with the first measurement values using the Student's *t*-test. Data are presented as mean  $\pm$  SD. Significance was accepted as  $p < 0.05$ .

#### Results

All subjects could ambulate independently with the aid of canes in the 1st week of training. In subjects A and B, gait velocities were respectively increased from 7.7 to 13.2 m/min, and from 11.8 to 21.2 m/min after the 12-week training; these increases are concomitant with increases in step length, ROM, angular velocity of hip and ankle joints, and the mGRF during the stance phase. In subject C, however, both the hip and ankle-joint angular velocities were decreased; the hip joint's ROM was decreased; and the ankle joint's ROM was increased. These findings were

likely due to the markedly faster gait velocity (22.4 m/min) of this subject, as compared to the other two subjects, at the beginning of the training. In none of the subjects was clear modulation in the EMG activities of either muscle observed at the beginning of the training. After three (subj. A) or six (subs. B and C) weeks of training, however, synchronized EMG bursts with the stance phase commonly appeared in the SOL in all three subjects, whereas no clear modulation was observed in any of the TA EMG waveforms (Fig. 1A). Figure 2 shows changes in the walking velocities, hip and ankle joint angular velocities, mGRFs, and SOL EMGs during the time course of training in the three subjects. As mentioned above, the SOL EMG activities increased during the training period in all subjects, and this increasing time course was qualitatively most similar to the gait velocity and mGRF. The increasing patterns in the SOL EMGs were not necessarily in parallel with those in the hip and ankle joint velocities. In subject C, specifically, the hip joint and ankle joint velocities demonstrated a tendency to decrease, though the SOL EMG increased.

**Fig. 1** Changes in EMG activities in the lower leg muscles during orthotic gait before and after the training. Results from the three subjects are shown (GRF the vertical ground reaction force, SOL, TA rectified EMGs from the soleus and tibialis anterior muscles, respectively)



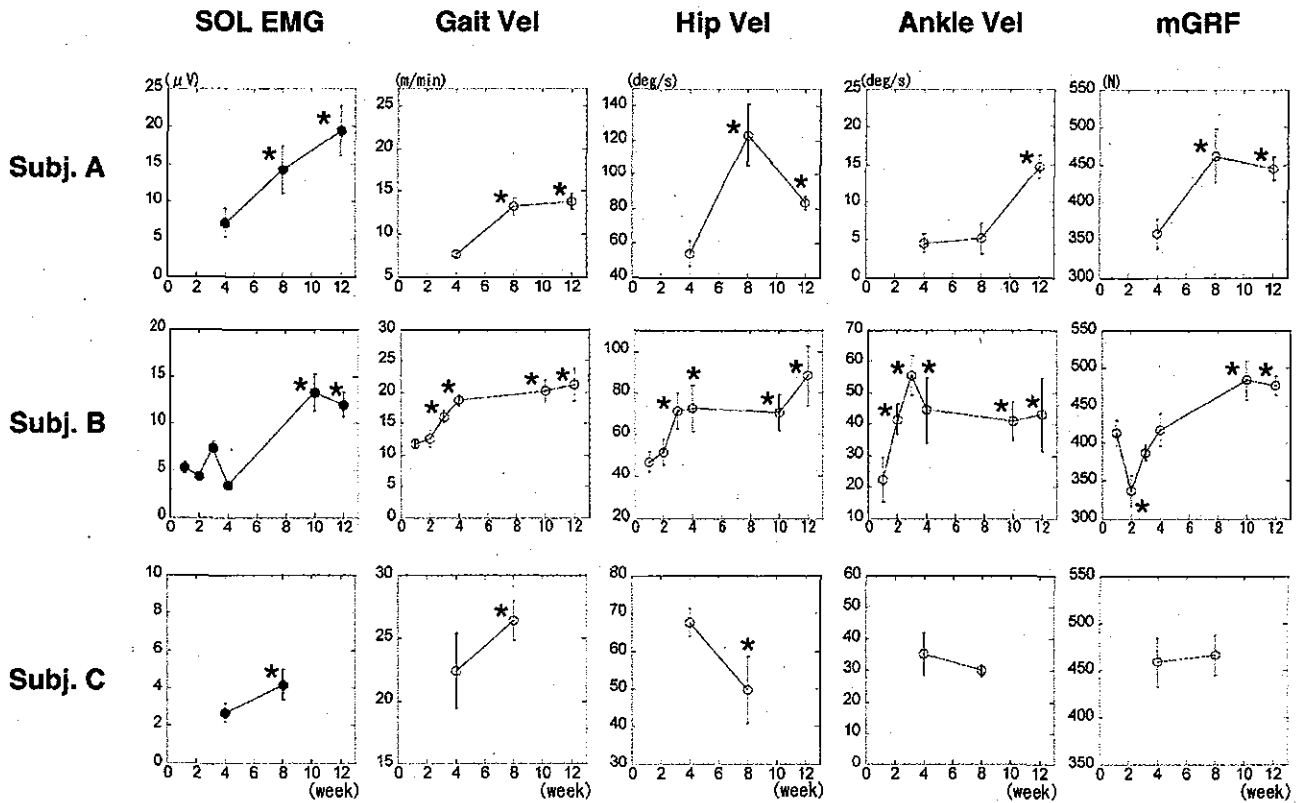


Fig. 2 Changes in the SOL EMGs, the gait velocities, the hip and ankle joint angular velocities, and the ground reaction forces over the training period for the three subjects

Additional experiment

Figure 3 shows the SOL EMG activities during the orthotic gait at three different gait velocities at the 1-W and 4-W measurements. It was demonstrated that the synchronized EMG burst with the stance phase increased drastically with the ambulation velocity after 4 weeks of training; no such clear modulation was observed at the 1st week measurement.

Relationships of the SOL EMGs during the stance phase with the gait velocity, hip velocity, ankle velocity, and ground reaction force, respectively, in each measurement

are demonstrated in Fig. 4. In the 1-W measurement, the SOL EMG did not clearly increase with the gait velocity or the other kinetic and kinematic variables; the measurement reflected no qualitatively clear modulation. In the 4-W and 20-W measurements, however, the SOL EMGs covaried with the gait velocity and the other variables. It should be noted that the levels of SOL EMGs in the 4-W and 20-W measurements were greater than those in the 1-W measurement, even though the kinetic and kinematic variables were in similar ranges. This result suggests that the observed increase in the SOL EMG during the time course of training was not merely dependent on the kinetic and kinematic factors; neurological factors were to some degree involved.

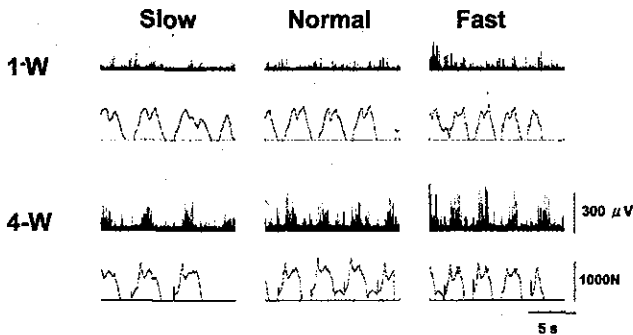


Fig. 3 A comparison of the velocity dependent changes in the SOL EMGs during orthotic gait before and after the 4-week training with the other gait orthosis

Stretch reflex test

Figure 5 demonstrates the relationships between stretch velocity and the reflex EMG responses in the SOL, for the three subjects. It was indicated that in all three subjects, the stretch reflex EMG response was induced when the applied stretch velocity was faster than 100 deg/s, meaning the threshold velocity of the reflex was around 100 deg/s. These threshold velocities were well above the peak ankle dorsiflexion velocities observed during the orthotic gait in the three subjects, suggesting that the SOL EMGs

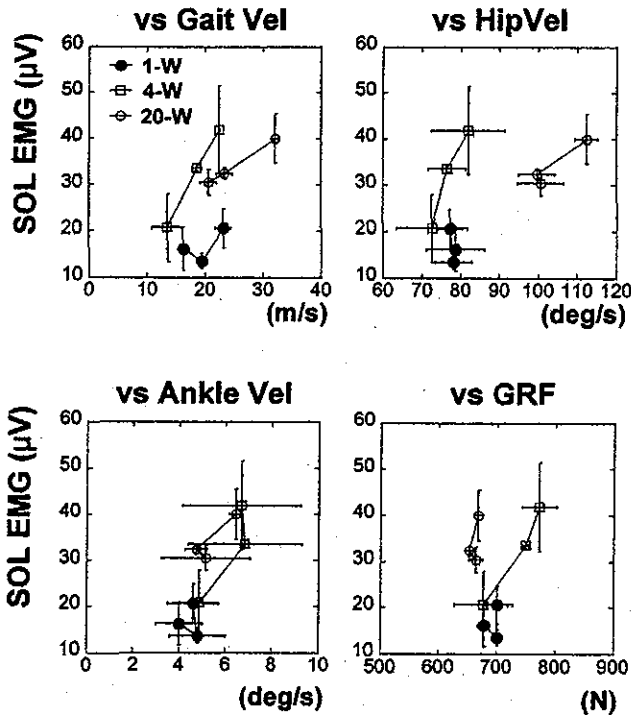


Fig. 4 Comparisons of the relationships of the SOL EMGs to the kinetic and kinematic variables before and after 1 month and 5 months of training. Abbreviations: *vs Gait Vel*, *vs Hip Vel*, *vs Ankle Vel*, and *vs GRF* refer to the relationships between the SOL EMG and the gait velocity, hip joint angular velocity, ankle joint angular velocity, and ground reaction force, respectively

observed were not merely mediated by the stretch reflex pathway.

**Discussion**

The results in the present study demonstrated that intense orthotic gait training induced modulation of EMG activities in the ankle extensor SOL muscle in individuals with clinically complete SCI. These results constitute neurologically significant indirect evidence that knee (and to some degree ankle) movements are far less important than hip movement and loading for the induction of locomotor EMG activity, at least in the SOL. Further, these results have great clinical significance especially in terms of gait rehabilitation of patients with incomplete spinal cord injury. It is worth noting that the results must be carefully interpreted, given that many factors may contribute the observed phenomena. Considering that possibility, we divided the various factors into two different types: (1) kinetic and/or kinematic, related to changes in the orthotic gait movement itself, and (2) neurological factors, namely, supposed changes in the interneuronal activities of the spinal locomotor networks as a result of training. We believe that neither the kinetic/kinematic nor the neurological factors alone can fully explain the observed results

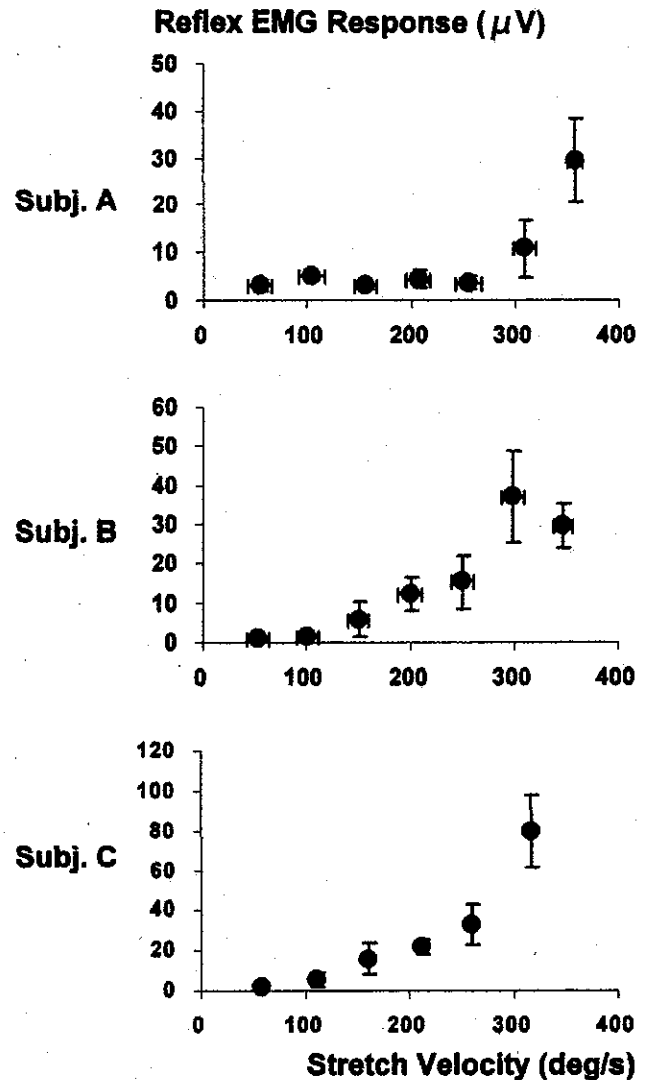


Fig. 5 Relationships between the stretch reflex EMG activities in the SOL and the applied stretch velocity for the three subjects. Note that the estimated threshold velocity to elicit the reflex is over 100 deg/s, which is far faster than the peak ankle joint velocity during the orthotic gait in any of the three subjects

**Effects of the orthotic gait motion on modulation of EMG activity**

The results of the stretch reflex test in the SOL indicated that the threshold velocities of stretch reflex in the SOL were far higher than the observed ankle dorsiflexion velocity during the orthotic gait. This result strongly suggests that the observed SOL EMGs during the orthotic gait were not induced merely by the spinal stretch reflex. Rather, in the present study, supposed spinal locomotor networks appeared to play a role in the induction of SOL EMGs during orthotic gait.

The observed modulation in the SOL EMG activities synchronized with gait phase confirmed our previous observation that even the knee-locked "stiff-legged" gait with a gait orthosis is effective to induce locomotor-like

EMG activity in lower limb muscles (Kojima et al. 1999). Because the stiff-legged gait is a gait with the knee locked in full extension and the ankle in a neutral position, the afferent information thought to primarily contribute to inducing the observed modulation in the EMG activity would be associated with the hip-joint movement and load on the leg. This result is consistent with recent observations from infant stepping experiments (Pang and Yang 2000) and experiments using a driven gait orthosis for paraplegic subjects (Dietz et al. 2002). Dietz et al. (2002), on the basis of their elegant series of studies on locomotor capacity of human spinal cord and relevant animal and human studies, concluded that "afferent input from hip joints, in combination with that from load receptors, plays a crucial role in the generation of locomotor activity in the isolated human spinal cord". The result in the current study would constitute indirect evidence to support this notion. With respect to afferent input from the hip joint, further, Schmit and Benz (2002) recently demonstrated that imposed hip joint extension/flexion movements in spinal cord-injured subjects induce a unique, stereotypical reflex response in hip, knee, and ankle joints, suggesting that hip movement would activate spinal interneuronal pathways associated with coordinated motor behaviors such as posture and locomotion. Given this notion, the results in the current study suggest that afferent information associated with hip extension during the orthotic gait might activate the spinal neural network responsible, at least in part, for the synchronized EMG activity in the SOL, which may be the common network generating the extensor reflex. With regard to the effect of limb loading on the locomotor activity in the paraplegic human, a growing body of indirect evidence from studies on humans has indicated that load-related afferent inputs play an essential role in the generation of locomotor-like efferent patterns by the human spinal cord (Harkema et al. 1997; Pang and Yang 2000, 2001; Dietz et al. 2002). The observed close relationship between the SOL EMG levels and mGRF during the training period (Fig. 2) and within a single experiment (Fig. 4) in the current study is consistent with that found in previous reports and our previous study (Kojima et al. 1999), in which we demonstrated that the levels of lower limb muscle EMGs during orthotic gait were well correlated to the level of limb loading.

#### Alteration of the intrinsic property of spinal neural networks due to training

The observed EMG alteration in the SOL might not solely depend on gait-motion changes due to training, but also on alterations in the intrinsic properties of neural networks. This hypothesis is supported by the result of an additional experiment, in which the EMG modulation occurred even under kinematic and kinetic profiles of orthotic gait similar to those of the pre-training gait after 4 weeks of training (Fig. 4). In addition, the effect of changing gait velocity was obviously different before and after several weeks of training, suggesting that the input and output properties in

the spinal neural networks during orthotic gait were altered due to the training. Another observation that supports this hypothesis might be the observed EMG changes in subject C, whose orthotic gait motion was at a higher level (i.e., faster velocity and larger ROM, etc.) at the first stage of training and did not largely change during the training period. Nevertheless, modulation of the SOL EMG was induced in this subject, despite rather reduced angular velocities of hip and ankle joints after 8 weeks of training.

Use-dependent plasticity is now a well-known property of spinal neural networks (Hodgson et al. 1994; Muri and Steeves 1997; Raineteau and Schwab 2001). Repeated afferent input accompanying gait training might result in improvement in the transmission efficacy within the neural network responsible for the SOL EMG activity during orthotic gait. This possibility is extremely important with regard to rehabilitation strategy for SCI patients (Field-Fote 2001; Protas et al. 2001). If the act ambulation with an orthosis itself has the potential to improve neuronal activity in the spinal locomotor neuronal networks, a specific gait orthosis one could be designed and developed for locomotor training. Future studies should explore the optimal design for a gait orthosis that can effectively activate the spinal locomotor neural network, using the findings in the current study as the first step in such a series of investigations.

Finally, almost no EMG modulation appeared in the TA in the current study. This might be explained by the following: (1) because the correlation between the load on a limb and EMG activity is less in the TA than in the SOL (Harkema et al. 1997; Kojima et al. 1999), load-related afferent information during the orthotic gait in our study might not have been sufficient to evoke TA activity; and (2) although an imposed hip flexion can induce the ankle flexor response (Schmit and Benz 2002), the flexion amplitude or velocity during the orthotic gait was not sufficient to induce the TA activity. Further, the ankle joint was mechanically immobilized in the orthosis in our study, and the absence of ankle motion might have prevented the elicitation of TA activity. However, further training might induce modulation in TA EMG activity, based on the fact that we observed a reciprocal EMG activity pattern between the ankle extensor and flexor muscles during the orthotic gait in a well-trained SCI subject (Kojima et al. 1998). Further studies are needed to clarify this issue.

#### References

- Dietz V, Colombo G, Jensen L (1994) Locomotor activity in spinal man. *Lancet* 344:1260-1263
- Dietz V, Colombo G, Jensen L, Baumgartner L (1995) Locomotor capacity of spinal cord in paraplegic patients. *Ann Neurol* 37:574-582
- Dietz V, Muller R, Colombo G (2002) Locomotor activity in spinal man: significance of afferent input from joint and load receptors. *Brain* 125:2626-2634
- Dobkin BH, Harkema SJ, Requejo PS, Edgerton R (1995) Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *J Neurol Rehabil* 183-190

- Field-Fote EC (2001) Combined use of body weight support, functional electric stimulation, and treadmill training to improve walking ability in individuals with chronic incomplete spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil* 82:818-824
- Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, Requejo PS, Dobkin BH, Edgerton VR (1997) Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol* 77:797-811
- Harkema SJ, Dobkin BH, Edgerton VR (2000) Pattern generators in locomotion: implications for recovery of walking after spinal cord injury. *Top Spinal Cord Rehabil*: 82-96
- Hodgson JA, Roy RR, deLeon R, Dobkin B, Edgerton R (1994) Can the mammalian lumbar spinal cord learn a motor task? *Med Sci Sports Exerc* 26:1491-1497
- Kawashima N, Sone Y, Nakazawa K, Akai M, Yano H (2003) Energy expenditure during walking with weight bearing control orthosis (WBC) in thoracic level of paraplegic patients. *Spinal Cord* 41:506-510
- Kojima N, Nakazawa K, Yamamoto S-I, Yano H (1998) Phase-dependent electromyographic activity of the lower-limb muscles of a patient with clinically complete spinal cord injury during orthotic gait. *Exp Brain Res* 120:139-142
- Kojima N, Nakazawa K, Yano H (1999) Effects of limb loading on the lower-limb electromyographic activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient. *Neurosci Lett* 274:211-213
- Muri GD, Steeves JD (1997) Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery after spinal cord injury. *TINS* 20:72-77
- Pang MY, Yang J (2000) The initiation of the swing phase in human infant stepping: importance of hip position and leg loading. *J Physiol (Lond)* 528:389-404
- Pang MY, Yang J (2001) Interlimb co-ordination in human infant stepping. *J Physiol (Lond)* 533:617-625
- Protas EJ, Holmes SA, Qureshy CSH, Johnson A, Lee D, Sherwood AM (2001) Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 82:825-831
- Raineteau O, Schwab ME (2001) Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. *Nature Rev Neurosci* 2:263-273
- Schmit BD, Benz EN (2002) Extensor reflexes in human spinal cord injury: activation by hip proprioceptors. *Exp Brain Res* 145:520-527
- Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E (1995) Laufband therapy based on "rules of spinal locomotion" is effective in spinal cord injured persons. *Eur J Neurosci* 7:823-829
- Yano H, Kaneko S, Nakazawa K, Yamamoto S, Bettoh A (1997) A new concept of dynamic orthosis for paraplegia: the weight bearing control (WBC) orthosis. *Prost Orthot Int* 21:222-228



## 立位歩行訓練による損傷脊髄機能最大化の試み\*

中澤 公孝\*\* 河島 則天 岩谷 力

### はじめに

1990年代以降、神経再生・修復の実現を待たずともなく、一定の条件を満たすトレーニングを行うことによって、旧来のリハビリテーションでは自立歩行の再獲得が不可能とされた脊髄損傷者であっても自立歩行を再獲得できる者が多く存在することが明らかとなった。これは脊髄ネコや脊髄ラットの研究成果を基にヒトの脊髄にも次のような性質があることが判明したことによる。

すなわち、①脊髄に歩行時の下肢筋活動パターンを生成する神経回路のユニットがある、②それは上位中枢からの下行性入力に遮断されても求心性入力に対し協調した筋活動パターンを出力することができる、③求心性情報の繰り返し入力に対する可塑性がある、という各性質である。これら基礎研究の成果を基に開発された免荷式ステップトレーニング(図1)は従来のリハビリテーションに比べ、不全対麻痺者の歩行回復に劇的な効果があることが報告された<sup>18)</sup>。このトレーニングの原理は上記脊髄の性質を十分に活用し脊髄神



図1 免荷式ステップトレーニングの様子

経回路と他の中枢神経系の再組織化を機能の改善と結びつける点にある。

本稿では、免荷式ステップトレーニングおよび装具歩行トレーニングを例に、脊髄残存機能を最大限に高める方法の理論的背景とそれぞれの方法の実際について概説する。

#### Key words

歩行トレーニング (gait training)  
中枢パターン発生器 (central pattern generator)  
再組織化 (reorganization)

- \* On Gait Trainings to Maximize Functional Motor Output from Human Spinal Cord with Traumatic Injuries
- \*\* 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所運動機能系障害研究部 (〒359-8555 所沢市並木 4-1) / Kimitaka NAKAZAWA, Noritaka KAWASHIMA, Tsutomu IWAYA : Motor Dysfunction Division, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities

0914-4412/04/¥400/論文/JCLS

## 免荷式ステップングトレーニング

### Ⅰ 免荷式ステップングトレーニングの理論

免荷式ステップングトレーニングでは通常、トレッドミル上でカウンターウェイトを用いて訓練者の体重を軽減し、ベルトスピードに合わせて下肢を機械あるいは補助者が左右交互にステップングさせる。受動的な下肢の運動は多くの感覚受容器を刺激し、脊髄への体性感覚入力を喚起する。それらの入力は脊髄の歩行中枢を賦活し、歩行周期にあった運動出力を反射的に誘発する。この時、下肢の麻痺領域には、たとえ完全麻痺であっても健常者の歩行に似た筋活動が観察される（歩行様筋活動）。この一連の刺激-応答を繰り返すことによって、脊髄をはじめとする中枢神経系において歩行に関連した再組織化を図る。

下肢の随意筋収縮が認められる不全麻痺者では脊髄より上位の中枢神経と脊髄間の連絡がわずかであっても残存しているため、それら全体の再組織化がトレーニング刺激によって歩行能力改善の方向に誘導される、と考えられる。しかしながら、上位中枢との連絡が完全に遮断された完全麻痺者では、たとえトレーニングによって脊髄神経回路と筋や感覚器から構成される系の再組織化が生じたとしても、理論的には、随意司令を伝える経路が途絶されている限り、随意歩行の再獲得は不可能である。しかし、臨床上完全麻痺であっても、画像診断の発達によって実際には上位中枢との連絡路が残存していることが判明する場合もある。そのような患者においては、トレーニングによって随意運動が回復する可能性が皆無とはいえない。したがって、臨床上の完全麻痺者の中にも免荷式ステップングトレーニングの恩恵を受けることができる者が存在すると考えられる。

#### 1. 脊髄歩行中枢

動物の脊髄には上位中枢からの司令や感覚入力なしにステップングパターンを発生する神経機構があることは古くから知られていた。いわゆる central pattern generator (CPG) は、“上位脳や末梢受容器からのリズムカルな入力なしに、屈筋

と伸筋の周期的な運動出力を生成する脊髄神経回路”と定義される<sup>9)</sup>。サルより高等な脊椎動物の脊髄に CPG が存在することは、厳密な意味においていまだ生理学的に証明済みとはいえないが、ヒトを対象とした研究ではその存在を示唆する実験結果が報告されている。それらのさきがけとなったのは Calancie ら<sup>3)</sup>の研究である。彼らは、受傷後 10 年以上経つ慢性期脊髄損傷者の下肢が、仰臥位において自らの意志とはまったく無関係にあたかも歩行をしているかのように突然動き出すという症例について、さまざまな側面から詳細に調べた。この患者は随意的に下肢を動かすことができず、対麻痺者であり、いわば脳と脊髄の連絡は遮断されていた。したがって、観察された下肢の筋活動は脊髄の運動神経回路から発せられているものに他ならないと考えられた。この報告の後、ヨーロッパや北米のグループがトレッドミルを利用した免荷式受動的ステップングで歩行リズムと同調した筋活動が脊髄損傷者の麻痺領域に出現することを認め、上位中枢からの入力がなくても脊髄以下の神経機構のみでパターン化した筋活動を誘発可能であることが明らかとなった<sup>5,7)</sup>。

さらに Gurfinkel ら<sup>8)</sup>は健常者において、下肢の筋あるいは腱への振動刺激でステップングが誘発可能であることを示し、やはり求心性入力のみで脊髄からパターン化した出力が誘発可能なことを示した。これら求心性入力によるステップングあるいは歩行様筋活動の誘発は、CPG 単独の出力というよりは、むしろ CPG と他の脊髄反射回路の相互作用によって生成されると考えられている<sup>9)</sup>。しかしながら、この点は CPG をどのように定義するかによってもその解釈は異なる。いずれにしても、これらの研究報告によって求心性入力のみでも脊髄から歩行様筋活動を誘発できることが確実となったのである。

近年、Jilge ら<sup>11)</sup>は対麻痺者の脊髄に対し、硬膜外で一定強度の電気刺激を種々の周波数で与え、脊髄からの運動出力との関係を解析している。それによると、臨床的完全対麻痺者 5 名の脊髄腰膨大部近辺を 5~15 Hz で刺激すると下肢の伸筋群

に放電が誘発され、下肢全体を突っ張るような運動が出現したのに対し、それより高い周波数(25~50 Hz)で刺激するとステップングに似た動きが誘発された。彼らはこれらの結果が脊髄内の神経回路には末梢入力との相互作用によって異なる運動を生成する機能ユニットが存在することを示唆するものと解釈している。

## 2. 脊髄損傷高位と歩行様筋活動発生能力

Dietz ら<sup>6)</sup>は上行性入力によって歩行様の筋出力を発生する脊髄内の神経機構が脊髄内のいずれかの髄節に局限しているのか、それとも脊髄内に広く分布しているのかを明らかにするために、下降性入力遮断されている完全対麻痺者のみを対象に、脊髄の損傷高位と受動的ステップングで誘発される歩行様筋活動の強度および波形の関係を分析した。両筋の立脚相、遊脚相それぞれの放電量と損傷高位との関係は、総じて損傷高位が高い損傷者の方が筋放電量が大きい傾向が、ヒラメ筋では立脚相、前脛骨筋では遊脚相でそれぞれ観察された。両筋は健常者においてこれらの歩行位相で活動することから、損傷高位が高い損傷者の歩行時筋活動の方が健常者に近いことが判明した。さらに筋放電波形の類似度を示す指標でも全体的に損傷高位の高い損傷者の方が健常者のパターンに近いことが示された。Dietz らは、これらの結果は末梢入力によって歩行様筋活動を発生する神経機構が脊髄のある髄節に局限して存在するのではなく、脊髄内広範にわたって分布していることを示唆すると考えた。一般に、頸髄損傷者では残存機能が乏しく、胸腰髄損傷者よりも日常生活において大きなハンディキャップを背負うことになる。しかし上記の結果は、歩行機能に限って言えば脊髄内に残存する歩行パターン発生能力は頸髄損傷者の方が高いことを示唆しており、将来、神経修復技術の進歩により損傷脊髄神経の再結合あるいは神経再生が成功したとき、頸髄損傷者の方が歩行機能の再獲得には有利となる可能性をも示唆するものである。

## 3. 脊髄の可塑性

従来、脊髄は他の中枢神経とは異なり神経回路

に可塑性はないと考えられてきた。しかし近年の動物や脊髄損傷者の歩行回復能力に関する研究から、脊髄には従来考えられていた以上の柔軟性があり、ある程度の学習あるいは適応能力があることがわかってきた<sup>14,17)</sup>。さらに、脊髄神経回路とそれに投射する他の下降性神経路にも可塑的性質があることが明らかとなってきた。臨床的に完全麻痺とされている脊髄損傷者であってもMRIなどの画像診断上は解剖学的に上位中枢との結合が残存する不全損傷者がかなりいるとされる<sup>11)</sup>。不全損傷者に自然回復がしばしば観察される臨床的事実は、残存する脊髄神経回路だけでなく下降性経路の可塑的变化もこれに寄与している可能性を示唆するものである<sup>16)</sup>。事実、随意運動の発現にもっとも重要な役割を果たす皮質脊髄路が遮断され、随意的な筋収縮が消失しても、新たに他の経路がこれを補完したり、皮質脊髄路自体が損傷部をよけて他の経路と新たに結合することができることも報告されている<sup>1)</sup>。さらに、Wernig ら<sup>18)</sup>の報告において免荷式トレッドミル歩行トレーニングによる回復が不全損傷者において著しく高かった成績は、不全損傷者では脊髄神経回路のみならず他の下降性神経経路にも再組織化が生じ、これらが相俟って歩行再獲得に大きく貢献したものと推察することができよう。

### ② 免荷式ステップングトレーニングの実際

図1はトレッドミルを用いたステップングトレーニングの様子である。この図の例では、脊髄損傷者をパラシュート用ハーネスと免荷装置を用いてトレッドミル上で上方に牽引して立たせ、2人の理学療法士がベルトスピードに合わせて両サイドで交互にステップングを行っている。重要な点は体重が脚全体に加わる立脚期と加わらない遊脚期を周期的に繰り返すことと、股関節の伸展を引き出すことである。そのために立脚期には膝をロックさせ体重が片側脚に乗るようにするとともに立脚期の終了時点での足部離床位置が股関節位置より後方になるようにする。この2点が強調されるのは、脚全体に加わる荷重情報と股関節の伸展にかかわる感覚情報が脊髄歩行中枢を刺激する

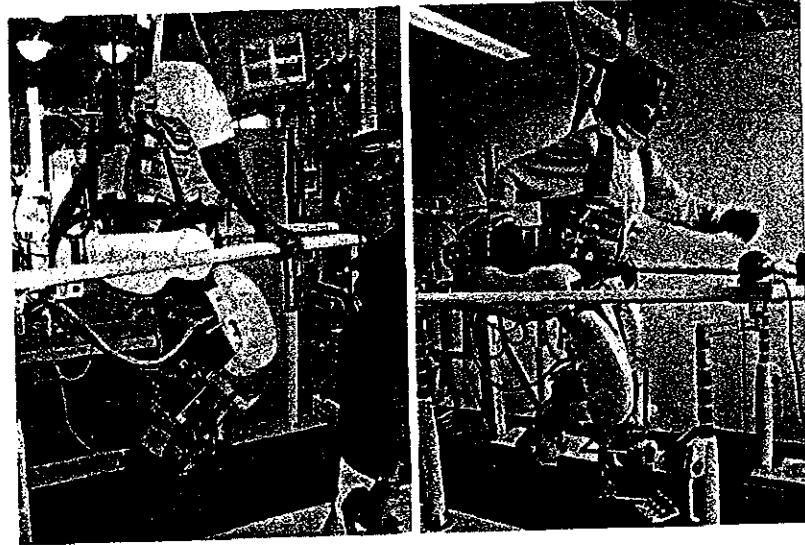


図 2 歩行トレーニング用ロボット  
Lokomat を用いた歩行トレーニングの様子。

ためにもっとも重要と考えられているからである<sup>7,10)</sup>。

次にステップング時の体重免荷は通常、重量物とばねを組み合わせた牽引装置を用い、訓練者の体重に応じて行われる。その量は、トレーニングの進行、改善度によって適宜変更される。スイス対麻痺センターバルグリスト病院 (Swiss Paraplegic Centre, University Hospital, Balgrist) で行われている例では、トレーニング初期には体重の50%程度を免荷し、歩行能力回復とともに徐々に免荷量を減じている。ステップング頻度はトレッドミルのベルトスピードと歩幅との関係から決定され、同病院の例ではトレーニング初期で1.5 km/hのベルトスピードが採用されている。これも訓練者の状態、回復度に応じて適宜変わるものである。

以上、スイス対麻痺センターで行われている例を基に免荷式歩行トレーニングの具体的方法について述べた。残念ながら、このトレーニングの効果がいくら大きなものであっても、わが国の現況の医療制度の基にこれを取り入れることは不可能であろう。最大の欠点は1人の患者に対し、常時2人以上の理学療法士が必要となることである。さらに、ステップング動作の補助はかなりの労力が必要であり、1人の理学療法士が続けて何人も

の患者の補助をすることは現実的に不可能である。これら最大の欠点を克服するために、機械を用いて補助者の代行を行わせようという発想が当然のように出てくる。すでにドイツ、スイスなど医療先進諸国において、対麻痺者用歩行トレーニング機が開発されている。

図2は上記スイス対麻痺センターにて開発された歩行トレーニング用ロボット、Lokomatである。Lokomatの基本機構は長下肢装具の膝と股関節部分に動力機構を取り付けた装具部、トレッドミル上に固定する固定部、および装具の動きを制御するコンピュータから成る。これらを免荷装置およびトレッドミルと組み合わせることで、これまで人間の手で行っていたステップングの補助を、機械を用いて代替することが可能となったのである。それによって、補助者の疲労という制限因子が克服されたため長時間のトレーニングも可能となった。Lokomatはすでに世界数カ国の施設間ネットワークの中で臨床試験を行っており、実用段階に入っているといえる。今後テクノロジーの発達とともに同様の機器開発がますます加速されるのは必然的流れであろう。

## 装具歩行トレーニング

歩行用装具は、対麻痺者が杖などを用いて立位

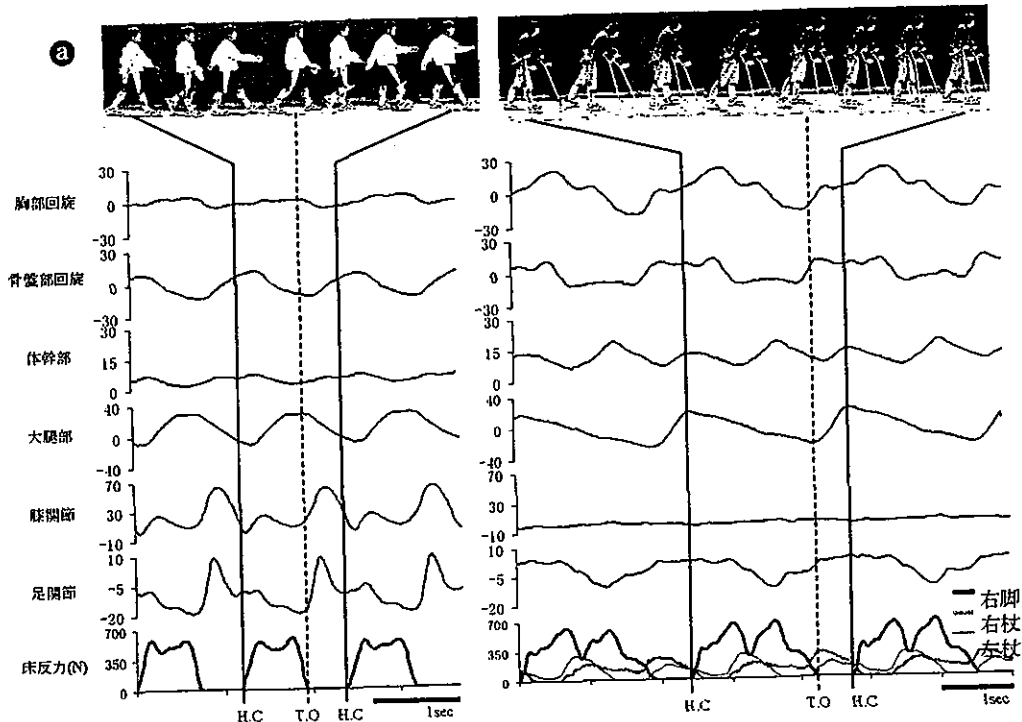


図3 歩行装具を用いた歩行における運動学的変量と床反力の時系列変化

- a: 装具歩行と通常歩行の床反力, 運動学的変量の比較.
- b: 算出した角度の定義.

脊髓の神経回路を積極的に刺激し、やがて歩行回復に導くことをめざした歩行用装具を開発していくことも可能と考える。以下に、装具歩行のバイオメカニクスの特性とトレーニング実験の例を紹介する。

### ① 装具歩行のバイオメカニクス

図3に歩行用装具を用いた対麻痺者の歩行と健常者の歩行における運動学的変量と床反力の時系列変化を示した。歩行用装具を用いた歩行は、杖と足部による3点あるいは4点支持歩行である。これに対し、健常者の歩行は2足による1点(片脚支持期)あるいは2点支持(両脚支持期)歩行である。この相違は対麻痺者において立位バランスが喪失するという決定的な制限因子に由来する。一見あたりまえであるが、健常者が無意識に行っている立位姿勢の維持を現在のテクノロジーを用いて完璧に補完することは不可能である。それゆえ装具を用いた歩行では杖あるいは歩行器など移動以前に立位を維持させる機構が必要となる。このように、対麻痺者の歩行再建の立場から

歩行を行うことを補助するための装具である。対麻痺者が立位歩行を行うことへのさまざまな効用については古くから認識されていたようであるが、転倒の危険性や、装着の困難さなど、実用には多くの困難さがあるため、リハビリテーションの現場では長く敬遠されていたといえる。われわれは、装具歩行も初期のトレーニングを経て、ある程度習熟すると受動的ステップ時同様、下肢の麻痺領域でも歩行周期に一致した筋活動が誘発されることを確認してきた<sup>12,13)</sup>。すなわち、装具歩行のようなきわめて特殊な形態の歩行であっても、その動きに伴う感覚入力には脊髄神経回路を刺激し、それが継続的に行われることで再組織化を促しうることが示唆される。われわれは、

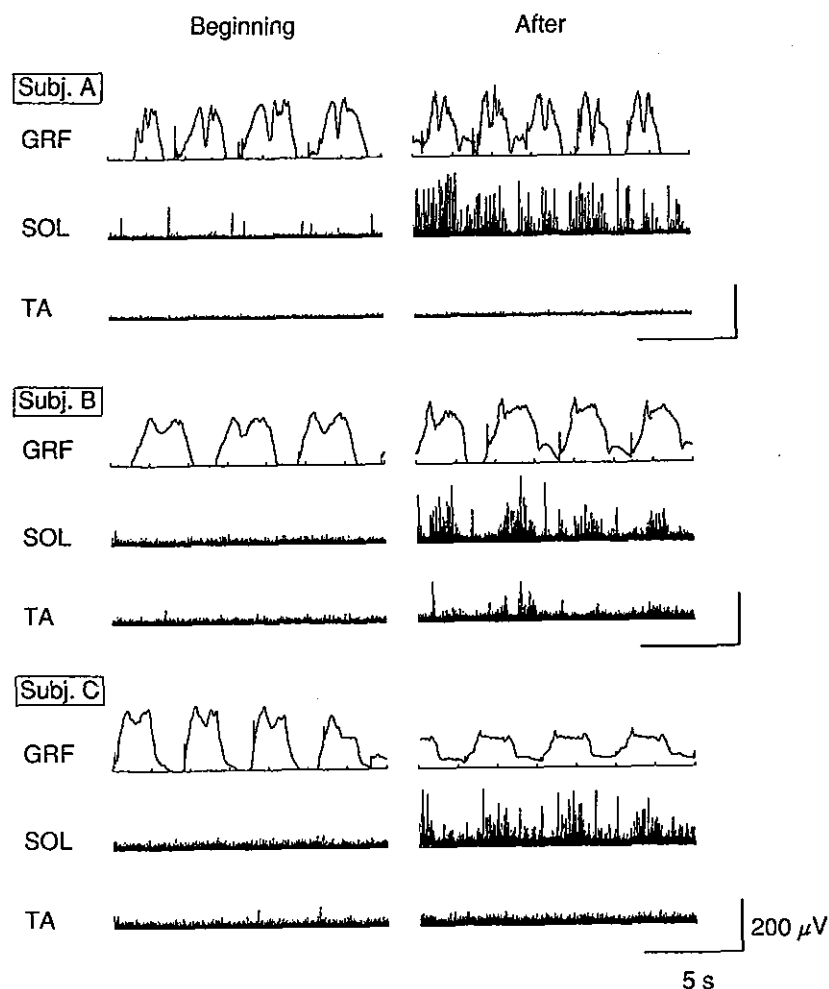


図4 装具歩行トレーニング前後の歩行時筋電図の比較  
SOL: ヒラメ筋, TA: 前脛骨筋, GRF: 床反力。

健常者の歩行をあらためて見ると、その制御がいかに精緻に行われているのかに驚嘆させられる。

上記バランスの維持という必要条件を杖と長下肢装具の剛性で実現した結果、この装具歩行の歩容は図3のようになる。その特徴は下肢の振り出しを得るための体幹の屈伸および胸部回旋域の増大、ロックされた膝関節の不動化などに現れている。床反力は健常歩行同様、二峰性のパターンを示し、杖には最大で体重の50%程度が加わることがわかる。

## ② 装具歩行トレーニング

前記したように、装具と杖を用いた歩行に習熟した対麻痺者の歩行時には下肢の麻痺筋群に歩行様筋活動が出現する。それでは装具歩行のトレーニングは歩行様筋活動に変化を生じさせるのであ

ろうか。この点を確認するために、筆者らは、脊髓損傷による完全対麻痺者に装具歩行を1回30分程度、週2~5日の頻度で3カ月間継続するトレーニングを行ってもらい、その間の筋活動と歩行動作の変化を調べた<sup>15)</sup>。

図4は3名の被検者のトレーニング初期(1週間後)とトレーニング後(12週後)の歩行時筋活動である。これらの例では、トレーニング開始初期には足関節伸筋に歩行周期にあった筋放電は認められなかった。しかし、トレーニング後には、同じ筋に歩行周期と一致した筋活動が出現した。これらの結果は、装具歩行に伴う体性感覚入力も脊髓神経回路の再組織化を促進しうることを示唆するものである。すなわち、理論的には装具歩行をより通常の歩行に近いものに改変することで、

歩行のリハビリテーション用具としての応用も可能であろう。さらに後掲の河島の論文にまとめられているように、装具歩行は呼吸循環系をはじめとする physical fitness の改善に有効と考えられる。その意味で、装具を用いた立位運動は対麻痺者のニューロリハビリテーションのみならず、生活習慣病、二次障害の予防などにも効果があり、今後高まることが予想される障害者あるいは高齢者の身体活動量確保の問題の一助となる。その応用範囲は広いといえよう。

#### 文 献

- 1) Bareyre FM, Kerschensteiner M, Raineteau O, et al : The injured spinal cord spontaneously forms a new intraspinal circuit in adult rats. *Nature Neurosci* 7 : 269-277, 2004
- 2) Bunge RP, Puckett WR, Hiester ED : Observations on the pathology of several types of human spinal cord injury, with emphasis on the astrocyte response to penetrating injuries. *Adv Neurol* 72 : 305-315, 1997
- 3) Calancie B, Needham-Shropshire B, Jacobs P, et al : Involuntary stepping after chronic spinal cord injury. Evidence for a central rhythm generator for locomotion in man. *Brain* 117 : 1143-1159, 1994
- 4) Colombo G, Wirz M, Dietz V : Driven gait orthosis for improvement of locomotor training in paraplegic patients. *Spinal Cord* 39 : 252-255, 2001
- 5) Dietz V, Colombo G, Jensen L : Locomotor activity in spinal man. *Lancet* 344 : 1260-1263, 1994
- 6) Dietz V, Nakazawa K, Wirz M, et al : Level of spinal cord lesion determines locomotor activity in spinal man. *Exp Brain Res* 128 : 405-409, 1999
- 7) Dobkin BH, Harkema SJ, Requejo, PS, et al : Modulation of locomotor-like EMG activity in subjects with complete and incomplete spinal cord injury. *J Neurol Rehabil* 9 : 183-190, 1995
- 8) Gurfinkel VS, Levik YS, Kazennikov OV, et al : Locomotor-like movements evoked by leg muscle vibration in humans. *Eur J Neurosci* 10 : 1608-1612, 1998
- 9) Harkema SJ, Dobkin BH, Edgerton VR : Pattern generators in locomotion : implications for recovery of walking after spinal cord injury. *Top Spinal Cord Rehabil* 6 : 82-96, 2000
- 10) Harkema SJ, Hurley SL, Patel UK, et al : Human lumbosacral spinal cord interprets loading during stepping. *J Neurophysiol* 77 : 797-811, 1997
- 11) Jilge B, Minassian K, Rattay F, et al : Initiating extension of the lower limbs in subjects with complete spinal cord injury by epidural lumbar cord stimulation. *Exp Brain Res* 154 : 308-326, 2004
- 12) Kojima N, Nakazawa K, Yamamoto SI, et al : Phase-dependent electromyographic activity of the lower-limb muscles of a patient with clinically complete spinal cord injury during orthotic gait. *Exp Brain Res* 120 : 139-142, 1998
- 13) Kojima N, Nakazawa K, Yano H : Effects of limb loading on the lower-limb EMG activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient. *Neurosci Lett* 274 : 211-213, 1999
- 14) Muir GD, Steeves JD : Sensorimotor stimulation to improve locomotor recovery after spinal cord injury. *Trends Neurosci* 20 : 72-77, 1997
- 15) Nakazawa K, Kawashima N, Kakihana W, et al : Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training. *Exp Brain Res* 157 : 117-123, 2004
- 16) Raineteau O, Schwab ME : Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury. *Nature Rev* 2 : 263-273, 2001
- 17) Rossignol S : Neural control of stereotypic limb movements. in Rowell LB, Shepherd JT (eds) : *Handbook of Physiology*. Oxford University Press, Oxford, 1996, pp 173-216
- 18) Wernig A, Muller S, Nanassy A, Cagol E : Laufband therapy based on "rules of spinal locomotion" is effective in spinal cord injured persons. *Eur J Neurosci* 7 : 823-829, 1995

## 脊髄損傷者の健康維持・増進のための 立位歩行訓練\*

河島 則天\*\* 中澤 公孝 岩谷 力

### はじめに

たった数週間のベッドレスト（不活動状態）によって身体機能に著明な負の適応が生じることからも明らかなように、ヒトの身体機能は立位・歩行を中心とした身体活動に適応する形で維持されている。外傷などによって脊髄を損傷すると、多くの場合、下肢の運動機能障害によって立位・歩行が困難となることから、骨・筋萎縮に代表される麻痺領域の機能退行<sup>2,10)</sup>、さらには身体活動量の減少に起因する心臓循環系疾患や生活習慣病の発現リスクの増加を招く<sup>12)</sup>。脊髄損傷後のリハビリテーションでは、受傷後の身体機能低下の抑止が主要な目的とされ、とりわけ立位歩行訓練は麻痺領域を含む全身運動を可能とすることから、上記目的に大きく貢献するものと考えられる<sup>13)</sup>。

本稿では、脊髄損傷者の歩行訓練の現況について見た後、これまでの研究成果を参照しながら立位歩行訓練の効果を概観し、すでに実証されている効果と、いまだ不明な点を整理する。また、われわれの最近の研究成果から得た知見を付加し、

#### Key words

脊髄損傷 (spinal cord injury)  
健康・体力 (physical fitness)  
合併症 (complication)

立位歩行訓練の実施が脊髄損傷者の健康維持・増進に対してどのような効果をもたらすのかを述べていくことにする。なお、本稿では主に、立位歩行運動の実現がより困難な脊髄完全損傷者を対象として論じることをあらかじめ断っておく。

### 脊髄完全損傷者の歩行訓練

言うまでもなく、下肢の運動機能に完全麻痺を持つ場合には自力歩行は困難であるが、図 1 に示すように杖や装具などの適当な補助具を用いることによって立位・歩行運動が可能となる。

脊髄完全損傷者が歩行運動を実現するためには、①下肢装具の使用、②機能的電気刺激などによる強制的筋収縮の使用、③両者の併用によるハイブリッド型装具の使用など、麻痺機能を補完するためのなんらかの方法が必要となる。①に類する装具にはさまざまなものがあり、下腿部の麻痺には足関節部を固定する装具 (ankle foot orthosis ; AFO)、股関節周囲筋が残存する場合には膝伸展位にて脚全体を固定する装具 (long leg brace ; LLB など)、さらに麻痺が体幹部にまで及ぶ場合には、骨盤帯付きの装具 (reciprocating gait orthosis ; RGO など) というように麻痺の状態に合わせて装具が選定される。②、③の機能的電気刺激を用いた方法としては、下肢の屈筋-伸筋

\* Gait Training for Health Promotion in Persons with Spinal Cord Injury

\*\* 国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所運動機能系障害研究部 (〒359-8555 所沢市並木 4-1) / Noritaka KAWASHIMA, Kimitaka NAKAZAWA, Tsutomu IWAYA : Motor Dysfunction Division, Research Institute, National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities





図 1 第 12 胸髄完全損傷者の装具歩行の様子

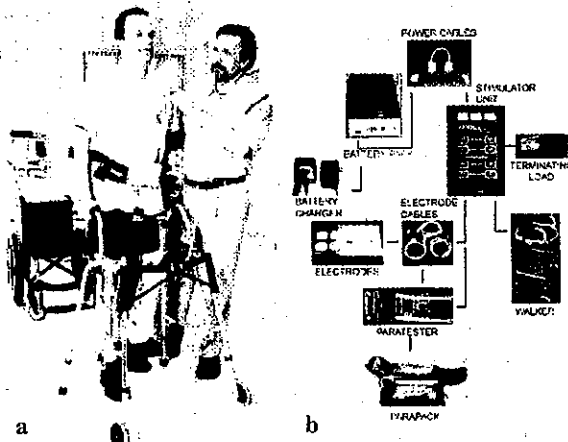


図 2 機能的電気刺激を用いた歩行支援システム (Para Step; Sibmedics 社製)

- a : ParaStep による歩行の様子 (News from the Miami project to cure paralysis volXVI, No. 2, 2003 より)。  
 b : ParaStep system の概要 (Sibmedics 社のホームページ (<http://sigmedics.com/>) より)。

のプログラム化された筋活動を実現する Para Step (図 2), 装具と機能的電気刺激を組み合わせたハイブリッド型装具などが開発され, これらの効果を検証する研究<sup>11)</sup>も行われている。

しかし, 上記のいずれの装具・装置を用いた場合にも歩行運動の実現には著しい身体的労力を要する。装具歩行中の身体的負担度を検討した先行研究<sup>10)</sup>では脊損者の歩行中のエネルギー消費が健康者の約 3 倍, 運動効率を反映するエネルギーコストに至っては約 5~6 倍に相当することが報告されている。このような過度の身体的負担は早期の疲労困憊を招き, 身体機能の維持・向上を図る

表 1 脊髄損傷者の起立保持・交互性歩行の意義<sup>12)</sup>

- ・骨萎縮の防止, 骨粗鬆症の防止
- ・筋拘縮の防止, 筋痙攣の軽減
- ・下肢血行の改善, 褥瘡予防
- ・膀胱直腸機能の改善
- ・上肢筋力向上, 体幹バランスの向上
- ・視線の高さでの同等の意思疎通などの心理的効果
- ・自主訓練, 自分の足で歩ける満足感

ための適切な運動強度の実現を妨げる要因となる。さらに着脱の煩雑さ, 特殊な装置が必要であることなども手伝って, 病院でのリハビリテーション終了後もなお, 歩行運動を継続するケースは非常に少ないのが現状である。

脊髄損傷者の立位歩行訓練の効果に関する解説などを見ると, 表 1 に示すような種々の事象が立位歩行の効果として挙げられており, 臨床現場に携わる医師, セラピストの多くはこれらの効果をすでに十分に認識しているものと思われる。しかし一方で, これらの効果は脊髄損傷後に生じる負の適応に対する立位歩行運動の影響を理論的根拠に基づいて記述しているものがほとんどであると考えられ, 実際のところ, 脊髄完全損傷者の歩行訓練によって, 果たしてこれらの効果が得られるのかについては懐疑的な立場を取るケースが多いように見受けられる。

### 脊髄損傷者の立位歩行運動の特性

以上, 脊髄完全損傷者の歩行訓練を取り巻く現状を記したが, ここからは歩行訓練の効果についての知見を整理し, 立位歩行運動を継続的に行う

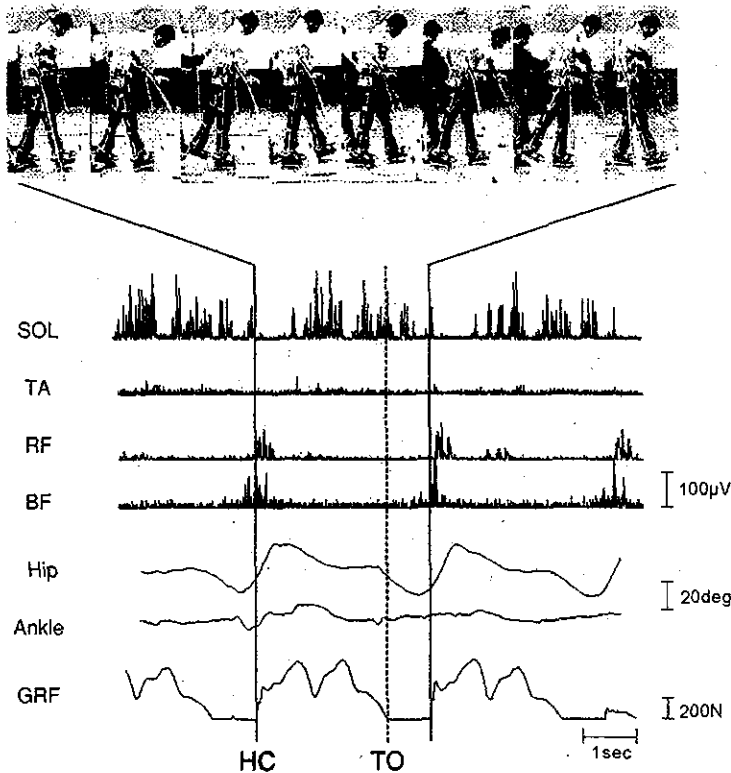


図3 脊髄損傷者の装具歩行中に認められる麻痺下肢の周期的筋活動  
 SOL:ヒラメ筋, TA:前脛骨筋, RF:大腿直筋, BF:大腿二頭筋, Hip:股関節角度, Ankle:足関節角度, GRF:床反力, HC:立脚期開始(踵接地), TO:遊脚期開始(爪先離地).

ことで、脊髄損傷者の健康維持・増進に対していかなる効果が得られるのかをみていくことにする。

#### ① 麻痺領域の機能退行に対する効果

歩行訓練による骨密度の増加を認めた研究報告<sup>1)</sup>に支持されるように、立位・歩行による麻痺領域への荷重負荷が骨萎縮の抑止に貢献することは理論的には明らかである。また、歩行運動を要素的にみれば、運動中には麻痺筋の周期的なストレッチ運動、さらには関節の動的運動が実現されるため、筋萎縮や関節拘縮の防止にも効果を持つものと考えられる。しかし、日常生活のほとんどを座位で過ごす脊髄損傷者にとって、どの程度の頻度、継続時間による立位・歩行を行えば上記の効果が得られるのかについては、いまだ系統的には明らかにされていない。

われわれの研究<sup>11,14)</sup>では、脊髄完全損傷者の装具歩行中に、麻痺下肢に歩行周期に同調した筋活動が発現することをすでに確かめている(図3)。この筋活動は、歩行運動に伴う筋の長さ変化や荷重の変化に伴う末梢性神経入力が脊髄運動神経細胞の活動を引き起こすことによって発現するものと考えられ、下肢筋群を支配する脊髄神経機能を含む、麻痺領域の神経活動を励起するきわめて重要な効果を持つものと考えられる。この点の詳細については、本特集の中澤の解説に詳しく述べられているので、そちらを参照されたい。

#### ② 痙性麻痺に対する効果

ストレッチングや立位姿勢に伴う重力負荷時に下肢伸筋群の痙性麻痺(以下、痙性)が減少することはよく知られているが、長期的な歩行訓練の実施によって、痙性麻痺の発現頻度や強さがどの

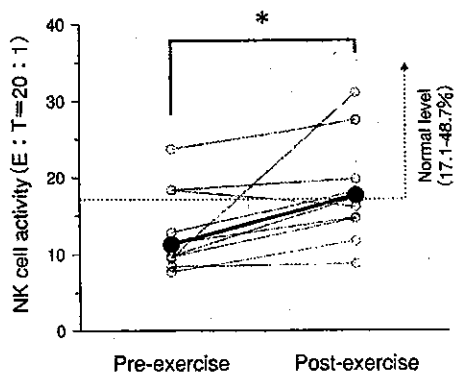


図4 20分間の装具歩行運動前後のNK細胞活性の変化<sup>21)</sup>

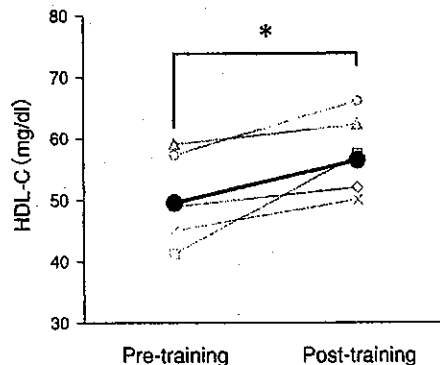


図5 3カ月の装具歩行訓練に伴うHDLコレステロール値の変化

ように変化するのかについては一致した結果は得られていない。われわれがこれまでにみてきた装具歩行訓練に伴う痙性の変化から、筆者が複数例を見た印象を記すと、①比較的強い痙性を持つ脊損者の場合には、一過性の歩行運動実施によって痙性が減少し、数時間にわたってこの状態が持続する、②これらの被験者では、装具歩行訓練から数カ月が経過すると、次第に痙性が強くなる、③歩行訓練開始前には痙性がさほど強くなかった脊損者では、数カ月の装具歩行訓練の実施によって漸次的に痙性が増加する、などのさまざまな傾向が認められた。痙性の程度には個人差があるばかりか、歩行訓練による影響もおそらく一定ではないものと想像される。痙性の変化の機序は、歩行運動に伴う麻痺領域の神経活動と密接に関連するものと考えられ、今後の詳細な検討が待たれる。

### ③ 合併症の発現リスクに対する効果

脊髄損傷後に発現する合併症は、受傷後の身体機能の低下そのものが原因となる。合併症の発現に大きく関連する事象のうち長期の不活動に関連するものとしては、血管径、血管コンプライアンスの減少<sup>5,17)</sup>や、麻痺領域の血流量の減少<sup>15)</sup>に反映される麻痺領域の慢性的な低代謝・低循環状態が挙げられる。この点に関してわれわれは最近、前項で述べた筋活動の発現に伴って麻痺筋の代謝・循環動態に変化が生じることを確認した<sup>7)</sup>。この結果は、立位歩行運動によって麻痺領域の代謝・

循環を亢進させることが可能であることを示すとともに、上記の循環機能低下を抑止する有効な方法となりうることを示唆している。

また、普段車いすでの生活を送っている脊髄損傷者では、立位歩行や姿勢変化（とりわけ股関節角度の変化）による腸管機能への物理的刺激が減少するため、随意調節の欠落と相俟って、膀胱容量やコンプライアンスの減少、腸管運動の停滞が生じる。いまだ確証を得るまでには至っていないが、われわれの研究では、装具歩行運動の実施が腸管運動の促進効果をもたらすことを示唆する結果を得ている<sup>13)</sup>。ただし、普段停滞している内臓機能を活性化させることによって、かえって下痢などの影響をもたらす可能性があることも認識しておかなければならない<sup>9)</sup>。

### ④ 免疫機能に対する効果

慢性期脊髄損傷者では健常者と比較して免疫機能が低下していることが報告されている。図4は胸髄完全損傷者の装具歩行運動実施前後の免疫活性(NK細胞活性)の変化を示す結果であるが、一過性の装具歩行によって免疫活性が有意に増加する<sup>9)</sup>。NK細胞活性は、中程度の適度な運動によって増加することが知られており、この意味で、脊髄損傷者の装具歩行運動の実施は、免疫機能を高めるにふさわしい運動強度であるといえる。

### ⑤ 全身持久性に対する効果

歩行運動による全身持久性の改善効果は、基本

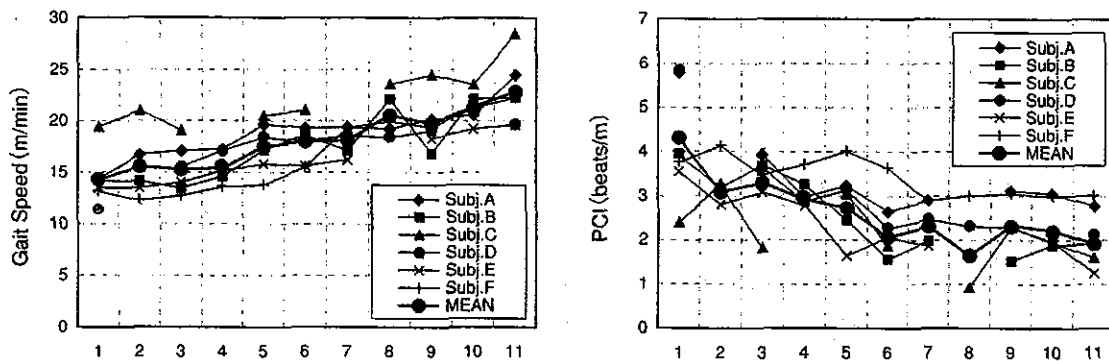


図 6 装具歩行訓練経過に伴う歩行速度 (左), PCI (右) の変化

的には健常者の場合と同様で、歩行中の運動強度に依存する。有酸素性代謝が行われる中強度での比較的長時間の歩行運動が実現されれば、全身持久性に対する効果はもとより脂質代謝の亢進、全身循環の増加などによる身体機能への好影響もたらされるものと考えられる。これまでの研究では、脊髄損傷者における最大酸素摂取量の減少<sup>20)</sup>、血中脂質の増加および HDL コレステロール減少などの血液性状の変化<sup>20)</sup>、脂質代謝の停滞<sup>20)</sup>などが報告されており、さらにこれらの負の適応に対して身体活動が効果的であることも明らかにされている<sup>20)</sup>。また、症例数は少ないものの、われわれの研究結果では 12 週の装具歩行訓練の実施によって HDL コレステロール値が有意に増加することを確認している (図 5)。

ただし、身体運動という意味では車いすでの運動でも十分に実現可能であり、さらに前述のように装具歩行運動は高い身体的負担度を要することを勘案すると、立位歩行運動が選択的に全身持久性の維持・向上に効果を持つとまでは言えない。

### より実地的な問題

新たな知見を加えながら脊髄損傷者の立位歩行の効果を見てきたが、立位歩行運動は車いすでの運動には代替しえない特有の効果を持つことから、脊髄損傷後の身体諸機能の低下を防ぐために有効な方法であることがご理解いただけたものと思う。一方で、立位歩行訓練の方法としてリハビ

リテーション現場でもっとも多く行われている装具歩行訓練に関しては、果たして上記の効果を得るにふさわしい運動強度が実現できるのか、あるいはどの程度の訓練を経れば歩行が可能になるか、などの疑問が多いように見受けられる。したがって、ここからはリハビリテーション現場でのより実地的な問題に触れるために、装具歩行の習熟過程で身体的負担度がどのように変化するのか、さらに装具歩行中の身体的負担度が損傷高位とどのような関連を持つのかについて、われわれの研究結果に即してみていくことにする。

#### ① 訓練経過に伴う身体的負担度の変化

当然のことながら、装具歩行動作の獲得には一定期間の訓練を要する。筆者らは現在、胸髄完全損傷者を対象として、ARGO (advanced reciprocating gait orthosis: 図 1 参照) という交互歩行装具を用いた歩行訓練を実施している。これまでの訓練経験では、体幹の運動機能が残存する第 10 胸髄以下の脊髄損傷者の場合、ほとんどの脊損者が 3 カ月以内に杖による独立歩行を獲得することを確認した。さらに高位を損傷している場合では転倒の可能性が高いため、完全に自力での歩行が実現できるに至るケースは少ないものの、後方からの補助を行うことで、数十分にわたる歩行運動が可能であった。図 6 には、訓練経過に伴う歩行速度、身体的負担度を反映する PCI (physiological cost index) の変化を示した。

トレーニング開始時と 3 カ月経過時の歩行速