

obtained: oxygen uptake ( $V_{O_2}$ ) and heart rate (HR). Walking speed in the steady state during walking and rating of perceived exertion (RPE) score were also recorded. After the experiments, the energy consumption and walking energy cost were calculated. The terms adopted were those of Nene and Patrick<sup>9</sup> and calculations performed according to their protocol:

Energy consumption (J/kg/s)

$$= \frac{\text{Ambulatory min } V_{O_2}(\text{ml/min})}{\text{Weight (kg)} \times 60} \times K$$

Energy cost (J/kg/m)

$$= \frac{\text{Ambulatory min } V_{O_2}(\text{ml/min})}{\text{Speed (m/min)} \times 60} \times K$$

where  $K=20.19$  J/ml, since 1 ml  $O_2=4.825$  cal and 1 cal = 4.184 J.

#### NK cell activities

Blood samples were drawn from an antecubital vein with the patient in the seated position before and just after orthotic gait exercise. The exercise consisted of 20 min of continuous walking at the most comfortable speed in the inside of the hospital ward.

NK cell activity was determined by (superscript: 51) Cr-release cytotoxicity assay using the K562 cell-line which derived from cells with chronic myelogenous leukemia as targets, and calculated using the following formula: %NK cell activity =  $\{(\text{experiment mean} - \text{spontaneous mean}) / (\text{total mean} - \text{spontaneous mean})\} \times 100$ . In all NK cell activity testing, percent of spontaneous release was less than 5% of total release. Effector:target (E:T) ratios used were 20:1. Controls included cultures of untreated cells (spontaneous release) and cells treated with 3% sodium dodecyl sulfate (SDS) (total release).

#### Statistical analysis

Values are given as the mean  $\pm$  SD. Statistical difference in NK cell activity between pre- and postexercise was tested by paired *t*-test. Significance was accepted at  $P < 0.05$ .

## Results

#### Physical intensity during orthotic gait

The average walking speed during orthotic gait was  $18.01 \pm 2.22$  m/min. Eight of 10 patients were able to walk continuously, without stumbling, for 20 min. Table 2 shows the cardiorespiratory responses, energy consumption, energy cost, walking speed, and RPE during orthotic gait. During walking, cardiorespiratory parameters clearly showed a significant increase compared with resting rate. The steady-state value of the  $V_{O_2}$  ranged from 14.20 to 24.83 ml/kg (average value =  $18.13 \pm 3.92$  ml/kg), and HR was 99.2–166.4 b/min (average value =  $142.53 \pm 19.84$  b/min). The energy consumption and energy cost during walking were  $5.94 \pm 1.16$  J/kg/s and  $19.63 \pm 5.04$  J/kg/m, respectively. The RPE score just after exercise ranged from 13 to 19 (median value: 15).

#### NK cell activity

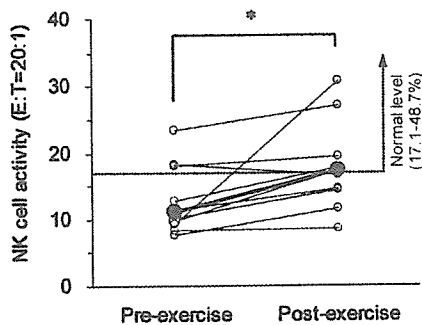
The average value of NK cell activity in the SCI patients at rest ( $12.7 \pm 5.28$ ; ranging from 7.6 to 23.4) was remarkably lower than the standard value in the healthy nondisabled persons ( $32.9 \pm 15.8$ ). Nine of 10 patients showed enhancement of NK cell activity in response to the 20 min of orthotic gait exercise. The total average value of the postexercise NK cell activity was significantly higher than that of the pre-exercise (pre versus post;  $12.7 \pm 5.28$  versus  $17.76 \pm 6.71$ ,  $P < 0.05$ , Table 3, Figure 2).

**Table 2** Physical intensity during orthotic walking

Patient	$V_{O_2}$ (ml/kg)		HR (beat/min)		Energy consumption (J/kg/s)	Energy cost (J/kg/m)	Walking speed (m/min)	RPE score (unit)
	Rest	Exercise	Rest	Exercise				
A	8.84	17.39	84.6	154.0	5.85	17.55	20	15
C	6.76	14.67	104.4	132.9	4.94	16.45	18	15
D	4.57	18.05	96.0	145.1	6.07	16.56	22	13
E	6.71	15.62	78.3	131.5	5.26	17.19	18	13
F	8.29	21.14	104.1	166.4	7.11	29.06	15	19
G	6.78	24.20	62.11	132.5	8.14	26.22	18	17
H	6.70	16.01	40.1	99.2	5.39	16.12	20	13
I	9.75	24.83	81.0	143.6	8.35	29.33	17	17
J	5.80	15.19	107.8	163.0	5.11	19.67	16	17
Mean	7.03	18.13	85.18	142.53	6.10	20.61	18.01	15 (median)
SD	1.53	3.92	21.23	19.84	1.32	5.40	2.22	-

**Table 3** NK cell activity in pre- and postexercise

Patient	Pre	Post	$\Delta$ (%Pre)
A	10.1	14.4	142.36
B	11.3	14.6	129.19
C	23.4	27.1	115.87
D	18.0	19.4	107.78
E	9.8	17.3	176.53
F	18.3	16.6	90.71
G	9.3	30.8	331.18
H	7.6	11.6	152.63
I	11	17.3	157.27
J	8.3	8.6	103.61
Mean	12.70	17.76	150.71
SD	5.28	6.71	68.87



**Figure 2** Natural killer (NK) cell activity in response to 20 min of orthotic gait exercise. Thick and thin lines indicate the total averaged ( $n=10$ ) and each subject's value, respectively. NK cell activity was represented by an  $E/T$  ratio (20:1)

### Discussion

In the present study, we aimed to examine the effect of orthotic gait exercise on the NK cell activity in SCI patients. The main observations made here were as follows: (i) the NK cell activity in SCI patients was remarkably lower than the standard value in healthy persons; (ii) the NK cell activity was significantly increased through 20 min of orthotic gait exercise, and (iii) the one patient who showed decrement of NK cell activity in response to exercise had an injury of the highest level (Th5) and showed the higher energy cost during orthotic gait exercise.

Previous investigations have reported that SCI was accompanied by depression of immune system including decrement of NK cell activities.<sup>3</sup> These findings, taken together with the fact that paraplegic patients have significantly reduced  $\dot{V}O_2$  peak values as a consequence of the reduction in the daily activity levels,<sup>10</sup> suggest that the decrements of NK cell activity may be the result of limitation of the patient's physical activity.

Because immune resistance is generally regarded as an essential factor for health care, it is conceivable that enhancement of immune function is important for SCI

patients to maintain decent physical condition. In this regard, many investigations have reported the possibility of enhancement of immune function through moderate exercise not only in normal persons<sup>1,7,8</sup> but also in SCI patients.<sup>11</sup> Kliesch *et al*<sup>3</sup> demonstrated restoration of immune function through rehabilitation therapy in treated subjects by comparison with those not receiving treatment. The present result of exercise-induced enhancement of NK cell activity is in good agreement with these reports. In the present study, the steady-state value of the  $\dot{V}O_2$  during orthotic gait was  $18.13 \pm 3.92$  ml/kg, and HR was  $142.53 \pm 19.84$  b/min (Table 2). The level of physical intensity implied by these values was considered to be suitable for promoting the general health of SCI patients. Further, all of our subjects, with the exception of patient F, could walk for a considerable time and distance without exhaustion. It is therefore considered that the enhancement of NK cell activities was the result of the suitable aerobic condition during orthotic gait.

Finally, we considered why only patient F showed a decrement in the NK cell activity in response to the orthotic gait exercise. As mentioned above, this patient showed the higher energy cost during orthotic gait and had the highest level of injury in all eight patients. The orthotic gait for SCI patients requires compensatory motion of the residual trunk and upper limbs to swing the paralyzed leg.<sup>12,13</sup> Patient F, who was injured at Th5, could not contract his trunk muscles due to motor paralysis. Consequently, the excess energy expenditure and burden on his upper limbs made it impossible for him to achieve suitable exercise intensity for enhancement of immune function during orthotic gait. His higher RPE score (19: very very hard, Table 2) reflects greater energy consumption than that of the other patients during orthotic gait.

To date, many researchers have reported extremely high-energy requirements of orthotic gait.<sup>4,14,15</sup> Although many devices have been developed to improve this problem to date, it is still unknown whether the orthotic use contribute to facilitate the health care for SCI persons. The present result provides evidence of the effectiveness of the orthotic gait exercise for promotion of the general health of these SCI patients. However, the question remains whether regular exercise training leads to chronically elevated NK cell activity. Further study will be needed to clarify this issue.

### Acknowledgements

This work was supported by Research Grants from the Mitsui Sumitomo Insurance Welfare Foundation.

### References

- Shephard RJ, Shek PN. Effects of exercise and training on natural killer cell counts and cytolytic activity. *Sports Med* 1999; **28**: 177-195.
- Welsh RM. Regulation of virus infections by natural killer cells: A review. *Nat Immun Cell Growth Regul* 1986; **5**: 169-199.

- 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, Bettoh 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.

## 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

脊椎脊髄ジャーナル

VOL. 17 NO. 11 別刷

2004年11月25日発行

三 輪 書 店

# 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・修復の実現を待つまでもなく、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

## 免荷式ステップングトレーニング

### ① 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ない対麻痺者であり、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限局しているのか、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限局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変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>11)</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

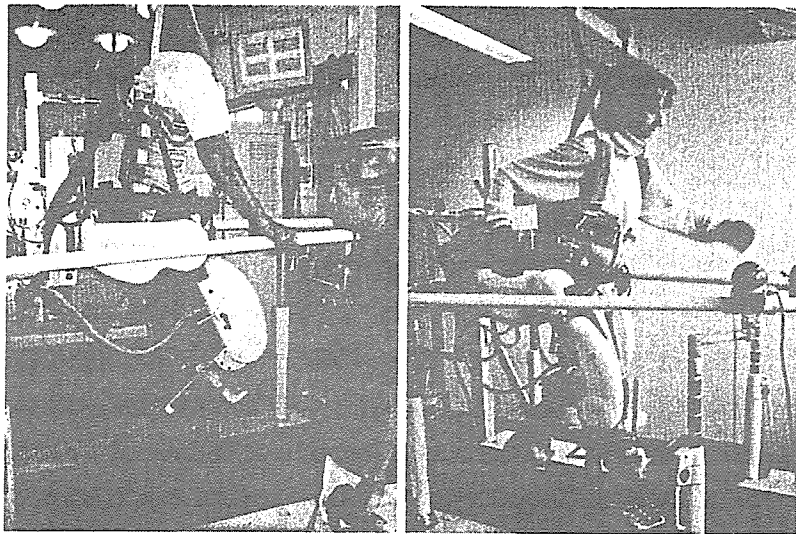


図 2 歩行トレーニング用ロボット  
Lokomat を用いた歩行トレーニングの様子。

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の流れであろう。

## 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



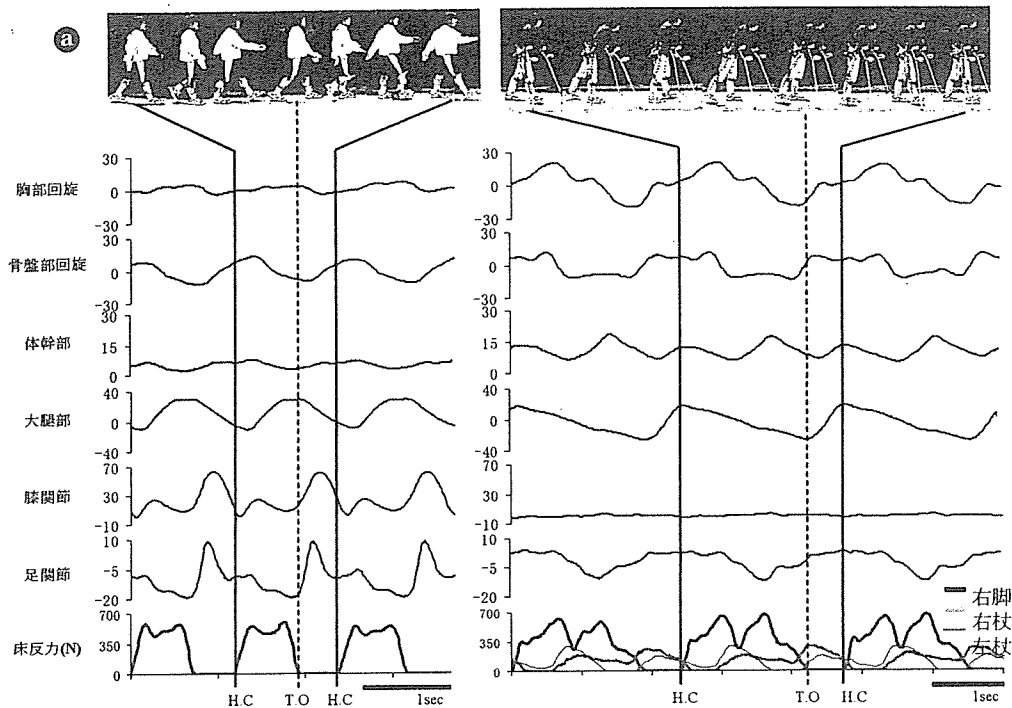


図3 歩行装具を用いた歩行における運動学的変量と床反力の時系列変化  
 a: 装具歩行と通常歩行の床反力、運動学的変量の比較。  
 b: 算出した角度の定義。

脊髄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の身体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ング時同様、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、

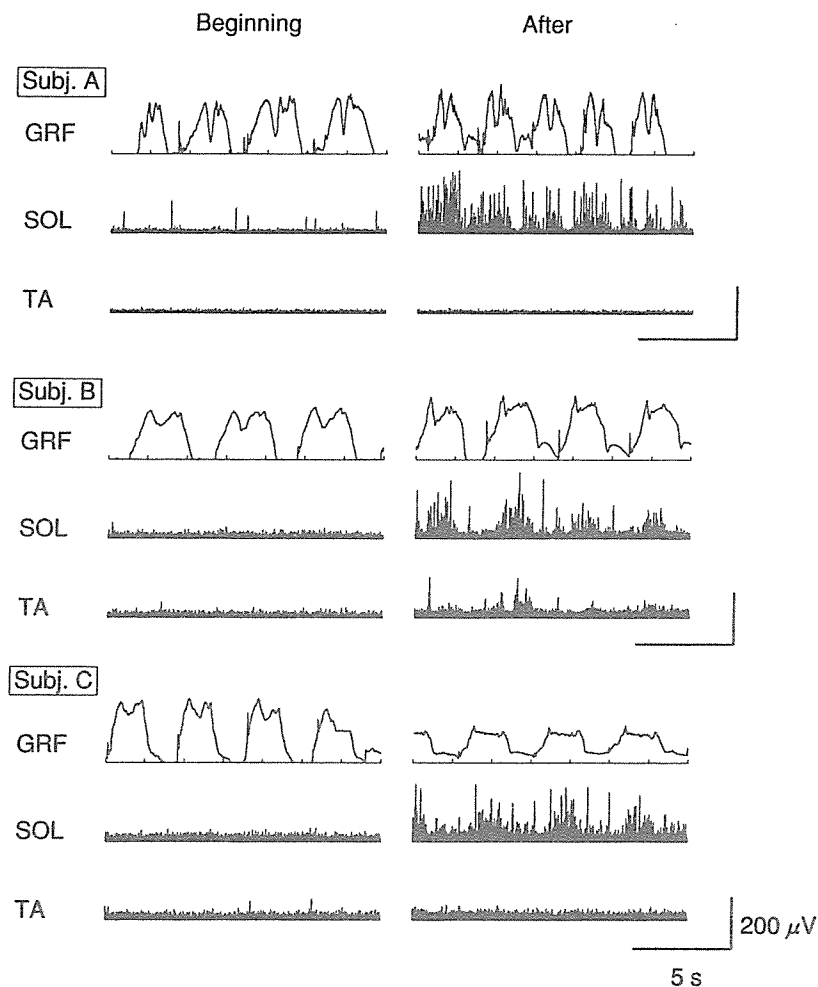


図4 装具歩行トレーニング前後の歩行時筋電図の比較  
SOL：ヒラメ筋，TA：前脛骨筋，GRF：床反力。

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、脊髄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髄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) Gilge 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

脊椎脊髄ジャーナル

VOL. 17 NO. 11 別刷

2004年11月25日発行

三輪書店

## 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>2,19)</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

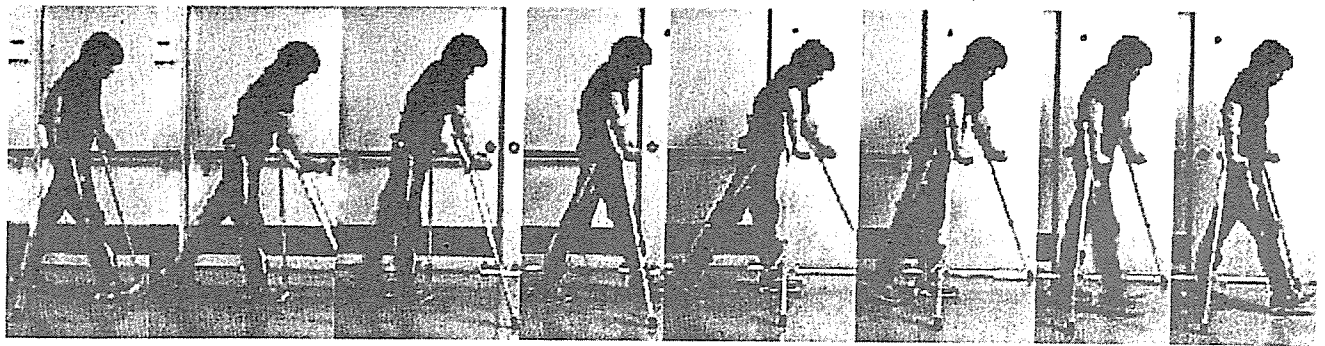


図 1 第 12 胸髄完全損傷者の装具歩行の様子

表 1 脊髄損傷者の起立保持・交互性歩行の意義<sup>18)</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

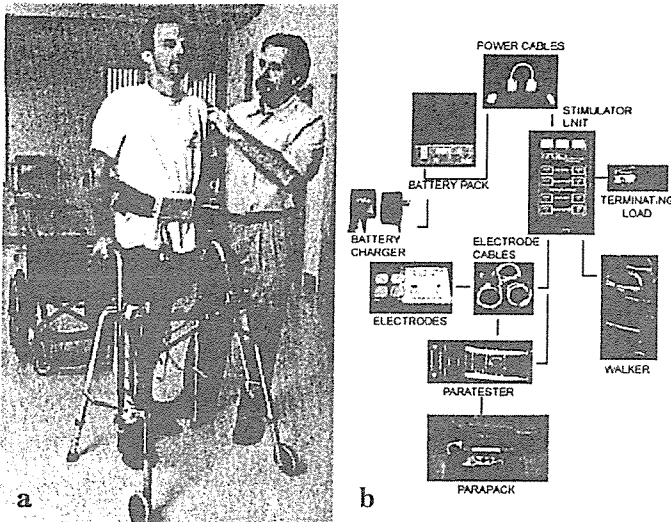


図 2 機能的電気刺激を用いた歩行支援システム (Para Step; Sibmedics 社製)

- 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>4,10)</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>16)</sup>では脊損者の歩行中のエネルギー消費が健常者の約 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

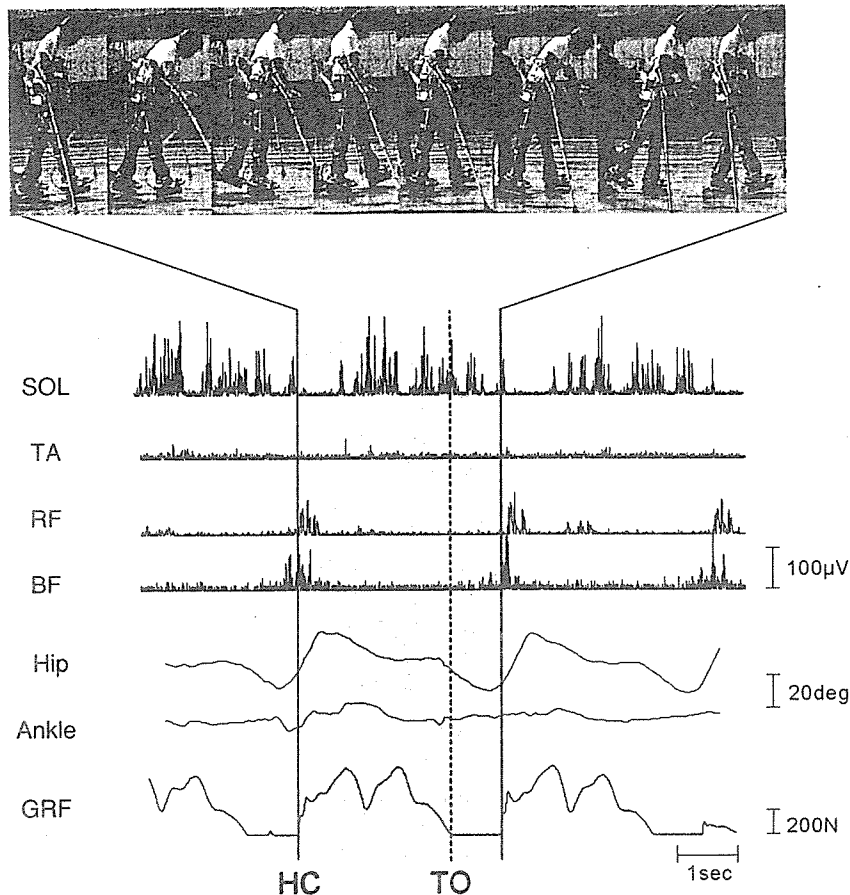


図3 脊髄損傷者の装具歩行中に認められる麻痺下肢の周期的筋活動  
 SOL：ヒラメ筋，TA：前脛骨筋，RF：大腿直筋，BF：大腿二頭筋，Hip：  
 股関節角度，Ankle：足関節角度，GRF：床反力，HC：立脚期開始（踵接地），  
 TO：遊脚期開始（爪先離地）。

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(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

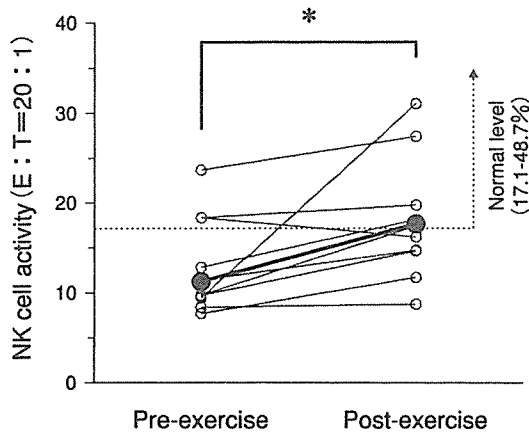


図4 20分間の装具歩行運動前後のNK細胞活性の変化<sup>21)</sup>

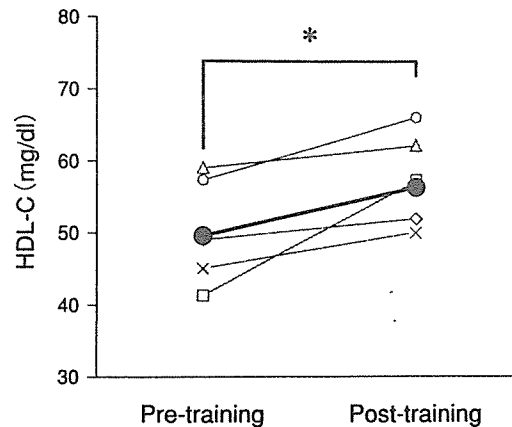


図5 3カ月の装具歩行訓練に伴うHDLコレステロール値の変化

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>3)</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>8)</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



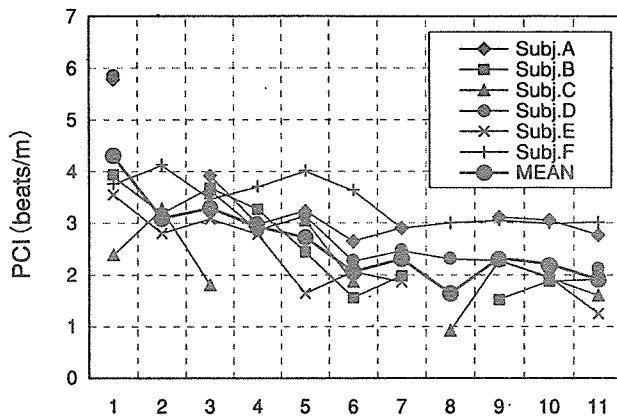
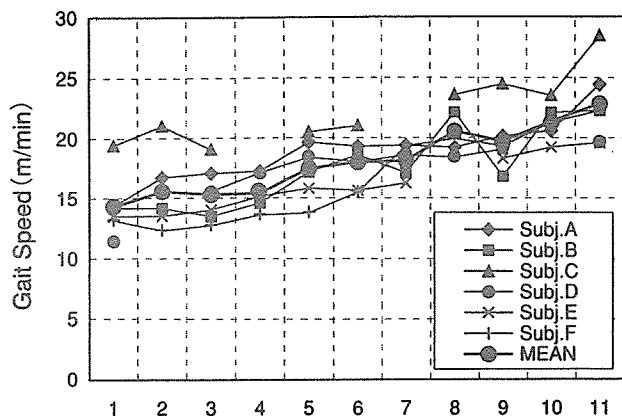


図 6 装具歩行訓練経過に伴う歩行速度 (左), PCI (右) の変化

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が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>6)</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>9)</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。

### より実際的な問題

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際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えていくことにする。

#### 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

表 2 胸髄完全損傷者の装具歩行中の速度, 平均心拍数, 定常状態酸素摂取量, エネルギー消費量, エネルギーコスト

	Lesion level	Grade of ASIA	Gait Speed (m/min)	HR (beat/min)	VO2 (ml/kg)	E consmp. (J/kg/sec)	E cost (J/kg/m)
A	T12	B	19.29	135.5	20.24	6.81	21.18
B	T12	A	20.06	99.2	16.01	5.39	16.12
C	T12	A	32.58	114.3	17.63	5.93	10.93
D	T12	A	27.22	140.2	14.91	5.02	11.06
E	T11	A	21.55	129.5	15.62	5.26	14.63
F	T10	A	19.99	132.5	24.20	8.14	24.44
G	T10	A	18.35	131.5	15.41	5.19	16.95
H	T8	A	11.64	110.1	16.75	5.64	29.05
I	T7	A	15.58	163.0	15.19	5.11	19.67
J	T6	A	17.09	143.7	24.83	8.35	29.33
K	T5	B	14.69	166.4	21.14	7.11	29.06
			19.8	133.2	18.4	6.2	20.2
			5.8	20.5	3.7	1.2	7.0

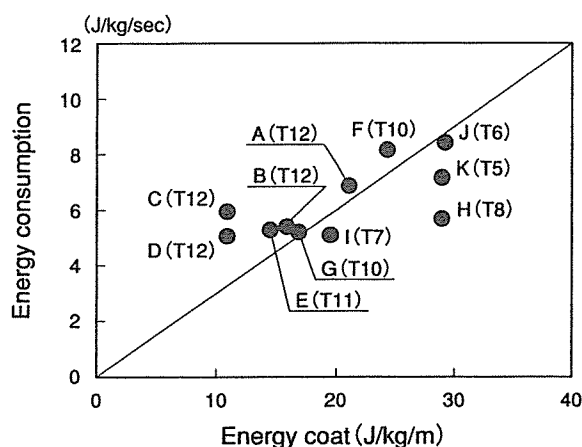


図 7 損傷高位別にみた装具歩行中のエネルギー消費量とエネルギーコストの関連  
各プロットと原点を結ぶ直線の傾きが歩行速度を反映している。

度, PCI を比較すると, 歩行速度は開始時の 140~170%に増加し, PCI は 50~60%に減少することがわかる。これらの変化は訓練によって装具歩行動作が獲得された結果, 歩行中の運動効率, さらには呼吸循環機能が改善されたことを反映しているものと考えられる。とはいえ訓練初期は身体的負担度, とりわけ上肢に懸かる負担が大きく, 数分の歩行訓練で疲労困憊に至るケースがほとんどである。この点は, 受傷後のリハビリテーション過程における装具歩行実施を妨げる原因ともなるが, 数カ月の訓練を経ることで, 身体機能の維持・向上に適した運動強度での歩行が可能になる

ことを考え合わせると, 初期の身体的負担をあらかじめ認識したうえで, 中長期的な装具歩行訓練を行うことも身体機能の維持・向上のためには大きな意義を持つものと考えられる。

表 2 には 10 週以上の装具歩行トレーニングを経た胸髄完全損傷者 11 名 (T5-12) の歩行中の心拍数, 酸素摂取量, エネルギー消費量およびエネルギーコストを示す。装具歩行中のエネルギーコストは, 健常者の歩行中の値 (2~3 J/kg/m) と比較すると著しく高い値を示したが, 酸素摂取量, 心拍数から推察される運動強度は有酸素性作業能の向上に資する適正な範囲にあるものと考えられた。

## ② 損傷高位の違いによる装具歩行中の身体的負担度の変化

図 7 は表 2 のうち, 横軸に歩行中の運動効率を反映するエネルギーコスト, 縦軸にエネルギー消費量を取り, 各被験者の値をプロットしたものである。原点からおのおののプロットへの直線は歩行速度を反映し, 傾きが大きいほど歩行速度が速いことを示す。高位損傷者のプロットがグラフの右側に分布していることから明らかなように, 損傷部位が高位に及ぶほど, 装具歩行中のエネルギーコストが悪く, 歩行速度が遅いことがわかる。リハビリテーション現場でもすでに経験的に理解されているように, 装具歩行では損傷高位によっ

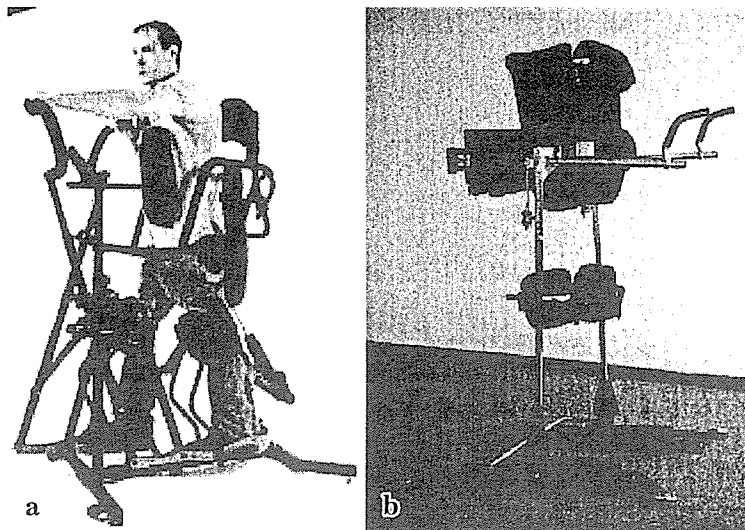


図 8 比較的簡便に立位歩行運動を実現できる装置  
 a : EasyStand 6000 Glider (Altimate Medical 社のホームページ <http://www.altimatemedical.com/>より).  
 b : Parapodium (Singlevision 社のホームページ <http://www.singlevision.co.uk/concept.htm>より).

て歩行運動の実現可否が左右される。まして、頸髄損傷者では装具歩行の実現が困難であることから、この点は装具歩行の限界と言えよう。

ただし、立位歩行運動の必要性は、むしろ障害による身体機能への影響が深刻な高位損傷者ほど高い場合も考えられることから、頸損者を含む高位損傷者であっても立位歩行訓練を可能にするならんらかの方策が求められる。

### ③ 装具歩行に代わる立位訓練

前項までに記したように装具歩行は習熟までに一定期間の訓練を要し、さらには頸損者や胸髄高位の損傷者では装具歩行の実現が困難であることから、立位歩行訓練の対象となるべき脊髄損傷者の総数に占める装具歩行の実施率はきわめて低くならざるをえない。

現在では比較的簡便に立位歩行運動を実現する装置がすでに開発されている。図 8 a の装置はアメリカの EasyStand という製品で、その名の通り脊髄損傷者であっても容易に立位姿勢を保持した状態で、上肢によるレバー操作によって脚の交互動作が可能である。当センター病院ではこの装置を用いた立位歩行運動の利点に注目し、すでに脊髄損傷後のリハビリテーションにおける運動療法

で活用している。胸髄損傷者はもとより、運動麻痺が上肢に及ぶ頸髄損傷者であっても立位姿勢保持下での脚のダイナミックな運動が可能であることから、装具歩行が困難な高位損傷者であってもすでに述べたような効果が得られるものと期待される。実際にこのような運動が脊髄損傷者の身体機能維持・向上にどの程度貢献するのかについては、現在研究を進めているところである。

EasyStand は身体の移動を伴わないが、図 8 b の Parapodium という装置は左右への身体重心の移動と上肢のレバー操作によって歩行に近い運動を実現するための装置である。この装置による運動は装具歩行ほど長期の訓練と技術を必要せず、かつ遊具的な要素も兼ね備える利点も持ち合わせている。

## おわりに

適切な強度での立位歩行運動が実現可能であれば、脊髄損傷後の身体機能に対して立位歩行運動の実施がきわめて高い効果を持つことは明らかである。しかし現状では、脊髄完全損傷者の立位歩行運動を実現するため方策が限られ、装具歩行や機能的電気刺激を用いた歩行訓練では運動効率の

悪さ、装具や装置の煩雑さなどの問題が十分な歩行運動の効果を得るうえでの制約となっている。したがって、より多くの脊髄損傷者の立位運動の実現と、それに伴う脊髄損傷者の積極的な健康維持・増進を実現するためには、科学的裏付けを得るための実証的研究、医療従事者と患者双方の立位運動の効果に対する認識の定着はもとより、有効な運動強度を実現するための装置の開発なども、きわめて重要となるものと考えられる。

## 文 献

- 1) de Bruin ED, Frey-Rindova P, Herzog RE, et al : Changes of tibia bone properties after spinal cord injury : effects of early intervention. *Arch Phys Med Rehabil* 80 : 214-220, 1990
- 2) Frey-Rindova P, de Bruin ED, Stussi E, et al : Bone mineral density in upper and lower extremities during 12 months after spinal cord injury measured by peripheral quantitative computed tomography. *Spinal Cord* 38 : 26-32, 2000
- 3) Giannantoni A, Di Stasi SM, Scivoletto G, et al : Urodynamics in spinal cord injured patients walking with reciprocating gait orthosis. *J Urol* 164 : 115-117, 2000
- 4) Hirokawa S, Grimm M, Le T, et al : Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electric stimulation on the thigh muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 71 : 687-694, 1990
- 5) Hopman MTE, Nommensen E, van Asten WNJ, et al : Properties of the venous vascular system in the lower extremities of individuals with paraplegia. *Paraplegia* 32 : 810-816, 1994
- 6) Janssen TW, van Oers CA, Rozendaal EP, et al : Changes in physical strain and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc* 28 : 551-559, 1996
- 7) Kawashima N, Nakazawa K, Akai M : Muscle oxygenation of the paralyzed lower limb in spinal cord injured persons. (Submitted)
- 8) Kawashima N, Nakazawa K, Ishii N, et al : Potential impact of orthotic gait exercise on natural killer cell activities in thoracic level of spinal cord-injured patients. *Spinal Cord* 42 : 420-424, 2004
- 9) Kjaer M, Dela F, Sorensen FB, et al : Fatty acid kinetics and carbohydrate metabolism during electrical exercise in spinal cord-injured humans. *Am J Physiol Regul Integr Comp Physiol* 281 : R 1492-1498, 2001
- 10) Klose KJ, Jacobs PL, Broton JG, et al : Evaluation of a training program for persons with SCI paraplegia using the Parastep I ambulation system : part 1. Ambulation performance and anthropometric measures. *Arch Phys Med Rehabil* 78 : 789-793, 1997
- 11) Kojima N, Nakazawa N, Yamamoto S, et al : Effects of limb loading on the lower-limb electromyographic activity during orthotic locomotion in a paraplegic patient. *Neurosci Lett* 274 : 211-213, 1999
- 12) Nakajima A, Honda S : Physical and social condition of rehabilitated spinal cord injury patients in Japan : a long-term review. *Paraplegia* 26 : 165-176, 1988
- 13) 中澤公孝, 赤居正美 : 脊髄損傷と歩行の可能性. *臨床リハ* 11 : 193-203, 2002
- 14) Nakazawa K, Kakihana W, Kawashima N, et al : Induction of locomotor-like EMG activity in paraplegic persons by orthotic gait training. *Exp Brain Res* 157 : 117-123, 2004
- 15) Nash MS, Bilsker MS, Kearney HM, et al : Effects of electrically-stimulated exercise and passive motion on echocardiographically-derived wall motion and cardiodynamic function in tetraplegic persons. *Paraplegia* 33 : 80-89, 1995
- 16) Nene AV, Hermens HJ, Zilvold G : Paraplegic locomotion : a review. *Spinal Cord* 34 : 507-524, 1996
- 17) Olive JL, McCully KK, Dudley GA : Blood flow response in individuals with incomplete spinal cord injuries. *Spinal Cord* 40 : 639-645, 2002
- 18) 住田幹男 : いま, なぜ脊髄損傷者の歩行か. *臨床リハ* 11 : 187-192, 2002
- 19) Szollar SM, Martin EM, Sartoris DJ, et al : Bone mineral density and indexes of bone metabolism in spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil* 77 : 28-35, 1998
- 20) Washburn RA, Figoni SF : High density lipoprotein cholesterol in individuals with spinal cord injury : The potential role of physical activity. *Spinal Cord* 37 : 685-695, 1999