

of orthotic gait should be lowered. Then, the users also need to make an appropriate level of physical intensity to promote their aerobic capacity with walking.

The weight-bearing control (WBC) orthosis was based on the concept to allow more dynamic reciprocal gait pattern for patients, especially those who could not swing their leg voluntarily.<sup>10-12</sup> This orthosis has a reciprocal guide assistance and movable foot plates, which facilitate leg swing and make a clearance between the foot's sole and the floor, respectively. We hypothesized that the special devices equipped with the WBC orthosis would enable thoracic level of paraplegic patients to walk easily with less effort. To ascertain this hypothesis, energy consumption and cost of walking with WBC orthosis were evaluated and compared with other types of orthoses in previous reports.

## Methods

### Subjects

Four traumatic spinal cord injury patients who satisfied the following criteria were selected: (1) age < 30 years, (2) with a thoracic level injury and (3) postinjury time of > 6 months. All of them were male, ages ranging from 21 to 28 years (mean 24.5 years). One subject had an incomplete spinal cord injury grade B according to the ASIA scale at a T12 level, other subjects had complete injuries grade A with lesion levels varying from T8 to T12 (details are listed in Table 1). None of the subjects had any symptoms related to cardiopulmonary function. Subjects gave their informed consent to the experimental procedure. Each subject had completed a standard rehabilitation program, which included muscle strengthening, taking the orthosis on and off, balancing in a standing position, after which, they had practiced the gait training with the WBC orthosis. After this training program, each subject could perform the orthotic gait smoothly and was able to walk continuously at least for 20 min.

### WBC orthosis

This device was developed for thoracic level of paraplegic patients to walk independently with less effort. It aims to take appropriate physical intensity considering the following major needs: a rigid frame that supports the user's body weight, a special hip joint device that reciprocally propels each leg forward, a gas-powered foot device that varies the sole thickness of the

device for foot/floor clearance, and a control system of the orthosis.

### Experiment procedure

The cardiorespiratory parameter at rest and during walking was measured continuously with a telemetric device (K4 Cosmed, Italy). This device consists of a transmitting unit, a face mask to sample expired gas, a heart rate (HR) chest strip, a battery and a receiving unit. The experimental procedure was: 5 min at rest in the sitting position, 20 min of continuous walking at the most comfortable speed on a field. During walking, data were continuously acquired and analyzed in real time. The following cardiorespiratory parameters were acquired: oxygen uptake ( $V_{O_2}$ ) and HR. Walking speed in the steady state during walking was also recorded. The measurements were conducted at 3 months after the onset of training. After the experiments, the energy consumption and walking energy cost were calculated. The terms adopted were those of Nane and Patrick<sup>3</sup> and calculations performed according to their protocol:

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

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

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

## Results

All subjects could walk continuously without exhaustion and stumbling throughout the walking session for 20 min. They did not take a break except for the time of direction converting. The total distance traveled in 20 min was  $269 \pm 32 \text{ m}$ . The average walking speed with WBC was  $19 \pm 2.58 \text{ m/min}$ .

Table 2 shows the cardiorespiratory responses at rest and during orthotic gait. During walking, cardiorespiratory parameters clearly showed a significant increase compared with resting rate. The steady-state value of the

Table 1 Characteristics of the patients

Subject	Age (years)	Weight (kg)	Lesion level	Grade of ASIA	Duration of paraplegia (months)
1	21	46	T12	B	32
2	27	60	T10	A	10
3	22	68	T12	A	8
4	28	63	T8	A	12

Table 2 Cardiorespiratory response ( $V_{O_2}$  and HR) at rest and in steady state during exercise

Subject	$V_{O_2}$ (ml/kg)		HR (beat/min)	
	Rest	Exercise	Rest	Exercise
1	4.57	18.05	96.0	145.1
2	6.11	14.20	93.4	157.3
3	6.76	14.67	104.4	132.9
4	8.84	17.39	84.6	154.0
Mean	6.57	16.08	97.9	147.3
SD	1.77	1.93	5.7	10.94

$V_{O_2}$  was ranged from 14.20 to 18.05 ml/kg (average value =  $16.08 \pm 1.93$  ml/kg), and HR was 132.9–157.3 b/min (average value =  $147.3 \pm 10.94$  b/min).

Table 3 shows the energy consumption and energy cost. The energy consumption during walking was about three times greater than during rest (rest versus exercise:  $1.99 \pm 0.40$  versus  $5.41 \pm 0.65$  J/kg/s). The average value of the energy cost during walking was  $17.12 \pm 0.72$  J/kg/m.

Table 4 summarized the value of the energy consumption, energy cost and walking speed in previous reports using reciprocating gait orthosis, that is, HGO, RGO and ARG0. While the energy consumption during walking with WBC was slightly larger than that in previous report (median value =  $4.37$  J/kg/s), the energy cost tended to be better than the value of previous reports (present versus previous: 17.12 versus 21.16 J/kg/m).

## Discussion

The present results show that the energy cost during walking with WBC was better than the values given in previous reports of conventional orthoses, such as HGO, RGO and ARG0 for thoracic level of paraplegic patients (Table 4). In the following discussion,

our results of energy consumption and cost will be compared with previous reports. Then, the feasibility of the walking with WBC as the rehabilitation alternatives for thoracic level of paraplegic patients will be discussed.

Since the pioneering study by Gordon and Vanderwalde,<sup>1</sup> many researchers have reported extremely higher energy requirements of orthotic gait.<sup>2–7</sup> Although paraplegic patients with high thoracic level lesions found it difficult to achieve orthotic gait in the early stages of researches,<sup>13</sup> later improvement enabled them to walk independently and reciprocally.<sup>4,5,14</sup> However, the high energy cost is still the major reason for the limitation of the orthotic use.<sup>4,5</sup> As Waters *et al*<sup>15</sup> pointed out, there was a high correlation between the lower extremity muscle scores and the energy cost of the orthotic walking. Actually, considerable effort of their upper limb and trunk above the paralysis is required to accomplish walking for thoracic level of paraplegic patients.<sup>3,7</sup> This loss of the energy expenditure prevents the achievement of aerobic condition during orthotic gait. To promote general health for paraplegic patients, it is necessary to facilitate aerobic condition. In this vein, the decrement of the energy cost is the primary problem.

WBC was designed on the concept of allowing more dynamic reciprocal gait pattern for patients, especially those who could not swing their leg voluntarily.<sup>10–12</sup> Figure 1 shows the relation between the energy consumption and energy cost in each previous investigation.<sup>3–5,7,14,16–18</sup> Since the walking speed was delivered to divide the energy consumption by the energy cost, the slope of line from zero to each plot reflects the walking speed of each orthosis. This figure clearly shows that the WBC enables paraplegic patients to walk at relatively higher speed than other reports under almost relatively lower energy cost. It is considered that the special devices equipped with WBC would lead to the improvement of energy cost. As mentioned above, it needs both of lower energy cost and adequate energy consumption to acquire an aerobic conditioning. To this end, those on the upper and left side of the figure can be

Table 3 Energy consumption, energy cost and speed during walking

Subject	Energy consumption (J/kg/s)		Energy cost (J/kg/m)	Gait speed (m/min)
	Rest	Exercise		
1	1.54	6.07	16.56	22
2	2.16	4.78	17.91	16
3	2.27	4.94	16.45	18
4	2.83	5.85	17.55	20
Mean	1.99	5.41	17.12	19
SD	0.40	0.65	0.72	2.58

Table 4 Energy consumption and energy cost with different orthoses in previous studies and our present study. All values are expressed as an average

Series	Number of subjects	Energy consumption (J/kg/s)	Energy cost (J/kg/m)	Walking speed (m/min)	Level and aid
Nene (1989)	10	3.10	14.48	12.84	T4–T9 Parawaker
Nene (1990)	5	2.59	11.22	13.8	T4–T7 Parawaker
Hirokawa (1990)	6	4.18	21.00	12.48	T1–T10 RGO
Winchester (1993)	4	4.37	19.44	13.5	T5–T10 RGO
Bernardi (1995)	10	4.30	20.00	12.78	T4–12 RGO
Felici (1997)	6	8.26	32.30	15.34	T5–L1 RGO, ARG0
Massucci (1997)	6	4.64	29.00	9.6	T3–T12 ARG0
Merati (2000)	6	4.64	24.87	11.2	T3–T11 RGO
Present study	4	5.41	17.12	19	T8–12 WBC

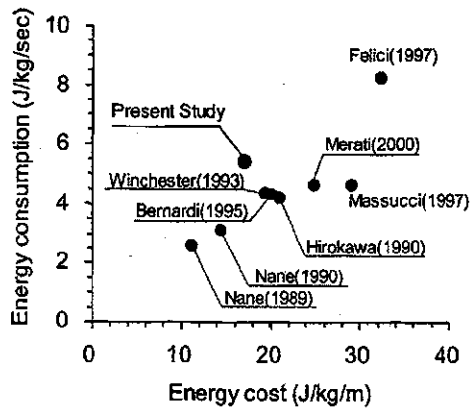


Figure 1 The relation between the energy consumption and cost in each investigations

considered as having suitable physical intensity for patients.

It is well known that paraplegic patients have significantly reduced  $\dot{V}O_2$  peak values as a consequence of the reduction in the daily activity levels.<sup>19</sup> In addition, the isolation of the upright standing and walking should lead to various secondary disorders, for example, the decrement of the bone mineral density<sup>20,21</sup> and malfunction of the peripheral circulation in paralyzed areas.<sup>22</sup> Although there is little agreement of the effect on the above point, there is no doubt that some purposeful effects should be offered by orthotic gait. Previous studies have demonstrated that orthotic gait provides some benefits to the physical functions for paraplegic patients, such as the improvement of the urodynamics<sup>3</sup> and digestive functions.<sup>9</sup> Therefore, paraplegic patients should make efforts to facilitate their own physical activities in daily life, not only with wheelchair but also walking. Today, the benefits of walking exercise for paraplegic patients are well recognized. However, there are several obstacles in achieving locomotion for paraplegic patients. As we have mentioned, conventional gait orthoses require a very high energy expenditure that usually leads to exhaustion in a few minutes of walking.

In this study, we investigated the energy expenditure and energy cost during orthotic walking with WBC, and showed that paraplegic patients could walk at relatively higher speed and lower energy cost compared with the conventional orthoses. Using WBC, all of our subjects could walk more than 20 min without exhaustion at the end of their training period. Further, the physical intensity presumed by the cardiorespiratory responses was considered to be suited to promote their general health. It is therefore concluded that the WBC orthosis could be an effective alternative in rehabilitation for thoracic level of paraplegic patients to promote their health conditions. In further investigation, a more direct approach, such as the clinical or physiological evaluation, will be needed to clarify

the effectiveness of the orthotic gait for paraplegic patients.

## References

- Gordon EE, Vanderwalde H. Energy requirements in paraplegic ambulation. *Arch Phys Med Rehabil* 1956; **37**: 276-285.
- Chantraine A, Crielaard JM, Onkelinx A, Pirnay F. Energy expenditure of ambulation in paraplegics: effects of long term use of bracing. *Paraplegia* 1984; **22**: 173-181.
- Nene AV, Patrick JH. Energy cost of paraplegic loco-motion using the parawalker-electrical stimulation 'hybrid' orthosis. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; **71**: 116-120.
- Bernardi M et al. The efficiency of walking of paraplegic patients using a reciprocating gait orthosis. *Paraplegia* 1995; **33**: 409-415.
- Massucci M et al. Walking with the advanced reciprocating gait orthosis (ARGO) in thoracic paraplegic patients: energy expenditure and cardiorespiratory performance. *Spinal Cord* 1998; **36**: 223-227.
- Solomonow M, Baratta RV, D'Ambrosia R. Standing and walking after spinal cord injury: experience with the reciprocating gait orthosis powered by electrical muscle stimulation. *Top Spinal Cord Injury Rehabil* 2000; **5**: 29-53.
- Hirokawa S et al. Energy consumption in paraplegic ambulation using the reciprocating gait orthosis and electric stimulation on the thigh muscles. *Arch Phys Med Rehabil* 1990; **71**: 687-694.
- Giannantoni A et al. Urodynamics in spinal cord injured patients walking with reciprocating gait orthosis. *J Urol* 2000; **164**: 115-117.
- 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.
- Yano H. *Weight bearing control orthosis for paraplegics*. Organized Session, 33rd Annual Scientific Meeting International Medical Society of Paraplegia: Monograph, 1994, pp 1-16.
- Yano H et al. *The rhythm and amplitude of the EMG activities of paralyzed muscle groups using a new style of walking orthosis for paraplegia*. The eighth World Congress of the International Rehabilitation Medicine Association, International Proceedings Division, 1997, pp 1457-1463.
- Yano H et al. A new concept of dynamic orthosis for paraplegia: the weight bearing control (WBC) orthosis. *Prosthet Orthot Int* 1997; **21**: 222-228.
- Miller NE, Merritt JE, Merkel KD, Westbrook PR. Paraplegic energy expenditure during negotiation of architectural barriers. *Arch Phys Med Rehabil* 1984; **65**: 778-779.
- Felici F et al. Rehabilitation of walking for paraplegic patients by means of a treadmill. *Spinal cord* 1997; **35**: 383-385.
- Waters RL, Adkins RH, Yakura JS, Vigil D. Prediction of ambulatory performance based on motor scores derived from standards of the American Spinal Injury Association. *Arch Phys Med Rehabil* 1994; **75**: 756-760.
- Winchester PK et al. A comparison of paraplegic gait performance using two types of reciprocating gait orthoses. *Prosthet Orthot Int* 1993; **17**: 101-106.

- 17 Nane AV, Patrick JH. Energy cost of paraplegic locomotion with the ORLAU ParaWalker. *Paraplegia* 1989; **27**: 5-18.
- 18 Merati G et al. Paraplegic adaptation to assisted-walking: energy expenditure during wheelchair versus orthosis use. *Spinal Cord* 2000; **38**: 37-44.
- 19 Janssen TW et al. Changes in physical strain and physical capacity in men with spinal cord injuries. *Med Sci Sports Exerc* 1996; **28**: 551-559.
- 20 Frey-Rindova P 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* 2000; **38**: 26-32.
- 21 Szollar SM et al. Bone mineral density and indexes of bone metabolism in spinal cord injury. *Am J Phys Med Rehabil* 1998; **77**: 28-35.
- 22 van Beekvelt MCP, van Asten WNJC, Hopman MTE. The effect of electrical stimulation on leg muscle pump activity in spinal cord-injured and able-bodied individuals. *Eur J Appl Physiol* 2000; **82**: 510-516.

## 脊髄損傷者の装具歩行における膝関節屈曲-伸展動作付与の試み

河島 則天<sup>1</sup> 太田 裕治<sup>2</sup> 谷崎 雅志<sup>3</sup>

中澤 公孝<sup>1</sup> 赤居 正美<sup>1</sup>

キーワード：脊髄損傷者，装具歩行，麻痺筋活動

### 抄録

脊髄損傷者用の交互歩行装具 (Advanced Reciprocating Gait Orthosis: ARGO) に膝関節屈曲-伸展動作を実現するための動力機構を装備した。第12胸髄完全損傷者による試歩を行ったところ、通常のARGO使用時の歩行速度、股関節運動を減ずることなく歩行遊脚期における膝関節動作が実現され、この動作に伴って膝関節の動作に関与する下肢麻痺筋の活動電位の振幅・位相に変化が認められた。本研究の結果は、脊髄損傷者の装具歩行における膝関節動作の実現が、麻痺筋およびそれを支配する脊髄運動ニューロンの活動励起による神経生理学的な効果を生ずる可能性を示唆するものであった。

### 1. はじめに

脊髄損傷に伴う運動機能障害は必然的に日常生活における活動量を著しく低下させ、健康面に様々な弊害をもたらす。運動・感覚麻痺、自律神経反射異常等による直接的な影響も深刻であるばかりか、合併症や二次障害を含めるとその範囲には限りがない<sup>1)</sup>。しかし、二次障害の多くは適切なリハビリテーションの実施、日常的な身体活動の確保によって未然に抑止できる可能性を有している。

我々はこれまで、脊髄完全損傷者の装具歩行中に、麻痺状態にある下肢の筋群に歩行周期に同調した筋活動(以下、歩行様筋活動)が生じることを報告してきた<sup>2)</sup>。この歩行様筋活動は、立位歩行によって生じる関節や筋、腱の固有受容器、あるいは足底の圧受容器等からの種々の求心性神経情報が脊髄運動ニューロンの活動を喚起することによって、反射性に発現するものと考えられる<sup>3)</sup>。このような歩行運動に伴う麻痺筋の収縮や麻痺領域への物理的刺激(mechanical stress)は、脊髄

2002年12月13日受付

Novel approach providing the knee flexion-extension movement in the orthotic gait for paraplegic patients

- 1) 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  
Motor dysfunction division, Research Institute, National Rehabilitation Center for the Disabled  
4-1 Namiki, Tokorozawa-shi, Saitama, 359-8555 Japan  
Noritaka KAWASHIMA (研究職), Kimitaka NAKAZAWA (研究職), Masami AKAI (医師)
- 2) お茶の水女子大学生活科学部  
Yuji OHTA (研究職)
- 3) 芝浦工業大学大学院工学研究科  
Masashi TANIZAKI (大学院生)

損傷後の身体機能低下の抑止に貢献する可能性が高いことから、装具を用いた歩行トレーニングは高いリハビリテーション的価値を有するものと考えられる<sup>8)</sup>。

今回、我々は脊髄損傷者用の交互歩行装具 (Advanced Reciprocating Gait Orthosis: ARGO) の膝関節部に動力機構を装備し、歩行遊脚期における膝関節屈曲-伸展動作の実現を試みた。装具歩行では通常、伸展位で固定されている膝関節の動的運動が実現されれば、周囲の筋や関節から脊髄への求心性神経情報にも変化が生じることが予想されるため、上記の歩行様筋活動も変化を示すものと仮定した。実際に、ARGOによる装具歩行に熟練した脊髄損傷者に、試作した装具による歩行を行わせたところ、興味深い所見を得たので報告する。本報では、脊髄損傷者の装具歩行における歩行遊脚期の膝関節屈曲-伸展動作の実現効果を、麻痺領域に認められる歩行様筋活動の変化の観点から検討することに主眼を置いた。

## 2. 研究方法

### 2-1 被験者

本研究の主旨を理解し、研究参加への同意を得た第12胸髄完全損傷者1名(24歳、受傷後23カ

月経過)を対象とした。被験者は受傷後5カ月目から18カ月間にわたって、ARGOを用いた歩行トレーニングを継続的に実施しており、装具歩行に熟練した者であった。

### 2-2 装具の改良

ARGOおよび試作した膝関節屈曲-伸展機構の概観を図1に示す。リニアアクチュエータ(DCモータとボールネジの組み合わせ、電源：充電電池、約14V)の駆動により遊脚期に膝関節屈曲-伸展動作を実現(屈曲角最大約70°)、立脚期には通常型と同様、ロック機構を利用した伸展位保持の動作様式を採った。動力機構による膝関節屈曲-伸展動作は、ロフトランド杖のグリップ部に設置した赤外線リモコンによって使用者本人が操作した。以降、改良型ARGO(Improved ARGO)、通常型ARGO(Normal ARGO)と表記する。

### 2-3 データの計測

通常型ARGO、改良型ARGO両装具による実験室内の自己快適速度での歩行を実施した。歩行中の下肢麻痺筋における筋活動電位を、ヒラメ筋(SOL)、内側腓腹筋(MGAS)、前脛骨筋(TA)、

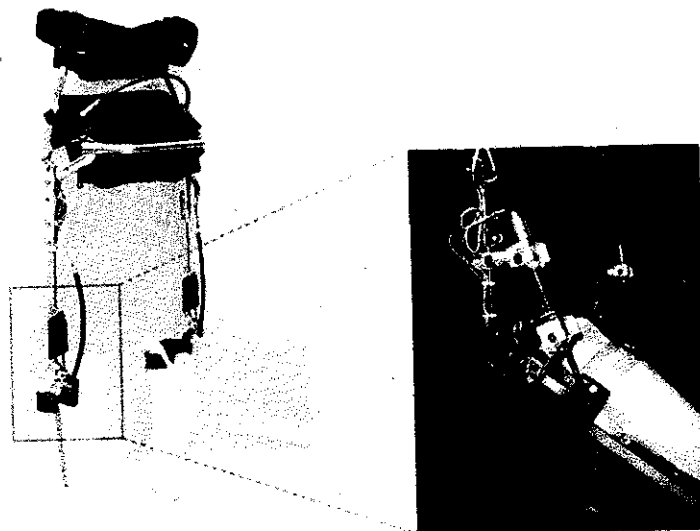


図1 左：交互歩行装具ARGO (Advanced Reciprocating Gait Orthosis)、右：ARGOの膝関節部に装備した動力機構

大腿直筋 (RF), 大腿二頭筋 (BF) の各筋より双極誘導法により導出, 生体アンプ (The Bagnoli-8 EMG System, DELSYS, USA 製) を介して得られたデータを A/D 変換器を通して記録周波数 600 Hz でコンピュータに保存した。

身体各部位に貼付したマーカーの 3 次元座標データを VICON 370 System (Oxford matrix 製) により取得, さらに床面に埋め込まれた 3 分力床反力計 (Kistler 社製) 上を歩行することにより, 床反力を記録周波数 60 Hz にてコンピュータに保存した。

#### 2-4 データの解析

各筋から導出した筋電信号は整流・積分処理の後, 遊脚期, 立脚期それぞれの平均振幅値によって定量した。歩行中の床反力は立脚期における着踵直後, 離地直前にピークを示すことから, 各々の時点のピーク値によって定量した。また, 股関節動作は最大角度変位, 屈曲時の平均角速度によって定量した。これらの変数について, 改良型, 通常型 ARGO 双方の装具歩行時の差異を対応のある t 検定を用いて検討した。本研究では危険率 5% をもって有意とした。

#### 3. 結果

図 2 に通常型, 改良型 ARGO による歩行の様子を示す。改良型 ARGO を用いた歩行では, 遊脚期に膝関節の屈曲-伸展動作 (膝関節可動域:  $31.78 \pm 1.92 \text{ deg}$ , 伸展角速度:  $152.36 \pm 1.48 \text{ deg/s}$ , 屈曲角速度:  $204.37 \pm 6.24 \text{ deg/s}$ ) が実現された。

図 3 には, 関節角度, 筋活動電位, 床反力の 5 試行分の加算平均波形を示す。歩行中の股・足関節の動作, 床反力には装具間の顕著な差異は認められず, いずれの装具を用いた場合にも前脛骨筋を除く各筋に歩行周期に同調した筋活動 (歩行様筋活動) が発現した。

図 4 には, 両装具による歩行中の床反力ピーク値, 股関節最大角度変位および平均屈曲角速度を示した。いずれの変数についても装具間で有意な差異は認められなかった。

図 5 には, 両装具による歩行中の遊脚期, 立脚期における各筋の平均活動振幅を示した。遊脚期における大腿直筋, 立脚期における内側腓腹筋に, 膝屈曲-伸展動作に伴う活動振幅の有意な増加が認められた ( $p < 0.05$ )。

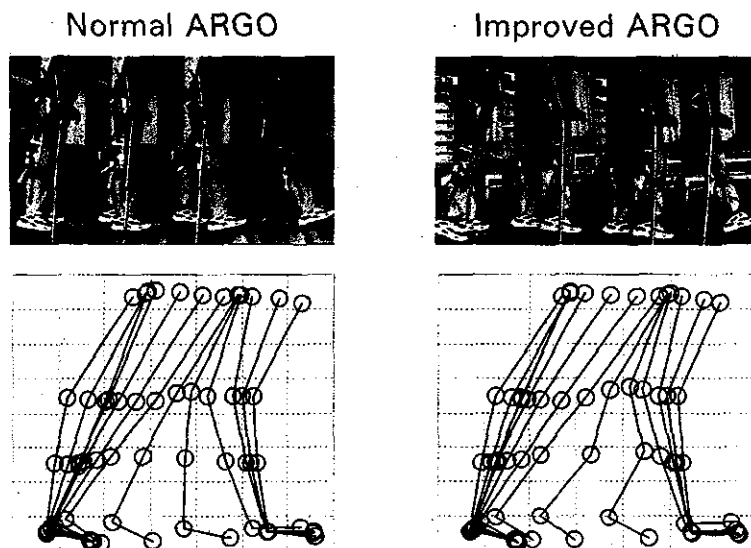


図 2 通常型 ARGO (左), 改良型 ARGO (右) による歩行の様子  
改良型 ARGO では遊脚期に膝関節屈曲-伸展動作を実現。

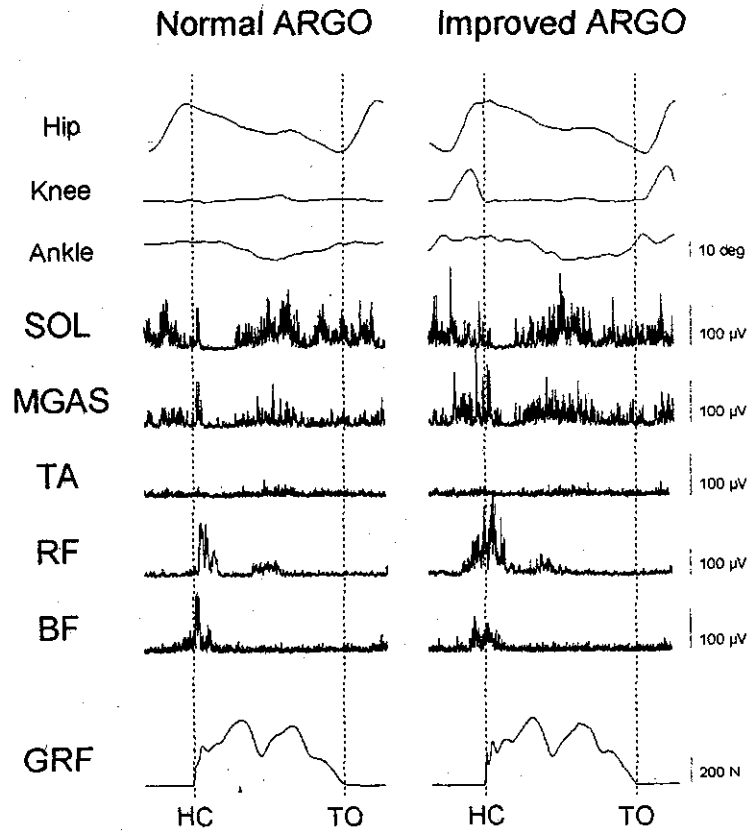


図3 通常型 ARGO (左), 改良型 ARGO (右) による歩行中の関節角度変位, 麻痺下肢筋活動および床反力  
 SOL: ヒラメ筋, MGAS: 内側腓腹筋, TA: 前脛骨筋, RF: 大腿直筋, BF: 大腿二頭筋.  
 HC: 着踵時, TO: 離地時.

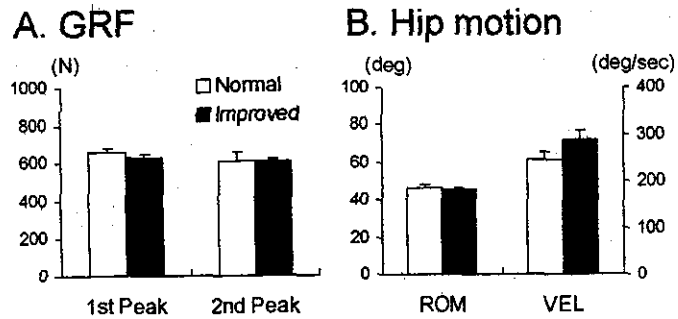


図4 通常型 ARGO, 改良型 ARGO による歩行中の床反力ピーク値 (A), および股関節動作 (B) の差異  
 ROM: 最大角度変位, VEL: 平均屈曲角速度. 両装具間で統計的有意差は認められない.



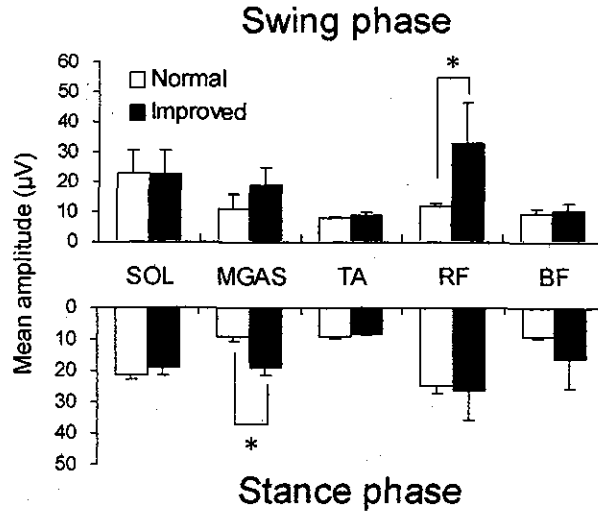


図5 通常型ARGO, 改良型ARGOによる歩行中の遊脚期(上段), 立脚期(下段)における各筋の平均活動振幅  
\*:  $p < 0.05$ .

#### 4. 考 察

本報では, ARGOの膝関節部に動力機構を装備し, 膝関節屈曲-伸展動作の実現効果を歩行様筋活動の変化の観点から検討した. 図2~4に示したように, 改良型ARGOによる歩行では通常型ARGOと同様の床反力, 股関節運動を保持しつつ, 膝関節屈曲-伸展動作が実現された. また, 麻痺下肢の歩行様筋活動は, 膝関節の動作によって筋長の変化がもたらされる大腿直筋, 腓腹筋において両装具間で異なる活動位相, 振幅を示した. 遊脚期における大腿直筋の活動は膝関節屈曲後に発現し, かつ通常型ARGOによる歩行中には発現しなかったことから, 大腿直筋の筋長変化に起因する伸張反射応答である可能性が高い. 一方, 立脚期における腓腹筋活動振幅の増加については, 足関節の動作等の諸々の要因が関与している可能性は否定できないが, 同じ足関節底屈筋であるヒラメ筋には両装具間で差異が認められなかったことを勘案すると, この変化に膝関節動作のあるなしが影響している可能性は十分に考え得る. すなわち, 膝関節動作の実現による求心性神経入力が増加し, 直後の立脚期の活動に変化を及ぼした可能性が考えられる. 両装具による歩行中の筋活動の発現機序について言及するにはさらに症例数を

重ねて検討する必要があるが, この差異を生じさせた要因が膝関節の屈曲-伸展動作の有無であることは明らかであり, 膝関節動作に伴う関節および筋・腱の固有受容器からの求心性神経入力が発現機序の一端を担うことは間違いないものと考えられる. これらの結果は, 上位中枢との神経性結合が完全に遮断された脊髄運動ニューロンでも, 装具歩行中の膝関節動作の実現に伴う求心性神経情報の変化に応じた興奮性調節が行われ, その結果, 麻痺筋に異なる位相, 振幅で活動電位を発現し得ることを示唆している.

脊髄損傷者の長下肢装具を用いた歩行と健常者の歩行の間の最も顕在的な差異は, 膝関節の屈曲-伸展動作の有無である. したがって, この点に関しては装具の改良上, 比較的多くの視点が注がれているようである<sup>9,11</sup>. しかしそのうちの殆どは, 床面と足底のクリアランス確保, 運動効率の改善という運動学的観点からの問題意識に基づくものであり, 膝関節動作実現の効果を神経生理学的観点から検討しようとする本研究とは立場を異にする. 歩行中の膝関節屈曲-伸展動作を神経生理学的観点から捉えると, 麻痺筋の筋長変化や関節運動による求心性神経情報の発現, さらに脊髄運動ニューロンの活動喚起等, 脊髄損傷後の身体機能低下の抑止に貢献する可能性の高い, 様々

な変化を生ずるものと考えられる。本報において認められた両装具間の歩行様筋活動の差異は、膝関節動作による求心性神経情報の変化が脊髄運動ニューロンの興奮性に変化を及ぼした可能性を示す事象であり、膝関節動作の実現によって麻痺領域の神経活動を促し得ることを示す重要な所見であった。

無重力環境に曝露された宇宙飛行士が地上への帰還後に様々な身体機能の低下を呈する事象から明らかなように、ヒトの身体は重力に抗して直立姿勢を維持するための様々な機能が備わっている。脊髄損傷者の多くは運動機能麻痺によって立位・歩行からの隔離を余儀なくされるが、このことは生来課されてきた重力負荷の喪失、とりわけ骨や筋・腱組織に対する mechanical stress の著しい減少を意味する。併せて完全損傷の場合には随意的に筋を活動させることが困難となることから、脊髄損傷後の麻痺領域の筋・骨萎縮の進行は極めて速い<sup>3,4)</sup>。これらの事実から、装具歩行によって再び麻痺領域に対する mechanical stress を課す、あるいは運動ニューロンの活動喚起によって麻痺筋に反射性筋活動を発現させることが可能であれば、脊髄損傷後の身体機能を維持する重要な方策と成り得るものと考えられる。脊髄損傷者の装具歩行は健常者の歩行動作とは若干異なる動作形態を持つが、装具歩行に伴って生じる脊髄への求心性神経情報は健常歩行のそれとかなりの部分で類似するものと考えられる。本報における膝関節動作付与の試みは動作力学的にも、神経生理学的にも健常者の歩行への近似を可能にする試みであり、脊髄損傷者の装具歩行トレーニングに新たな展開をもたらす可能性を示唆している。

## 5. 結語

本研究で認められた両装具における麻痺下肢の歩行様筋活動の差異は、膝関節屈曲-伸展動作の実現に伴う求心性神経情報の変化に応じて、脊髄神経回路が可変的に応答する事実を示す結果であった。また、装具歩行動作の変化が麻痺領域の神経活動に変化をもたらす事実は、装具の適切な改良によって脊髄損傷者の麻痺領域への神経生理学的な効果を生ずる可能性を示唆するものであり、装具の改良に新たな視座を与えるものと考えられる。

本研究は平成14年度厚生労働科学研究費補助金(障害保健福祉総合研究事業, H14-障害-017)の助成により行われた。

## 文 献

- 1) Lazar, R. B. 編(岩崎祐三ほか訳): 脊髄損傷のリハビリテーション 神経リハビリテーション, 113-132, 医学書院, 2001
- 2) Noreau, L. et al.: Secondary impairments after spinal cord injury, *Am. J. Phys. Med. Rehabil.*, 79: 526-535, 2000
- 3) Frey-Rindova, P. 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
- 4) Lotta, S. et al.: Morphometric and neurophysiological analysis of skeletal muscle in paraplegic patients with traumatic cord lesion, *Paraplegia*, 29: 247-252, 1991
- 5) 中澤公孝: ヒト脊髄の歩行発生能力とその可塑性, *バイオメカニクス研究*, 3: 295-200, 1999
- 6) Kojima, N. 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
- 7) 河島則天ほか: 脊髄損傷者の麻痺下肢に生じる歩行様筋活動の適応変化, 第14回生体生理工学シンポジウム論文集, 265-266, 2002
- 8) 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
- 9) Gharooni, S. et al.: A new hybrid spring brake orthosis for controlling hip and knee flexion in the swing phase, *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.*, 9: 106-107, 2000
- 10) Greene, P.J., Granat, M.H.: The effects of knee and ankle flexion on ground clearance in paraplegic gait, *Clin. Biomechan.*, 15: 536-540, 2000
- 11) Belforte, G. et al.: Pneumatic active gait orthosis, *Mechatronics*, 11: 301-323, 2001

## DEVELOPMENT OF A POWERED GAIT ORTHOSIS FOR SPINAL CORD INJURY PATIENTS

Ohta Y\*, Kawashima N\*\*, Nakazawa K\*\*

\*Ochanomizu University, Tokyo, Japan, \*\*National Rehabilitation Center for the Disabled, Tokorozawa, Japan

### Introduction

Various kinds of orthopaedic devices have been developed to assist walking and keeping stance of spinal cord injury (SCI) patients up to now. Actually, these gait devices aren't necessarily used in their daily lives. One of the reasons is the restricted mechanical freedom of the device: the knee joints of the devices are fixed at extension position in case of falling down. This makes the gait difficult due to less foot-floor clearance. At every step, a user lifts one leg first, then he/she has to twist his/her upper body to swing the leg forward. Another reason is power: few devices have power sources. The gaits also become difficult because SCI patients cannot swing their legs voluntarily. The gait speed and the length of one step are reduced without power assisting. With these two major drawbacks, current orthoses require great effort for walk. Several development research studies have been conducted to reduce it and to help them walk farther. In this study, we developed new assistive devices for knee and hip joint rotation and evaluated them with the SCI patients.

### Methods

Figure 1 shows the schematic diagram of the assistive knee device we developed. A linear motion actuator was mounted at the back of the knee joint of Advanced Reciprocating Gait Orthosis (ARGO). The actuator consists of a low-inertia DC motor (3042, Faulhaber, German) and a ball screw (Kuroda Precision Industries Ltd., Japan). The stroke length of the linear actuation and the maximum knee rotational angle were set at 15 cm and 70 degree, respectively. As shown, the mechanism is compact and its weight is 0.8 kg. Figure 2 shows the mechanism of the motor-driven hip joint. We developed a linear actuator by combining a DC motor (3557, Faulhaber, German) and a rack-and-pinion gear (EP150, Asahi Seiko Co. Ltd., Japan), and mounted it at the hip joint of ARGO. The weight is 1.4 kg. The actuator controls the reciprocating mechanism which is originally

provided on the orthosis and enables legs to swing forward. As power source both actuators, we used Ni-H recharge batteries featuring light weight and 1 capacity (HR-3US, 1600 mAh, Sanyo Japan). From the viewpoint of safety, adopted an infrared switch to control joint rotation in case that a user might caught by a cable and fall down. The sw is placed on an arm crutch handle pushed by a user itself along with every s We measured the gaits of four male patie (T5, T8, T11, T12) with this device on, using the VICON system (Oxford Metrics (UK) at the sampling rate of 60Hz.

### Results and Discussion

Figure 3 shows the self-paced gait of 1 patient with and without the knee device. shown, the walking pattern with the dev was found to be close to healthy subject one. The walking speed with the device w about 0.4 m/s, which could be faster.

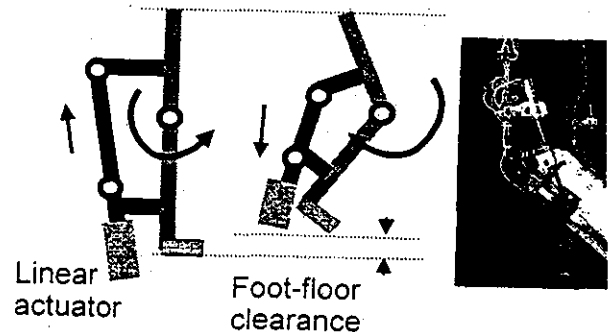
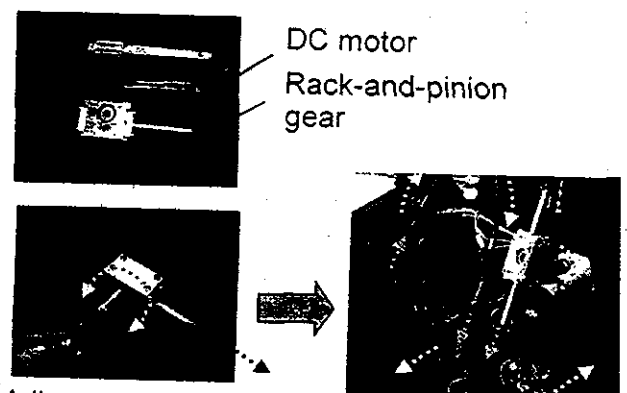


Figure 1 Mechanism of the motor-driven knee joint and its photograph at flexion.



A linear actuator developed in this study

Figure 2 Mechanism of the motor-driven hip joint power-assisted hip joint

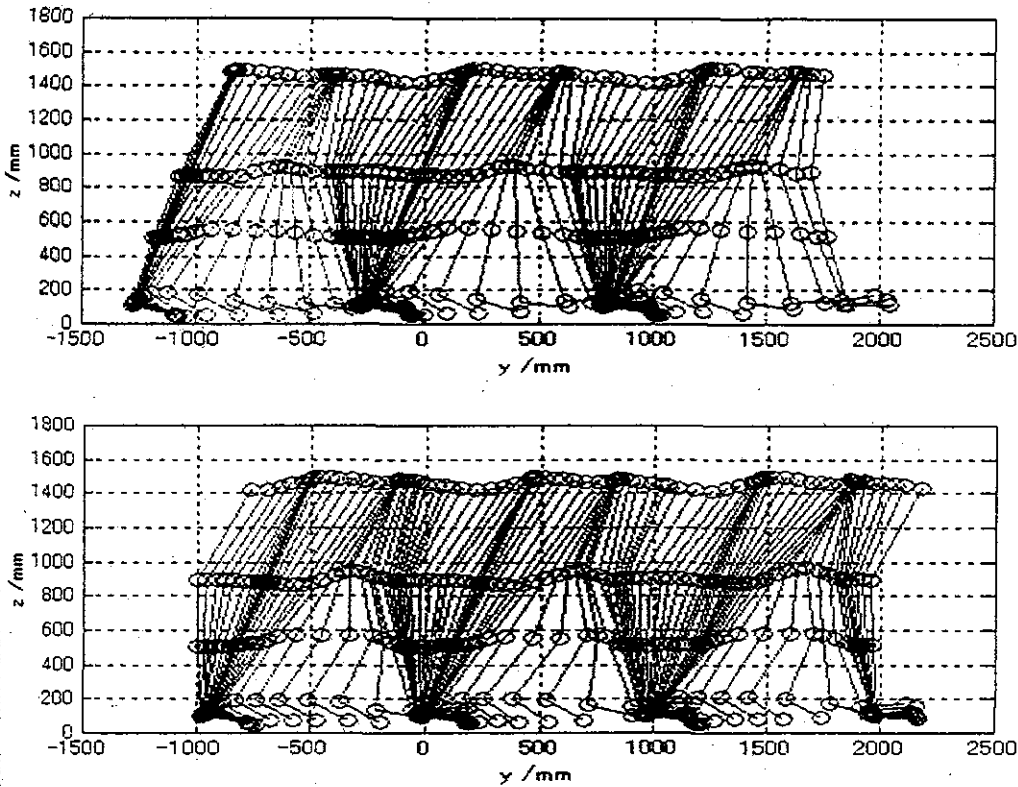


Figure 3 T12 Gait (right leg) with (lower) and without (upper) the knee device

In this study, we developed a hip & knee joint driven orthosis for SCI patients and found that it could improve the patients' gait and reduce the walking effort significantly. By using this new robotic walking device, we could expect increase of potential patients applicable for walk orthosis. That also means increase of possibility that functional centres in the injured spinal cord might be re-activated through daily locomotor

training. The knee joint rotated about 40 degree at maximum flexion. The patient expressed that the effort for walk was drastically reduced due to the device. The fully-charged battery could last for about one hour walk without exchange. Figure 4 also shows the analysis of the gaits with the hip device. A trend is shown that their walk abilities increased with power assist. At the same time, the abilities were found to greatly depend upon the lesion level. All patients expressed that the effort required for walking was reduced due to the device, which has to be proved quantitatively through future experiments.

trainings.

**References**

Marsolais.E.B. et al. J. Spinal Cord Med. 2000. 23:100-108.  
Greene.P.J., Granat.M.H. Clin. Biomech. 2000. 15:536-540.  
Colombo.G., Wirz.M., Dietz.V. Spinal Cord 2001.39:5:252-255.

**Acknowledgements:** This study was supported by Tateishi Science & Technology Foundation and Ministry of Health, Labour, and Welfare (Health and Labour Sciences Research grants).

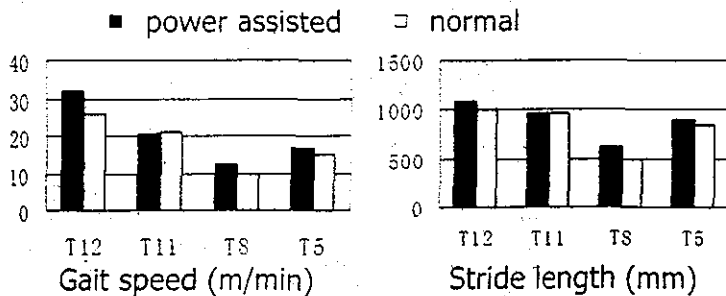


Figure 4 Gait analysis with/without the hip device

## 脊髄損傷者の装具歩行時における上肢負荷

Study on the load at upper limb of paraplegic patients during gait with orthosis

○ 山口裕子, 矢野裕美, 吉田ももこ, 河島則天\*, 中澤公孝\*, 太田裕治  
お茶の水女子大学人間文化研究科, \*国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所  
Yuko Yamaguchi, Hiromi Yano, Momoko Yoshida,

\*Noritaka Kawashima, \*Kimitaka Nakazawa, and Yuji Ohta  
Graduate School of Humanities and Sciences, Ochanomizu University  
\*Research Institute of National Rehabilitation Center for the Disabled

### 1. はじめに

脊髄損傷とは脊髄の断裂により断裂部位以下の神経機能が喪失するものである。脊髄損傷者は一般的に車椅子で移動するが、歩行により筋萎縮や骨粗鬆症の予防、呼吸循環機能の維持、免疫の活性化、消化機能の改善等の意義があり、さらに心理状態にも大きな影響を及ぼすことが考えられている。このため様々な脊髄損傷者用歩行補助装具が開発されてきた。その中で本研究に用いたARGO (Advanced Reciprocating Gait Orthosis)は、股関節の屈伸運動のみ遊動でレシプロ機構を備えた装具であり、対麻痺患者の歩行装具の代表的なものとしてされている。装具歩行の際、バランス維持の為に常に両杖で体幹部を支持しバランスを保つ必要があり、さらに歩行時には下肢を振出さなくてはならないので上肢の筋負担が大きく、未だ日常的に長時間継続して使用することは難しい。

### 2. 目的

本研究では脊髄損傷者のARGO歩行時における上肢負担を計測することとした。また、よりよい歩き方の提案とより歩きやすく改良するためのアイデアを得ることを目的とする。

### 3. 実験

脊髄損傷者4名(第5・8・11・12胸髄損傷、以下胸髄をTで示す)がARGOを装着し両手に杖を持った状態で約6m区間の歩行を計測した。被験者及び杖先に計18個の反射式マーカを張り付け、歩行を3次元動作解析装置VICONを用いて計測した。マーカを7台のCCDカメラで撮影し3次元座標化すると同時に、6枚のフォースプレートより床反力データを採取するシステムである。Fig.1に示すように、杖先にかかる力と上肢負荷を同等と考え杖先の床反力を計測した。また床と杖との角度も計測した。

### 4. 結果

杖にかかる成分別床反力とyz平面・xz平面の杖と床の角度をFig.2, 3に示す。1ストライド間に床反力z成分は2峰性を示すことがわかった。2峰性の理由として、第1峰が身体を垂直に保とうとする制動力、第2峰は身体を前方へ移動するための推進力として考えられる。このことは、Fig.3(T12)では床反力y成分が負から正へ(矢印)、Fig.2(T8)のケースでは常に負の力しか働いていなかった。T12損傷者では床反力の第2峰でyz平面の杖の角度が90度を越え推進力が作用するということがわかったが、T8損傷者では基本的には越えないことがわかった。なおxz

平面における杖の角度変化より、T8損傷者では上体の左右の振れが大きく、その制御が上肢の負担となることが予想される。

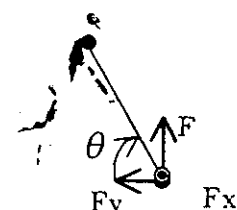


Fig.1 Walking Posture

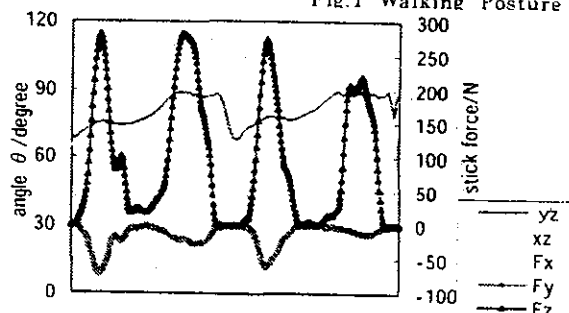


Fig.2 Stick-floor angle and stick force (T8, left stick)

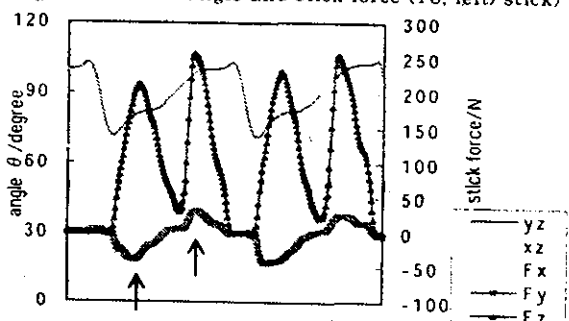


Fig.3 Stick-floor angle and stick force (T12, left stick)

### 5. まとめ

杖にかかる力は、1ストライド間に2峰性を示すことがわかった。第1峰は制動力であり、第2峰は高位損傷者の場合では基本的に制動力、低位損傷者の場合では前方移動のための推進力となっており、損傷部位により、上肢にかかる力に違いがあることがわかった。

### 参考文献

1. 矢野英雄. 脊髄損傷者のために開発した人工肢-荷重制御式歩行補助装具. Research Journal of Walking, 1, 15-30, 1997.
2. Aydin Tozeren. HUMAN BODY DYNAMICS - Classical Mechanics and Human Movement -, Springer, 117-149, 1999.

### 謝辞

本研究は平成14年度厚生労働科学研究費障害保険福祉総合研究事業により実施した。

脊髄損傷者の歩行運動の損傷部位依存性

Relationship between gait of spinal cord injury patient and the injury level

○矢野裕美, 山口裕子, 吉田ももこ, 河島則天\*, 中澤公孝\*, 太田裕治

お茶の水女子大学人間文化研究科, \*国立身体障害者リハビリテーションセンター研究所

Hiromi Yano, Yuko Yamaguchi, Momoko Yoshida, \*Noritaka Kawashima, \*Kimitaka Nakazawa, and Yuji Ohta

Graduate School of Humanities and Sciences, Ochanomizu University

\*Research Institute of National Rehabilitation Center for the Disabled

1. はじめに

脊髄損傷者は移動手段として一般に車椅子を使用する。しかし歩行動作の獲得は移動能力の確保という観点だけでなく心理的・生理的効果からも必要とされ、近年脊髄損傷者の立位歩行に関する研究開発が進んでいる。

2. 目的

脊髄損傷といっても損傷部位により身体機能に現れる麻痺などの制限も異なり、各歩行者に見合った歩行補助装具が必要である。よって本研究は、脊髄損傷者の装具歩行運動に関し、損傷部位による差異を調べることを目的とする。

3. 実験方法

脊髄損傷者4名(男, 損傷部位:T5, T8, T11, T12)を装具歩行計測の被験者とし、すでに開発した動力化装具(以下 power-assisted ARGO)を装着させ有杖歩行を行った。歩行区間は約6mである。歩行計測は5回ずつ行った。被験者及び杖先に18個のマーカを貼り付け7台のCCDカメラで撮影し、VICON370に基づき3次元画像解析することで歩行動作の計測を行った(Fig. 1)。また、無動力装具(normal ARGO)による歩行を比較対象とした。

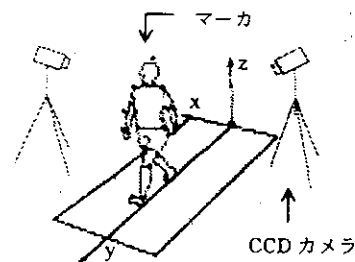


Fig. 1 Schematic diagram of gait measurement by VICON system

4. 結果

(1) 歩行速度

損傷が最も低位のT12の被験者で最も速く32.2m/minであった。しかし損傷が高位になるにつれ歩行速度は低下する傾向がみられ、T5の被験者では16.9m/minだった。

(2) 頭頂の左右動揺

装具歩行時には、脚振り出しのため床面と装具足底に一定の距離をとらねばならず、上体を左右に倒しつつ歩行動作が実現される。この揺れを、頭頂に設置したマーカの左右の揺れ(Fig. 1中のX軸方向)から解析した。

その結果から、損傷部位が高位になるに従い、左右の揺れが増加することが分かった(Fig. 2)。この結果により、障害程度が重いほど揺れをコントロールする動作が困難となることが分かった。

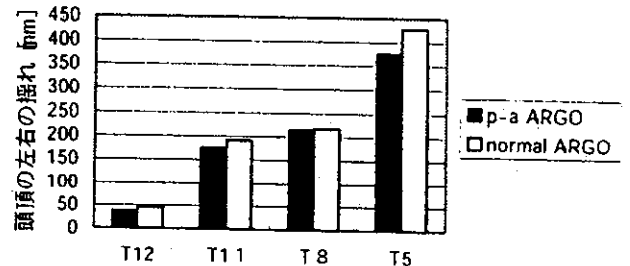


Fig. 2 Perturbation of upper body on the XY plane (3) 上半身前傾角度

上半身前傾角度は低位損傷T12, T11の被験者が最大で25°前後なのに対し、高位損傷のT5の被験者では36°と大きくなっている(Fig. 3)。これは、前進するために体をより前傾させなければならないこと、上半身の安定な支持が困難であることの影響と考えられる。

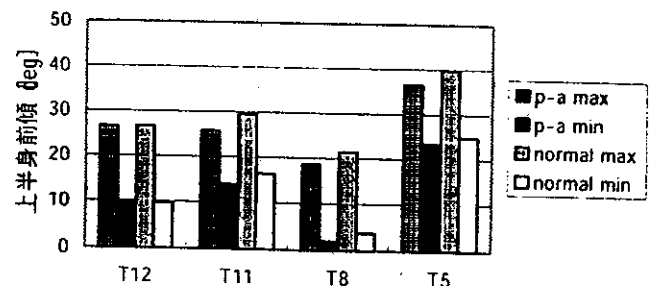


Fig. 3 Bending angle of upper body

5. まとめ

損傷が高位になるにつれ上半身の動きを多用しつつ歩行することが分かった。特にT5被験者で顕著で、歩行時の上半身への負担も増加すると考えられた。また、装具の動力化の有効性は高位損傷者で特に確認することができた。

謝辞

本研究は、平成14年度厚生労働科学研究費障害保健福祉総合研究事業により実施した。

参考文献

1. 中村隆一, 齋藤宏. 基礎運動学第5版, 医歯薬出版株式会社, 2002.
2. 江原義弘, 山本澄子. 関節モーメントによる歩行解析, 医歯薬出版株式会社, 1999.

## 脊髄損傷者の損傷高位に応じた歩行装具の開発—股関節動力補助機構の試作—

脊髄損傷者 歩行解析 ARGO

芝浦工業大学大学院・工学研究科<sup>1)</sup>  
 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<sup>2)</sup>  
 お茶の水女子大学・生活科学部<sup>3)</sup>

田口大介<sup>1)</sup>, 河島則天<sup>2)</sup>, 太田裕治<sup>3)</sup>,  
 山本紳一郎<sup>1)</sup>, 中澤公孝<sup>2)</sup>, 赤居正美<sup>2)</sup>

### 1. はじめに

脊髄を損傷すると、多くの場合、運動麻痺によって車椅子での生活を余儀なくされる。立位・歩行からの隔離は骨・筋の萎縮、さらには慢性的な身体活動レベルの低下を引き起こす。そのため、装具による立位歩行訓練は重要な位置付けを担うものと考えられる。

一方で装具歩行は実施者に高いエネルギー消費を要し、特に上肢への負担を強いることが問題点として指摘されてきた<sup>1)</sup>。筆者らは、損傷高位による残余機能の違いが歩行パフォーマンスに影響すると考え、損傷高位と交互歩行用装具 (ARGO: Advanced Reciprocating Gait Orthosis) における歩行動作の関連について検討した。その結果、損傷高位が高くなるにつれ、歩行中の運動効率が悪く、さらに、股関節動作が装具歩行の成就に大きく影響するとの結果を得た (本学会にて発表)。

そこで、本研究では、ARGO を用いた歩行において、股関節の動作に補助を施すことで装具歩行動作の改善が図られるのではないかと考え、股関節屈曲を補助する動力装置を試作し、評価した。

### 2. 動力補助の概要

ARGO は左右の股関節部を連結するヒップドライビングケーブルの作用により、左右の脚

を交互に振り出すことを可能にしている。そこで、本研究ではヒップドライビングケーブルの末端部分にモータアクチュエータを取り付け、歩行遊脚相初期の股関節屈曲動作への補助を施した (図1参照、この装具を以下、Motor assist ARGO: M-ARGO, 従来のARGOをNormal ARGO: N-ARGOと表記)。モータアクチュエータはDC—マイクロモータ、遊星ギア (ともにMINIMOTOR社) ラックアンドピニオン (旭精工株式会社) で構成され、ニッケル水素電池を電源として駆動する。杖 (ロフトランド杖) のグリップ部にスイッチが取り付けられており、赤外線リモコンにより、モーターの動作を被験者本人が制御した。

ARGO による歩行では、振り出す脚と対側の杖をつき、支持脚へ体重を乗せ、振り出す脚のクリアランスをとる動作を行う。そのため、操作し易さを考え、振り出す脚と対側の杖にスイッチを取り付けた。

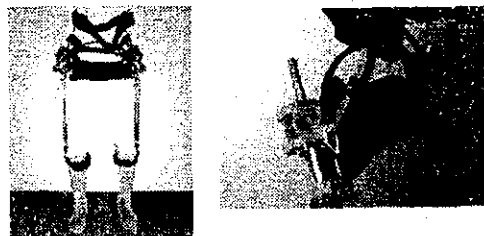


図1 装具の外観(左), モータアクチュエータ(右)

### 3. 評価実験

被験者は運動機能に完全麻痺を有する対麻痺者8名で、損傷高位はTh5~Th12であった。被験者は少なくとも一ヶ月以上の歩行訓練を行い、杖による自立歩行を獲得したものであった。歩行動作の解析には三次元動作解析装置VICON370 system (Oxford Metrix 製) を使用し、各身体部位に貼付したマーカの座標データを取得した。同時に、フォースプレートにより、床反力を測定した。M-ARGO, N-ARGO 各々について、至適速度での歩行を5試行実施した。

各装具による歩行動作は、(1) 歩行速度、(2) 股関節動作、(3) 床反力の各変数を用いて比較した。股関節動作はマーカの座標データより可動域 ROM (Range of Motion)、股関節角速度のピーク値を定量 (Hip VEL) した。また、床反力に関しては身体荷重、杖各々の積分値により定量した。

#### 4. 結果と考察

図2に損傷高位と歩行速度との関連を示した。ここでは、損傷高位を連続した数値としてグラフの横軸に示している。歩行速度は、損傷高位が高くなるにつれ、減少する傾向が認められた。この原因としては、損傷高位が高い者は、ARGO での歩行において必要な体幹の前後傾動作が困難なことが挙げられる。

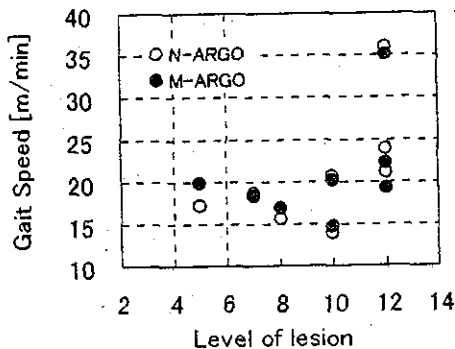


図2 両装具間における歩行速度の比較

両装具による歩行速度を比較すると、損傷高位が Th8 より高位の被験者では、動力補助による歩行速度の増加傾向が認められた一方で、損傷高位が Th10 より下位の被験者では、M-ARGO 使用時の歩行速度がむしろ減少する傾向を示した。この結果は、試作した動力補助装置が、損傷高位が高い被験者においては運動麻痺により実現できない体幹動作を補う有効な作用をもつ一方で、損傷高位が低い被験者においては、歩行動作を制限する方向に作用している可能性を示している。

表1にN-ARGO、表2にM-ARGO 各々に

よる歩行中の各変数の定量値を示す。いずれの変数とも個人間で異なる傾向を示し、上記の見解を支持する明確な結果を得ることはできなかった。

表1 各変数の定量値 (N-ARGO)

Subjects No.	Level of injury	Gait speed m/min	Hip angle ROM, deg	HipVEL deg/sec	GRF(body) N·sec/kg	GRF(stick) N·sec/kg
1	T5	17.17	39.74	126.42	1.15	0.55
2	T7	18.53	42.73	160.37	1.12	0.49
3	T8	15.63	42.59	144.32	1.28	0.47
4	T10	13.95	40.10	142.18	1.29	0.47
5	T10	20.57	46.42	155.74	1.15	0.60
6	T12	23.30	43.05	157.08	0.93	0.49
7	T12	35.91	51.31	172.25	0.90	0.34
8	T12	21.04	46.32	132.02	1.20	0.32

表2 各変数の定量値 (M-ARGO)

Subjects No.	Level of injury	Gait speed m/min	Hip angle ROM, deg	Hip VEL deg/sec	GRF(body) N·sec/kg	GRF(stick) N·sec/kg
1	T5	19.78	39.66	137.50	1.16	0.46
2	T7	18.26	42.93	148.80	0.39	0.48
3	T8	16.78	41.26	132.20	1.27	0.39
4	T10	14.62	40.66	132.89	1.24	0.53
5	T10	20.05	46.98	156.51	1.26	0.55
6	T12	22.20	39.57	133.78	0.92	0.51
7	T12	35.03	50.99	164.46	0.98	0.36
8	T12	19.12	41.48	131.28	1.28	0.38

#### 5. まとめ

本研究で試作した装置は、股関節の動作を動力で直接補助することにより、装具歩行動作を改善しようとするものであった。今回行った評価実験の結果は、損傷高位が高い被験者においては歩行動作に改善傾向が認められた一方で、体幹筋群に麻痺のない被験者では歩行動作を制限する方向に作用する可能性を提示した。これは異なる損傷高位を有する脊損者に対して、一様に動力補助を施すことが必ずしも効果的ではないことを示唆しており、損傷高位に応じて適切な動力補助を施すことが必要であることが考えられる。また、動力補助装置は試作段階であることから、操作性、機能性共に十分ではなく、今後の改良過程では損傷高位との関連を考慮しながら適切な装置を製作していく必要がある。

#### 参考文献

- 1) A V Nene, HJ Hermens and G Zilvold Paraplegic locomotion : a review Spinal Cord (1996) 34, 507-524



## <下肢装具・脊髄損傷>

II-2-25

### 脊髄損傷者の残余機能と装具歩行パフォーマンスの関連

脊髄損傷者 装具歩行 エネルギーコスト

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<sup>1)</sup>

お茶の水女子大学・生活科学部<sup>2)</sup>

芝浦工業大学大学院・工学研究科<sup>3)</sup>

河島則天<sup>1)</sup>、太田裕治<sup>2)</sup>、田口大介<sup>3)</sup>

中澤公孝<sup>1)</sup>、赤居正美<sup>1)</sup>

#### I 緒言

脊髄損傷者では損傷脊髄の高位が脳に近いほど麻痺に陥る部位が広範に及ぶ。長下肢装具を用いた歩行リハビリテーションは脊髄損傷後の身体諸機能の低下を抑止する目的でしばしば行われるが、どの損傷高位を持つ脊髄損傷者がその範疇に含まれるかについては明確な指針がない。

そこで、本研究では異なる損傷高位を有する脊髄損傷者の長下肢装具による歩行中の代謝計測と動作解析を実施し、脊髄損傷後の残余機能と装具歩行パフォーマンスの関連について検討することを目的とした。

装具歩行の成就と残余機能の関連が明確にされれば、リハビリテーションにおける装具歩行の処方や装具の改良に有益な情報を提供するものと考えられる。

#### II 方法

対象は外傷性胸髄損傷による完全対麻痺者8名(Th5~Th12)であった。いずれの被験者も交互歩行装具(ARGO: Advanced

Reciprocating Gait Orthosis)による1ヶ月間の歩行トレーニングを経験し、ロフトランド杖による自立歩行を獲得した。

まず、歩行中の運動強度、エネルギーコストを評価する目的で、携帯型代謝測定装置(K4, Cosmed製)を用いて20分間の自己快適速度による装具歩行中の呼気ガス計測を実施した。呼気ガスはリアルタイムで分析され、酸素摂取量、二酸化炭素排泄量等の換気パラメータを15秒間隔で得た。同時にテレメトリ心拍計にて心拍数を記録した。実験後、歩行中の定常状態酸素摂取量と歩行速度から下記の算出式により装具歩行運動中のエネルギーコストを得た。

$$\begin{aligned} \text{Energy cost (J/kg/m)} \\ &= \frac{\text{Ambulatory min } \dot{V}O_2 \text{ (ml/min)}}{\text{Speed (m/min)} \times 60} \times K \\ K &= 20.19 \text{ J/ml (1ml } O_2 = 4.825 \text{ cal and 1cal} = 4.184 \text{ J)} \end{aligned}$$

別の日に実験室内での装具歩行を実施し、VICON370 System (Oxford Metrix製)を用いた三次元動作解析により、装具歩行の動作力学的特性を評価した。分析に用いた変数は以下の通り。①股関節角度変位、②股関節屈曲角速度、③身体および④杖の床反力合成成分(垂直、前後、左右)の積分値。

解析方法：損傷高位と歩行中のエネルギーコストとの関連、および歩行動作に関する各変数間の関連をピアソンの積率相関係数を用いて検討した。

#### III 結果

被験者8名の平均歩行速度は18.39±2.33 m/minであった。20分の装具歩行中、ほとんどの被験者は長い休息なしに歩行を継続す



図1 第12胸髄完全損傷者の装具歩行

ることが可能であったが、比較的高位 (Th5,6) を損傷している被験者2名は途中で腕の疲労感を訴えたため、休息を挟みながら運動を続けた。図2に損傷高位と歩行時のエネルギーコストの関連を示した。両変数

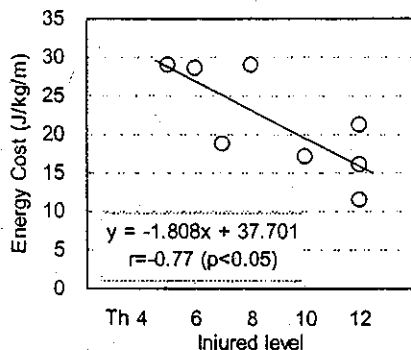


図2 損傷高位とエネルギーコストの関連

間には有意な負の相関が認められ、損傷高位が高いほど歩行動作に要するエネルギーコストが高い(悪い)結果を示した。

表1に本研究で計測した各変数の相関係数を示す。歩行速度とエネルギーコスト、さらには両変数と股関節動作の間に有意な相関が認められ、効率的な装具歩行動作の遂行には股関節動作が大きく貢献している可能性が示唆された。

表1 相関マトリックス

	①	②	③	④	⑤	⑥
Gait speed	1					
Energy cost	-0.73	1				
Hip_ROM	0.84	-0.84	1			
Hip_VEL	0.71	-0.54	0.68	1		
GRF_Body	-0.66	0.30	-0.23	-0.65	1	
GRF_Stick	-0.56	0.41	-0.49	-0.14	0.23	1

#### IV 議論

一般的に装具歩行の対象とされるのは上肢・体幹の機能が残存している胸腰髄損傷者とされるが、現状では損傷高位と装具歩行の可否に関する明確な指針は見当たらない。損傷レベルが高位になるほど運動機能の麻痺

領域が広範にわたるため、装具歩行の実現可能性もより低くなる[1]ことは容易に想像がつくが、従来型の装具を用いた比較的古い研究[2]を除いては脊髄損傷後の残余機能と装具歩行パフォーマンスの関連を検討した研究は見当たらない。

本研究で用いた交互歩行装具ARGOは、左右の股関節を連結するヒップライビングケーブルの作用により、体幹部を前後傾させることで左右の脚を交互に振り出すことを可能している。したがって、ARGOによる円滑な装具歩行動作の実現には、股関節動作を生み出すための体幹筋群の貢献が大きいものと考えられる。本研究で認めた歩行速度およびエネルギーコストと股関節動作の有意な関連は、高位損傷者における体幹筋群の麻痺が股関節動作の不十分さの原因となり、歩行速度の停滞さらには運動効率の悪化を生じたことを明確に反映しているものと考えられる。

装具歩行中の酸素摂取量、心拍数(17.6+3.44ml/kg, 139.8+20.93beat/min)から推察される運動強度は、高位損傷者であっても健康の維持・増進に寄与する適正な範囲にあるものと考えられる。しかし、リハビリテーション効果を最大限に得るためには、高位損傷者における高い身体的負担を軽減する方策をとる必要があるだろう。歩行リハビリテーションの効果は損傷高位を問うものではなく、むしろ身体諸機能の障害の程度が深刻な高位損傷者ほど立位・歩行の必要性が高い場合もあり得る。したがって運動麻痺によって実現が困難な動作を補完するような装具の改良が実現されれば脊髄損傷後のリハビリテーションに新たな展開をもたらすものと考えられる。

#### 参考文献

- [1] Nene AV et al. Spinal Cord 1996; 34: 507-524.
- [2] Waters RL et al. Arch Phys Med Rehabil. 1994; 75: 756-760.

## 受動的歩行の概念を導入した 歩行補助機械の設計に関する考察

東洋大学 ○松元明弘, 田中 聡, 秋元俊成  
お茶の水女子大学 太田裕治

### 1. はじめに

我々は学外機関と協力して、長下肢装具であるARGOをベースとした膝関節屈伸可能な歩行補助装具の開発を行っている[1]。しかし現在の所、膝関節の制御を簡素化しているためごちない歩行しか実現できていない。また、バッテリーを装着する必要があるため消費エネルギーの観点からも改善が望まれる。本報告では、歩行補助装具に取り付けたアクチュエータの制御をより滑らかでエネルギー効率のよいものにするために、受動的歩行の考えを適用しようと考えている。この観点から受動的歩行機械の解析を行い、歩行補助機械の設計に関する考察を行ったので報告する。

### 2. 受動的歩行の概念の導入

#### 2.1 受動的歩行とは

受動的歩行とは、受動的歩行とは歩行時に発生する衝突や摩擦によるエネルギー損失を重力場から回収することによって、外部からのエネルギー供給なしに歩行することである。その動きは完全に物理法則に従う。したがって、非常に自然な歩行が実現される[2]。連続的な制御をしなくてもすむのでエネルギー効率がよくなり、結果としてバッテリーが小型化できると考えた。

#### 2.2 膝関節なし受動的歩行機械の解析

受動的歩行の特性を歩行補助装具のアクチュエータの制御に生かすことで、より自然でエネルギー効率のよい制御ができると考えた。そこでその第一段階として受動的歩行機械を製作し、その歩行特性実験と歩行シミュレーションを行っている。3次元CADであるAutoCAD MDTによって膝関節なし受動的歩行機械を設計し、運動解析ソフトvisualNastranDesktop(以下VND)を用いて解析した(Fig.1)。傾斜が3°の台に対して垂直に立て、内側の脚に初期振れ角を与え股関節の角度変化を測定した。脚の初期振れ角 $\theta$ は25°, 28°, 30°の3種類でシミュレーションを行った。なお、これらのパラメータ設定は並行して行っている実機実験に合わせている。遊脚が支持脚の横を通過する際に斜面にぶつかってしまうのを避けるため斜面に踏み石をつけた。また軸の粘性摩擦係数(VNDでは回転減衰力)には実機の粘性摩擦に近い値を測定し、その値を代入した。結果をFig.2に示す。なお、膝あり受動歩行機械の解析も進めているが紙面の都合で省略する。



Fig. 1 膝なし受動的歩行機械のモデル

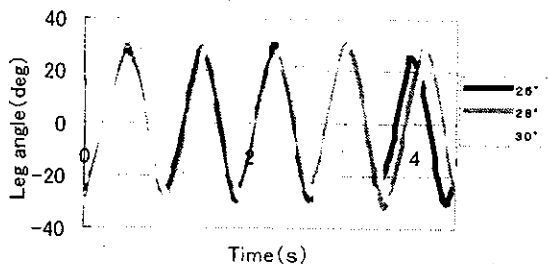


Fig. 2 関節の角度変化

#### 2.3 アクチュエータの配置問題

少し見方を変えて、Fig. 3のようにアクチュエータを、従来のような膝屈曲の場合と、腿上げの場合とを考えると、なお、図は直動

アクチュエータであるが、回転型でも構わない。両方にアクチュエータを置くことは機構・制御の複雑さと重量増加の観点から今の所考えない。次に、遊脚、すなわち体重を支えていない脚を対象とし、アクチュエータを連続的に制御するのではなく、インパルス状の入力を与えてみる。角運動量保存則を考慮すると、アクチュエータに圧縮力が一旦発生すればどちらの場合も腿が上がり膝は曲がるはずである。その後は重力場における慣性運動を行う。これを検証するために、人間の足をモデル化してこれを2.2の場合と同様にVNDを使って解析した例がFig. 4, Fig. 5である。人間のモデルは一樣でないことと、使用するアクチュエータの発生力を同一でなくてもよいので、この2つのグラフは絶対的な結果ではないことを踏まえたとしても、少なくとも一つのアクチュエータを使っただけで、足の2関節を駆動できることがわかる。

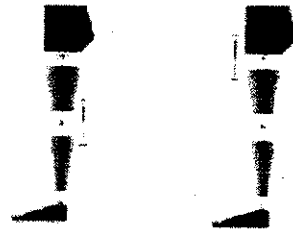


Fig. 3 アクチュエータの配置例(膝屈曲と腿上げ)

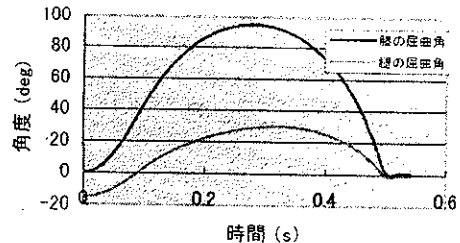


Fig. 4 膝アクチュエータの場合の角度変化

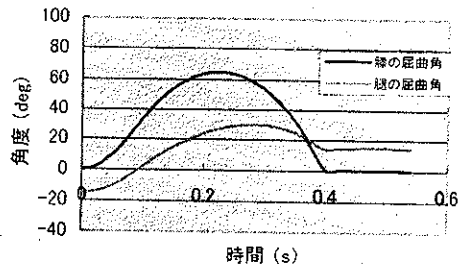


Fig. 5 腿アクチュエータの場合の角度変化

### 3. 考察

2.2の例は斜面を下る歩行であり、平面移動をさせるためにはアクチュエータが必要で、傾斜使っていた重力エネルギー相当の分を補償すればよい。2.3の説明は受動的歩行とは直接関係はないように見えるが、受動的制御と言う観点では共通しており、共にブランコを押すような自動振動を利用する考えである。能動的制御をしないので固有振動以外の運動ができないが、装置の簡素化、軽量化の点で期待できると考える。

### 4. おわりに

脊髄損傷者用歩行補助装具の動力化の設計において、受動的歩行機械の概念を導入することで、制御の簡素化と結果として軽量化が期待できることを解析した。今後はこの考えに沿って実証実験を進める。なお、実験に協力してくれた奥村 勉、中島 努の両君(本学卒論生)に感謝します。

#### 参考文献

- [1] 榎谷洋一郎, 太田裕治, 松元明弘: "脊髄損傷者用歩行補助装具の開発および計測", 2002年度精密工学会春季大会学術講演会論文集, p.650, 2002.
- [2] 大須賀公一: "受動的歩行を模範とした歩行ロボットと制御", 日本ロボット学会誌, Vol.20, No.3, pp.233-236, 2002.



## Original Article

# Potential impact of orthotic gait exercise on natural killer cell activities in thoracic level of spinal cord-injured patients

N Kawashima<sup>\*1</sup>, K Nakazawa<sup>1</sup>, N Ishii<sup>2</sup>, M Akai<sup>1</sup> and H Yano<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Rehabilitation for the Movement Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Saitama, Japan; <sup>2</sup>Department of Diagnosis and Treatment, Hospital of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Saitama, Japan

**Study design:** Prospective before–after trial.

**Objective:** To examine the changes of natural killer (NK) cell activity in response to orthotic gait exercise in thoracic level of spinal cord-injured (SCI) patients.

**Setting:** National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, Japan.

**Methods:** In all, 10 thoracic level of SCI patients (ranging Th5–Th12), who experienced orthotic gait training, participated in this study. NK cell activity at an effector:target (*E/T*) ratio (20:1) was examined in a sample of peripheral blood taken before and just after orthotic gait exercise for 20 min. On a separate day, to evaluate the physical intensity of the orthotic gait exercise, cardiorespiratory responses at rest and during exercise were measured.

**Results:** The resting value of the NK cell activity in our SCI patients was remarkably lower than that in normal subjects reported in previous studies. The NK cell activity was significantly increased through a 20 min orthotic gait exercise (pre versus post;  $12.7 \pm 5.28$  versus  $17.76 \pm 6.71$ ,  $P < 0.05$ ). The steady-state value of oxygen ( $V_{O_2}$ ) and heart rate (HR) were  $18.13 \pm 3.92$  ml/kg and  $142.53 \pm 19.84$  b/min, respectively. It was noteworthy that a patient who showed decrement of NK cell activity in response to exercise had the highest level of injury (Th5), and showed the higher energy cost of orthotic gait.

**Conclusion:** These findings suggested that the orthotic gait exercise has the potential to enhance the immune function for SCI persons, although patients with a higher level of SCI may have some difficulties.

**Sponsorship:** Mitsui Sumitomo Insurance Welfare Foundation

*Spinal Cord* (2004) 42, 420–424. doi:10.1038/sj.sc.3101625; Published online 4 May 2004

**Keywords:** natural killer cell activity; spinal cord injury; orthotic gait; secondary disorder

## Introduction

Natural killer (NK) cells have been proposed as a major factor in the first-line defense system against viral infection.<sup>1,2</sup> Previous investigations demonstrated that spinal cord injury (SCI) brings depression of the immune system including decreased NK cell activities, and also reported restoration of the immune function through the rehabilitation therapy.<sup>3</sup>

Orthotic gait training is usually prescribed for paraplegic patients with SCI in the therapeutic phase to promote their general health. On the other hand, there are several obstacles to achieving locomotion for paraplegic patients, in particular the high-energy cost of orthotic gait leads to exhaustion within a few minutes of

walking (for a review, see Nene *et al*<sup>4</sup>). Although some positive effects of orthotic gait have been reported,<sup>5</sup> it is still unclear whether the physical intensity of the orthotic gait is suitable for SCI patients to promote their health or not.

We previously examined the physiological characteristics of orthotic gait in thoracic level of SCI patients, and our findings suggested that the physical intensity during walking exercise is suitable to promote the aerobic capacity of SCI patients.<sup>6</sup> In the present study, we designed a direct approach to clarify the effect of orthotic gait exercise on the general health of SCI patients, particularly in terms of exercise-induced changes in NK cell activity. Previous investigations revealed that moderate intensity exercise can enhance NK cell activity.<sup>1,7,8</sup> Therefore, we focused on whether orthotic gait exercise in particular could enhance NK cell activity.

\*Correspondence: N Kawashima, Department of Rehabilitation for Movement Functions, Research Institute of National Rehabilitation Center for Persons with Disabilities, 4-1 Namiki, Tokorozawa, Saitama 359-8555, Japan