

척수신경손상 환자의 보행훈련 전·후의 능동적 근육제어의 변화

임현균^{1,2} · 이동철³ · 이영신⁴ · 셔우드 아더^{1,2}

충남대학교 기계설계공학과

(2003년 1월 28일 접수, 2003년 4월 23일 채택)

Voluntary Motor Control Change after Gait Training in Patients with Spinal Cord Injury

H.K. Lim^{1,2}, D.C. Lee³, Y.S. Lee⁴, A. Sherwood^{1,2,5}

¹Baylor College of Medicine, Houston, USA

²Department of Physical Medicine and Rehabilitation, VA Medical Center, TX, USA

³Department of Biomedical Engineering, Case Western Reserve University

⁴Department of Mechanical Design Engineering, Chungnam National University

(Received January 28, 2002. Accepted April 23, 2002)

요약 : 본 연구에서는 보행훈련 전후에 실시된 보행속도 측정 결과와 누운 자세에서 능동적 발목 배굴시의 근전도 활동 측정 결과를 비교하였다. 9명의 불완전 척수손상 환자들이 3개월 동안 하루 20분, 주 5회로 이루어진 체중부하 감소장치 및 트레드밀을 이용한 보행훈련 (STAT, supported treadmill ambulation training)에 참가하였다. 보행속도 실험과 능동운동 실험은 보행훈련 시작 및 종료된 시점의 동일한 날, 혹은 같은 주에 실시되었다. 환자의 능동운동시의 표면근전도 값을 측정하였고, 동일한 운동시 열명의 건강한 피실험자들로부터 측정된 근전도값을 기준으로 비교하는데 사용하였다. 하지 열곳의 근육에서 측정된 표면근전도 값은 반응벡터 (response vector)라고 명명되었고 크기 및 근육 제어 분포 패턴을 관찰하는데 사용되었다. 척수손상 환자들의 보행속도는 0.47 ± 0.35 m/s에서 0.68 ± 0.52 m/s로 유의한 증가를 보였다. 근전도 해석결과에서는 우측 발목관절 배굴시에 근전도의 증가를 보인 6인의 환자들의 값은 109.7 ± 148.5 μ V에서 145.9 ± 180.7 μ V로 증가하였으나 유의한 수준은 아니었다 ($p < 0.055$). 또한 좌측 발목의 배굴에서 측정된 근전도에서는 단 2명만이 상관계수와 근전도 증가를 보였다. 보행훈련 후의 환자들의 근육 활동의 변화는 개개인의 상태에 따라 매우 다양하게 변하였고, 보행훈련 후의 상태는 보행훈련 전의 상태에 매우 의존적임을 알 수 있었다. 정량적인 해석을 위해 새로 도입된 반응벡터의 사용은 척수손상 환자들의 보행훈련 전후에 환자의 상태를 평가, 예측, 혹은 훈련의 방향 설정시에 유용하게 사용될 수 있는 가능성을 보여주었다.

Abstract : In this study, muscle activity was measured using surface EMG (sEMG) during a voluntary maneuver (ankle dorsiflexion) in the supine position was compared pre and post gait training. Nine patients with incomplete spinal cord injury participated in a supported treadmill ambulation training (STAT), twenty minutes a day, five days a week for three months. Two tests, a gait speed test and a voluntary maneuver test, were made the same day, or at least the same week, pre and post gait training. Ten healthy subjects' data recorded using the same voluntary maneuvers were used for the reference. sEMG measured from ten lower limb muscles was used to observe the two features of amplitude and motor control distribution pattern, named response vector. The result showed that the average gait speed of patients increased significantly ($p < 0.01$) from 0.47 ± 0.35 m/s to 0.68 ± 0.52 m/s. In sEMG analysis, six out of nine patients showed a tendency to increase the right tibialis anterior activity during right ankle dorsiflexion from 109.7 ± 148.5 μ V to 145.9 ± 180.7 μ V but it was not significant ($p < 0.055$). In addition, only two patients showed increase of correlation coefficient and total muscle activity in the left side during left dorsiflexion. Patients' muscle activity changes after gait training varied individually and generally depen-

<속보논문>

통신저자 : 이영신, 충남대학교 기계설계공학과
Tel. 042-821-6644, Fax. 042-822-7366

서 론

보행은 이것에 관련된 몇몇 근육들의 적절한 조화로운 운동으로 이루어진다 [1,2]. 척수손상 (SCI) 후에 근육의 제어는 비

ded on their muscle control abilities of the pre-STAT status. Response vector being introduced for quantitative analysis showed good possibility to anticipate, evaluate, and/or guide patients with SCI, before and after gait training.

Key words : Voluntary, Motor Control SEMG Training Spinal Cord Injury

정상이 되고, 손상 부위 (level of injury)와 심각성에 따라 보행의 비정상 형태가 결정된다 [3].

SCI 환자들이 보다 나은 보행 능력을 갖게 하기 위해서 많은 재활이 수행되어지고 있다. 고전적인 개념의 재활에서는 발목을 고정시키는 보조기를 착용시켜서라도 환자의 보행능력을 향상시키는 수동적 외부적 지지를 의미하였다. 그러나 시간이 갈수록 이러한 고정 관념은 보행을 책임지고 있는 근육들을 보다 효과적이면서, 운동생리학적으로 보행에 관여될 수 있도록 하는 능동적인 방향으로 변화하고 있다. 최근에는 불완전 척수손상을 가지고 있는 개인에 있어서 보행의 운동능력을 향상시키기 위해 체중 부하 감소장치를 통한 트레드밀 보행훈련이 효과적이며 많은 가능성을 보여주고 있다 [4].

많은 연구들은 불완전 척수손상 환자들이 트레드밀을 이용해서 보행능력이 개선되었음을 보고하고 있다 [5,6]. 특히 한 예로서 Wernig 등 [4]은 1995년에 체중부하 감소장치 및 트레드밀 훈련을 통해서 훈련에 참여한 불완전 척수손상환자의 75%가 다시 독립보행을 할 수 있게 되었음을 보고하고 있다.

비록 이러한 체중 부하 감소장치와 트레드밀을 이용한 보행능력의 향상 효과에 대한 연구들이 보고되고 있는 추세이지만 아직까지 신경생리학적 호전 절차는 완전히 알려져 있지 않다. 표면 근전도 (surface EMG)가 종종 사용되어 보행시의 근육 활동 측정에 사용되기도 하지만 [7], SCI 환자들의 손상 형태가 매우 다양하여 보행시에 이러한 정보를 측정하기에는 많은 어려움이 있다. 따라서 하지의 발목 배굴 (dorsiflexion)과 같은 가장 기본적인 운동시에 전경골근 (TA, tibialis anterior)이나 이에 관련된 주변의 근육활동의 변화가 보행훈련 후에 어떻게 변화하는지 정량적으로 알아볼 필요성이 대두되고 있다.

본 연구의 목적은 1) 트레드밀 보행훈련 전후의 보행속도 변화를 기준으로 달라진 하지근육제어의 차이 연구 및 2) 트레드밀 보행 훈련 후 단관절 운동시의 하지근육의 동시활동 패턴(coactivation pattern)에 대한 분석에 있다.

방 법

1. 피실험자

인체연구를 위한 지역검토위원회 (IRB, local review board)가 인준한 동의서에 서명한 아홉 명의 SCI 환자 (40.8 ± 13.9 세; 남성 8, 여성 1)가 체중 부하감소 트레드밀 훈련 (S-TAT, supported treadmill added training)에 참가하였다. 척수손상 병력은 실험참여 시점으로부터 6개월에서 48개월까지였다. 피실험자들은 정형외과적인 병력이 없으며 양쪽 하퇴삼두근 (TS, triceps surae)에서 측정되는 기립 근육 제어 능력이 3등급 이상인 사람으로 기준을 두었다. 경직 (spasticity)은 본 연구를 위해 특별히 조치하지 않았고, 실험 이전에 환자

에게 진단된 약물투여 사항을 준수하게 하였다. 심장기능이 이상한 환자, 112.5 Kg 이상의 환자, 슬개골 및 아킬레스 건반사가 전무한 환자, 욕창이나 피부 궤양이 있는 환자는 제외되었다.

2. 보행훈련 - 체중부하 감소 트레드밀 훈련 (STAT, Supported Treadmill Ambulation Training)

STAT은 12주 동안 하루 20분, 주 5일에 걸쳐 수행되었다. 훈련은 Woodway Treadmill INC에서 특별히 주문 제작된 트레드밀에서 이루어졌으며, 상체를 지지해주는 장치가 피실험자의 체중부하를 감소시켜주었다. 이 장치는 SCI 환자들의 체중부하를 감소 및 지지해준다 매우 필수적이며 환자가 제한된 근력으로 자세를 유지하기 위해서는 매우 유용한 장치이다. 이 장치는 두 접에서 하니스를 지지하도록 설계되어 걷는 동안 불필요한 회전이나 우력이 발생되지 않도록 되어있다. 최소 2명의 물리치료사들이 운동을 도왔다. 초기의 트레드밀 속도는 개인별 보행능력에 따라 달리하였고 시간에 경과함에 따라 각각의 보행 능력에 따라 속도를 달리 증가시켰다. 트레드밀은 최소 0.01 m/s에서 최대 1.141 m/s 까지 속도 변경이 가능하였다. 트레드밀에는 속도, 훈련 시간, 거리 (km 혹은 meter)가 표시되는 패널이 갖추어져 있고, 체중을 지지해주는 현가 장치에도 얼마의 몸무게를 지탱하고 있는지 표시하는 눈금을 가지고 있다. 그림 1(a)에서 사용된 장비를 보여주고 있다.

3. 보행속도 시험

보행 속도 시험은 STAT 전후에 GAITRite [8] 장비를 이용하여 실시되었다. 환자들은 시험시에 보조기나 지팡이가 필요한 경우 사용하는 것이 허용되었으며, 각각의 보행 안전성이 보장되는 한도에서 가장 빠른 보행을 하도록 요구되었다. 각각의 속도는 보행 거리를 시간으로 나누는 것으로 계산되었다. 거리 및 시간은 피실험자가 첫 번째로 GAITRite 매트 표면의 건드리는 순간부터 측정되며 마지막 접촉이 끝나는 순간 그 사이의 거리와 시간이 계산된다. 두 번의 실험이 실시되어 평균값을 취하였다 (그림 1(b)의 실험장면 참조).

4. EMG 데이터 취득

하지 근육으로부터의 근전도를 측정하기 위해 BMCA (b-rain motor control assessment, [9]) 프로토콜을 사용하였다. 표면전극을 양측 하지의 대퇴사두근, 대내전근, 슬개골근, 전경골근, 하퇴삼두근 (quadriceps, adductor, hamstrings, tibialis anterior, and triceps surae) 및 복직근과 부척추근(abdominal and paraspinal muscle)에 장착하였다. 데이터 채집율은 2000 Hz 였으며 저역 통과필터로 500 Hz, 고역 통과필터로 30 Hz 를 사용하였다. 각각의 동작은 3회씩 반복되었으며 BMCA 및 보행속도 실험은 같은 날 혹은 최소 같은 주에 실시하였다.

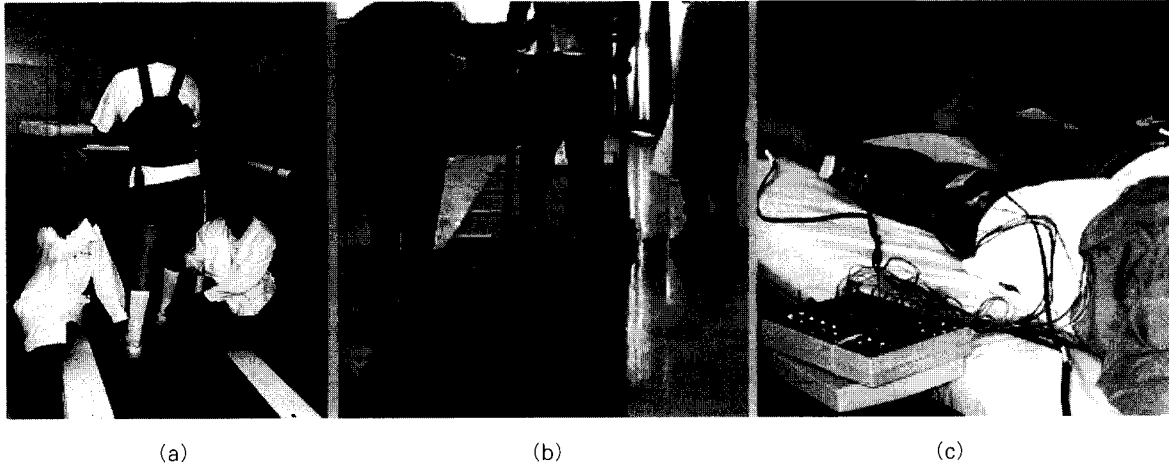


Fig. 1 Tests in the study: (a) STAT, (b) gait speed test using GAITRite, and (c) BMCA test.

BMCA 프로토콜은 누운 상태(supine)에서 측정되는 프로토콜 이어서 보행시 측정된 EMG가 아님을 다시 한번 주지시킨다. 그림 1 (c)에서 전극 및 위치센서 부착된 장면이 보여지고 있다.

5. EMG 데이터 처리 및 분석

효율적인 해석을 위해 전대역폭(full bandwidth) 데이터는 평균제곱근 (RMS, root mean square) 형태로 바꾸었다. 3회 반복된 동작은 평균화되어져 통계처리에 사용되었다. Sherwood 등은 BMCA의 안정성, 민감도 및 일관성에 대해 1997년도에 발표하였다 [10]. 본 연구에서는 10인의 정상인(36 ± 10세)으로부터 BMCA 프로토콜의 동일한 동작에서 기록한 EMG 값을 기준값으로 사용하였고 후에 환자와 비교하였다. 모든 환자 및 정상인에게 BMCA 프로토콜 전과정을 수행하게 하여 기록하였으나 본 연구에서는 단순한 운동이면서 보행시 족하수를 방지하는 중요한 역할을 하는 기능인 발목 배굴 [11] 한 가지 능동 운동을 대상으로 분석하고 정리하였다. 발목 배굴하는 동안의 주동근인 전경골근과 길항근인 하퇴삼두근을 포함한 10개의 근육 모두로부터 기록된 근전도를 분석하였다.

6. 하지근육 제어패턴

발목 배굴이 이루어지는 동안에 하지의 근육에서 이루어지는 10개의 근육 중에서 선택적 근육활동이 분석되었다. 10인의 정상인의 10개의 근육의 선택 패턴 (10 × 10 매트릭스)이 식 1로 정의되는 놈 (Norm)을 이용하여 정량화되었다. 그 다음, 각 열을 평균하여 만든 기준 매트릭스인 (1 × 10)를 원형 반응 벡터 (prototype response vector, PRV)라고 명명하였다. 이 원형 반응벡터는 보행훈련 전후에 측정된 환자의 반응벡터 (RV)와의 비교에 사용되었다.

정상인의 하지근육의 채용능력 상태가 X - Y로 이루어진 평면 위에 나타내어졌고, 환자 역시 정상인에 비교되어 표시되었다. X축은 발목 배굴시의 10개 하지 근육 반응의 합을 나타내는 축이고, Y 축은 정상인 10인과의 비교를 통한 상관계수 (correlation coefficient)로 나타내었다. STAT 이전의 점과 이후의 점은 각각 하나의 벡터를 형성하게 되는데, 각 점의 이동으로 각 벡터의 원형 반응벡터와의 상관성 및 크기 변화를

Table 1. Profile of the spinal cord injured patients

Patients	Age (year)	ASIA Score	Gender	Time since injury(month)	Level of Injury	Orthosis ¹	
						Pre-STAT	Post-STAT
1	51	D	m	9	C5	0	0
2	30	C	m	11	T12	3L	3L
3	62	D	m	10	T12	0	0
4	20	C	m	8	C6-7	3	3
5	39	D	m	19	C5	4	0
6	24	C	m	6	T4	1R	1R
7	42	D	f	6	C5-6	2	0
8	50	C	m	20	T12	4	4
9	49	C	m	12	T12	2	0

1: Scale for orthosis: Alphabet following number is indicating right and left side.

0= no KAFO, 1= one KAFO, 2=two KAFO, 3=one AFO, 4=two AFO, 5=one HKFO, 6=two HKFO

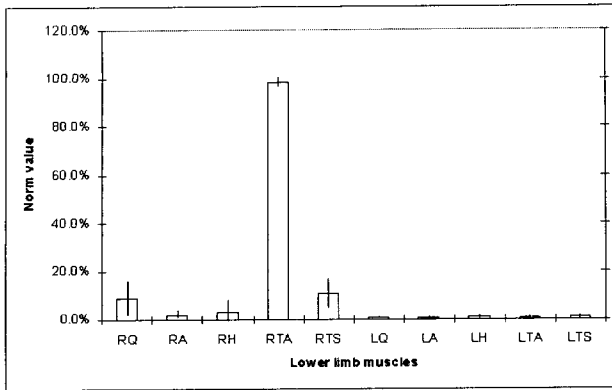


Fig. 2 Averaged R_{norm} of ten healthy subjects during right ankle dorsiflexion

알 수 있다. 식 1은 벡터 정상화 과정을 보여준다. R_i 는 각각의 EMG 채널에 씌워진 5초 구간에서의 평균화된 EMG값을 나타낸다. 그림 2는 10인의 정상인의 경우 얼마나 R_{norm} 이 안정적이지 보여주는 그림이다. 정상인의 경우 Norm을 취한 경우 TA의 변동은 2% 이내로 줄어들을 알 수 있었다.

$$R_{norm} = \frac{[R_1 R_2 R_3 R_4 R_5 R_6 R_7 R_8 R_9 R_{10}]}{\sqrt{\sum_i R_i^2}} \quad (\text{식 1})$$

Where R_1 = right quadriceps, R_2 = right adductor, R_3 = right hamstrings, R_4 = right tibialis anterior, and R_5 = right triceps surae. R_6 to R_{10} are the same muscles each in the left side.

결 과

1. 보행 속도

모든 환자들은 보행 속도에서 모두 유의 ($p < 0.01$) 한 증가를 보였다. 9명의 SCI 환자들의 평균 보행 속도는 0.47 ± 0.35 m/s에서 0.68 ± 0.52 m/s로 증가하였다 (Table 2). 이후로 사

Table 2. Gait speed changes pre and post STAT (Unit : m/s)

No	Gait speed Pre-STAT	Gait speed Post-STAT	Speed improvement
1	1.15	1.75	52.2%
2	0.87	1.23	41.4%
3	0.57	0.84	47.4%
4	0.45	0.64	42.2%
5	0.48	0.60	25.0%
6	0.15	0.29	93.3%
7	0.23	0.28	21.7%
8	0.14	0.25	78.6%
9	0.19	0.21	10.5%
AVE.	0.47	0.68	45.8%
STD.	0.35	0.52	26.6%

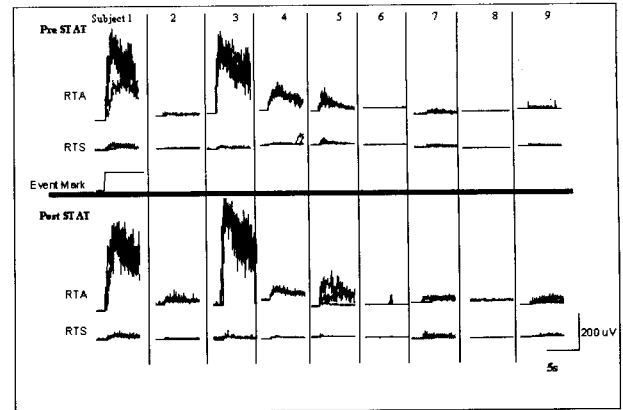


Fig. 3 Examples of EMG activities of TA and TS during the right ankle dorsiflexion: EMG activities above the solid line are from pre-STAT and activities below the solid line are from post-STAT

용되는 환자의 번호는 최종 보행시험 결과의 높은 순서대로 정해진 순서이다. 측정된 환자들의 최초 및 최종 보행 속도는 크게 두 그룹으로 나뉘어질 수 있었다. 환자의 숫자가 적으므로 두 그룹으로 나누는 것이 통계학적으로 의미는 적겠으나, 최초 보행 속도가 0.4 m/s 이상이면 0.6 m/s 이상으로 증가한 빠른 보행속도 그룹(환자 1부터 5까지)과 최초 및 최종 보행속도가 0.3 m/s 이하로 유지된 느린 보행속도 그룹(환자 6부터 9까지)으로 나뉠 수 있다. 그러나 다른 한편으로 처음 속도보다 50% 이상의 향상을 보인 환자들 (1, 6, 8)도 있었다. 가장 많은 향상을 보인 환자는 6의 경우로 처음 속도가 0.15 m/s에서 0.29 m/s로 93.3%의 향상을 보였다.

2. 근육 활동의 변화

2-1 우측 발목 배굴시의 주동근과 길항근 활동

12주에 걸친 STAT 이전과 이후의 주동근과 길항근 활동을

Table 3. Integrated muscle activity of tibialis anterior (TA) and triceps surae (TS) during right ankle dorsiflexion. (Unit: μV)

Subjects	Pre(S1)		Post(S2)	
	TA	TS	TA	TS
1	274.6	21	373.3	22.6
2	9.8	3.3	24.0	4.2
3	325	11.0	383.1	8.5
4	71.9	9.1	38.8	5.9
5	35.7	8.2	60.6	2.9
6	1.0	1.0	1.0	1.0
7	9.5	4.9	17.9	10.4
8	1.0	1.0	1.0	1.0
9	3.8	1.7	16.5	5.2
AVE.	81.4	6.8	101.8	6.8
STD.	126.5	6.5	157.8	6.7

Table 4. Integrated muscle activities of TA and TS during left ankle dorsiflexion. (Unit: μV)

Subjects	Pre(S1)		Post(S2)	
	TA	TS	TA	TS
1	184.9	7.7	233.6	9.2
2	1.0	1.0	1.0	1.0
3	133.71	1.0	39.3	1.0
4	1.0	1.0	1.0	1.0
5	111.5	7.6	88.2	6.2
6	12.7	1.3	18.1	1.0
7	41.8	5.0	39.8	5.1
8	1.0	1.0	1.0	1.0
9	34.9	12.0	24.8	7.8
AVE.	58.0	4.2	49.6	3.7
STD.	68.3	4.1	74.4	3.4

그림 3과 표 3에 나타내었다. 환자 1과 3의 경우는 STAT 이후의 보행속도도 다른 환자들에 비해 빠를 뿐 아니라 발목 배굴시에 나타나는 TA 및 TS 근육의 패턴이 정상인에서 보여지는 형태와 매우 유사하다. 초기의 급격하면서 매우 밀도높은 근전도 활동과 동작이 이루어진 후 돌아오는 완만하면서 서서히 줄어드는 근전도 형태. 반면 보행속도가 빨랐던 환자 2는 경우 주동근 및 길항근의 활동이 우측에서는 증가함을 보였으나 환자 1, 3에 비해 매우 작은 값을 보였다. 또한 환자 6과 8은 STAT 이전이나 이후에도 별다른 변화를 보이고 있지 않다. 표 3은 배굴시의 운동에서 TA 및 TS 근육에서 발생한 EMG 값을 정량적으로 보여주고 있다. 9명의 SCI 환자들 중 근전도 활동이 증가한 6인 (환자 1, 2, 3, 5, 7, 9)의 총 TA EMG 값은 $81.4 \pm 125.5 \mu V$ 에서 $101.8 \pm 157.8 \mu V$ 로 증가하였으나 일반적인 유의수준에는 미치지 못하였다 ($p < 0.05$). 여기서 정상인의 근전도 값은 TA에서 $231.6 \pm 102.9 \mu V$, TS에서 $23.5 \pm 11.9 \mu V$ 였다. 활동의 증감이 없는 환자들 6과 8은 표에서 1.0으로 표기된 값들로 표기되었는데 이는 환자의 근전도 값이 잠음수준인 $1.0 \mu V$ 이하인 경우에 대체된 값이다 [10]. 오히려 근전도의 감소를 보인 환자 4의 경우는 STAT 후에 43%의 감소를 보였다.

2-2. 좌측 발목 배굴시의 주동근 및 길항근 활동

표 4는 좌측 발목의 배굴에 따른 주동근과 길항근의 근전도 값을 보여주고 있다. 전체 근전도의 값은 $58.0 \pm 68.3 \mu V$ 에서 $49.6 \pm 74.4 \mu V$ 로 감소하는 경향을 보여주었다. 총 9인의 환자 중 2인만이 증가함을 보여 매우 극심한 비대칭 (asymmetry) 적인 결과를 보였다.

2-3 근육의 동시활동 패턴

그림 2에서 보여준 것처럼 건강한 사람들의 근육 동시활동 패턴은 매우 안정적이어서 변동계수(CV, coefficient of variance) 값이 2%이하였다. 이와 반대로 환자들은 매우 다양한 동시활동 패턴을 보여주었다. 그림 4는 환자 3의 훈련 전후의

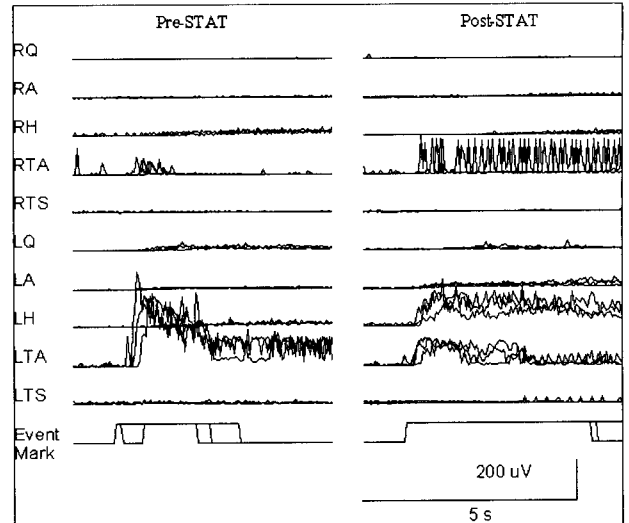


Fig. 4 An example of lower limb muscle coactivation: A good pattern of subject 3 was shown at pre-STAT ($r = 0.98$) but it became worse at post-STAT ($r = 0.24$) during left dorsiflexion

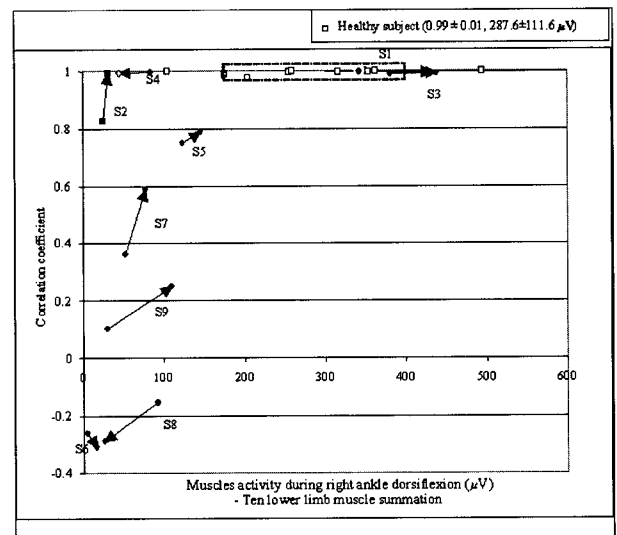


Fig. 5 Muscle coactivation pattern, i.e. response vector, of nine subjects during right ankle dorsiflexion. Vector directions show each patient increment and decrement. Arrow direction is always indicating from pre-STAT to post-STAT; X-axis is a summation of ten lower limb muscles during dorsiflexion. Y-axis is the correlation coefficient between each patient and ten healthy subjects. All vectors except Subjects 4, 6, and 8 during right dorsiflexion are facing right and/or upward that is meaning increment of correlation coefficient and total muscle activity

배굴시 열 개의 근육에서 기록된 근전도의 모습으로, 정상인에 가까운 패턴 ($r=0.98$)을 보인 보행훈련 전과 정상인과 매우 다른 패턴을 보인 훈련후 ($r=0.24$)를 대표적인 예로서 보여주고 있다. 참고로 이 환자의 우측 하지는 보행훈련 후 정상인의 패턴에 더욱 가까워졌다.

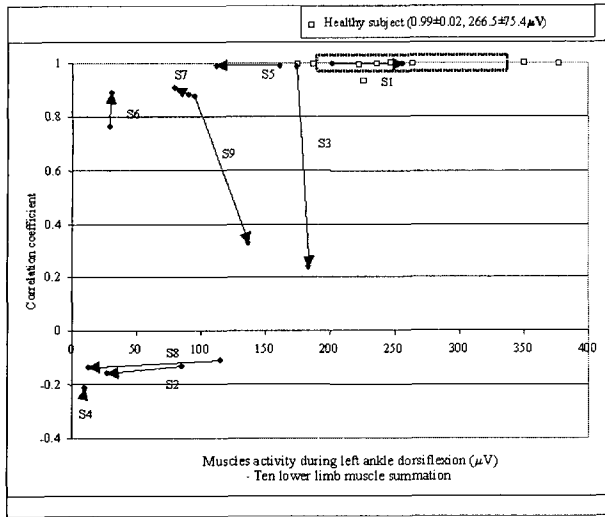


Fig. 6 Response vectors of the left dorsiflexion from the same patient group; only two vectors, pre-STAT and s6, show increment. Response vector of patient 4 is too small to discuss

그림 5와 6은 건강한 피시험자와 환자들의 동시활동 패턴을 비교한 벡터들을 각각 보여주고 있다. X축은 발목 배굴동안의 10개의 하지 근육의 총 합이고, Y 축은 각각의 환자와 열명의 건강한 피시험자들간의 상관관계를 보여주고 있다. 벡터 4, 6, 8을 제외한 모든 벡터들은 보행훈련 전후 배굴운동에서 모두 우측 혹은 위 방향을 향하고 있어 개개인별로 상관성이 높아지고 전체 근육의 활동도 높아지고 있음을 알 수 있다. 반대로 왼쪽 발목의 운동을 기록한 그림 6에서는 환자 1과 6만이 증가를 보일 뿐 모두 저하를 보여 좌우 축의 심한 비대칭을 알 수 있다.

토 의

1. 보행속도와 근육 활동

본 연구에서는 보행의 속도와 근전도의 활동을 아홉명의 SCI 환자로부터 측정하여 분석하였다. 이전에 수행된 연구 [12]에서 밝혀진 성인 (20 - 59세)의 선호하는 속도가 1.33 m/s, 빠른 보행 속도가 1.77 m/s임을 감안할 때 본 연구에서의 환자들의 속도 (0.19 m/s - 1.15 m/s)는 매우 느린 속도에서 정상인의 선호속도에 조금 못 미치는 속도까지 넓게 분포하고 있음을 알 수 있었다. STAT의 좋은 결과로서 두 환자(1과 2)는 STAT 후에 정상인의 보행 수준에 조금 못 미치는 상태까지 도달한 것을 보였다. 비록 모든 환자의 보행속도의 증가폭이 10.5 %에서 93.3%에 이르는 차이를 보였으나 무엇보다도 모든 환자들이 유의한 수준(p<0.01)에서 보행속도가 증가하였다는 것은 매우 주목할 만한 사항이다. 또 다른 사항으로 세명의 환자들(5, 7, 9)이 보행훈련전에 단하지 혹은 장하지 보조기를 착용하였으나 최종 보행 실험시에는 보조기 착용없이도 보행시험이 가능해 졌다는 사실이다. 그러나 보행속도의 증가를 보행을 담당하는 척수회로 개선(spinal circuit develop-

ment, [13])으로 인한 하지근육 제어능력 향상으로 이해하기에는 근거의 타당성이 빈약하다. 특히 환자 2의 경우 보행 속도가 두 번째로 빠른 반면 우측의 빈약한 근육활동과 좌측의 전무한 근육활동은 보행훈련으로 인한 하지 근육제어의 개선으로 보여지지는 않는다. 물론 다른 한편으로 골반 굴곡근과 신전근의 향상이 족관절의 제어 능력보다 향상되어 보행을 원활하게 하였을 가능성도 배제해서는 않될 것이다.

오른쪽 발목관절에서 여섯 명의 환자들이 근육활동의 증가를 보였다. 근육활동의 증가를 보이지 않은 환자군 중에서 두명은 잠수수준인 1.0 µV 이하의 근육 활동을 보행훈련 전후에 보였다. 보행훈련이 근육제어에 미치는 영향이라는 관점에서는 보행속도의 향상이 항상 하지근육제어와 밀접한 연관성이 있다고 단정지을 수 없게 하고 있다. 또한 Maegle 등 [14]이 하지 근육 제어를 보행과 관련지어 연구하면서 선택한 양하지 중 낮은 근육 점수 [15]를 받은 하지를 선택하여 결론을 유도한 것도 척수손상환자들이 심각한 비대칭성을 보이는 부분에서는 바람직하지 못한 선택으로 보여진다. 또한 STAT 전후를 비교해 보았을 때, 보행의 속도변화와 주동근 및 길항근의 비교에서 각각의 상관계수가 r=0.89 (p<0.01), r=0.94 (p<0.01)로 나타났다. 이것은 보행 훈련 후의 상태는 훈련 전의 상태에 매우 밀접한 관련이 있음으로 드러났다.

2. 보행훈련 후의 동시활동 패턴의 변화

SCI 환자들의 근육제어 회로(motor control circuit)가 일단 척수부상으로 손상을 입으면 회복단계를 거쳐도 부상이전의 상태로 완전히 돌아오는 것은 어렵다. SCI 환자의 근육제어 능력은 척수손상 후에는 전혀 다른 상태를 보이는데 불완전한 제어능력의 상태는 척수가 손상된 부위와 손상 정도 [16] 및 치료 [17]에 따라 달라진다. 척수손상이후 척수의 재생 및 손상부위를 회복시켜 기능적인 회복을 위해서 다양한 노력들이 이루어지고 있다 [18]. 따라서 SCI 환자들의 능동 운동시에 발생하는 매우 작은 근육 활동의 변화가 중추신경계가 아닌 임의의 활동으로 인해 발생된 것으로 볼 수는 없다 [19].

저자들은 본 연구에서는 보다 쉬운 이해를 위해 BMCA 프로토콜 중에서 가장 간단하고 명료한 동적 운동을 선택하여 해석하였다. 발목 배굴은 단관절 움직임으로 한쌍의 주동근(TA)과 길항근(TS)에 의해 주도되어 이루어지는 운동이고 [14], 정상인의 운동을 통하여 얼마나 이 운동시에 근육의 선택패턴 (reciprocation pattern)이 재현적이고 반복적인지 알 수 있었다 (그림 2). 발목 배굴 제어시에 10 인의 정상인들 이외에도 추가로 수행된 정상인의 실험(미발표)에서도 상관성은 0.9 (p<0.05) 이상으로 유지되었음을 알려준다. 누운 상태에서 발목의 배굴을 이루기 위해서는 TA 와 TS 이외의 근육들의 활동은 불필요하다. 그러나 척수손상 환자들에서는 큰 동시활동이 발생하는 것이 빈번히 관찰된다 [20]. 심지어는 원하지 않는 근육활동들이 몸의 중앙선을 지나 반대편 다리에서도 발생하기도 한다. 이러한 반대편 (contralateral) 근육의 활동은 근육제어의 비정상 정도를 평가하는 좋은 지표가 될 수 있다 [21].

이러한 이해 하에서 발목 배굴시에 정상인 10인의 10개의 하지근육의 높(norm)을 구하고 이것으로 정량화시킨 후 계산된 평균값과 각 환자들의 근육제어 능력을 비교한 것은 환자의 상태를 알아내는 데 매우 편리하였다. 한 예로서 우측 발목 배굴시에 환자 1과 3은 매우 높은 상관계수를 보이고 있고, 10개의 주요 하지근육의 근전도 활동의 합도 정상인의 수준에 이르고 있다. 또한 그림 5에서 이들의 위치는 이들이 정상인에 가까운 보행속도를 할 수 있을 것이라는 예측을 가능하게 하고 있는데, 실제로 이들의 속도는 다른 환자들에 비해 빨랐고 정상인의 범주에 속하고 있다. 이와는 반대의 경우로 그림 5에서 환자 6과 8의 경우는 매우 낮은 상관계수를 보여 Y축 가장 하단에 위치하고 있으며 매우 어려운 근육 제어가 예상되는데 실제 보행 속도 시험결과 역시 느린 보행속도 그룹에 속하고 있다. 또 다른 예로서 표 1에서 보여준 것처럼, 몇몇의 환자들은 좌 또는 우측만 보조기를 착용하여 근육제어의 비대칭성을 나타내고 있었는데 정상인과의 패턴 상관분석에서 다시 확인하게 드러났다. 심지어 5, 7, 9 환자들의 경우처럼 보행 속도 실험시 보조기를 벗은 경우에도 반응벡터 분석을 통하여 근육제어의 비대칭성은 분명하게 드러났다.

결 론

발목 배굴의 능동운동을 통한 보행속도와 근육활동이 측정되었다. 주동근과 길항근을 통하여 STAT 전후의 근육 활동의 변화를 알아보았고 또한 10인의 정상인 제어패턴을 기준으로 SCI 환자의 근육제어 패턴을 알아볼 수 있었다. 트레드밀을 이용한 보행훈련에서 모든 SCI 환자들은 보행 속도가 빨라졌으나 모든 환자들의 근육제어 능력이 향상된 것은 아니었고, 근육제어가 향상된 사람들 중에서도 양측 모두의 근육활동의 증가나 정상인과의 상관성이 증가된 것은 아니었다. 본 연구에서 제시하고 있는 단관절 능동 운동시 하지 근육들의 동시활동 패턴 분석법은 이후에도 보행훈련을 하고 있는 환자들의 보행훈련 후 방향을 제시하는데 많은 도움이 될 것으로 보여진다.

ACKNOWLEDGMENT

This study was funded by the VA Rehabilitation Research and Development Service. This work was also supported by postdoctoral fellowship program from Korea Science & Engineering Foundation (KOSEF).

본 연구는 미국 Veterans Affairs Medical Center의 Research and Development Service의 지원과 한국 과학재단의 지원하에 수행되었다.

REFERENCES

1. Mayer M., 'Clinical neurokinesiology of spastic gait. Bratisl Lek Listy. 2002;103(1):3-11

2. Dietz, 2002 Dietz V. *Proprioception and locomotor disorders*. Nat Rev Neurosci. 3(10):781-90, 2002
3. Krawetz P, Nance P., Related Articles, "Gait analysis of spinal cord injured subjects: effects of injury level and spasticity", Arch Phys Med Rehabil. 1996 Jul;77(7):635-8
4. 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. 1;7(4):823-9, 1995
5. Gardner MB, Holden MK, Leikauskas JM, Richard RL., "Partial body weight support with treadmill locomotion to improve gait after incomplete spinal cord injury: a single-subject experimental design." Phys Ther. 78(4):361-74, 1998
6. Protas EJ, Holmes SA, Qureshy H, Johnson A, Lee D, Sherwood AM., "Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study.", Arch Phys Med Rehabil 82(6):825-31, 2001
7. Soderberg GL, Knutson LM. *A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data*. Phys Ther. 80(5):485-98. 2000
8. McDonough AL, Batavia M, Chen FC, Kwon S, Ziai J. The validity and reliability of the GAITRite system's measurements: A preliminary evaluation. Arch Phys Med Rehabil. 82(3):419-25, 2001
9. Sherwood AM, McKay WB, Dimitrijevic MR., *Motor control after spinal cord injury: assessment using surface EMG*. Muscle Nerve. 19(8): 966-79, 1996
10. Sherwood AM, Priebe MM, Graves DE, *Consistency of multi-channel surface EMG recordings: application in spinal cord injured subjects*, J Electrophysiol Kinesiol, 7:97-111, 1997
11. Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, Dumas F. *Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke*. Gait Posture. 15(3):244-55, 2002
12. Waters RL, Mulroy S. *The energy expenditure of normal and pathologic gait*. Gait Posture. 9(3):207-31, 1999
13. MacKay-Lyons M. *Central pattern generation of locomotion: a review of the evidence*. Physr. 82(1): 69-83, 2002
14. Maegele M, Muller S, Wernig A, Edgerton VR, Harkema SJ. *Recruitment of spinal motor pools during voluntary movements versus stepping after human spinal cord injury*. J Neurotrauma. 19(10):1217-29, 2002
15. Maynard FM, Bracken MB, Creasey G, Ditunno JF,

- Donovan WH, Ducker TB, Garber SL, Marino RJ, Stover SL, Tator CH, Waters RL, Wilberger JE, Young W., *International standards for neurological and functional classification of spinal cord injury*. Spinal Cord 35(5):266-274. 1997
16. Laubis-Herrmann U, Dichgans J, Bilow H, Topka H. *Motor reorganization after spinal cord injury: evidence of adaptive changes in remote muscles*. Restor Neurol Neurosci. 17(4):175-181, 2000
 17. Schalow G. *Recovery from spinal cord injury achieved by 3 months of coordination dynamic therapy*. Electromyogr Clin Neurophysiol. 42(6):367-76, 2002
 18. Marder E, Bucher D. Central pattern generators and the control of rhythmic movements., Curr Biol. 27:11 (23):R986-96, 2001
 19. Raineteau O, Schwab ME.. *Plasticity of motor systems after incomplete spinal cord injury*. Nat Rev Neurosci. 2(4):263-73. 2001
 20. Boorman GI, Lee RG, Becker WJ, Windhorst UR. *Impaired "natural reciprocal inhibition" in patients with spasticity due to incomplete spinal cord injury*. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 101(2):84-92, 1996
 21. Dietz V. *Spinal cord lesion: effects of and perspectives for treatment*. Neural Plast. 8(1-2):83-90, 2001