

만성 뇌졸중 환자에서 발목관절 각도에 따른 근 수축이 내측 비복근의 근 구조에 미치는 영향

김태곤¹, 배세현², 김경윤^{3*}

¹동인요양병원 물리치료실, ²광주희망병원 물리치료실, ³동신대학교 물리치료학과

The Effect of Muscle Activity on Muscle Architectural of Medial Gastrocnemius in Chronic Stroke Patient Based on Ankle Joint Degree

Tae-Gon Kim¹, Sea-Hyun Bae² and Kyung-Yoon Kim^{3*}

¹Dept. of Physical Therapy, Dongin Hospital

²Dept. of Physical Therapy, Gwang ju Heemang Hospital

³Dept. of Physical Therapy, Dongshin University

요 약 본 연구의 목적은 만성 뇌졸중 환자에서 발목관절 각도에 따른 근 수축이 내측 비복근의 근 구조에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다. 연구대상은 MAS(modified Ashworth scale) 2등급인 만성 뇌졸중 환자 10명을 대상으로 하였다. 근육 두께, 우모각, 근섬유속 길이, 최대 수의적 등척성 수축력(MVIC) 측정은 초음파 영상 촬영장치와 동력계로 이완 시(resting)와 최대 수의적 등척성 수축 시를 측정하였다. 측정결과, 근육 두께는 마비측이 정상측에 비해 유의하게 얇은 것으로 나타났고($p<.001$), 발목이 저축굴곡 될수록 얇아짐을 알 수 있었다. MVIC에서는 이완 시보다 근육 두께가 유의하게 얇아지는 것을 알 수 있었다($p<.001$). 우모각은 마비측이 정상측에 비해 유의하게 작은 것으로 나타났고($p<.001$), 발목이 저축굴곡 될수록 커짐을 알 수 있었다. MVIC에는 이완 시보다 우모각이 유의하게 커짐을 알 수 있었다($p<.001$). 근섬유속 길이는 마비측이 정상측보다 유의하게 짧은 것으로 나타났고($p<.001$), 발목이 저축굴곡 될수록 짧아짐을 알 수 있었다. MVIC에는 이완 시보다 근섬유속 길이가 유의하게 짧아지는 것을 알 수 있었다($p<.001$). 본 연구를 통해 만성 뇌졸중 환자에서 발목 각도에 따른 근 수축이 내측 비복근의 근 구조에 영향을 미치는 것을 알 수 있었다. 따라서, 만성 뇌졸중 환자의 영상구조적 특성을 평가하는 것은 임상적 진단과 치료에 매우 유용한 자료라 생각된다.

Abstract The aim of this study was to effect of muscle activity on muscle architectural of medial gastrocnemius in chronic stroke patient based on ankle joint degree. The subjects of this study were 10 chronic stroke patients modified Ashworth scale(MAS) 2. Ultrasonographic and dynamometer was measured during resting and maximum voluntary isometric contraction(MVIC) on muscle thickness, pennation angle, fascicle length, MVIC. Result from analysis showed that muscle thickness was thinner in the paretic side than in the non-paretic side($p<.001$) and the more plantarflexion increased, the thinner muscle thickness became. And at the time of resting rather than of MVIC significant($p<.001$). Result from analysis showed that penneation angle was smaller in the paretic side than in the non-paretic side($p<.001$) and the more plantarflexion increased, the larger pennation became. And at the time of resting rather than of MVIC significant($p<.001$). Result from analysis showed that fascicle was shorter in the paretic side than in the non-paretic side($p<.001$) and the more plantarflexion increased, the shorter fascicle length became. And at the time of resting rather than of MVIC significant($p<.001$). The results of this study showed that effect of muscle activity on muscle architectural of medial gastrocnemius in chronic stroke patient based on ankle joint degree. Therefore, Ultrasonographic evaluation of chronic stroke patients according ankle joint degree and muscle activity in the clinical diagnosis and therapy is considered a very useful data.

Key Words : Ultrasonographic, Muscle architectural, Medial gastrocnemius

*Corresponding Author : Kyung-Yoon Kim

Tel: +82-10-8600-7739 email: redbead7@daum.net

접수일 12년 06월 27일

수정일 12년 07월 23일

게재확정일 12년 09월 06일

1. 서론

뇌졸중 환자는 시간이 경과함에 따라 운동신경원의 흥분성[1] 및 신경반사[2]가 비정상적으로 항진되어 근육의 과긴장도가 나타나는데, 비정상적으로 증가된 과긴장도는 운동기능 장애를 초래하는 원인이 된다[3]. 이러한 운동기능 장애는 자발적인 근수축 능력의 감소와 부적절한 근활성 및 경직과 같은 근육의 특성 변화를 나타낸다[4]. 발목관절의 경직이 족저굴근의 영상구조적 특성의 변화와 관련되어 있는지는 명확하지 않다[5,6].

뇌졸중 환자에서 가장 흔한 증상으로 발목 배측굴곡이 어려워 발생하는 족하수 현상(foot-drop)과 정상적인 굴근과 신전근의 조절 대신 나타나는 발목 관절의 경직은 뇌졸중 환자의 치료에 있어서 큰 장애요소로 작용한다[7]. Hufschmidt와 Mauritz[8]는 장기간의 경직으로 뇌졸중 환자에게 나타나는 발목관절의 생체역학적 변화는 근육의 구조적, 형태학적인 변화를 발생시킨다 하였다. Bohannon 등[9]도 뇌졸중 환자는 짧아진 내측 비복근의 영향으로 배측굴곡 감소와 족하수로 인한 균형, 기립, 보행에 문제가 초래됨을 보고하는 등 내측 비복근의 기능에 대한 중요성을 강조하였다. 물리치료사는 이와 같은 비정상적 운동장애를 이해하기 위해서는 근육에 대한 다각적 이해가 필요하다.

현재 임상에서 실시되고 있는 근육의 평가 방법은 대부분 객관적이고 정량적인 분석 방법이 아니며, 환자를 관찰하여 수행 결과를 점수화하여 나타내는 방식이 사용되고 있다[10]. 이러한 단점을 보완할 수 있는 초음파 검사는 근 기능과 구조적 특징인 골격근의 근육두께(muscle thickness), 우모각(pennation angel), 근섬유속 길이(fascicle length)를 설명할 수 있는 검사로 제시되고 있다[11,12].

초음파 영상 분석은 생체 내에서 비침습적으로 근육과 건의 특성을 연구하는데 사용된다[13]. 또한, CT 및 MRI 등과 같은 다른 진단영상 검사와 비교 시 비용이 저렴하고, 검사 시 방사선의 위험이 없고, 간편하게 시행할 수 있는 장점들이 있다[14]. 근육의 기능을 평가하기 위해 근육의 초음파 영상을 비교·분석하는 것은 임상에서 치료의 기전 및 치료의 중재에 영향을 미칠 수 있어 중요성이 강조된다[14,15].

최근 들어 근육의 초음파 영상을 분석하여 근육의 역학적 기전을 이해하려는 시도가 지속적으로 이루어지고 있다. Gao 등[16]은 뇌졸중 환자에서 근섬유와 관절 위치에 따라 내측 비복근의 수동적 역학 특성의 변화를 초음파 영상으로 분석하였다. 이대연[11]은 뇌졸중으로 인한 편마비 장애인 마비근육의 영상구조학적 특성을 분석하

였으며, Li 등[15]은 뇌졸중 환자의 주관절 각도에 따른 상완근의 영상구조학적 특성에 대한 분석하였다.

이처럼 근육의 특성 변화에 대한 실험연구가 다양한 측면에서 이루어지고 있지만 발목관절 각도에 따른 근수축이 근 구조에 미치는 연구는 많지 않은 실정이다. 이에 본 연구에서는 만성 뇌졸중 환자에서 발목관절 각도에 따른 근 수축이 내측 비복근의 근 구조에 미치는 영향에 대해 알아보는데 그 목적이 있다.

2. 연구방법

2.1 연구 대상

본 연구의 대상자 특성은 표 1과 같다. 대상자는 성인 뇌졸중 환자 10명을 선정하였으며, 선정 조건은 다음과 같다. (1) 뇌졸중으로 인한 편마비 진단을 받은 후 6개월~2년의 만성단계인 자; (2) 발목관절 MAS 평가 시 G2인 자; (3) 마비측 발목관절의 PROM(Passive Range of Motion)이 -10° (배측굴곡)~ 30° (저측굴곡)인 자; (4) 발목관절에 정형외과적 질환이 없는 자; (5) 연구자가 지시하는 내용을 이해하고 수행할 수 있는 자.

본 연구에 대한 충분한 설명을 한 후 실험을 실시하였다. 본 연구에 참여하기 전 모든 대상자는 자발적으로 동의하였다.

2.2 측정방법

2.2.1 신체측정

[표 1] 대상자의 일반적 및 의학적 특성

[Table 1] General and Medical Characteristics of Subjects

Characteristics		MAS G2 (n=10)
Affected side	Left	5
	Right	5
Causes	Infarction	5
	Hemorrhage	5
Age (year)		68.50±3.68
Since onset (month)		19.40±2.83
Height (cm)		166.80±8.35
Weight (kg)		63.50±10.02
LLC (cm)	NP	36.10±0.39
	P	35.75±0.54
LLL (cm)	NP	36.25±0.35
	P	35.80±0.34

All values are mean±S.D.

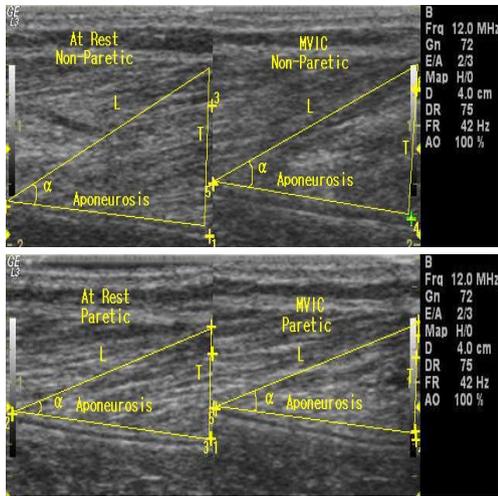
NP : Non-Paretic, P : Paretic

LLC : Lower Leg Circumference

LLL : Lower Leg Length

각 대상자의 신장, 몸무게, 하퇴둘레, 하퇴길이를 측정하였다. 하퇴둘레는 무릎관절 중심에서 근위 30% 지점의 둘레를 측정하였고, 하퇴길이는 무릎관절 중심에서부터 발목관절의 비골 외측과까지의 길이를 정상측과 마비측 모두 측정하였다. 디지털 정측 고니오메터(Baseline[®] DigitalAbsolute+AxisGoniometers; Preston Co., USA)를 사용하여 발목관절 각도를 정상측과 마비측 모두 측정하였다.

2.2.2 초음파 영상 측정



[그림 1] 마비유무와 수축조건에 따른 내측 비복근의 근육 두께, 우모각, 근섬유속 길이(저축굴곡30°)

[Fig. 1] Measurement of medial gastrocnemius muscle thickness, pennation angle, fascicle length non-paretic and paretic side at rest and MVIC.(plantar flexion 30°)

초음파 영상 촬영장치(GE LOGIQ 3 EXPERT Color Doppler Ultrasound System; GE Medical systems co., Korea)를 사용하여 내측 비복근을 측정하였다. 사용된 초음파 변환기는 12 MHz 선형탐촉자(linear transducer)이며, 민감도(gain: G72)와 동적범위(dynamic range: C4)는 고정된 값으로 모든 검사에서 동일하게 적용하였다. 영상 획득 시 피부의 압박을 최소화하기 위하여 충분한 양의 초음파 겔을 변환기와 피부 사이에 도포하였다. 측정이 일정하게 되도록 변환기는 피부와 직각을 유지하였다. 측정 자세는 앉은 자세에서 무릎관절을 완전 신전 상태를 유지하게 하여 무릎관절 중심에서 근위 30% 지점인 근복(muscle belly)의 중앙부위를 종단면(longitudinal) 방향으로 측정하였다. 3M 양면 접착테이프를 움직이지 않도록 고정하여 발목의 수동 움직임, 각도별 이완 시와 최대

수의적 등척성 수축 시 내측 비복근의 움직임을 영상과 일로 저장하였다. 발목관절의 각도는 저축굴곡을 양(+)으로 정의하여 30°, 해부학적 위치 0°, 배축굴곡을 음(-)으로 정의하여 10°까지 세 종류의 각도의 변화는 무작위(random) 순으로 배치하였다. 모든 측정은 정상측에서 마비측 순으로 3회 반복 측정하여 평균값으로 정하였다 [17,18].

2.2.3 최대 수의적 등척성 수축력 측정

동력계(JLW Instruments Inc., CS200 Dynamometer, USA)를 사용하여 최대 수의적 등척성 수축력(maximum voluntary isometric contraction: MVIC)을 측정하였다. 측정 자세는 대상자를 측정 테이블에 다리를 길게 뻗고 앉게 한 후 측정 측의 무릎관절 아래에 받침대를 놓는다. 발바닥/발등을 동력계를 대고 바닥을 힘껏 누르라는 지시/발등을 힘껏 올리라는 지시를 하여 대상자에게 발목관절을 최대한 저축굴곡/배축굴곡하도록 하였다. 60초 간격으로 최대 수의적 등척성 수축을 5초간 실시하였고, 5초 동안 자료값 중 처음 1초와 마지막 1초를 제외한 3초 동안의 값을 선행필터하였다. 각 측정 사이는 근 피로를 방지하기 위해 10분 휴식간격으로 하였다. 모든 측정은 정상측에서 마비측 순으로 3회 반복 측정 하여 평균값으로 정하였다.

2.3 통계방법

실험에서 얻어진 자료값은 SPSS 18.0 ver.을 사용하여 평균과 표준편차를 계산하였다. 통계적 검증 방법으로는 집단(마비유무: NP, P, 수축조건: resting, MVIC)간 실험 조건(발목관절 각도: -10°, 0°, 30°)에 따른 내측 비복근의 근육 두께, 우모각, 근섬유속 길이의 차이를 알아보기 위해 반복측정 분산분석(repeated measures ANOVA)를 실시하였다. 반복측정 자료의 구형성 가정(assumption of sphericity)를 검증하기 위해 Mauchly's Test검사를 실시하여 이를 만족하지 않는 경우, Greenhouse-Geisser 및 Huynh-Fedlt 수정치를 구하였다. 모든 통계학적 수준은 $\alpha = .05$ 로 하였다.

3. 결과

3.1 근육 두께

근육 두께는 배축굴곡 -10°에서 가장 두꺼웠으며, 저축굴곡 30°로 갈수록 얇아졌다. 정상측과 마비측에서 유의한 근육 두께의 차이를 나타내었고($p < .001$), 최대 수의

적 등척성 수축 시에는 이완 시 보다 얇아졌다($p<.001$). 또한, 마비유무와 수축조건에서의 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다($p<.05$). 발목관절 각도의 변화에 따라 근육 두께는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며 ($p<.001$), 각도와 마비유무($p<.05$), 각도와 수축조건 ($p<.001$), 각도와 마비유무와 수축조건 간에는 유의한 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다($p<.001$)[표 2][표 3].

[표 2] 각 조건에 따른 근육 두께의 변화
[Table 2] Alterations of muscle thickness between each condition. (unit; mm)

State	Part	Ankle Degree		
		-10°	0°	30°
Resting	NP	11.49±0.35	10.91±0.57	10.00±0.34
	P	10.41±0.32	9.52±0.32	8.61±0.30
MVIC	NP	10.72±0.19	10.17±0.30	9.19±0.38
	P	8.81±0.27	8.37±0.14	8.03±0.38

All values are mean±S.D.
NP : non-paretic, P : paretic
MVIC : Maximum Voluntary Isometric Contraction
-10° : dorsiflexion, 0° : neutral, 30° : plantarflexion

[표 3] 근육 두께의 반복측정 분산분석의 결과
[Table 3] The results of repeated measures ANOVA on muscle thickness.

Source	F	p
Between	P	320.987 .000***
	M	134.448 .000***
	P×M	4.296 .045*
Within	D	258.501 .000***
	D×P	3.517 .035*
	D×M	7.879 .001***
	D×P×M	9.349 .000***

Tested by repeated measures ANOVA
(***; $p<.001$, **; $p<.01$, *; $p<.05$)
P : Part, D : Degree, M : MVIC

3.2 우모각

우모각은 배측골곡 - 10°에서 가장 작았으며, 저측골곡 30°로 갈수록 커졌다. 정상측과 마비측에서 유의한 우모각의 차이를 나타내었고($p<.001$), 최대 수의적 등척성 수축 시에는 이완 시 보다 커졌다($p<.001$). 또한, 마비유무와 수축조건에서의 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다($p<.01$). 발목관절 각도의 변화에 따라 우모각은 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며($p<.001$), 각도와 마

비유무($p<.05$), 각도와 수축조건($p<.001$), 각도와 마비유무와 수축조건 간에는 유의한 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다($p<.05$)[표 4][표 5].

[표 4] 각 조건에 따른 우모각의 변화
[Table 4] Alterations of pennation angle between each condition. (unit; degree)

State	Part	Ankle Degree		
		-10°	0°	30°
Resting	NP	20.27±0.38	21.42±0.36	23.76±0.18
	P	18.59±0.36	19.60±0.45	21.92±0.69
MVIC	NP	23.59±0.39	24.16±0.29	25.52±0.50
	P	22.01±0.20	22.53±0.31	24.74±0.35

All values are mean±S.D.
NP : non-paretic, P : paretic
MVIC : Maximum Voluntary Isometric Contraction
-10° : dorsiflexion, 0° : neutral, 30° : plantarflexion

[표 5] 우모각의 반복측정 분산분석의 결과
[Table 5] The results of repeated measures ANOVA on pennation angle.

Source	F	p
Between	P	397.867 .000***
	M	1319.354 .000***
	P×M	8.330 .007**
Within	D	595.406 .000***
	D×P	3.216 .046*
	D×M	19.835 .000***
	D×P×M	4.780 .011*

Tested by repeated measures ANOVA
(***; $p<.001$, **; $p<.01$, *; $p<.05$)
P : Part, D : Degree, M : MVIC

3.3 근섬유속 길이

근섬유속 길이는 배측골곡 - 10°에서 가장 길었으며, 저측골곡 30°로 갈수록 짧아졌다. 정상측과 마비측에서 유의한 근섬유속 길이의 차이를 나타내었고($p<.001$), 최대 수의적 등척성 수축 시에는 이완 시 보다 짧아졌다 ($p<.001$). 또한, 마비유무와 수축조건에서의 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다($p<.01$). 발목관절 각도의 변화에 따라 근섬유속 길이는 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며($p<.001$), 각도와 마비유무($p<.01$), 각도와 수축 조건($p<.05$), 각도와 마비유무와 수축조건 간에는 유의한 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다($p<.05$)[표 6][표 7].

[표 6] 각 조건에 따른 근섬유속 길이의 변화
 [Table 6] Alterations of fascicle length between each condition. (unit; mm)

State	Part	Ankle Degree		
		-10°	0°	30°
Resting	NP	28.94±0.23	26.48±0.39	24.57±0.35
	P	28.45±0.33	25.58±0.29	23.47±0.30
MVIC	NP	27.32±0.26	24.55±0.30	22.38±0.18
	P	26.18±0.21	23.22±0.26	21.18±0.30

All values are mean±S.D.
 NP : non-paretic, P : paretic
 MVIC : Maximum Voluntary Isometric Contraction
 -10° : dorsiflexion, 0° : neutral, 30° : plantarflexion

[표 7] 근섬유속 길이의 반복측정 분산분석의 결과
 [Table 7] The results of repeated measures ANOVA on fascicle length.

Source	F	p
Between	P	208.620 .000***
	M	881.173 .000***
	P×M	7.655 .009**
Within	D	4333.943 .000***
	D×P	6.274 .003**
	D×M	4.195 .019*
	D×P×M	3.545 .034*

Tested by repeated measures ANOVA
 (***; p<.001, **; p<.01, *; p<.05)
 P : Part, D : Degree, M : MVIC

4. 논의

뇌졸중 환자의 주된 증상인 편마비는 운동조절 능력의 장애를 초래하는데[19], 자발적인 근수축 능력의 감소와 부적절한 근활성 및 경직과 같은 근육의 특성 변화를 나타낸다[4].

이러한 장애를 평가하기 위해 신경근의 변화나 기능변화에 대해 운동학적 분석과 임상적 평가 등이 많이 쓰이고 있지만 운동학적 분석은 운동수행 결과에 초점이 맞추어져 있으며, 임상적 평가들도 평가자의 경험이 영향을 미치는 등 장애를 유발하는 근본적인 원인인 근육의 구조적 특성변화에 대해 정보를 제공하지 못하고 있다[20].

Benington 등[21]은 초음파를 이용하여 비침습적으로 근육의 구조적, 양적, 질적인 평가를 통하여 통합적인 해석이 가능하다고 하였다. 또한, 초음파 영상을 통해 근육

의 영상구조적 특성을 평가하는 것은 신뢰도가 매우 높은 방법이라는 것이 많은 선행 연구를 통해 증명되었으며[22,23], 근 수축과 이완에 따른 근육의 형태와 구조를 시각화할 수 있으며, 정량화가 가능하다 하였다[24].

본 연구에서는 6개월~2년의 만성 뇌졸중 환자를 대상으로 발목 관절에서 MAS grade 평가 시 G2인 10명이 실험에 참여하였으며, 발목관절 각도에 따른 근 수축이 내측 비복근에 어떠한 영향을 미치는 알아보려고 하였다.

본 실험에서 발목이 저축굴곡 될수록 근육 두께와 근섬유속 길이는 값이 작아져 저축굴곡 30°에서 가장 작았으며, 배축굴곡 10°에서 값이 가장 크게 나타났다. 하지만 우모각은 저축굴곡 될수록 값이 커져 저축굴곡 30°에 값이 가장 크고, 배축굴곡 10°에서 가장 작게 나타났다. 즉, 발목이 배축굴곡에서 저축굴곡 될수록 근육 두께와 근섬유속 길이는 작아지며, 우모각은 커진다는 것을 알 수 있었다.

정상측과 마비측을 비교해 본 결과 이완 시와 최대 수의적 등척성 수축 시 모두 마비측의 근육 두께, 우모각, 근섬유속 길이 모두 상대적으로 작았으며, 최대 수의적 등척성 수축을 할 때 이완 시보다 근육 두께와 근섬유속 길이는 값이 작아졌지만, 우모각은 커지는 것으로 나타났다.

이처럼, 근육 두께, 우모각, 근섬유속 길이는 정상측과 마비측에서 유의한 차이를 나타내었고, 마비유무와 수축 조건에서의 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다. 발목관절 각도의 변화에 따라 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며, 각도와 마비유무, 각도와 수축조건, 각도와 마비유무와 수축조건 간에는 유의한 상호작용 효과가 있음을 알 수 있었다.

뇌졸중은 마비측의 영상구조적 특성의 변화를 동반하여, 근육이 가지고 있는 고유한 기능에 부정적인 영향을 미치게 된다[15]. Arampatzia 등[25]은 이완 시보다 최대 수의적 등척성 수축 시에 우모각이 현저히 증가하였다고 보고하였으며, Nagayoshi 등[26]도 우모각과 최대 수의적 등척성 수축력이 유의한 상관관계가 있는 것으로 나타나 발목 배축 굴곡력과 근육 두께는 유의한 상관관계가 있다고 보고하였다. 또한, Maganaris 등[27]도 최대 수의적 등척성 수축 시 근육의 구조적 특성이 현저하게 변하였다고 보고하였다. 이러한 문제점은 마비측의 근육 약화, 구축, 경직과 높은 상관관계가 있다고 보고되고 있다 [28,29]. 이와 같이 선행 연구에서 보고된 바와 같이 본 연구에서도 근육의 구조적 특성과 근 수축 사이에 밀접한 관련성이 있는 것으로 생각된다.

Dietz와 Berger[30]는 경직성 발목관절의 저축굴곡근의 구조적 특성 변화가 발목관절의 배축굴곡근 약화를 초래한다고 하였는데, 이러한 근육의 구조적 특성 변화는

오랜 시간 동안 부동(immobilization)으로 인한 위축과 관련이 있다. 근육의 위축에 따른 문제점은 힘의 능력감소, 근육의 생리학적, 조직화학적 및 생화학적 변화를 동반하게 된다[31]. 본 연구에서도 마비측 근육의 장기간 부동으로 인한 위축과 연관된 것으로 생각된다.

근섬유속 길이 변화의 분석은 근육의 구조적 특성을 설명하는데 있어 중요한 요인이다. 본 연구결과와 관련된 경직된 마비측 근육의 근섬유속 길이 감소는 근섬유내에 근절의 숫자 감소와 관련이 있다[32]. Li 등[15]은 길어진 근육의 팽팽함(muscle stiffness) 및 경직과 관련이 있다고 하였으며, 근섬유속 길이와 더불어 중요한 구조적 특성인 우모각은 경직된 근육의 위축에 의한 2차적 영향이라고 하였다. 이처럼 선행 연구에서도 우모각과 근섬유속 길이는 밀접한 관련이 있음을 알 수 있다. 따라서 경직 및 구축, 위축, 근육의 팽팽함의 증가 등으로 인해 근육의 구조적 특성 변화에 영향이 있는 것으로 생각된다.

5. 결론

본 연구를 통해 만성 뇌졸중 환자의 발목 각도가 배측 굴곡에서 저측굴곡으로 움직일 때 내측 비복근의 근육 두께와 근섬유속 길이는 작아지고 우모각은 커진다는 것을 알 수 있었으며, 근 수축 시에는 근육 두께, 근섬유속 길이는 작아지며, 우모각은 커지는 것을 알 수 있었다. 또한, 내측 비복근의 구조적 특성은 각도, 마비유무, 수축조건과 모두 유의한 관계가 있었다.

뇌졸중 환자의 근 수축력의 차이가 단순히 근횡단면적의 차이나 근섬유형에 의해서만 결정되는 것이 아니라, 근육 두께, 우모각, 근섬유속 길이 등과 같은 근육의 구조적 특성의 차이와도 관련되어 있는 것으로 생각된다. 따라서, 만성 뇌졸중 환자의 영상구조적 특성을 평가하는 것은 임상적 진단과 치료에 매우 중요할 것으로 생각된다.

References

[1] P. Ashby, A. Mailis and J. Hunter. "The evaluation of "Spasticity", *Can J Neurol Sci*, Vol. 14(3), pp. 497-500, 1987.

[2] P. Pagliaro and P. Zamparo. "Quantitative evaluation of the stretch reflex before and after hydro kinesy therapy in patients affected by spastic paresis", *J Electromyogr Kinesiol*, Vol. 9(2), pp. 141-148, 1999.

[3] K. H. Tsai, C. Y. Yeh., H. Y. Chang and J. J.

Chen. "Effects of a single session of prolonged muscle stretch on spastic muscle of stroke patients", *Proc Natl Sci Counc Repub China B*, Vol. 25(2), pp. 76-81, 2001.

[4] B. O. Kim, T. M. K, J. M. Chae and K. H. Cho. "Kinetic characteristics during initiation of gait in stroke patients", *J Korean Acad Rehab Med*, Vol. 25(2), pp. 227-235, 2001.

[5] S. G. Chung, E. Van Rey, Z. Bai, E. J. Roth and L. Q. Zhang. "Biomechanic changes in passive properties of hemiplegic ankles with spastic hypertonia", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 85(10), pp. 1638-1646, 2004.

[6] B. Singer, J. Dunne, K. P. Singer and G. Allison. "Evaluation of triceps surae muscle length and resistance to passive lengthening in patients with acquired brain injury", *Clin Biomech*, Vol. 17(2), pp. 152-161, 2002.

[7] R. W. Bohannon, P. A. Larkin, M. B. Smith and M. G. Horton. "Relationship between static muscle strength deficits and spasticity in stroke patients with hemiparesis", *Phys Ther*, Vol. 67(7), pp. 1068-1071, 1987.

[8] A. Hufschmidt and K. H. Mauritz. "Chronic transformation of muscle in spasticity: a peripheral contribution to increase tone", *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, Vol. 48(7), pp. 676-685, 1985.

[9] R. W. Bohannon. "Relative decrease in knee extension torque with increased knee extension velocities in stroke patients with hemiparesis", *Phys Ther*, Vol. 67(8), pp. 1218-1220, 1987.

[10] B. Steenbergen. "The coordination of reaching and grasping in spastic hemiparesis", *Hum Mov Sci*, Vol. 19(1), pp. 75-105, 2000.

[11] D. Y. Lee. "Biomechanical evaluation of the paretic muscle properties in post-stroke hemiplegia", Graduate School of Korea University, 2008.

[12] O. M. Rutherford, D. A. Jones. "Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo", *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*, Vol. 65(5), pp. 433-437, 1992.

[13] S. P. Magnusson, P. Aagaard, P. Dyhre-Poulsen and M. Kjaer. "Load-displacement properties of the human triceps surae aponeurosis in vivo", *J Physiol*, Vol. 531(1), pp. 277-288, 2001.

[14] R. L. Lieber and J. Fridén. "Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture", *Muscle Nerve*, Vol. 23(11), pp. 1647-1666, 2000.

[15] L. Li, K. Y. Tong and X. Hu. "The effect of

- poststroke impairments on brachialis muscle architecture as measured by ultrasound”, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 88(2), pp. 243-250, 2007.
- [16] F. Gao, T. H. Grant, E. J. Roth and L. Q. Zhang. “Change in passive mechanical properties of the gastrocnemius muscle at the muscle fascicle and joint levels in stroke survivors”, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 90(5), pp. 819-826, 2009.
- [17] M. V. Narici, C. N. Maganaris, N. D and P. Capodaglio. “Effect of aging on human muscle architecture”, *J Appl Physiol*, Vol. 95(6), pp. 2229-2234, 2003.
- [18] K. Y. Tatsuya, S. M. Masaaki and K. T. Kazuo. “Comparing changes in the calf muscle during weight-bearing and non-weight-bearing stretching”, *J Phys Ther Sci*, Vol. 23(3), pp. 395-399, 2011.
- [19] R. E. Kelley and A. P. Borazanci. “Stroke rehabilitation”, *Neurol Res*, Vol. 31(8), pp. 832-840, 2009.
- [20] A. Pizzi, G. Carlucci, C. Falsini, S. Verdesca and A. Grippo. “Application of a volar static splint in poststroke spasticity of the upper limb”, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 86(9), pp. 1855-1859, 2005.
- [21] P. C. Benington, J. E. Gardener and N. P. Hunt. “Masster muscle volume measured using ultrasonography and its relationship with facial morphology”, *Eur J Orthod*, Vol. 21(6), pp. 659-670, 1999.
- [22] J. M. Walton, N. Roberts and G. H. Whitehouse. “Measurement of the quadriceps femoris muscle using magnetic resonance and ultrasound imaging”, *Br J Sports Med*, Vol. 31(1), pp. 59-64, 1997.
- [23] J. A. Hides, C. A. Richardson and G. A. Jull. “Magnetic resonance imaging and ultrasonography of the lumbar multifidus muscle. Comparison of two different modalities”, *Spine*, Vol. 20(1), pp. 54-58, 1995.
- [24] G. Chi-Fishman, J. E. Hicks, H. M. Cintas, B. C. Sonies and L. H. Gerber. “Ultrasound imaging distinguishes between normal and weak muscle”, *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 85(6), pp. 980-986, 2004.
- [25] A. Arampatzis, K. Karamanidis, S. Stafilidis, G. Morey-Klapsing, G. DeMonte and G. P. Brüggemann. “Effect of different ankle- and knee-joint positions on gastrocnemius medialis fascicle length and EMG activity during isometric plantar flexion”, *J Biomech*, Vol. 39(10), pp. 1891-1902, 2006.
- [26] T. Nagayoshi, Y. Kawakami, M. Y. Maeda, S. Hidaka, K. Ikeda and A. Maruyama. “The relationships between ankle dorsiflexion torque and muscle size indices”, *Int J Sports Health Sci*, Vol. 1(2), pp. 216-221, 2003.
- [27] C. N. Maganaris, V. Baltzopoulos and A. J. Sargeant. “In vivo measurement of the triceps surae complex architecture in man: implications for muscle function”, *J Physiol*, Vol. 512(2), pp. 603-614, 1998.
- [28] C. Patten, J. Lexell and H. E. Brown. “Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy”, *J Rehabil Res Dev*, Vol. 41(3A), pp. 293-312, 2004.
- [29] J. Chae J, G. Yang, B. K. Park and I. Labatia. “Muscle weakness and cocontraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability”, *Neurorehabil Neural Repair*, Vol. 16(3), pp. 241-248, 2002.
- [30] V. Dietz and W. Berger. “Interlimb coordination of posture in patients with spastic paresis. Impaired function of spinal reflexes”, *Brain*, Vol. 107(3), pp. 965-978, 1984.
- [31] M. E. Herbert, R. R. Roy and V. R. Edgerton. “Influence of one-week hindlimb suspension and intermittent high load exercise on rat muscles”, *Exp Neurol*, Vol. 102(2), pp. 190-198, 1988.
- [32] P. Williams and G. Goldspink. “Changes in sarcomere length and physiological properties in immobilized muscle”, *J Anat*, Vol. 127(3), pp. 459-468, 1978.

김 태 곤(Tae-Gon Kim)

[정회원]



- 2012년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 (이학석사)
- 2012년 3월 : 동신대학교 물리치료학과 박사과정
- 2012년 2월 ~ 현재 : 여수 동인요양병원 운동치료실

<관심분야>
운동치료학, 해부생리학

배 세 현(Sea-Hyun Bae)

[정회원]



- 2011년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 (이학석사)
- 2011년 3월 : 동신대학교 물리치료학과 박사과정
- 2007년 3월 ~ 현재 : 광주희망병원 물리치료실 근무

<관심분야>

신경계 물리치료학, 임상전기생리학

김 경 윤(Kyung-Yoon Kim)

[정회원]



- 2004년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 (물리치료학석사)
- 2007년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 (이학박사)
- 2006년 3월 ~ 현재 : 동신대학교 물리치료학과 교수

<관심분야>

운동치료학, 신경과학