

뇌졸중 환자에서 내측 비복근의 조직탄성 측정을 위한 Myotonometer의 유용성

배세현¹, 이정인², 김경윤^{3*}

¹광주희망병원 물리치료실, ²동신대학교 목포한방병원 물리치료실,
³동신대학교 물리치료학과

Usefulness of Myotonometer for Measurement of Tissue Compliance on Medialis Gastrocnemius in Patients with Stroke

Sea-Hyun Bae¹, Jeong-In Lee² and Kyung-Yoon Kim^{3*}

¹Dept. of Physical Therapy, Gwangju Heemang Hospital

²Dept. of Physical Therapy, Dongshin University Oriental Hospital

³Dept. of Physical Therapy, Dongshin University

요 약 본 연구의 목적은 뇌졸중 환자의 족관절 저축굴근 경직에 대하여 Myotonometer와 surface Electromyography (sEMG)를 이용하여 경직의 정량적 평가에 유용한 지표를 알아보고, 이 지표들과 임상적으로 평가되는 modified Ashworth scale(MAS)과의 관계를 알아보고자 하였다. 족관절 저축굴근의 경직평가는 물리치료사 5명(임상경력 5년이상)이 MAS를 이용하여 MAS 2, 3, 4 해당 군에 각 5명씩을 무작위로 15명씩 배정하였다. 각 군의 조직탄성과 근활성 측정은 Myotonometer와 sEMG로 이완(relaxed)상태와 최대 수의적 수축(contracted)상태에서 측정하였다. 연구 결과, MAS 등급이 높아짐에 따라 이완과 수축상태 간의 조직저항도 전위차와 근활성도의 차이는 작아졌고, 상관관계 분석에서도 MAS 등급이 높아질수록 이완 시보다 수의적 수축 시 실린더가 받는 낮은 강도에서의 상관성이 더 높아짐을 확인할 수 있었다. 따라서 Myotonometer는 경직을 평가하는 방법으로 다양한 인체의 관절에 비교적 쉽게 적용할 수 있으며 경직의 변화를 민감하게 반영할 수 있어 보다 객관적이고 정량적인 경직의 평가 도구로 사용될 수 있을 것이다.

Abstract The aim of this study was to find useful parameters of the between myotonometer and surface electromyography(sEMG) on the medialis gastrocnemius of stroke patients and investigate between these parameters and modified Ashworth scale(MAS) relationship. 5 years clinical experience physical therapist using the Modified Ashworth Scale(MAS) was selected 15 patients with ankle spasticity and divided randomly MAS2, MAS3, MAS4 groups. Myotonometer and sEMG was measured during relaxed and maximum voluntary contractions of the gastrocnemius muscle. The results of this study, the higher MAS score was the lowered the relaxation and contraction state tissue compliance and muscle activity and in the correlation analysis the higher MAS score during voluntary contraction in the cylinder receiving low-intensity correlation could see that increased than relaxation. Therefore, the myotonometer is a useful clinical and research tool with spasticity muscle and can provide objective quantitative data about the efficacy of physical therapy interventions.

Key Words : Stroke, Myotonometer, Surface Electromyography, Medialis gastrocnemius, Muscle spasticity

*교신저자 : Kyung-Yoon Kim

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

접수일 12년 01월 05일

수정일 (1차 12년 02월 02일, 2차 12년 02월 20일)

게재확정일 12년 03월 08일

1. 서론

근육에 나타나는 경직(spasticity)과 경직상태(spastic condition)에 대한 정확한 평가는 신경계 장애가 있는 환자를 모니터링하고, 치료의 중재를 평가하는데 매우 중요하다[1]. 경직은 ‘상위운동신경계 증후군의 하나로서 신장반사의 과흥분성에 기인하는 심부근 반사의 항진과 속도에 비례하는 긴장성 신장반사의 항진으로 특징 지워지는 운동질환’으로 정의된다[2]. 경직은 뇌졸중, 척수손상, 외상성 뇌손상, 다발성 경화증, 뇌성마비와 같은 환자들에게서 빈번히, 과도하게 나타나 운동기능을 방해하며, 기능적 활동을 악화시키는 원인이 된다[3].

근육의 긴장도(muscle tone)나 탄성(compliance)은 경직 상태에 따라 달라지는데, 근긴장도는 근육의 기계적-탄력 (mechanical-elastic characteristics)과 관계된 영향이나 근육의 반사적 자극(reflexive drive)이 반영된 수동적 신장(passive stretch)에 대한 저항으로 정의된다[4]. 이러한 근 긴장도는 여러 가지 상황에 따라 영향을 받는데, 근육의 긴장도와 관련된 조직 탄성은 근육에 어떠한 신경학적 자극 변화 없이 근육의 길이 변화와 근 긴장도(tension) 간의 비(ratio)를 의미한다[5].

근육의 상태를 정확하게 평가하는 것은 치료계획을 수립하고, 치료결과를 판정하는데 있어 매우 중요하다[6]. MAS(modified Ashworth scale)는 임상에서 경직 상태를 평가하는데 보편적으로 사용하는 도구이다. 그러나 MAS는 주관적 평가도구로서 측정시간 신뢰도가 낮으며, 이들 결과 값들은 중간 등급 간 구별이 어려워 작은 변화를 감지할 수 없다[3,7]. 비록 MAS가 현재 임상 평가도구로 많이 사용되고는 있으나 신뢰도가 높은 임상적 경직 평가 도구가 반드시 필요하다.

최근에는 생체역학적 및 전기생리학적 기법들을 사용하여 경직을 평가하는데 사용하고 있는데, 생체역학적 기법에는 우력(torque), ramp and hold, 진자(pendulum) 평가가 있으며, 전기생리학적 기법에는 H-반사, H:M비율, 길이변화에 대한 근전도비(ratio), F-파 등이 있다[8]. 생체역학적 기법은 객관적이고 정량적이기는 하나 검사방법이나 측정지표 등이 표준화되지 못하였고, 각 개인의 생체역학적 특성을 고려해야 하는 문제점을 가지고 있다[9]. 근전도를 사용하는 전기생리학적 기법도 신뢰성과 타당성이 높기는 하나 경직 상태와 관련된 조직의 탄성 변화를 나타내기 어려우며[9,10], 장애가 있는 일부 환자에게 적용하기가 너무 복잡하여 반복적 사용이 적합하지 않다[11].

최근 조직 탄성 측정기(Myotonometer)는 경직 평가 시 매우 유용한 의미를 갖는 것으로 추천되는데[8], 이 장비

는 근육을 비침습적(non-invasive)으로 압박하는 probe로 구성되며, 이 probe에 의해 근육에 적용되는 힘 당 조직이 전위(displacement)되는 정도를 전산화시켜 조직의 탄성의 정도를 알 수 있게 하는 장비이다[12]. 또한, 측정시간의 소요가 적고, 데이터를 다른 측정 장비에 비해 더 빠르게 구할 수 있으며, 분석과정에 대한 많은 훈련 기간이 필요치 않고, 측정시간, 측정자내 신뢰도가 매우 높다[13]. Myotonometer를 이용한 연구들로는 정상인의 근긴장도나 근력의 비교[14], 만성통증환자[15], 그리고 다양한 운동이나 치료적 중재[8,16]에 따른 근력차이에 대한 사례들이 일부 보고된 바 있으나, 국내에서는 정상인을 대상으로 근력검사를 실시한 김선엽[17] 연구 이외에는 전무하다.

본 연구는 상위신경계 대표적 질환 중 하나인 편마비 환자에서 족관절 저축굴근의 경직 상태를 5명의 치료사가 주관적 임상평가 방법인 MAS로 선평가 후, surface Electromyography(sEMG)와 Myotonometer를 이용하여 해당 각 등급의 근육 특성(근활동 전위 및 조직탄성)을 정량적으로 평가 및 비교함으로써 향후 근긴장도의 증가를 보이는 환자의 근 특성 평가 시 Myotonometer의 활용을 위한 기초자료로 제안하고자 한다.

2. 연구방법

2.1 연구 대상

뇌경색 혹은 뇌출혈에 의한 편마비 환자 중 이학적 검사 소견상 하지에 경직을 나타내며, 관절 구축이 없으며, 임상적 평가상 MAS 2, 3, 4에 해당하는 15명을 대상으로 하였다. 또한 과거 항경직성 약물 혹은 기타 경직에 대한 치료를 받은 병력이 있거나, 검사자의 지시를 충분히 따르지 못한 정도로 심한 지적 감퇴를 보이는 환자들은 연구대상에서 제외시켰다.

2.2 연구방법

2.2.1 임상적 평가

대상환자의 환측 족관절 저축굴근(내측 비복근)의 경직평가는 임상경력 5년이 넘는 5명의 물리치료사가 modified Ashworth scale(MAS)을 이용하여 평가 후 각 해당군으로 무작위 배정하였다. 대상환자는 의자에 편하게 앉게 하여 충분히 이완시킨 후 족관절을 최대한 빨리 굴곡시키는 수동관절운동을 가하여 느껴지는 저항을 주관적으로 평가하여 0부터 5까지의 등급(grade)으로 나누었다[표 1].

[표 1] MAS(modified Ashworth scale)
[Table 1] MAS(modified Ashworth scale)

등급	특징
0	근긴장도의 증가가 없다.
1	굴곡과 신전 운동을 시킬 때 관절가동범위 끝 부분에서 약간의 저항이 감지되며, 근긴장도에서 적은 저항을 보인다.
2	가동범위의 1/2이하에서부터 약간의 저항이 감지되며 근긴장도에서 약간의 증가를 보인다.
3	가동범위에서 현저히 근긴장도가 증가하지만 운동은 가능하다.
4	전 가동범위에서 상당히 근긴장도가 증가하고 수동운동이 어렵다.
5	수동운동이 불가능하다.

2.2.2 정량적 평가 도구

(1) 근긴장도측정기(Myotonometer)

족관절 저축굴근인 내측 비복근(medialis gastrocnemius)의 근 긴장도를 측정하기 위해 Myotonometer®(NeurogenicTechnologies, Inc)를 사용하였다. 이 장비는 근이완 또는 근수축 시 근육의 긴장 상태를 측정할 수 있도록 고안된 장비로, 측정된 조직들의 긴장상태는 전산화하여 수치로 표현되도록 되어 있다. 측정기 부분은 내측 실린더와 외측 실린더로 구성된다. 조직의 저항에 따라 두 실린더 간에 거리가 변하게 되어 조직의 저항치가 힘으로 환산된다. 실린더가 받는 힘은 8단계(0.25, 0.75, 1.00, 1.25, 1.5, 1.75, 2.00 kg)로 구분되어 각 해당되는 지점에서 전위(displacement)되는 정도(mm)를 측정한다.

(2) 표면근전도(surface EMG)

족관절 저축굴근인 내측 비복근(medialis gastrocnemius)에 대한 근전도 신호 수집과 처리를 위해 BTS Pocket EMG(BTS, 2003, Italy)를 사용하였다. 신호의 표본수집률은 1000 Hz로 설정하였으며, 20-500 Hz영역으로 필터링하였다. 소프트웨어 Myolab program을 사용하여 근전도를 표시하고 분석하며 서류화하였다.

2.2.3 평가과정

연구대상자는 번화가 쓰인 공이 들어 있는 주머니에서 무작위로 추출한 공에 표기된 표식에 따라 측정 순서를 정하였다.

피검자는 편안하게 앉드리게 하고 검사가 용이하도록 족관절 아래에 베개를 두고 하지가 완전히 이완상태가 되게 한 후 시작하였고, 측정은 아무런 힘을 주지 않은 이완(relaxed) 상태와 최대 수의적 수축(contractd)을 한

상태를 각각 측정하였다. 먼저, 근긴장도 측정은 측정기(probe) 부분을 표면근전도 전극으로부터 약 1.5 cm 떨어진 곳에 위치시켜 1초 간격으로 증가되는 8단계에서 각각의 전위 차이를 획득하였고, 동시에 근전도 활동전위는 근긴장도측정 시 획득되는 동일 시간대에 실효치(root mean square; RMS)를 기록하였다. 기록전극(recording electrode)은 일회용 전극(2225, 3M, Korea)을 사용하여 족관절 저축굴근인 내측비복근의 근복(belly)에 부착하였고, 접지전극(ground electrode)은 하지 움직임과 관계없는 우측 손등에 부착하였다. 피부 저항을 최소로 하기 위해 전극 접촉 부위를 의료용 알코올로 닦고 건조시킨 후 부착하여 측정하였다. 측정 시 족관절은 검사대 밖으로 나오게 하고 최대 힘을 이끌어 내기 위해 치료사의 무릎을 피검자의 발바닥에 대어 누르도록 큰 소리로 독려하여 최대 힘을 유도하였다. 10초 동안 자료값을 선형필터한 후 초기와 마지막 2초를 제외한 8초 동안의 3회 평균값을 산출하여 최대 수의적 수축력으로 결정하였고, 각 측정 사이에 5분간의 휴식시간을 두어 근피로를 방지하였다.

2.3 통계방법

SPSS 18.0 ver. for windows®을 사용하여 근활성에 대한 실효치와 근긴장도 결과값은 평균 및 표준편차로 산출하였고, 근긴장도측정기로 가해진 각 8단계(0.25-2.00 kg)에서 구해진 내측비복근의 실효치(RMS)와 근긴장도 간의 상관성은 피어슨 적률 상관계수(Pearson's product-moment correlation coefficient)로 분석하였다. 통계학적 유의수준은 $\alpha = 0.05$ 로 하였다.

3. 결과

3.1 연구대상자의 특성

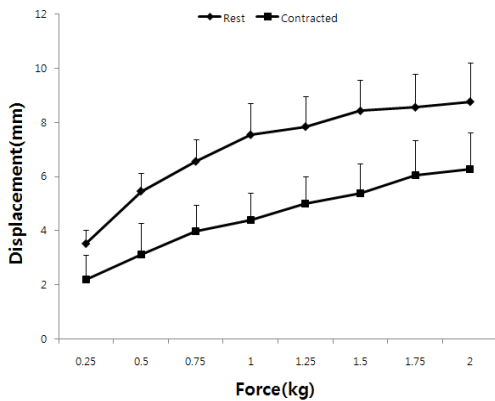
본 연구의 대상자 특성은 표 2와 같다. 일반적 특성으로 대상자의 각각의 평균연령, 평균신장, 평균체중은 MAS 2환자군은 57세, 165 cm, 61 kg, MAS 3환자군은 53세, 163 cm, 63 kg, MAS 4환자군은 55세, 166 cm, 64 kg이었고, 의학적 특성으로 대상자의 각각의 마비측과 병력은 MAS 2 환자군은 우측 2례, 좌측 3례, 출혈 1례, 경색 4례, MAS 3 환자군은 우측 3례, 좌측 2례, 출혈 2례, 경색 3례, MAS 4 환자군은 우측 4례, 좌측 1례, 출혈 2례, 경색 3례였다.

[표 2] 연구대상자의 의학적 특성과 일반적 특징
[Table 2] Characteristics of subjects

구분	MAS 척도		
	등급 2	등급 3	등급 4
케이스 수	5	5	5
나이	57.10±4.11	53.73±2.53	55.40±1.62
신장(cm)	165.25±4.58	163.42±5.19	166.74±3.57
체중(kg)	61.30±3.21	63.13±7.42	64.42±5.47
마 우측	2	3	4
비 좌측	3	2	1
병 출혈	1	2	2
력 경색	4	3	3

3.2 MAS 2 환자군의 근긴장도 변화

MAS 2 등급에 속하는 환자군에서 내측비복근의 이완 시와 수의적 수축 시 각각의 근긴장도 수준을 측정할 결과는 다음과 같다. 이완 시 내측비복근은 0.25 kg의 힘에 3.36 mm, 2.00 kg에는 8.67 mm의 전위를 보였고, 수의적 수축 시에는 0.25 kg의 힘에 2.36 mm, 2.00 kg에는 6.38 mm의 전위를 보였다. 가해진 힘(kg) 당 조직의 전위(mm) 수준은 그림 1에 나타내었다.



[그림 1] MAS 2 환자군의 근긴장도 변화
[Fig. 1] Changes in muscle tone of MAS 2

3.3 MAS 2 환자군의 근 활동전위와 근긴장도 간의 관계

MAS 2 등급에 속하는 환자군에서 내측비복근의 이완 시와 수의적 수축 시 각각의 근 활동전위와 근긴장도 간의 상관관계를 분석한 결과는 표 3, 표 4와 같다. 내측비복근 이완 시 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00 kg에서 유의한

상관관계를 보였으며($p < .05$), 수의적 수축 시에는 0.75, 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00 kg에서 유의한 상관관계를 보였다($p < .05$).

[표 3] MAS 2 이완 시 RMS와 근 긴장도간의 관계
[Table 3] Correlation coefficients during rest between RMS and myotonometer measurements at MAS 2

힘(kg)	근전도-근긴장도의 상관관계(r)	p
0.25	-0.71	0.17
0.50	-0.83	0.07
0.75	-0.83	0.07
1.00	-0.89	0.04*
1.25	-0.88	0.04*
1.50	-0.90	0.03*
1.75	-0.89	0.04*
2.00	-0.89	0.04*

Tested by Pearson's product-moment correlation coefficient (*; $p < .05$)

[표 4] MAS 2 수의적 수축 시 RMS와 근 긴장도간의 관계
[Table 4] Correlation coefficients during voluntary contraction between RMS and myotonometer measurements at MAS 2

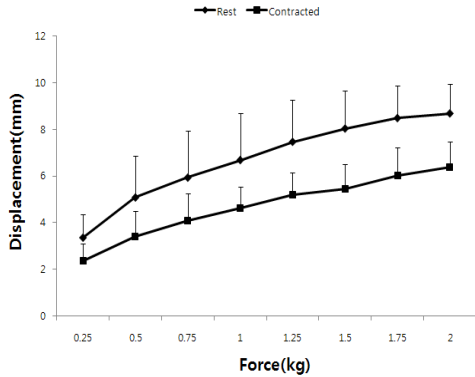
힘(kg)	근전도-근긴장도의 상관관계(r)	p
0.25	-0.82	0.08
0.50	-0.86	0.06
0.75	-0.88	0.04*
1.00	-0.89	0.04*
1.25	-0.90	0.03*
1.50	-0.90	0.03*
1.75	-0.90	0.03*
2.00	-0.90	0.03*

Tested by Pearson's product-moment correlation coefficient (*; $p < .05$)

3.4 MAS 3 환자군의 근긴장도 변화

MAS 3 등급에 속하는 환자군에서 내측비복근의 이완 시와 수의적 수축 시 각각의 근긴장도 수준을 측정할 결과는 다음과 같다. 이완 시 내측비복근은 0.25 kg의 힘에 3.36 mm, 2.00 kg에는 8.67 mm의 전위를 보였고, 수의적 수

축 시에는 0.25 kg의 힘에 2.36 mm, 2.00 kg에는 6.38 mm의 전위를 보였다. 가해진 힘(kg) 당 조직의 전위(mm) 수준은 그림 2에 나타내었다.



[그림 2] MAS 3 환자군의 근긴장도 변화
[Fig. 2] Changes in muscle tone of MAS 3

3.5 MAS 3 환자군의 근 활동전위와 근긴장도 간의 관계

MAS 3 등급에 속하는 환자군에서 내측비복근의 이완 시와 수의적 수축 시 각각의 근 활동전위와 근긴장도 간의 상관관계를 분석한 결과는 표 5, 표 6와 같다. 내측비복근 이완 시 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00 kg에서 유의한 상관관계를 보였으며(p<.05), 수의적 수축 시에는 0.50, 0.75, 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00 kg에서 유의한 상관관계를 보였다(p<.05).

[표 5] MAS 3 이완 시 RMS와 근 긴장도간의 관계
[Table 5] Correlation coefficients during rest between RMS and myotonometer measurements at MAS 3

힘(kg)	근전도-근긴장도의 상관관계(r)	p
0.25	-0.78	0.11
0.50	-0.83	0.07
0.75	-0.87	0.05
1.00	-0.88	0.04*
1.25	-0.88	0.04*
1.50	-0.89	0.03*
1.75	-0.89	0.03*
2.00	-0.91	0.03*

Tested by Pearson's product-moment correlation coefficient (*; p<.05)

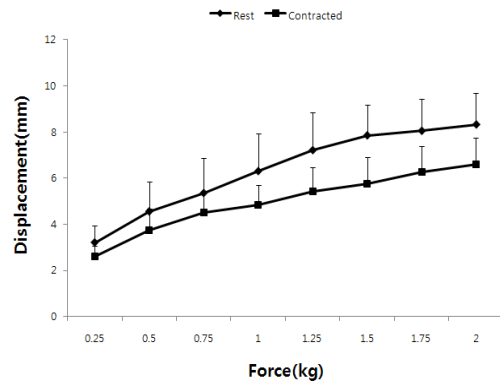
[표 6] MAS 3 수의적 수축 시 RMS와 근 긴장도간의 관계
[Table 6] Correlation coefficients during voluntary contraction between RMS and myotonometer measurements at MAS 3

힘(kg)	근전도-근긴장도의 상관관계(r)	p
0.25	-0.73	0.16
0.50	-0.88	0.04*
0.75	-0.89	0.04*
1.00	-0.93	0.02*
1.25	-0.91	0.02*
1.50	-0.89	0.03*
1.75	-0.91	0.03*
2.00	-0.92	0.02*

Tested by Pearson's product-moment correlation coefficient (*; p<.05)

3.6 MAS 4 환자군의 근긴장도 변화

MAS 4 등급에 속하는 환자군에서 내측비복근의 이완 시와 수의적 수축 시 각각의 근긴장도 수준을 측정한 결과는 다음과 같다. 이완 시 내측비복근은 0.25 kg의 힘에 3.2 mm, 2.00 kg에는 8.32 mm의 전위를 보였고, 수의적 수축 시에는 0.25 kg의 힘에 2.62 mm, 2.00 kg에는 6.58 mm의 전위를 보였다. 가해진 힘(kg) 당 조직의 전위(mm) 수준은 그림 3에 나타내었다.



[그림 3] MAS 4 환자군의 근긴장도 변화
[Fig. 3] Changes in muscle tone of MAS 4

3.7 MAS 4 환자군의 근 활동전위와 근긴장도 간의 관계

MAS 3 등급에 속하는 환자군에서 내측비복근의 이완 시와 수의적 수축 시 각각의 근 활동전위와 근긴장도 간의 상관관계를 분석한 결과는 표 7, 표 8와 같다. 내측비

복근 이완 시 0.75, 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00 kg에서 유의한 상관관계를 보였으며(p<.05), 수의적 수축 시에는 0.50, 0.75, 1.00, 1.25, 1.50, 1.75, 2.00 kg에서 유의한 상관관계를 보였다(p<.05).

[표 7] MAS 4 이완 시 RMS와 근 긴장도간의 관계
[Table 7] Correlation coefficients during rest between RMS and myotonometer measurements at MAS 4

힘(kg)	근전도-근긴장도의 상관관계(r)	p
0.25	-0.84	0.07
0.50	-0.86	0.06
0.75	-0.89	0.04*
1.00	-0.89	0.04*
1.25	-0.89	0.03*
1.50	-0.90	0.03*
1.75	-0.90	0.03*
2.00	-0.90	0.03*

Tested by Pearson's product-moment correlation coefficient (*; p<.05)

[표 8] MAS 4 수의적 수축 시 RMS와 근 긴장도간의 관계
[Table 8] Correlation coefficients during voluntary contraction between RMS and myotonometer measurements at MAS 4

힘(kg)	근전도-근긴장도의 상관관계(r)	p
0.25	-0.85	0.07
0.50	-0.87	0.04*
0.75	-0.88	0.04*
1.00	-0.89	0.03*
1.25	-0.90	0.03*
1.50	-0.90	0.03*
1.75	-0.91	0.03*
2.00	-0.90	0.03*

Tested by Pearson's product-moment correlation coefficient (*; p<.05)

4. 논의

환자의 신경학적 손상들은 일차적으로 신경근육계에 손상을 주며, 기능적 동작 수행 시 동원되는 운동신경원들의 수, 유형 및 발사빈도에 영향을 주고, 이러한 일차적 변화에 의한 이차적 손상은 근수축을 통한 기계적 힘을 발휘하는 근 능력을 손상시킨다[18]. 또한 이차적 손상은

근 긴장도(tonic), 탄성(compliance), 경직도(stiffness)등 근 섬유의 변화를 가져오는데, 긴장도란 수동적 신장 시 나타나는 조직의 저항을 의미하며, 탄성이란 신경학적 자극이 없는 상태에서 근육의 길이가 늘어나면서 나타나는 긴장도를 의미하며, 경직도는 조직의 전위(displacement)를 일으키는 힘의 강도를 의미한다[19].

골격근의 기능 변화를 모니터링하고, 정확하게 평가하는 것은 치료계획 수립 및 치료결과를 판정하는데 있어서 매우 중요하다[1]. 현재 임상에서는 수동적 신장을 통해 환자의 경직 상태를 평가하는 MAS를 사용하고 있으나 최근에는 생체역학적 및 전기생리학적 기법들을 사용하여 경직을 평가하는데 다양한 접근법들이 이루어지고 있다. 뇌졸중 환자의 근경직과 관련하여 많은 선행연구들에서 MAS와 함께 sEMG를 사용하여 비교분석하여 그 의미를 해석하는 연구들이 보고되고 있는데[20], 이러한 전기생리학적 기법은 신뢰성과 타당성이 높으나 경직 근육 조직의 탄성 변화를 나타내기 어렵고[9,10], 장비 사용이 복잡하여 환자에게 반복적 사용이 어렵다[11].

본 연구에서는 MAS를 통한 경직의 주관적 임상평가를 Myotonometer와 sEMG를 이용하여 각 등급의 근 특성(근활동 전위 및 근긴장도)을 정량적으로 재평가하여 각 등급에서의 평가 방식에 따른 근 특성을 비교하고자 하였다.

한편, 근긴장도는 근육의 기계적-탄력 특성과도 상당히 밀접한 관련이 있는데, 근육의 탄성을 평가하는 방법으로 Myotonometer를 이용하는 방법이 최근 개발되었다. Myotonometer는 이중으로 구성된 측정봉으로 총 8단계의 힘으로 눌러지는 조직의 전위(mm)변화를 측정봉과 연결된 변환기를 통해 전산화하여 길이-긴장(length-tension) 그래프로 표현시켜준다. 이 장비의 장점은 측정 시 관절의 움직임을 일으키지 않아 통증이 동반된 대상자나 관절 운동범위 제한이 있는 환자도 효과적으로 사용할 수 있다. 근육의 경직도(stiffness)를 측정하는 방법은 대부분 근육의 장축 방향을 따라 적용한 힘에 대한 길이 변화 비로 측정하였으나 본 연구에서는 Myotonometer를 사용하여 근육의 길이 방향과 직각으로 적용한 각 단위 힘에 의한 조직의 깊이(mm) 변화를 측정하는 방법을 이용하였다[12,17,21].

Leonard 등[8]은 상위운동신경원 환자를 대상으로 MAS와 Myotonometer 수치 간의 상관관계를 측정하였는데 .64에서 .81로 중등도에서 높은 수준의 상관관계가 있음을 보고하였다. 본 연구에서는 편마비 환자를 MAS 등급별로 구분하여 내측 비복근(medial gastrocnemius) 이완 시와 수축 시 Myotonometer 측정 결과 MAS 등급이 높을수록 이완 시 Myotonometer 수치가 낮아짐을 확인한

수 있었다[그림 2-4]. 즉, MAS 등급이 높을수록 이완 및 수축 시 근 긴장도가 높음을 알 수 있었다. 이는 경직이 발생하면 신장반사의 과흥분성으로 인하여 심부건 반사의 항진 및 긴장성 신장반사의 항진으로 불수의적인 근 수축이 유발되어 이완 시에도 근육의 과도한 긴장이 발생되어 조직탄성도가 높아진 것으로 생각된다[22].

근육의 활동전위(activation)와 근 긴장도와 상관관계가 있는지 알아보기 위해 Leonard 등[12]은 정상인을 대상으로 상완이두근(biceps brachii) 이완 시와 등척성 수축(6.8 kg), 최대 등척성 수축 시에 표면 근전도(SEMG) 검사 결과와 Myotonometer를 통해 두 측정법의 상관관계를 분석하였는데, 상관계수는 $-0.70 \sim -0.90$ 범위를 나타냈으며, 근긴장도검사기 $1.00 \sim 2.00$ kg 범위에서 근전도 검사와 가장 높은 상관관계가 있다고 보고하였으며, Leonard 등[13]은 상완이두근과 외측 비복근에 Myotonometer를 적용하여 신뢰도를 측정하였는데 가장 높은 신뢰도는 상완이두근과 외측 비복근 수축 시에 나타났고, 가장 낮은 신뢰도는 두 근육 모두 이완 시에 측정되었다. 김선엽[17]도 상완이두근과 대퇴사두근에 Myotonometer를 적용하여 검사자내 신뢰도를 측정하였는데 근육 이완 시보다 수축 시에 더 높은 신뢰도를 나타낸다 하였다. 또한, Rydahl과 Brouwer[16]은 뇌졸중 환자와 정상인을 대상으로 이완 시와 수축 시의 조직 탄성을 비교하여 Myotonometer가 수축성 조직 병변이 있는 근육의 긴장도를 객관적으로 평가하기 유용하다고 하였다. 본 연구에서는 각 MAS 등급 환자의 내측 비복근 이완 시와 수축 시에 표면 근전도 검사 결과와 Myotonometer 측정 결과를 상관관계로 분석하였는데, MAS 2 환자군에서 이완 시에는 $-0.71 \sim -0.90$ 범위를, 수축 시에는 $-0.82 \sim -0.90$ 범위의 상관계수를 나타냈고, MAS 3 환자군에서 이완 시에는 $-0.78 \sim -0.91$ 범위를, 수축 시에는 $-0.73 \sim -0.92$ 범위의 상관계수를 나타냈다. 그리고 MAS 4 환자군에서 이완 시에는 $-0.84 \sim -0.90$ 범위를, 수축 시에는 $-0.85 \sim -0.90$ 범위의 상관계수를 나타냈다. 이러한 결과로 미루어 보아 MAS 2, 3, 4 환자군은 이완 시 보다 수축 시 상관계수가 더 높아지는 것을 확인할 수 있었다.

본 연구를 통해 경직을 평가하는 방법인 근활성 변화와 조직탄성도의 변화가 밀접한 관계가 있다는 것을 알 수 있었으며 MAS의 등급이 높아질수록 조직탄성도가 낮아짐을 확인하였다. 하지만, 경직의 정의는 수동적 신장 속도에 반응하는 근육의 저항이므로 경직을 측정 시 수동적 신장이 필요하나 경직은 신경학적 과흥분 요소뿐만 아니라 근육의 기계적인 성질 변화도 경직에 상당 부분 영향을 준다고 보고되고 있어[23], 본 연구에서는 경직의 반사 항진으로 인한 근육의 자체적인 생체역학적 변화를

알아보고자 하여 속도(velocity), 근육의 길이가 변화하는 관절의 움직임은 배제하였다. 즉, 경직 평가 시 근육의 기계적 특성인 생체역학적 특성도 앞으로 고려하여야 할 매우 중요한 요소이며, Myotonometer 측정 수치가 경직 근육의 생체역학적 변화를 반영하는 유의한 지표라 할 수 있을 것이다.

5. 결론

본 연구에서는 뇌졸중 환자를 대상으로 MAS 등급에 따른 근활성을 표면 근전도를 통해 측정하였고, 근긴장도 검사를 통해 근섬유 탄성과 경직도를 알아보았으며 이 두 측정법의 상관관계를 분석하였다. 두 측정법은 매우 높은 상관관계를 나타내었는데 이는 경직 평가 시 근육의 조직탄성도 매우 중요한 요소임을 나타낸다. 즉, 경직을 치료 하고 평가 시 조직탄성도를 측정하여 치료 전 후의 변화된 정보를 분석하여 경직을 정량적으로 평가 할 수 있을 것이다.

References

- [1] K. L. Harburn, K. M. Hill, A. A. Vandervoort, A. Helewa, C. H. Goldsmith, A. Kertesz, R. W. Teasell. "Spasticity measurement in stroke: a pilot study", *Can J Public Health*, Vol. 2, pp.41-45, 1992.
- [2] W. Z. Rymer and R. T. Katz. "Mechanisms of spastic hypertonia", *Phys Med Rehabil*, Vol. 8, pp. 441-454, 1994.
- [3] S. J. Lee, T. R. Han. "A quantitative assessment of spasticity in hemiplegic patients using isokinetic dynamometer", *J Korean Acad Rehab Med*, Vol. 22(4), pp.784-792, 1998.
- [4] C. T. Leonard. "Motor behavior and neural changes following perinatal and adult-onset brain damage: implications for therapeutic interventions", *Phys Ther*, Vol. 74(8), pp. 753-767, 1994.
- [5] V. Dietz, W. Berger. "Normal and impaired regulation of muscle stiffness in gait: a new hypothesis about muscle hypertonia", *Exp Neurol*, Vol. 79(3), pp. 680-687, 1983.
- [6] D. H. Sung, J. M. Kim, K. W. Lee, S. Y. Kim, Y. J. Ra, J. Y. Jung, H. D. Park, S. J. Yoo. "A quantitative assessment of knee extensor spasticity using isokinetic dynamometer", *J Korean Acad Rehab Med*, Vol. 26(3),

- pp. 321-326, 2002.
- [7] B. M. Haas, E. Bergstrom, A. Jamous, A. Bennie, "The interrater reliability of the original and of the modified Ashworth scale for the assessment of spasticity in patients with spinal cord injury", *Spinal Cord*, Vol. 34 pp. 560-564, 1996.
- [8] C. T. Leonard, J. U. Stephens, S. L. Stroppel. "Assessing the spastic condition of individuals with upper motoneuron involvement: validity of the myotonometer", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 82(10), pp. 1416-1420, 2001.
- [9] R. T. Katz, W. Z. Rymer. "Spastic hypertonia: mechanisms and measurement", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 70(2), pp. 144-155, 1989.
- [10] J. S. Worley, W. Bennett, G. Miller, M. Miller, B. Walker, C. Harmon. "Reliability of three clinical measures of muscle tone in the shoulders and wrists of post stroke patients", *Am J Occup Ther*, Vol. 45(1), pp. 50-58, 1991.
- [11] E. W. Jones, G. P. Mulley. "The measurement of spasticity In: Rose FC, editor. *Advances in stroke therapy*", New York: Raven Pr; pp. 187-195, 1982.
- [12] C. T. Leonard, J. S. Brown, T. R. Price, S. A. Queen, E. L. Mikhailenok. "Comparison of surface electromyography and myotonometer measurements during voluntary isometric contractions", *J Electromyogr Kinesiol*, Vol. 14(6), pp. 709-714, 2004.
- [13] C. T. Leonard, W. P. Deshner, J. W. Romo, E. S. Suoja, S. C. Fehrer, E. L. Mikhailenok. "Myotonometer intra- and interrater reliabilities", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 84(6), pp. 928-932, 2003.
- [14] A. A. Fischer. "Pressure algometry over normal muscles", Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold. *Pain*, Vol. 30(1), pp. 115-126, 1987b.
- [15] F. Sakai, S. Ebihara, M. Akiyama, M. Horikawa. "Pericranial muscle hardness in tension-type headache. A non-invasive measurement method and its clinical application", *Brain*, Vol. 118(2), pp. 523-531 1995.
- [16] S. J. Rydahl, B.J. Brouwer. "Ankle stiffness and tissue compliance in stroke survivors; A validation of Myotonometer measurements. *Arch Phys Med Rehabil* 85(10) pp. 1631-1637, 2004.
- [17] S. Y. Kim. "Intra-Rater and Inter-Rater Reliability of the Myotonometer in the Assessment of Biceps Brachii and Quadriceps" *Korean Academy of university trained physical therapists*, 14(2), pp. 29-35, 2007.
- [18] A. Shumway-Cook, M. Woollacott. *Motor Control: Theory and practical applications*. Baltimore: Williams & Wilkins, 1995.
- [19] Neurogenic Technologies Inc.. *The myotonometer®. A device for objective measurement of muscle tone*. 5000 Pattee Canyon, St, Missoula, MT 59803.
- [20] I. J. Baquley, K. M. Bailey, S. Slewa-Younan. "Prolonged anti-spasticity effects of bolus intrathecal baclofen", *Brain Inj*, Vol. 19(7), pp. 545-548, 2005.
- [21] M. Murayama, K. Nosaka, T. Yoneda, K. Minamitani. "Changes in hardness of the human elbow flexor muscles after eccentric exercise" *Eur J Appl Physiol*, Vol. 82, pp. 361-367, 2000.
- [22] A. Dario, and G. Tomei. "A benefit-risk assessment of baclofen in severe spinal spasticity", *Drug Saf*, Vol. 27(11), pp. 799-818, 2004.
- [23] A. D. Pandyan, M. Gregoric, M. P. Barnes, D. Wood, F. Van Wijck, J. Burridge, H. Hermens, and G. R. Johnson, "Spasticity: clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement", *Disabil Rehabil*, Vol. 27(1-2), pp. 2-6, 2005.

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

이 정 인(Jeong-In Lee)

[정회원]



- 2012년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 (이학석사)
- 2011년 12월 ~ 현재 : 동신대학교 목포한방병원 물리치료실 근무

<관심분야>

신경생리학, 임상물리치료학

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