뇌졸중 환자의 양측 하지근의 특성비교

서삼기 · 김찬규*
효인병원 물리치료실 · 한려대학교 물리치료학과*

Comparison of on Both Side Lower Extremity Muscle Architecture of Patients with Stroke

Sam-Ki Seo · Chan-Kyu Kim*
Department of Physical Therapy, Hyoin Hospital
*Department of Physical Therapy, Hanlyo University**

Abstract

Background and Purpose: The purpose of this study were to analysis of ultrasound sonography on both sides of tibialis anterior and soleus of stroke patient.
Subject and Methods: The tibialis anterior muscle of eleven subjects (5 male, 6 female) with stroke were scanned with ultrasound sonography at the muscle belly at rest at ankle angles of 90 deg(sitting position) and it were measured with ultrasound sonography on both sides of the leg. Muscle architecture(thickness, pennation angle, fascicle length, density, white area index) was examined using real-time B-mode ultrasonography with 7.5MHz linear-array prob.
Results: Girth of non-paratic side was significantly larger than paratic side. Thickness of non-paratic side was significantly thicker than paratic side. Pennation angle of non-paratic side was significantly larger than paratic side. Fascicle length of non-paratic side was significantly smaller than paratic side. Density of non-paratic side was significantly smaller than paratic side. White area index of non-paratic side was significantly smaller than paratic side.
Conclusions: This study showed that stroke have influenced on mechanical properties and quality properties of skeletal muscle architecture.

Key words: stroke, ultrasound sonography, muscle architecture

I. 서 론

뇌졸중 환자는 생존 시 신경학적 손상으로 인해 운동기능의 장애, 인지 및 지각기능장애, 언어장애 등이 나타나며, 특히 활동의 감소로 근위축을 초래하고 일상생활활동에 장애를 주어 삶의 질을 감소시킨다(Sharp and Brouwer, 1997). 또한 이러한 장애를 통해 뇌졸중환자의 근육기능에 영향을 지속적으로 주게 되어 근육구조의 형태학적인 변화가 마비측에서 많이 나타나게 된다(Li et al., 2007). 많은 연구에서 뇌졸중환자의 근육의 변화가 근육약화, 강직, 구축 등과 밀접하게 연계되어 근체적, 근섬유의 단축, 운동단위 수의 감소가 나타남을 보고 하였다(Patten et al., 2004; Metoki et al., 2003; Chae et al., 2002; Becher et al., 1998). 따라서 뇌졸중환자의 근육구조의 다양성을 평가하는 것은 임상에서 진단과 치료부분에 아주 중요한 역할을 할 수 있다(Li et al., 2007).

뇌졸중 환자의 골격근 평가는 치료프로그램의 효율성, 운동분석, 임상평가도구를 통해 치료 전·후의 신경근과 기능의 변화를 평가하는데 중요한 역할을 한다(Ju et al., 2002). 운동학적 측면에 대한 임상적인 평가는 Modified Ashworth Scale(MAS)과 같은 평가도구 정도로 운동수행

능력을 평가받기도 한다(Yeh et al., 2004). 하지만 이러한 평가도구는 근육의 특성에 있어 특정한 변화를 보여주지 못한다. 따라서 골격근의 기능을 평가하고 분석함에 있어 구조적 특성인 근 섬유의 크기나 두께, 섬유 형태 등을 파악하고 비교하는 연구가 매우 중요하다(Bilodeau et al., 2003; Moore et al., 2002; Svantesson et al., 1998).

골격근의 구조적 특성을 평가하기 위하여 컴퓨터 단층촬영(computerized tomography, CT), 자기공명영상(magnetic resonance image, MRI), 초음파 촬영(ultrasound sonography, US)과 같은 다양한 영상진단장치를 사용할 수 있다. 특히, 실시간 초음파 영상(real-time ultrasound sonography)은 인간의 근 구조(muscle architecture)를 생체 내(in vivo)에서 휴식 시와 근수축 시 비침습적인 방법으로 사용되며(Kuno and Fukunaga, 1995; Kawakami et al., 1993; Henriksson-Larsen et al., 1992), 컴퓨터 단층촬영(computerized tomography, CT)이나 자기공명영상(magnetic resonance image, MRI) 보다 좀 더 값싸고 비교적 휴대성이 간편한 영상기법으로 근육의 특징에 관한 질적이고 양적인 정보를 제공한다(Chi-Fishman et al., 2004).

최근 영상진단장비와 더불어 디지털 영상분석기술의 발달로 골격근 구조의 특성과 기능적인 능력의 변화에 대한 연구(Karamanidis et al., 2006; Andersen et al., 2005; Karamanidis et al., 2005)가 활발하게 진행되고 있다.

골격근 구조는 근육 안에 있는 섬유 속의 기하학적 배열로서 정의되며(Mairet et al., 2006), 주로 근 두께, 우모각, 섬유 속 길이에 의해 특징되어진다(Rutherford and Jones, 1992). 근육 구조의 측정은 영상분석을 통한 횡단면적(cross sectional area), 근육의 두께, 섬유 속 길이(fascicle length), 우모각(pennation angle), 부피(volume) 측정 등이 있다(이정우 등, 2007).

또한 초음파는 다양한 조직 구성에 따라 다르게 반영되는데 초음파 영상에서 근육조직은 어둡게 나타나는 반면에 뼈와 결합조직은 밝게 나타나는데 초음파 영상을 통한 골격근 구조는 역학적 구조와 더불어 질적 구조에 대한 연구가 활발히 진행되어져 오고 있다. 근육의 사용을 제한할 때 근육 크기 감소에 비례해서 근력의 손실이 나타나므로 근력과 근육의 두께는 높은 상관관계를 가지는 것으로 볼 수 있다(Gollnick, 1983).

뇌졸중 환자는 활동부족으로 마비측과 비마비측 모두에서 근위축이 발생하며, 마비측은 신경지배의 상실로 근수축 작용이 결여되어 근위축의 강도가 더 클 것으로 사료되지만, 마비측과 비마비측에 대한 역학적 구조 및 질적 구조에 대한 비교 연구는 거의 없었다(이정우 등, 2007; 안경주 등, 2000).

따라서 본 연구의 목적은 초음파 영상을 이용하여 뇌졸중 환자의 마비측과 비마측에 대한 하지골격근을 다양한 디지털 영상분석 방법을 이용하여 뇌졸중 환자에서 골격근의 기능적 변화를 이해하고, 임상에서 뇌졸중 환자의 진단 및 치료적 효율성을 도모하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 뇌졸중 환자 11명을 대상으로 실험절차에 따라 시행하였으며, 일반적 특성은 [표 1]과 같다. 평균 나이는 62.73±9.77세, 평균 발병기간은 2.39±1.41년으로 나타났다. 또한 편마비는 왼쪽 8명, 오른쪽 3명으로 나타났다.

대상자의 선정 기준은 적절한 의사소통이 가능하고, 하지에 수술적 처치를 하지 않고 뇌졸중 발병 후 1년 이상의 환자를 선정하였다. 또한 실험에 참여하기 전에 모든 대상자에게 본 연구의 목적과 방법에 대하여 충분한 설명을 한 후 동의를 얻었다.

표 1. 뇌졸중 환자의 일반적 특성

	나 이(세)[a]	발병기간(년)[a]	성별[b]		편마비측[b]	
			남	여	Lt	Rt
환자	62.73±9.77	2.39±1.41	5	6	8	3

[a]평균±표준편차, [b]단위: 명

2. 실험방법

골격근 구조 측정을 위한 초음파 영상 수집은 SONOACE 9900(Medison Co., Korea)를 사용하였다. 이 장치의 주파수 변조 범위는 6-8.5MHz이고 gain의 범위는 20-80이다. 초음파 영상 측정에 사용된 초음파 변환기는 7.5MHz 선형탐촉자(linear transducer)이며, gain(G55)은 고정된 값으로 모든 검사에서 동일하게 적용하였다. 측정 자세는 대상자가 앉은 자세에서 무릎을 90도 굴곡하여 발바닥이 바닥면에 닿도록 한 자세에서 양측의 전경골근과 가자미근 각 근육의 근복 길이의 50%되는 지점에서 측정하였다. 이후 얻어진 영상들은 Photoshop CS (Adobe, USA) 프로그램을 통해 8-bit Gray Scale (332×310 pixels)로 변환시킨 후 이 영상을 Image Pro Plus 4.1(Media Cybernetics, USA) 프로그램을 사용하여 분석하였다.

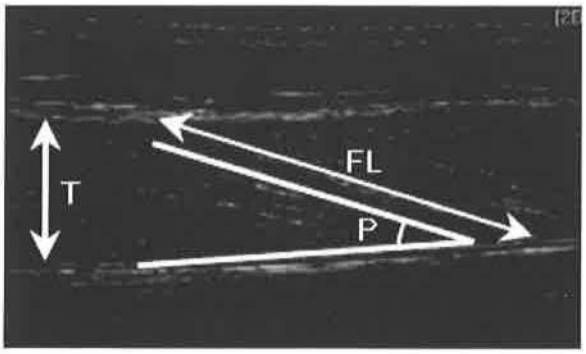

그림 1. Mechanical properties measurement of muscle architecture.
FL: fascicle length, P: pennation angle, T: thickness

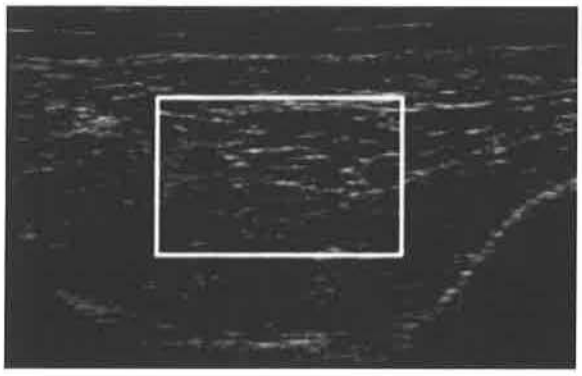

그림 2. Quality properties measurement of muscle architecture.

1) 골격근의 둘레 및 두께의 측정

근육 둘레 측정은 대상자가 의자에 앉아서 줄자로 양측 하퇴삼두근의 근복 길이 50% 되는 지점에서 측정하였다.

근육 두께는 양측의 전경골근과 가자미근 두께를 측정하였는데, 건막(aponeuroses)이 포함되지 않도록 하였고 천부와 심부 건막 사이의 거리를 측정하였다.

근육 두께 측정 시 피부의 압박을 최소화하기 위하여 최대한 주의하였으며 충분한 양의 초음파겔(Dayo Medical, Co., PROGEL-Ⅱ, Korea)을 변환기와 피부사이에 도포하였다.

2) 골격근의 섬유속 길이 및 우모각 측정

골격근의 섬유속 길이와 우모각은 휴식 시에 [그림 1]과 같이 측정하였다. 근육 두께 및 섬유속 길이는 건막(aponeuroses)이 포함되지 않도록 하였고, 우모각은 심부 건막에 연결된 근섬유속의 각으로 측정하였다.

만약 영상에서 섬유속이 획득된 초음파 영상 밖에 있을 경우, 보이지 않는 부분의 길이는 섬유속과 건막 양쪽으로 직선의 연장선을 그어 측정하였는데, 이러한 방법에 의한 오차는 대략 2.4% 혹은 그보다 더 적다고 알려져 있다(Narici et al., 2003; Reeves and Narici, 2003).

3) 골격근의 근육영상밀도 및 백색영역지수 측정

골격근의 근육영상밀도와 백색영역지수를 측정한 영상은 [그림 2]와 같다. 영상을 획득한 후 건막이 포함되지 않도록 하여 사각형의 영역을 선택하여 이곳의 평균 화소값(pixel)을 구한 후, 이것을 근육영상밀도(density)로 정하였다. 화소가 순수한 검정색이면 0이고, 순수한 흰색이면 255가 된다.

백색영역지수는 근육 내에서 에코발생도(echogenicity)가 높은 부분을 정량화하기 위해서 선택된 사각형의 영상에서 눈으로 백색으로 보이는 모든 영역(화소값이 130이상)의 숫자를 전체 화소수의 숫자로 나눈 값으로 하였다(Maurits et al., 2003).

3. 통계방법

본 연구의 통계는 SPSS/PC 12.0 프로그램을 이용하여 처리하였다. 마비측과 비마비측의 골격근 구조에 대한 비교는 윌콕슨 부호순위검정(Wilcoxon signed rank test)을 실시하였다. 통계학적 유의성을 검증하기 위해 유의수준 α는 0.05로 하였다.

III. 연구결과

1. 근육둘레의 비교

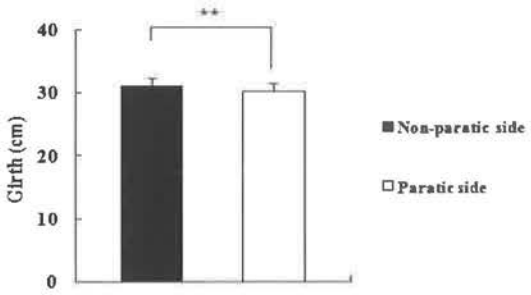

그림 3. Comparison of the lower leg Girth
** : $p<0.01$

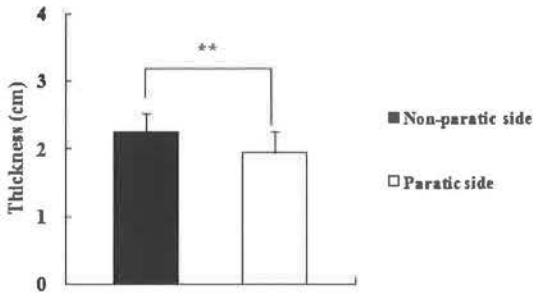

그림 4. Comparison of tibialis anterior thickness.
** : $p<0.01$

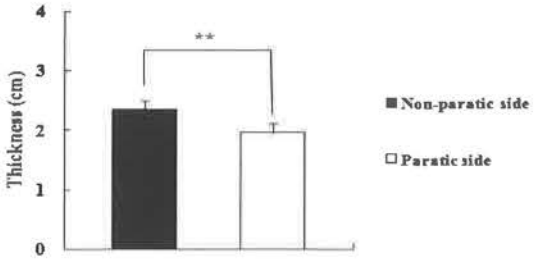

그림 5. Comparison of soleus thickness.
** : p<0.01

마비측과 비마비측의 하퇴삼두근 근육둘레의 비교는 [그림 3]과 같다. 비마비측의 둘레는 평균 30.91±1.42cm, 마비측의 둘레는 평균 30.18±1.32cm로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.01$).

2. 근육두께의 비교

초음파 영상분석에서 전경골근의 비마비측과 마비측의 근육두께의 비교는 [그림 4]와 같다. 비마비측의 두께는 평균 2.25±0.27cm, 마비측의 두께는 평균 1.93±0.32cm 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.01$).

또한 가자미근의 비마비측과 마비측의 근육두께 비교는 [그림 5]와 같다. 비마비측의 두께는 평균 2.34±0.16cm, 마비측의 두께는 평균 1.95±0.17cm로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.01$).

3. 근육영상밀도의 비교

초음파 영상분석에서 전경골근의 비마비측과 마비측의 근육영상밀도 비교는 [그림 6]과 같다. 비마비측의 근육영상밀도는 평균 52.43±2.76, 마비측의 근육영상밀도는 평균 62.56±2.27로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.01$).

또한 가자미근의 비마비측과 마비측의 근육영상밀도 비교는 [그림 7]과 같다.

비마비측의 근육영상밀도는 평균 48.51±1.4, 마비측의 근육영상밀도는 평균 59.01±1.96으로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.01$).

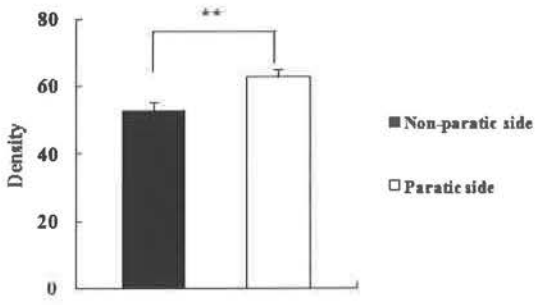

그림 6. Comparison of tibialis anterior density.
** : p<0.01

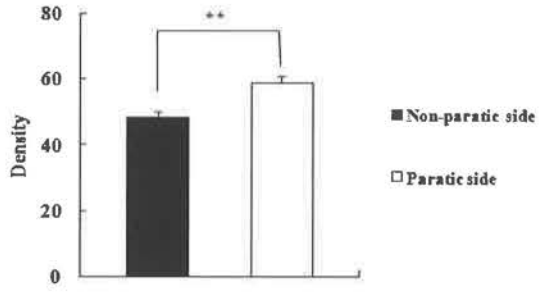

그림 7. Comparison of soleus density.
** : p<0.01

4. 백색영역지수의 비교

초음파 영상분석에서 전경골근의 비마비측과 마비측의 백색영역지수의 비교는 [그림 8]과 같다. 비마비측의 백색영역지수는 평균 0.013±0.003, 마비측의 백색영역지수는 평균 0.034±0.006으로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.01).

또한 가자미근의 비마비측과 마비측의 백색영역지수 비교는 [그림 9]와 같다. 비마비측의 백색영역지수는 평균 0.0014±0.001, 마비측의 백색영역지수는 평균 0.00491±0.001로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.01).

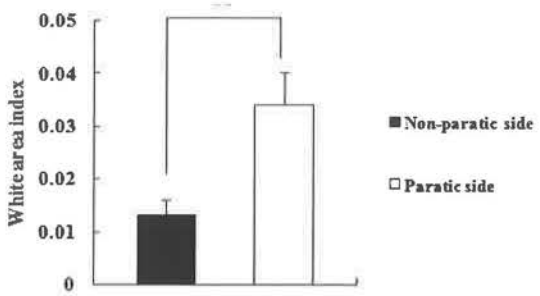

그림 8. Comparison of tibialis anterior white area index.
** : p<0.01

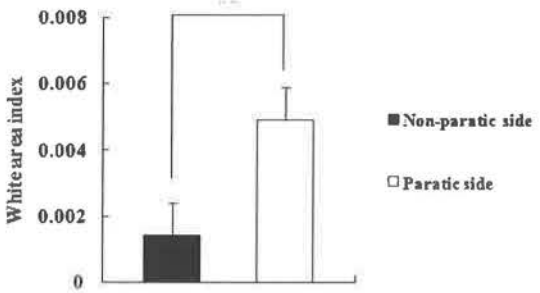

그림 9. Comparison of soleus white area index.
** : p<0.01

5. 우모각의 비교

초음파 영상분석에서 전경골근의 비마비측과 마비측의 우모각의 비교는 [그림 10]과 같다. 비마비측의 우모각은 평균 13.51±0.97°, 마비측의 우모각은 평균 9.32±0.47°로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.01).

또한 가자미근의 비마비측과 마비측의 우모각의 비교는 [그림 11]과 같다. 비마비측의 우모각은 평균 14.96±0.84°, 마비측의 우모각은 평균 10.9±0.82°로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.01).

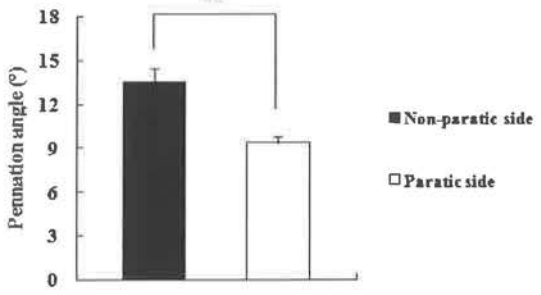

그림 10. Comparison of tibialis anterior pennation angle.
** : p<0.01

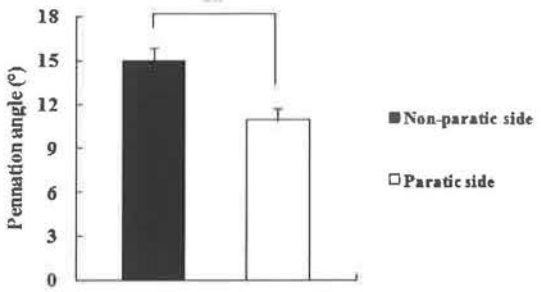

그림 11. Comparison of soleus pennation angle.
** : p<0.01

6. 섬유속 길이의 비교

초음파 영상분석에서 전경골근의 비마비측과 마비측의 섬유속 길이의 비교는 [그림 12]와 같다. 비마비측의 섬유속 길이는 평균 3.66±0.19cm, 마비측의 섬유속 길이는 평균 5±0.21cm로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다(p<0.01). 또한 가자미근의 비마비측과 마비측의 섬유속 길이의 비교는 [그림 13]과 같다. 비마비측의 섬유

속 길이는 평균 3.47±0.2cm, 마비측의 섬유속길이는 평균 4.79±0.24cm로 통계학적으로 유의한 차이가 나타났다($p<0.01$).

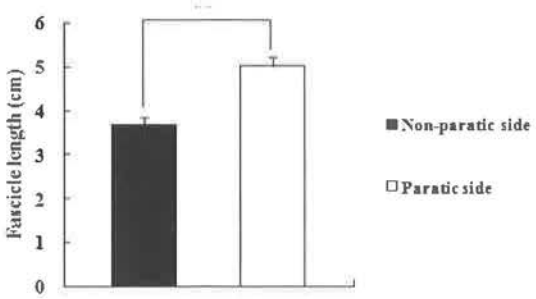

그림 12. Comparison of tibialis anterior fascicle length.
** : p<0.01

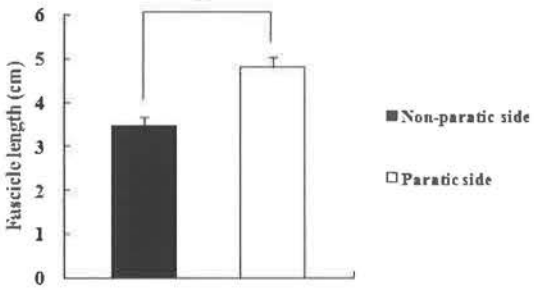

그림 13. Comparison of soleus fascicle length.
** : p<0.01

IV. 고 찰

근육의 변화는 근육의 약증, 강직, 구축과 밀접한 관련성이 있으며(Patten et al., 2004; Chae et al., 2002), 특히 뇌졸중 환자는 마비측에서 근체적의 감소, 근섬유의 단축, 운동단위의 감소로 인하여(Metoki et al., 2003) 마비측 근육의 형태학적 변화가 나타난다(Li et al., 2007). 따라서 뇌졸중 환자의 근육 변화를 평가하는 것은 진단과 치료에 매우 중요하며 임상적 효율성에 도움이 된다. 골격근의 특성에 대한 정보를 정량적으로 평가하기 위한 영상장치 중에서 자기공명영상, 컴퓨터 단층촬영 보다 초음파 영상분석이 사용이 간편하며 비용이 적게 드는 장점을 가지고 있다(Chi-Fishman et al., 2004).

본 연구는 초음파 영상분석을 이용하여 뇌졸중 환자의 하퇴삼두근의 둘레와 전경골근과 가자미근의 구조적인 특성인 두께, 우모각, 섬유속 길이와 질적 특성인 근육영상밀도, 백색영역지수의 마비측과 비마비측의 비교평가를 통해 뇌졸중환자에서 골격근의 구조 변화를 알아보고자 하였다.

뇌졸중 같은 중추신경손상으로 인한 골격근의 변화를 초음파 영상분석으로 보고한 사례는 많지 않지만, 최근의 연구에서 Li 등(2007)은 뇌졸중 환자 상완근의 마비측과 비마측의 변화에 대한 초음파 영상분석에서 우모각은 마비측에서 유의하게 증가하였고, 섬유속 길이는 유의하게 감소하였음을 보고 하였다. Ohata 등(2006)은 성인 뇌성마비 환자의 양측 상완근, 대퇴사두근, 하퇴삼두근, 최장근의 초음파 영상을 통한 두께의 변화에서 양측의 변화는 의미가 없었지만, 보행유무에 따라 근 두께가 보행이 가능한 군이 통계학적으로 유의한 증가가 있음을 보고하였다.

본 연구의 골격근 비교에서도 마비측에서 둘레와 두께는 비마측보다 감소되어 나타났으며, 우모각은 비마측보다 각이 크게 나타났고, 섬유속 길이는 길게 나타나 유의한 차이를 보였다.

또한 초음파는 영상에서 잘 훈련된 근육일수록 선이 밝고 선명하면서 어둡게 나타나지만 약증이나 위축성 근육은 구조가 더욱 산만하여 백색영역이 많이 나타난다(Nielsen et al., 2000). 골격근의 질적 특성에 관련된 근육영상밀도와 백색영역지수에 대한 선행연구에서 나이가 적을수록, 신경계 손상질환이 없는 근육일수록 근육영상밀도와 백색영역지수가 작게 나타남을 보고하고 있다(이정우, 2007; 윤세원 등, 2006; 정진규 등, 2006; Maurits et al., 2004).

초음파 영상을 통한 근육영상밀도와 백색영역지수에 대한 본 연구에서도 근육영상밀도는 비마비측이 마비측보다 높게 나타났으며, 백색영역지수는 비마비측이 마비측보다 높게 나타났다.

이러한 결과로 뇌졸중 환자의 비마비측과 마비측의 하지 골격근 구조는 역학적인 측정인 근육둘레, 근육두께, 우모각, 섬유속길이에서 차이가 나타났으며, 또한 질적 구조인 근육영상밀

도와 백색영역지수에서도 차이가 나타났다.

V. 결 론

본 연구에서는 뇌졸중 환자의 비마비측과 마비측에 대한 하퇴삼두근의 둘레와 전경골근과 가자미근의 초음파 촬영 후 디지털 영상분석 방법을 이용하여 양측을 비교 분석하였다. 양측 하퇴삼두근의 둘레가 차이가 나타났으며, 골격근 구조에 대한 역학적 특성의 비교 분석에서도 근두께, 우모각, 섬유속 길이 모두 차이가 나타났다. 마비측에서 비마비측에 비해 근육둘레와 두께, 우모각은 작게 나타났으며 섬유속 길이는 증가된 것으로 나타났다.

근육의 질적 특성을 비교 분석한 결과 근육 영상밀도와 백색영역지수 모두 마비측에서 비마비측에 비해 높게 나타났다. 따라서 뇌졸중 환자의 하지 골격근 구조에서 마비측 골격근의 변화가 모두 있는 것으로 나타났다. 따라서 본 연구를 통해 뇌졸중 환자의 하지근육의 분석 및 평가에서 임상적으로 신경학적 변화뿐만 아니라 골격근의 변화를 이해하여, 향후 이를 개선하기 위한 치료적 접근법과 치료중재를 고려해야 할 것으로 생각된다.

참고문헌

안경주, 이윤경, 임지회, 최스미, 최명애. 지구력 운동이 급성기 뇌졸중 쥐의 뒷다리근 질량에 미치는 영향. 대한기초간호자연과학회. 2000;2(2):67-80.

윤세원, 황태연, 김용남, 등. 제2형 당뇨병환자의 말초신경 기능 및 골격근의 Echogenicity분석. 대한임상전기생리학회지. 2006;4(1):13-25.

이정우. 신경근전기자극이 골격근 구조변화와 신경순응에 미치는 효과. 동신대학교 대학원 박사학위 논문. 2007.

정진규, 김태열, 김용남, 등. 정상 골격근의 근전도 중앙주파수 및 초음파 영상 밀도 분석. 대한물리치료학회지. 2006;18(1):83-94.

Andersen LL, Tufekovic G, Zebis MK et al. The effect of resistance training combined with timed ingestion of protein on muscle fiber size and muscle strength. *Metabolism Clinical and Experimental.* 2005;54(2): 151-156.

Becher JG, Harlaar J, Lankhorst GJ, Vogelaar TW. Measurement of impaired muscle function of the gastrocnemius, soleus, and tibialis anterior muscles in spastic hemiplegia: a preliminary study. *J Rehabil Res Dev.* 1998;35(3):314-326.

Bilodeau M, Schindler-Ivens S, Williams DM et al. EMG frequency content changes with increasing force and during fatigue in the quadriceps femoris muscle of men and women. *J Electromyo Kinesio.l.* 2003;13(1): 83-92.

Chae J, Yang G, Park RK, Labatia I. Muscle weakness and co-contraction in upper limb hemiparesis: relationship to motor impairment and physical disability. *Neurohabil Neural Repair.* 2002;16: 241-248.

Chi-Fishman G, Hicks JE, Cintas HM et al. Ultrasound imaging distinguishes between normal and weak muscle. *Arch Phys Med Rehabil.* 2004;85(6):980-986.

Felici F, Colace L, Sbriccoli P. Surface EMG modifications after eccentric exercise. *J Electromyogr Kinesiol.* 1997;7:193-202.

Gollnick PD, Parsons D, Riedy M et al. Fiber number and size in overloaded chicken anterior latissimus dorsi muscle. *J Appl Physiol.* 1983;4:1292-1297.

Henriksson-Larsen K, Wretling ML, Lorentzon R et al. Do muscle fibre size and fibre angulation correlate in pennated human muscles? *Eur J Appl Physiol.* 1992;64(1): 68-72.

Ju MS, Lin CC, Chen J, Cheng HS, Lin CW. Performance of elbow tracking under constant torque disturbance in normotonic stroke patients and normal subjects. *Clin*

Biomech(Bristol Avon). 2002;17:640-649.

Karamanidis K, Arampatzis A. Mechanical and morphological properties of human quadriceps femoris and triceps surae muscle-tendon unit in relation to aging and running. *J Biomechanic.* 2006;39(3):406-417.

Karamanidis K, Stafilidis S, DeMonte G et al. Inevitable joint angular rotation affects muscle architecture during isometric contraction. *J Electromyo Kinesiol.* 2005; 15(6);608-616.

Kawakami Y, Abe T, Fukunaga T. Muscle-fiber pennation angles are greater in hyper-trophied than in normal muscles. *J. Appl. Phsyiol.* 1993;74(6):2740-2744.

Kuno S, Fukunaga T. Measurement of muscle fibre displacement during contraction by real-time ultrasonography in humans. *Eur J apl Physyiol.* 1995;70(1):45-48.

Li L, Tong KY, Hu X. The effect of poststroke impairments on brachialis muscle archi -tecture as measured by ultrasound. *Arch Phys Med Rehabil.* 2007;88(2):243-250.

Maurits NM, Beenakker EA, van Schaik DE et al. Muscle ultrasound in children: normal values and application to neuromuscular disorders. *Ultrasound Med Biol.* 2004; 30(8):1017-1027.

Maurits NM, Bollen AE, Windhausen A et al. Muscle ultrasound analysis: normal values and differentiation between myopathies and neuropathies. *Ultrasound Med Biol.* 2003;29(2):215-225.

Metoki N, Sato Y, Satoh K et al. Muscular atrophy in the hemiplegic thigh in patients after stroke. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003;82(11):862-865.

Moore BD, Drouin J, Gansneder BM et al. The differential effects of fatigue on reflex response timing and amplitude in males and females. *J Electromyo Kinesiol.* 2002;12(5):351-60.

Narici MV, Maganaris CN, Reeves ND et al. Effect of aging on human muscle architecture. *J Appl Physiol.* 2003;95(6): 2229-2234.

Nielsen PK, Jensen BR, Darvann T et al. Quantitative ultrasound image analysis of the supraspinatus muscle. *Clinical Biomechanics 15 Suppl.* 2000;1:S13-16.

Ohata K, Tsuboyama T, Ichihashi N, Minami S. Measurement of muscle thickness as quantitative muscle evaluation for adults with severe cerebral palsy. *Phys Ther.* 2006;86(9):1231-1239.

Patten C, Lexell J, Brown HE. Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy. *J Rehabil Res Dev* 2004;41: 293-312.

Reeves ND, Narici MV. Behavior of human muscle fascicles during shortening and lengthening contractions in vivo. *J Appl Physiol.* 2003;95(3):1090-1096.

Refshauge K, Ada L, Ellis E. Science-based rehabilitation; Theories into practice. Butterworth-Heinemann, China. 2005.

Rutherford O. M., & Jones D. A. Measurement of fibre pennation using ultrasound in the human quadriceps in vivo. *Eur J apl Physyiol.* 1992;74:750-754.

Sbriccoli P, Felici F, Rosponi A et al. Exercise induced muscle damage and recovery assessed by means of linear and non -linear sEMG analysis and ultrasonography. *J Electromyogr Kinesiol.* 2001;11(2):73-83.

Sharp SA, Brouwer BJ. Isokinetic strength training of the hemiparetic knee: effects on function and spasticity. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(11):1231-1236.

Svantesson U, Osterberg U, Thomee R et al. Fatigue during repeated eccentric-concentric and pure concentric muscle actions of the plantar flexors. *Clin Biomech.* 1998; 13(4-5):336-343.

Ych CY, Chen JJ, Tasi KH. Quantitative analysis of ankle hypertonia after prolonged stretch in subjects with stroke. *J Neurosci Methods* 2004;137:305-314.