

## 뇌졸중 환자에서 주관절 각도 변화에 따른 상완이두근의 근구조 및 탄성 변화에 관한 연구

배세현<sup>1</sup>, 정찬주<sup>2</sup>, 김경윤<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>광주희망병원 물리치료실, <sup>2</sup>청암대학교 물리치료과, <sup>3</sup>동신대학교 물리치료학과

### A Study on Muscle Architectural and Tissue Compliance of Biceps Brachii in Stroke Patient Based on Elbow Joint Angle

Sea-Hyun Bae<sup>1</sup>, Chan-Joo Jeong<sup>2</sup> and Kyung-Yoon Kim<sup>3\*</sup>

<sup>1</sup>Dept. of Physical Therapy, Gwangju Heemang Hospital

<sup>2</sup>Dept. of Physical Therapy, Cheongam College

<sup>3</sup>Dept. of Physical Therapy, Dongshin University

**요약** 본 연구의 목적은 뇌졸중 환자에서 주관절 각도 변화에 따른 상완이두근(biceps brachii)의 근구조 및 탄성 변화에 관하여 알아보고자 하였다. 연구대상은 주관절 수동 ROM범위가 10°~90°가능하며 MAS(modified Ashworth scale) 1~3등급인 뇌졸중 환자 12명을 대상으로 하였다. 이완(resting) 상태의 건측과 환측 상완이두근의 우모각, 근섬유속길이, 근탄성의 측정에는 초음파 영상 촬영장치와 근긴장도 측정기(myotonometer)를 이용하여 주관절을 10°~90°로 변화시키면서 측정하였다. 본 연구 결과, 환측 상완이두근을 건측과 비교 시 우모각은 신전위치(<40°)에서 큰 값을 나타냈으며( $p<.05$ ), 근섬유속길이는 굴곡위치(>20°)에서 짧은 길이를 나타냈으며( $p<.05$ ), 근긴장은 신전위치(<50°)에서 전위 값이 낮게 나타나 근긴장이 높아짐을 나타냈다( $p<.05$ ). 이렇듯 이완 시 상완이두근의 근구조 및 탄성은 주관절 각도에 의해 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다. 본 결과를 뇌졸중 환자의 근구조 변화 및 임상치료의 연구 자료로 사용할 수 있을 것으로 생각된다.

**Abstract** The aim of this study was to find on muscle architectural and tissue compliance of biceps brachii in stroke patient based on elbow joint angle. The subjects of this study were twelve hemiplegic adults after stroke with passive range of motion in the elbow from 10° to 90° and Modified Ashworth Scale score 1 to 3 were recruited. Ultrasonography and Myotonometer was used to measure biceps brachii muscle pennation angle, fascicle length, and tissue compliance at the rest condition and pennation angle, fascicle length, and tissue compliance of the biceps brachii muscle were measured in the affected and unaffected sides of people after stroke at 9 different elbow angles ranging from 10° to 90° at the rest condition. The results of this study, comparisons found that the pennation angles of the affected biceps brachii muscle were significantly larger( $p<.05$ ) than the unaffected muscle in the most extended positions(<40°), whereas the affected fascicle lengths were significantly shorter( $p<.05$ ) than the unaffected muscle in most flexed positions(>20°), and the affected tissue compliance were significantly lower( $p<.05$ ) than the unaffected muscle in most extended positions(<50°) Therefore, pennation angles, fascicle lengths, and tissue compliance were found to be joint-angle-dependent in both the affected and unaffected sides at the rest condition. Suggest that, the results data can be used as a muscle architectural changes and clinical treatment research in stroke patients.

**Key Words** : Stroke, Biceps brachii, Ultrasonographic, Myotonometer, Muscle architectural, Tissue compliance

\*Corresponding Author : Kyung-Yoon Kim (Dongshin University)

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

Received September 7, 2012 Revised (1st October 17, 2012, 2nd October 22, 2012) Accepted December 6, 2012

## 1. 서론

뇌졸중 환자들의 신경학적 손상은 운동기능 장애의 중요한 원인이다. 이러한 운동기능 장애는 환측 근육의 구조적인 변화를 동반하며 근육의 기능에 영향을 미친다 [1]. 선행 연구들은 뇌졸중 환자의 환측 근육 양(muscle volume)의 감소, 근 섬유(muscle fiber)의 단축, 운동단위(motor units)의 감소가 나타난다 하였다[2,3]. 이러한 근육의 변형은 근 약화, 경직, 구축과 큰 관련이 있다[3]. 그 중 경직은 뇌졸중 환자들에게서 빈번히, 과도하게 나타나 운동기능을 방해하며, 기능적 활동을 악화시키는 원인이 된다[4]. 그러므로 뇌졸중 환자에서 근육의 구조적인 변화를 평가하는 것은 임상적 진단과 치료에 있어서 매우 중요하다.

일반적으로 임상에서는 뇌졸중 환자의 경직 정도 평가를 대부분 MAS(Modified Ashworth Scale)를 사용하는데, 이러한 평가는 근육의 구조적인 변화를 판단할 수 없으며, 평가자의 주관적인 개입이 결과에 영향을 미칠 수 있다[4]. 이러한 단점을 최소화하고 근육 구조의 객관성을 높인 비침습적(non-invasive) 측정 방법인 초음파 영상분석이 그 대안이 될 수 있다. 초음파 영상 분석은 생체 내에서 비침습적으로 근육과 건의 특성을 연구하는데 사용되며, CT 및 MRI 등과 같은 다른 진단 영상 검사와 비교 시 비용이 저렴하고, 공간에서 관절의 움직임을 측정하는 것이 가능하며, 검사 시 방사선의 위험이 없이 간편하게 시행할 수 있는 장점들이 있다[5]. 그리고 초음파 영상분석을 통해 우모각(pennation angle), 근섬유속길이(fascicle length) 등의 근육 구조의 객관적 특성을 측정하여 분석할 수 있다[6]. 임상에서 초음파 영상을 통한 근육 구조의 비교 및 분석은 치료의 기전해석 및 중재 내용에 상당한 영향을 미칠 수 있어 그 중요성이 강조된다[7,8].

한편, 환자의 근육에 대한 특성을 정확히 파악하는 것은 여러 면에서 중요하다. 초음파 영상을 통한 근육의 구조적 형태 분석 외에 Myotonometer의 개발로 근육 조직의 탄성(근긴장도)을 객관적 및 정량적으로 측정할 수 있게 되었다. 이 장비는 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 [9]. 측정시간의 소요가 적고, 데이터를 다른 측정 장비에 비해 더 빠르게 구할 수 있으며, 분석과정에 대한 많은 훈련 시간이 필요치 않고, 측정자 간, 측정자 내 신뢰도가 매우 높다[9,10]. 따라서 이들 장비의 사용으로 인해 환자의 근 특성을 보다 객관화 및 정량화시켜 근육의 상태를 파악하는데 도움을 받을 수 있게 되었다.

지금까지 골격근(skeletal muscle)에 대한 연구결과들에서 횡단면적(cross-sectional area), 모멘트팔(moment arm), 길이-장력(length-tension)에 의해 관절에서 생성되는 힘은 근육의 구조적 요소들과 큰 관련이 있음을 밝히고 있다.[11] 또한, 이러한 근육 구조는 관절의 위치에 따라 변한다고 하였다[12]. 따라서, 본 연구에서는 관절 각도 변화에 따라 근육의 변화를 알아보고자 하였다. 뇌졸중 환자는 상위운동신경원의 2차적 현상으로 이완 시 주관절이 굴곡되는 경향을 나타내며, 골격근은 바뀐 관절 위치에 순응하게 되는데[12,13], 이러한 굴곡된 자세의 부동 및 경직이 주관절 내의 근절수를 감소시켜 근섬유속 길이와 우모각의 변화를 동반해 수의적 수축을 어렵게 한다[14]. Kim 등[13]은 뇌졸중 환자 상지근육의 과항진(hyperactivity)은 이완 시 주관절의 불수의적인 굴곡 위치를 만들어 근절의 감소를 가져와 근수축 능력을 감소시킨다 하였다. 따라서, 뇌졸중 환자의 이완 시 근구조의 특징을 분석하는 것은 수의적 근수축 능력을 이해하는 기초자료가 될 수 있을 것으로 생각된다. 그러나, 지금까지 뇌졸중 발병 후 이완 시에서 관절 각도를 변화시켜 상지근육의 구조적 특징을 초음파로 평가한 연구는 전무하다. 따라서 관절의 움직임을 배제한 근육 구조의 측정보다 관절 각도 변화에 따른 이완 시 근육 구조의 측정은 재활치료 후 근육 기능의 향상을 평가하고 뇌졸중 환자의 근육 구조의 메커니즘을 이해하는데 있어서 많은 도움을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

이에 본 연구에서는 경직을 가지는 뇌졸중 환자의 이완(rest) 시의 건측과 환측을 다양한 주관절 각도 변화에 따른 근육 구조의 변화와 근육 조직 탄성의 변화를 정량적으로 평가 및 비교함으로써 뇌졸중 환자의 근육 변화의 이해와 임상적 치료 접근법에 대한 기초자료를 제공하고자 하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구 대상

연구 대상의 자료 수집은 2011년 10월부터 2012년 4월까지 다음의 선정 조건을 만족하는 뇌졸중 환자 18명을 선정하였다. 선정 조건은 다음과 같다: 발병 후 신경학적 회복이 어느 정도 일어나고 불용기간을 거친 6개월 이상 18개월 이하 인자; 주관절 MAS(Modified Ashworth Scale) 등급은 수동운동이 어려운 4등급을 제외한 1에서 3인자; 주관절의 수동굴곡 운동이 10°~90° 가능한 자(주관절 완전 신전이 0°); 주관절에 근골격계의 병적 소견이 없는 자; 실험자의 지시를 이해하고 수행할 수 있는 자;

보툴리눔 독신이나 페놀 또는 알코올 주사의 치료력이 없는 자; 대상자는 연구에 대해 실험자로부터 설명을 들었으며, 자발적으로 동의하였다.

## 2.2 실험방법

### 2.2.1 초음파 측정

영상 수집은 GE LOGIQ-3 EXPERT(GE Medical systems co., 2003, Korea)를 사용하여 상완이두근(biceps brachii)을 측정하였다. 초음파 영상 측정에 사용된 초음파 변환기는 12 MHz 선형탐촉자(linear transducer)이며, 민감도(gain: G72)와 동적범위(dynamic range: C4)는 고정된 값으로 모든 검사에 동일하게 적용하였다. 측정이 일정하도록 변환기는 피부와 직각이 되도록 하였다.

### 2.2.2 근긴장도 측정

상완이두근의 근 긴장도를 측정하기 위해 Myotonometer® (Neurogenic Technologies, Inc., Missoula, 2000, USA)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.

### 2.2.3 평가과정

대상 환자의 환측 상완이두근의 경직평가는 임상경력 5년이 넘는 5명의 물리치료사가 MAS를 이용하여 평가하여 18명의 대상자 중 측정자 간 동일한 등급이 나온 12명의 환자를 다시 선발 하였다[Table 1].

대상자의 측정 자세는 의자에 앉은 상태에서 상체를 바로 세우고 견관절은 해부학적 위치를 유지하였으며 주관절은 어깨높이와 같게 한 후 Digital angle gauge(WR300 Wixey™, 2010, USA)를 사용하여 10° 굴곡부터 90° 굴곡까지 10° 씩 증가시키면서 주관절 각도를 조정하였다. 초음파 측정은 영상의학과의 도움을 얻어 측정자 한 명이 주관절 근위 1cm 전면 부위에서 우모각과 근섬유속길이를 측정하였으며, 초음파 측정기(probe)와 피부의 전도도를 향상시키기 위하여 젤(gel)을 사용하였다. 근긴장도 측정 자세는 초음파 측정과 동일하며, 근긴장도 측정기(probe)에 의해 1초 간격으로 증가되는 8단계의 힘에서 각각의 전위 값을 물리치료사 한 명이 획득하

였다. 8단계의 측정값을 합산하여 평균값을 산출하여 통계에 사용하였다.

측정 순서는 초음파 측정을 먼저 시행하고 하루의 휴식시간을 가진 후 근긴장도 측정을 시행하였다. 각 측정은 약 15분 정도 소요되었다. 또한, 각 각도 사이에 측정 시 1분간의 휴식시간을 두어 환자의 피로감을 최소한으로 줄였다.

## 2.3 통계방법

SPSS 18.0 ver. for windows®을 사용하여 평균 및 표준편차를 산출하였으며, 이완 상태의 견측과 환측 주관절 각도에 따른 우모각, 근섬유속길이와 근긴장도의 차이를 알아보기 위해 two-way ANOVA를 실시하였으며 사후검정으로 Bonferroni를 실시하였다. ANOVA 분석에서 유의성이 나타나면 주관절 각도에 따른 견측과 환측의 우모각, 근섬유속길이와 근긴장도를 각각 비교하기 위해 paired t-test로 분석하였다. 통계학적 유의수준은  $\alpha = 0.05$ 로 하였다.

## 3. 결과

### 3.1 연구대상자의 의학적 특성

연구 대상자 12명 중 남자는 6명, 여자는 6명이었다. 마비의 형태는 오른쪽 5명, 왼쪽 7명이었으며, 진단별 분포는 뇌경색 환자가 7명, 뇌출혈 환자가 5명이었다. MAS 등급은 1+등급 6명, 2등급 4명, 3등급 2명이었다. 연령 분포는 42세에서 64세까지였으며, 유병 기간은 평균 15.75개월이었다[Table 1].

[Table 1] Characteristics of subjects

대상자 (n=12)	
연령(세)	54.83±5.90 <sup>#</sup>
성별(남/여)	6/6
유병기간(개월)	15.75±2.38 <sup>#</sup>
마비유형(오른쪽/왼쪽)	5/7
MAS 등급(1+/2/3)	6/4/2
원인(뇌경색/뇌출혈)	7/5

<sup>#</sup> Mean±SD

### 3.2 각도에 따른 근구조의 변화

대상자의 ANOVA 분석 결과, 견측과 환측 모두 주관절 각도 변화에 따라 우모각과 근섬유속길이에 영향을 미쳤으며 주관절 각도가 10°에서 90°로 증가 시 환측이

건축보다 유의하게 우모각이 증가함을 나타내었고, 근섬유속길이는 유의하게 감소함을 나타내었다( $p<.001$ ).

우모각은 주관절 굴곡 각도가 10°에서 90°로 증가 시 건축은 10.46°±1.47°에서 19.58°±2.08°로 유의하게 증가하였고( $p<.001$ ), 환측은 12.13°±0.88°에서 21.02°±0.94°로 유의하게 증가하였다( $p<.001$ ). 근섬유속길이는 주관절 굴곡 각도가 10°에서 90°로 증가 시 건축은 13.88°±1.77°에서 8.88°±1.31°로 유의하게 감소하였고( $p<.001$ ), 환측은 11.83°±1.53°에서 7.92°±0.42°로 유의하게 감소하였다( $p<.001$ ).

각도에 따른 건축과 환측의 근구조의 변화 차이를 알아보기 위해 paired-t test결과 우모각은 주관절 굴곡 근육이 신장되는 각도인 10°, 20°, 30°, 40°에서 유의한 차이를 나타냈으며, 근섬유속길이는 30°, 40°, 50°, 60°, 70°, 80°, 90° 주관절 각도에서 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ )[Table 2], [Table 3]

### 3.3 각도에 따른 근긴장도의 변화

대상자의 ANOVA 분석 결과, 건축과 환측 모두 주관절 각도 변화에 따라 근긴장도에 영향을 미쳤으며 주관절 각도가 10°에서 90°로 증가 시 환측이 건축 보다 유의하게 낮은 전위 값을 나타냈었다( $p<.001$ ). 근긴장도는 주관절 굴곡 각도가 10°에서 90°로 증가 시 건축은 6.97 mm±1.03 mm에서 8.64 mm±1.24 mm로 유의하게 전위 값이 증가하였고( $p<.001$ ), 환측은 5.80 mm±1.07 mm에서 7.88 mm±1.06 mm로 유의하게 전위 값이 증가하였다( $p<.001$ ).

각도에 따른 건축과 환측의 전위의 변화 차이를 알아보기 위해 paired-t test결과 10°, 20°, 30°, 40°, 50°에서 유의한 차이를 나타냈다( $p<.05$ )[Table 4].

[Table 2] According to the angle to change of pennation angle (단위 : °)

각도	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
건축#	10.46±1.47	11.91±1.51	12.97±3.20	13.10±2.37	14.49±3.79	15.40±2.12	16.12±2.92	17.33±3.67	19.58±2.08
환측#	12.13±0.88	13.52±0.95	15.44±1.35	17.26±2.27	17.64±2.62	18.68±2.08	19.54±1.93	20.33±1.77	21.02±0.94
p	.011*	.014*	.021*	.011*	.053	.052	.057	.052	.071

Tested by two-way ANOVA(#;  $p<.001$ ), and Tested by paired t-test(\*;  $p<.05$ )

[Table 3] According to the angle to change of fascicle length (단위 : cm)

각도	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
건축#	13.88±1.77	12.27±0.85	11.92±1.00	11.24±0.95	10.73±0.58	9.57±0.45	9.68±0.61	9.33±0.45	8.88±1.31
환측#	11.83±1.53	10.78±1.82	10.10±1.15	9.74±1.02	9.22±1.34	8.68±1.09	8.33±1.18	8.03±0.78	7.92±0.42
p	.056	.053	.003*	.012*	.012*	.022*	.006*	.002*	.038*

Tested by two-way ANOVA(#;  $p<.001$ ), and Tested by paired t-test(\*;  $p<.05$ )

[Table 4] According to the angle to change of muscle tone (단위 : mm)

각도	10°	20°	30°	40°	50°	60°	70°	80°	90°
건축#	6.97±1.03	6.31±0.96	5.53±0.93	5.67±0.97	6.33±0.97	6.23±1.21	7.13±1.36	8.08±0.91	8.64±1.24
환측#	5.80±1.07	5.35±1.06	4.73±1.01	5.07±0.67	5.27±0.86	5.51±0.99	6.23±1.07	7.38±0.99	7.88±1.06
p	.008*	.001*	.025*	.038*	.002*	.053	.054	.077	.052

Tested by two-way ANOVA(#;  $p<.001$ ), and Tested by paired t-test(\*;  $p<.05$ )

#### 4. 논의

골격근(skeletal muscle)은 인간의 활동능력을 결정짓는 중요한 요인으로, 근수축을 통해 기계적 힘을 발생시켜 신체의 움직임을 나타낸다. 그러나 뇌졸중 환자는 자발적 근수축 능력 감소와 부적절한 근활성 및 경직으로 인하여 굴곡된 주관절 위치를 불수의적으로 만들게 되어 근육의 생체역학적 특성이 변하게 된다[13]. 또한, 골격근은 관절의 위치에 따라 변한다고 하였다[12]. 따라서 뇌졸중 환자에게 수의적으로 근수축을 시켜 근구조를 파악하는 것도 필요하지만, 이완 시 관절 위치에 따른 우모각, 근섬유길이나 두께 같은 섬유 형태를 파악하여 비교하는 연구의 필요성도 증가되고 있다[7]. 이에 본 연구에서는 뇌졸중 환자의 이완 시 주관절 각도 변화에 따른 건측과 환측의 상완이두근을 비침습적 방법인 초음파 영상과 근긴장도 측정기(myotonometer)를 이용하여 뇌졸중 환자의 골격근 구조 변화를 분석하였다.

본 연구의 건측 상완이두근의 결과는 정상 근육의 우모각과 근섬유속길이를 분석한 선행 연구와 유사하였다[15-18]. 이러한 연구들은 모두 다른 영상 기법을 사용하였고, 이완 상태에서 관절 각도변화가 근육 구조에 영향을 미치는 것으로 나타났다.

그러나 환측 근육의 결과는 Shortland 등[19]의 선행 연구와 다른 부분이 있었다. Shortland는 소아 뇌성 마비 환자의 경직 비복근(gastrocnemius)의 근섬유각과 근섬유속길이가 관절 각도에 따라 유의하게 변경되지 않는다고 보고하였다. 이러한 차이는 상완이두근과 비복근이 서로 다른 길이-장력(length-tension)의 관계를 가지고 있어서 발생된 것으로 생각된다. 근육 구조에 관한 연구에 따르면, 큰 우모각을 가지는 골격 근육은 작은 우모각을 가지는 근육보다 길이-장력이 좁은 관계를 나타내는 것으로 보고되었다[20]. Shortland 등[19]은 내측 비복근의 우모각이 22.3°로 보고하였으며, 본 연구의 상완이두근의 우모각의 평균값은 15.9°이었다. 이러한 우모각의 차이가 연구의 불일치의 원인으로 생각된다.

선행 연구에서 근육의 과항진(hyperactivity) 또는 경직(spasticity)은 근 섬유의 근절(sarcomeres)들의 수가 감소하여 영구적인 단축을 초래할 수 있다고 하였다[21,22]. Halar 등[21]은 방사선(radiographs)을 사용하여 뇌졸중 환자의 건측과 환측 비복근의 근복(muscle belly) 길이를 비교하였는데 환측 비복근의 근복이 건측 보다 더 짧아졌음을 보고하였다. Harlaar 등[22]은 발목 저축굴곡근(plantarflexors)의 경직이 있는 환자를 대상으로 EMG를 통해 근 활동과 토크를 측정하여 근육 경직으로 인하여 단축 근 섬유가 증가하는 것을 발견하였다. 하지만

Shortland 등[19]은 초음파를 사용하여 소아 뇌성마비 환자의 경직형 비복근의 근섬유속길이가 정상 소아와 비교하여 유의한 차이가 없다고 하였다. Lieber와 Friden[23]은 심한 손목 굴곡 경직을 가지는 환자의 척측 수근굴근(flexor carpi ulnaris)의 근절 길이를 측정 후, 정상적인 신경지배를 받은 환자와 비교하여 근섬유속길이가 변하지 않는 것을 확인하였다.

그러나 Tardieu 등[24]은 사람의 생검 결과를 근거하여 정상인에 비해 뇌성마비가 있는 환자의 근섬유속길이가 줄어든다고 보고하였다. 이러한 연구 결과의 차이는 임상적 병인학적(etiology) 원인의 차이와 서로 다른 근육의 연구로 인한 것으로 생각되어진다.

본 연구에서는 뇌졸중 환자의 환측 상완이두근의 근섬유속길이는 건측 근섬유속길이와 비교 시 더 짧은 경향을 나타냈다. 이러한 이유는 환측 주관절이 경직으로 인하여 굴곡된 자세를 만들기 때문으로 생각된다. 즉 굴곡된 자세에서는 근섬유속길이가 짧아지는 것을 알 수 있었다. 이렇듯 환측 상완이두근의 근섬유속길이의 감소는 강직(stiffness)과 경직(spasticity)의 증가와 주관절 굴곡근(flexor muscle)이 짧아지는 자세에서의 고정화 때문으로 생각되어진다. 또한, 환측 주관절 각도를 20° 이상으로 굴곡 시킬 시 근섬유속길이가 짧아지는 경향을 나타내었다. 이러한 결과는 환측 주관절이 큰 각도로 굴곡된 자세를 장기간 지속하면 근섬유는 구축을 발생시키며 순응(adaptation)을 유발하여 근절(sarcomere)의 수를 감소하게 만들어 근섬유속은 짧아진다는 선행 연구를 통해 부분적 설명이 가능할 것이다[14].

관절 각도를 변화시키면서 발생하는 근긴장도를 측정하였는데 50° 이하 신전 위치에서는 50° 이상 굴곡 위치보다 전위 값이 낮게 나타나 근긴장이 증가되는 것을 알 수 있었다. 특히, 환측 30° 이하 관절 각도에서 근긴장도가 높았는데, Murray 등[25]과 Koo등[26]은 20° 주관절 굴곡 범위에서 길이-장력 곡선이 상승하는 이상적인 각도라 하였다. 이상적인 각도를 넘어서 스트레칭이 될 때 근섬유속에서는 수동적인 장력이 발생되기 시작한다고 하였다[27]. 이러한 영향으로 인하여 30° 이하 관절 범위에서 근긴장이 증가되는 것으로 생각되며, 환측 근긴장이 더 증가한 이유는 주관절 굴곡 경직으로 인하여 굴곡 보다 신전에서 더 큰 수동 장력이 발생하여 근긴장이 증가된 것으로 생각된다.

본 연구에서 이완 시 주관절 각도를 변화 시킬 때 상완이두근의 우모각, 근섬유속길이, 근긴장도 변화는 각도가 증가될수록 우모각은 증가하며 근섬유속길이는 감소하였다. 이러한 변화로 인하여 근긴장도는 감소되는 경향을 나타내었다. 환측은 건측과 비교 시 더 큰 우모각을

가지고 있었다. 특히 50° 이하에서 차이점이 분명하게 나타났다. 이러한 우모각의 증가는 뇌졸중 환자들은 과항진된 경직으로 인하여 주관절을 굴곡 시키는 자세를 만들려는 경향으로 인해 부동(immobilization)이 증가되어 더 짧은 근섬유속길이를 만들게 되어 결국 더 큰 우모각의 증가를 가져오는 것으로 생각된다. 이렇듯, 본 연구의 결과들은 상완이두근의 기능적인 특징을 이해하는 것과 뇌졸중 발병 후 근육 구조가 변화 하는 기전을 이해하는데 도움을 줄 수 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 몇 가지 제한점이 있었다. 먼저 대상자의 수가 작았으며, 선별 과정에서 성별과 연령, 우세손의 차이에 따른 근구조적 특성을 감안하지 못하였다. 그러므로 본 연구의 결과를 일반화시키는 데에는 제한이 있을 것이다. 앞으로 연구에서는 관절 각도에 따른 이완 시와 수축 시 근구조와 탄성력 변화 차이를 검증하는 연구가 진행되어야 될 것으로 생각된다.

## 5. 결론

본 연구에서는 뇌졸중 환자를 대상으로 이완 시 주관절의 각도를 변화시켜 상완이두근의 근구조와 근긴장을 측정하였다. 그 결과 환측 상완이두근을 건축과 비교 시 우모각은 신전위치에서 큰 값을 나타냈으며, 근섬유속길이는 굴곡위치에서 짧은 길이를 나타냈다. 근긴장은 50° 이하 신전 위치에서 전위 값이 낮게 나타나 근긴장이 높아짐을 나타냈다. 이렇듯 이완 시 상완이두근의 근구조 및 탄성은 주관절 각도에 의해 영향을 받는다는 것을 알 수 있었다. 본 결과를 뇌졸중 환자의 근구조 변화 및 임상치료의 연구 기초자료로 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

## References

- [1] L. Li, K. Y. Tong, X. Hu. "The effect of poststroke impairments on brachialis muscle architecture as measured by ultrasound", Arch Phys Med Rehabil, Vol.88, No.2, pp. 243-250, 2007, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [2] N. Metoki, Y. Sato, K. Satoh, K. Okumura, J. Iwamoto. "Muscular atrophy in the hemiplegic thigh in patients after stroke", Am J Phys Med Rehabil, Vol.82, No.11, pp. 862-865, 2003, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [3] C. Patten, J. Lexell, H. E. Brown. "Weakness and strength training in persons with poststroke hemiplegia: rationale, method, and efficacy", J Rehabil Res Dev, Vol.41, pp. 293-312, 2004, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [4] S. J. Lee, T. R. Han. "A quantitative assessment of spasticity in hemiplegic patients using isokinetic dynamometer", J Korean Acad Rehab Med, Vol.22, No.4, pp.784-792, 1998.
- [5] G. Chi-Fishman, J. E. Hicks, H. M. Cintas, B. C. Sonies, L. H. Gerber. "Ultrasound imaging distinguishes between normal And weak muscle", Arch Phys Med Rehabil, Vol.85, No.6, pp. 980-986, 2004, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [6] N. M. Maurits, E. A. Beenakker, D. E. van Schair, J. M. Fock, J. H. van der Hoeven. "Muscle ultrasound in children: normal values and application to neuromuscular disorders", Ultrasound Med Biol, Vol.30, No.8, pp. 1077-1027, 2004, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [7] R. L. Lieber, J. Fridén. "Functional and clinical significance of skeletal muscle architecture", Muscle Nerve, Vol. 23(11), pp. 1647-1666, 2000, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [8] L. Li, K. Y. Tong, X. Hu. "The effect of poststroke impairments on brachialis muscle architecture as measured by ultrasound", Arch Phys Med Rehabil, Vol.88, No.2, pp. 243-250, 2007, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [9] 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, No.6, pp. 709-714, 2004, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [10] 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, No.6, pp. 928-932, 2003, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [11] M. V. Marici. "Human skeletal muscle architecture studied in vivo by non-invasive imaging techniques: functional significance and applications", J Electromyogr Kinesiol Vol.9, No.2, pp. 97-103, 1999, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [12] M. R. Gossman, S. A. Sahrman, S. J. Rose. "Review of length-associated changes in muscle. Experimental evidence and clinical implications", Phys Ther, Vol.62, No.12, pp. 1799-1808, 1982.
- [13] B. O. Kim, T. M. K, J. M. Chae, K. H. Cho. "Kinetic characteristics during initiation of gait in stroke patients", J Korean Acad Rehab Med, Vol.25, No.2, pp. 227-235, 2001.

- [14] C. Tardieu, J. C. Tabary, C. Tardieu. "Adaptation of sarcomere numbers to the length imposed on muscle In: F. Guba, G. Marechal, O. Takacs, editors. Mechanism of muscle adaptation to functional requirements", Elmsford: Pergamon Pr; pp. 99-114, 1981.
- [15] M. V. Narici, T. Binzoni, E. Hiltbrand, J. Fasel, F. Terrier, P. Cerretelli. "In vivo human gastrocnemius architecture with changing joint angle at rest and during graded isometric contraction", J Physiol, Vol.496, pp. 287-297, 1996.
- [16] G. S. Chleboun, A. R. France, M. T. Crill, H. K. Braddock, J. N. Howell. "In vivo measurement of fascicle length and pennation angle of the human biceps femoris muscle", Cells Tissues Organs, Vol.169, No.4, pp. 401-409, 2001, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [17] T. Fukunaga, Y. Kawakami, S. Kuno, K. Funato, S. Fukashiro. "Muscle architecture and function in humans", J Biomech. Vol.30, No.5, pp. 457-63, 1997, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [18] Y. Kawakami, Y. Ichinose, T. Fukunaga. "Architectural and functional features of human triceps surae muscles during contraction", J Appl Physiol, Vol.85, No.2, pp. 398-404, 1998.
- [19] A. P. Shortland, C. A. Harris, M. Gough, R. O. Robinson. "Architecture of the medial gastrocnemius in children with spastic diplegia", Dev Med Child Neurol, Vol.44, No.3, pp. 158-163, 2002, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [20] R. D. Woittiez, P. A. Huijing, H. B. Boom, R. H. Rozendal. "A three-dimensional muscle model: a quantified relation between form and function of skeletal muscles", J Morphol, Vol.182, No.1, pp. 95-113, 1984, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [21] E. M. Halar, W. C. Stolov, B. Venkatesh, F. V. Brozovich, J. D. Harley. "Gastrocnemius muscle belly and tendon length in stroke patients and able-bodied persons", Arch Phys Med Rehabil, Vol.59, No.10, pp. 476-484, 1978.
- [22] J. Harlaar, J. G. Becher, C. J. Snijders, G. J. Lankhorst. "Passive stiffness characteristics of ankle plantar flexors in hemiplegia", Clin Biomech (Bristol, Avon), Vol.15, No.4, pp. 261-270, 2000, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [23] R. L. Lieber, J. Fridén. "Spasticity causes a fundamental rearrangement of muscle-joint interaction", Muscle Nerve, Vol.25, No.2, pp. 265-270, 2002, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [24] C. Tardieu, E. Huet de la Tour, M. D. Bret, G. Tardieu. "Muscle hypoextensibility in children with cerebral palsy: I. Clinical and experimental observations", Arch Phys Med Rehabil, Vol.63, No.3, pp. 97-102, 1982.
- [25] W. M. Murray, T. S. Buchanan, S. L. Delp. "The isometric functional capacity of muscles that cross the elbow", J Biomech, Vol.33, No.8, pp. 943-952, 2000, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [26] T. K. Koo, A. F. Mak, L. K. Hung. "In vivo determination of subject-specific musculotendon parameters: applications to the prime elbow flexors in normal and hemiparetic subjects", Clin Biomech (Bristol, Avon), Vol.17, No.5, pp. 390-399, 2002, [Article\(CrossRefLink\)](#)
- [27] F. E. Zajac. "Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control", Crit Rev Biomed Eng, Vol.17, No.4, pp. 359-411, 1989.

**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

**정 찬 주(Chan-Joo Jeong)**

[정회원]



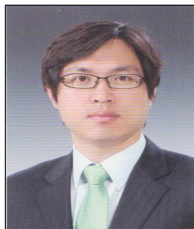
- 1996년 2월 : 조선대학교 컴퓨터공학과 (공학석사)
- 2003년 2월 : 조선대학교 컴퓨터공학과 (공학박사)
- 2005년 2월 : 동신대학교 물리치료학과 (이학석사)
- 1997년 3월 ~ 현재 : 청암대학교 물리치료과 교수

<관심분야>

스포츠 물리치료학, 정형운동치료

**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