

# 운동반응 근전도 분석을 이용한 뇌졸중 환자의 운동기능 회복 평가

부산대학교 의과대학 재활의학교실, 동아대학교 의과대학 의공학교실<sup>1)</sup>

박병규 · 이현충 · 신용범 · 정동근

– Abstract –

## Assessment of Motor Recovery after Stroke by EMG Analysis of Motor Reaction

Byung Kyu Park, M.D., Hyun Choong Lee, M.D.,  
Yong Beom Shin, M.D., Dong Keun Jung, M.D.<sup>1)</sup>

*Department of Rehabilitation Medicine, Pusan National University College of Medicine  
Department of Biomedical Engineering, Dong-A University Medical Center<sup>1)</sup>*

**Objectives:** To investigate the relationship between EMG timing and activity and motor impairment, and to describe the value of EMG assessment for motor recovery after stroke.

**Methods:** EMG signal of 18 stroke survivors was recorded during isometric contraction of shoulder and wrist joints along the audible beep. Motor impairment was assessed with the upper limb component of the Fugl-Meyer motor assessment (FMA) and was administered on the same day as the EMG assessments.

**Results:** Delay in initiation and termination was significantly prolonged in the paretic arm and correlated significantly with FMA. Initiation delay was not significantly different between proximal and distal segments of the affected arm. However, termination delay of wrist contraction was significantly prolonged, compared to that of shoulder abduction. The root mean square of the agonist and antagonist during wrist contractions correlated significantly with FMA.

**Conclusion:** Timing and strength of EMG have close relationship to motor impairment. Initiation delay of proximal muscle is expected to evaluate motor processing function for whole segment of the limb. Development of co-contraction may be a component of motor recovery sequence. Therefore, EMG assessment is likely to be useful outcome measure and also provide insights into mechanisms for motor recovery in stroke survivors.

**Key Words:** Motor impairment, Stroke, EMG

## 서 론

뇌졸중은 평균 수명의 연장 및 노령화로 인하여 우리나라의 주요 사망 원인 중의 하나이며 40대 이후 장년

층에서 그 빈도가 점차 증가하고 있다. 최근 의료 기술의 발달로 뇌졸중으로 인한 사망률은 감소하는 추세이나 운동기능마비, 인지기능저하, 실어증, 심리/행동장애 등의 뇌졸중으로 인한 후유증으로 신체 또는 정신적 장애가 발생할 뿐만 아니라 이로 인하여 궁극적으로는

Address reprint requests to **Byung Kyu Park, M.D.**

Department of Rehabilitation Medicine, Pusan National University College of Medicine  
#1-10Ami-Dong, Seo-Ku, Busan 602-739, Korea

TEL: 82-51-240-7485, FAX: 82-51-247-7485, E-mail: pinkhab@kma.org

\* 이 논문은 2002년도 부산대학교병원 의학연구소 연구비(2002-03)에 의하여 연구되었음.

삶의 질이 심각하게 저하된다.

뇌졸중이 발생하면 그 정도에 따라 다양한 형태의 운동기능마비가 초래될 수 있어 신체적인 기능장애의 요인이 된다.<sup>1,2</sup> 그러므로 뇌졸중 재활치료 과정에서 시행되고 있는 여러 가지 방법들은 운동기능의 회복에 초점을 맞추어 연구, 개발되고 있다. 기능적인 전기자극 방법을 이용하여 환자 스스로가 필요하다고 생각할 때에만 선택적으로 마비된 근육을 수축시키는 치료가 개발되어 연구되고 있다.<sup>3,4</sup> 이 밖에도, 로봇을 이용하여 마비된 상지를 미리 입력된 프로그램에 따라 움직이게 하여 운동기능 회복을 돕는 방법에 대한 연구도 활발히 진행되고 있다.<sup>5,6</sup> 그러나 여러 가지 방법의 치료에도 불구하고 운동기능의 회복이 만족스러운 수준에 이르지 못하기 때문에 향후에도 새로운 치료 방법들이 계속 연구되어야 할 것이다.

운동기능 회복을 위한 치료 방법을 개발하기 위해서는 현재의 운동기능 상태를 정확히 측정할 수 있어야 하므로, 여러 측면의 객관적인 평가 방법들이 고안되어야 할 것이다. 그러나 통상적인 평가 방법은 임상적인 측면에만 국한되어 임상적인 연계성을 가지고 있으나 객관성 및 정량적인 요소에 한계를 가진다. 이러한 한계를 보완하기 위해서 기능적 뇌자기공명영상, 뇌혈류 검사 등의 평가방법들이 이용되고 있다. 그러나 이러한 검사는 고가의 장비와 숙련된 기술을 필요로 하고 있어 보편적으로 활용하기에 어려움이 있다. 전기신경생리학적 방법은 통상적으로 이용되는 근전도/유발전위 검사 기구를 이용하여 비교적 용이하게 임상에서 응용 가능하다고 생각된다.

뇌 병변 환자들을 대상으로 근전도를 이용한 운동반응에 대한 연구가 다수 보고되었으나 임상적 연관성에 대한 연구가 충분하지 못하며 원위부 근육에 국한되어 있다.<sup>7-14</sup> 뇌졸중 이후 운동기능 장애는 하지에서보다 상지에서 심하며 그 회복은 대개 근위부에서부터 시작한다.<sup>15,16</sup> 그러나 운동기능의 회복이 원위부까지 진행되지 못하는 경우가 많기 때문에 근전도를 이용한 운동기능 평가는 원위부의 운동기능이 없는 경우 시행할 수 없게 된다.<sup>17</sup> 본 연구에서는 뇌졸중으로 인하여 상지 운동기능이 손상된 환자들을 대상으로 상지 근위부 및 원위부의 운동반응 근전도 소견을 분석하여 임상적 상관관계를 평가하고자 한다.

## 연구대상 및 방법

### 연구대상

뇌졸중에 의한 상지 운동기능 장애가 초래되었으나 건관절 외전근이 P(2/5) 등급 이상으로 근수축이 가능

하고 3단계 이상의 명령을 이해하고 수행할 수 있을 정도의 인지기능이 보존된 환자들을 대상으로 하였다. 이 중 과거에 뇌졸중이 반대편 측에 발생한 병력이 있거나 편측무시, 청력장애, 뇌졸중 이외의 상부운동뉴런 손상이나 하부운동뉴런손상이 동반된 경우는 제외하였다.

### 임상적 평가

상지의 운동기능을 정량적으로 평가하기 위하여 Fugl-Meyer의 뇌졸중으로 인한 장애평가 방법<sup>18</sup> 중 상지 운동기능 부분만을 선택하여 근전도 검사 당일에 조사하였다. Fugl-Meyer 상지 운동기능 평가는 관절 가동범위, 동통, 감각, 상지운동기능, 하지운동기능, 평형으로 구성되며, 각 문항의 점수는 2점 만점으로 수행불능인 경우 0점, 부분적으로 수행할 경우 1점, 완전 수행 가능한 경우를 2점으로 구분되어 모든 항목을 완전하게 수행 가능할 경우 66점이 된다. 본 검사의 신뢰도 및 타당도는 검증된 바 있고 임상적으로 의미 있는 변화를 민감하게 반영할 수 있는 장점이 있다고 알려져 있다.<sup>19,21</sup>

### 운동반응 근전도 검사

상지의 운동기능을 전기신경생리학적으로 평가하기 위하여 근전도를 이용하여 운동반응 양상을 평가하였다. 자체적으로 제작된 근전도 기기를 개인용 컴퓨터에 연결하고, 표면전극(Red Dot Wet Gel Monitoring Electrode 2256, 3M, U.S.A.)을 상지 근위부 근육인 견관절 외전근 및 내전근과 원위부 근육인 완관절의 굴곡근과 신전근에 각각 부착하였다. 근전도 기기의 증폭기 증폭비는 5,000배, 주파수 폭은 10~200 Hz, 표본주파수는 1,024 Hz로 설정하였다. 환자를 의자차에 앉힌 상태에서 각 부위를 고정하기 위하여 근위부의 경우 탄력붕대로 상지를 체간에 고정시키고 의자차 상지 받침대에 밀착되도록 하였고, 원위부의 경우 자체적으로 제작된 고정 장치를 사용하여 관절의 불필요한 움직임을 최소화하였다(Fig. 1). 근전도 신호를 기록하기 위해 신호음에 맞추어 등척성 운동을 유도하였는데, 운동 방향은 어깨관절 외전과 내전, 손목관절 신전과 굴곡으로 구분하였다. 환자는 3초 또는 5초간의 무작위로 선택되어 발생하는 신호음이 들리자마자 해당 근육을 등척성 수축을 시작하여 신호음이 중지될 때까지 유지하고, 신호음이 꺼지자마자 신속히 이완하도록 하였다. 신호음이 지속되는 동안 근 수축으로 발생하는 근전도 신호는 해당부위의 작용근(agonist) 및 대항근(antagonist)에서 동시에 기록하며, 정상측 상지의 근위부를 검사하고 이어서 원위부를 평가한 후 환측 상지에서 같은 순서로 평가하였다. 신호음의 시작과 근전도 신호의

시작 시간 차이를 “반응시간(initiation delay)”으로 정의하며, 신호음의 끝 부분과 근전도 신호의 끝 부분과의 시간 차이를 “이완시간(termination delay)”으로 정의하여 그 값을 기록하였다(Fig. 2). 근전도 신호의 시작과 끝 부분의 정의는 검사자의 육안을 이용하여 시각적인 측정 방법을 이용하였다. 컴퓨터를 이용한 여러 가지 자동화 방법을 채택하지 않고 이러한 방법을 이용하는 것은 시각적인 측정 방법의 반복도 및 정확도가 수용 가능하다고 판단되었기 때문이다.<sup>22</sup> 근전도 신호의 제곱근평균제곱(Root Mean Square: RMS) 값은 근 수축 시작과 끝 부분 사이의 구간에서 측정하여 근 수축의 정도와 대항근의 동시수축(co-contraction) 정도를 평가하였다.

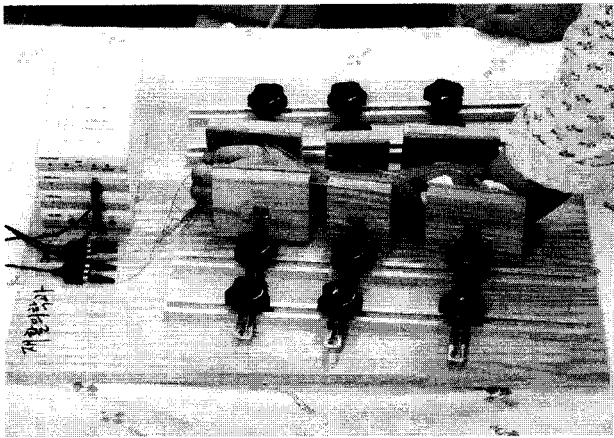


Fig. 1. The apparatus for fixation of the wrist joint during isometric wrist flexion and extension.

### 통계학적인 분석

통계학적인 분석은 윈도우용 SPSS 10.0을 이용하여 Wilcoxon sign rank 검정 및 Spearman의 상관분석을 시행하였다. 운동반응 근전도의 반응시간, 이완시간, RMS에 대한 양측간 비교를 위해 Wilcoxon sign rank 검정이 시행되었다. Fugl-Meyer 운동평가 점수와 운동반응 근전도 검사 결과와의 상관관계는 Spearman 상관분석 방법으로 평가하였다. 이는 Fugl-Meyer 운동평가의 점수체계가 순위척도(ordinal scale)로 구성되어 있기 때문이다. 통계학적인 유의성은 알파수준 0.05 미만( $p < 0.05$ )인 경우로 정하였다.

### 결 과

대상 환자는 27세에서 65세까지(평균  $48.1 \pm 9.3$ 세)의 뇌졸중 환자 18명으로 남자 12명, 여자 6명이었다. Fugl-Meyer 상지 운동평가 점수는 11에서 65점(평균  $38.6 \pm 17.2$ 점)이었다. 근전도는 견관절 외전근 및 내전근, 그리고 완관절 굴근 및 신근에서 기록되었는데, 견관절 내전근에서 기록된 근전도 신호는 심전도 신호에 의한 잡음으로 인하여 정확하게 측정 불가능하여 분석에서 제외되었다.

환측 상지의 반응시간과 이완시간은 견관절 외전근과 완관절 굴근 및 신근에서 모두 건측에 비해 통계학적으로 의미 있게 연장되었다( $p < 0.05$ )(Table 1). 환측의 RMS 값도 모든 기록부위에서 정상측에 비하여 유의하

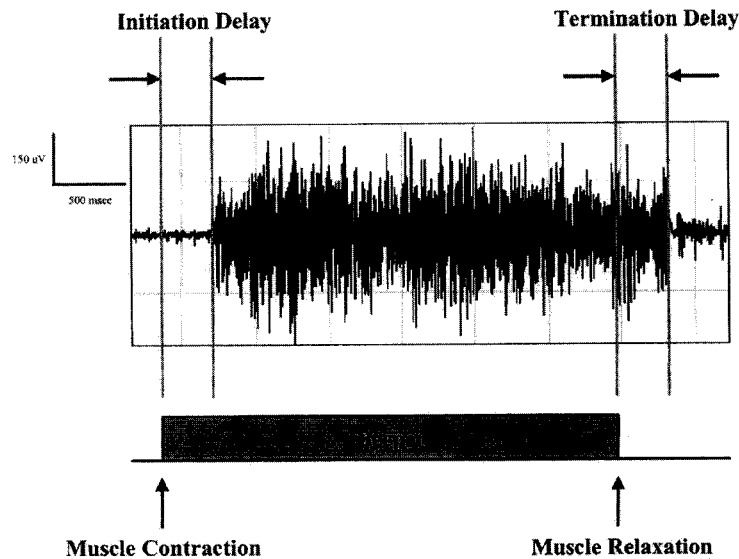


Fig. 2. Initiation delay was defined as the time interval between onset of the audible beep and onset of the EMG signal. Termination delay was defined as the time interval between termination of the audible beep and termination of the EMG signal.

게 감소되어 있었다( $p < 0.05$ ). 환측의 근위부와 원위부를 비교하면 반응시간은 통계학적으로 의미 있는 차이를 보이지 않았으나( $p > 0.05$ ) 이완시간은 근위부에 비해 원위부에서 유의하게 지연되었다( $p < 0.05$ )(Table 1). 환측 상지의 근전도 신호발생 양상은 Fugl-Meyer 상지 운동평가 점수와 통계학적으로 의미 있는 뚜렷한 상관관계를 나타내었다(Table 2). 반응시간의 상관계수는 견관절 외전근의 경우  $-0.73$ 이었고 완관절 신근 및 굴근의 경우 각각  $-0.60$ ,  $-0.56$ 이었다. 이완시간의 상

관계수는 견관절 외전근에서  $-0.72$ , 완관절 신근 및 굴근에서 각각  $-0.58$ ,  $-0.64$ 이었다. 작용근 RMS의 상관계수는 견관절 외전의 경우  $0.62$ 이었고 완관절 신전 및 굴곡에서 각각  $0.90$ ,  $0.95$ 이었다. 대항근 RMS는 완관절에서만 평가하였는데, 그 상관계수는 완관절 신전에서  $0.68$ 이었고 완관절 굴곡에서  $0.87$ 이었다.

**Table 1.** Side-to-side Comparison of EMG Parameters

EMG parameters	Paretic	Nonparetic	p
Initiation delay (ms)			
Shoulder abduction	301.9 ± 127.2	235.0 ± 83.4	0.031
Wrist extension	258.7 ± 70.8	209.8 ± 72.1	0.026
Wrist flexion	256.3 ± 79.5	210.0 ± 62.3	0.048
Termination delay (ms)			
Shoulder abduction	622.5 ± 274.3	461.5 ± 195.4	0.031
Wrist extension	822.1 ± 337.6	561.8 ± 224.6	0.004
Wrist flexion	899.4 ± 400.9	618.7 ± 196.1	0.035
RMS of agonist (uV)			
Shoulder abduction	285.3 ± 190.5	707.2 ± 522.2	0.001
Wrist extension	281.0 ± 403.2	650.8 ± 333.1	0.006
Wrist flexion	205.9 ± 150.8	628.3 ± 353.9	0.001

**Table 2.** Correlation of EMG Parameters with Clinical Measure

EMG parameters	Fugl-Meyer Motor Assessment	
	Spearman's Rho	p
Clinical measure		
Initiation delay		
Shoulder abduction	-0.73	<0.01
Wrist extension	-0.60	0.02
Wrist flexion	-0.56	0.04
Termination delay		
Shoulder abduction	-0.72	<0.01
Wrist extension	-0.58	0.03
Wrist flexion	-0.64	0.02
RMS of agonist		
Shoulder abduction	0.62	<0.01
Wrist extension	0.90	<0.01
Wrist flexion	0.95	<0.01
RMS of antagonist		
Wrist extension	0.68	<0.01
Wrist flexion	0.87	<0.01

## 고 찰

뇌졸중 후 운동기능 장애는 가장 흔히 발생할 뿐만 아니라 환자의 기능적 회복을 방해하는 중요한 요인이다. 상지의 기능 이상은 하지에 비해 심하고 그 회복 속도가 느리기 때문에 일상생활 동작 수행 능력에 결정적인 영향을 줄 수 있다.<sup>1,15-17</sup> 운동기능 장애의 양상은 근력 약화 이외에도 여러 가지로 구분될 수 있는데, 근 수축이 늦게 시작될 수도 있고 수축 후 이완이 지연될 수도 있을 것이다. 또한 작용근이 수축할 때 대항근의 동시수축이 항진될 수도 있다. 이러한 소견들은 근전도 신호를 이용하여 분석함으로써 정량적으로 평가할 수 있다.

Hammond 등<sup>11,12</sup>은 뇌졸중으로 인한 운동기능마비 환자들을 대상으로 완관절 굴곡근 및 신전근에 기록전극을 부착하고 신호음 발생시기에만 완관절의 등척성 운동을 하게 하여 각 근육에서 유발된 근전도 신호를 분석하여 비정상적인 운동반응 시간을 보고하였다. 반응시간과 이완시간은 모두 지연되었고 대항근의 동시수축의 정도가 항진된 소견이 뚜렷하였으나 이러한 결과가 운동기능 장애의 정도와 연계되어 분석되지 않았다. 그 이후 Chae 등<sup>23</sup>은 뇌졸중 환자들을 대상으로 운동장애를 임상적으로 평가하여 운동반응 근전도 소견과 비교하였는데, Hammond<sup>11,12</sup> 등의 연구에서와 같이 환측에서의 반응시간 및 이완시간이 정상측에 비해 현저히 지연되었고 임상적으로 평가된 운동장애의 정도와 유의한 상관관계를 가지는 것으로 보고하였다. 그러나, 근전도 신호의 기록부위가 완관절 근육에만 국한되어 근위부에 대한 평가는 제외되었다. 본 연구에서는 이러한 점들을 보완하여 각 동작에 따라 근위부와 원위부에서 각각 기록된 근전도 신호를 분석하여 임상적인 상관성을 규명하고자 하였다.

본 연구 결과, 환측 상지에서 기록된 근전도 신호의 반응시간 및 이완시간, RMS 값은 건측에 비해 통계학적으로 유의한 차이를 보였고 운동기능장애의 정도와 유의한 상관관계를 나타내었다. 신호음에 따라 근 수축을 수행하는 대뇌의 신경전달 과정은 구심성 부분, 처리 부분, 원심성 부분으로 구분될 수 있다.<sup>24,25</sup> 구심성 부분은 신호음을 감지하는 과정으로 환측 및 건측의 운동반응에 동일하게 작용하기 때문에 근전도 반응의 양측간 차이를 초래하지 않을 것이다. 그러므로 근전도 반응의 양측간 차이는 처리 부분과 원심성 부분의 장애 때문인 것으로 생각된다.

운동처리 부분은 해부학적으로 대뇌 두정엽의 후방부와 운동앞구역(premotor area)에 위치하며 어떤 동작에 필요한 적절한 대책을 개발하는 역할을 한다. 운동수행과 관련된 원심성 부분은 일차운동영역과 운동앞구역에서 조절된다. 본 연구에서 근전도 반응시간의 양측

간 차이는 70~90 msec로 대뇌의 원심성 부분보다는 운동 처리 부분의 문제를 반영한다고 생각된다. 이는 원심성 부분을 반영하는 경두개 자기자극에 의한 양측의 잠시 차이가 10 msec 이하이고 굴곡반사반응 시간의 양측간 차이가 10~40 msec이기 때문이다.<sup>8,26</sup> 본 연구에서 반응시간이 운동기능의 수준과 밀접한 연관성을 가지면서도 근위부와 원위부간 차이를 보이지 않았다. 운동기능 회복이 근위부에서 원위부로 진행되는 경향을 고려하면 근위부와 원위부에 대한 대뇌의 운동 처리부분의 기능은 서로 유사하며 원심성 부분보다 먼저 회복되는 것으로 생각된다. 그러므로, 근위부의 근전도 반응시간의 평가는 원위부의 운동기능이 회복되지 않은 경우에도 대뇌의 운동 처리부분에 대한 기능을 정량적으로 측정할 수 있을 것으로 기대된다.

중추신경계의 억제조절능력이 감소하여 근경직이나 대항근의 과도한 동시수축이 초래되면 근육의 이완시간이 연장된다. 또한 결질척수로(corticospinal tract)의 기능이 저하되면서 손상되지 않은 그물체척수로(reticulospinal tract) 등의 기능이 활성화되거나 대뇌피질의 재구성에 의한 피질경로의 재분포가 진행되면서 이완시간이 연장될 수도 있다.<sup>8,9,27</sup> 본 연구에서 이완시간은 운동기능장애의 정도와 유의한 상관관계를 가지면서 근위부에 비해 원위부에서 유의하게 연장되었다. 이러한 결과는 근위부와 원위부간의 신경해부학적인 차이 때문인 것으로 생각된다. 원위부의 경우 수의운동은 대부분 결질척수로에 의해 이루어지는 반면, 근위부에서는 결질척수로뿐만 아니라 간접 결질-망상-척수 연결을 통한 경로가 활성화되어 있는 것으로 밝혀지고 있다.<sup>28,29</sup> 또한, 동측의 결질척수로와 결질그물로의 활성화가 근위부에서 더 용이한 것으로 조사된 바 있다.<sup>30</sup> 이러한 차이는 근위부 운동기능의 회복이 원위부에서보다 선행되는 현상을 반영한다고 생각된다.

RMS는 각 단위 시간 내 근전도 신호의 진폭의 대표값으로 근전도 신호의 강도를 반영하는 것으로 알려져 있다.<sup>31</sup> 뇌졸중에 의한 근약증은 결질척수로의 손상에 의한 경우가 대부분이지만, 억제성 조절능력 소실에 의한 척수 내 운동신경세포집단의 과흥분성으로 운동단위의 순차적인 점증이 불가능하여 더 악화될 수도 있다.<sup>32</sup> 본 연구에서도 환측 작용근의 RMS가 건측에 비하여 감소되어 있었고 운동기능 수준과 밀접한 연관성이 확인되어 반응시간 및 이완시간과 함께 유용한 검사 항목으로 생각된다. 한편, 뇌 병변의 양성징후 중의 하나로 간주되는 대항근의 비정상적인 동시수축은 작용근의 기능을 떨어뜨릴 수 있다. 그러나 뇌졸중 이후 운동기능의 전형적인 회복은 과다반사와 근육의 과활동성, 그리고 비정상적인 동시수축과 협동작용근의 동시 활성화 단계를 경유하므로 대항근의 비정상적인 동시수축은 운동기능 회복 과정 중의 하나일 수도 있다고 생각된다.

다.<sup>16,33</sup> 본 연구에서도 환측 완관절 동작에 따른 대항근의 RMS가 운동기능의 정도와 뚜렷한 양의 상관관계를 보였기 때문에 반응시간과 이완시간의 양상을 고려하면 원위부의 운동기능은 회복 이전의 단계로 간주될 수 있을 것으로 판단된다.

본 연구에서 환측 상지에서 기록된 근전도 신호의 반응시간 및 이완시간, RMS 값은 건측에 비하여 통계학적으로 유의한 차이를 보이면서 운동기능장애의 정도와 뚜렷한 상관관계를 가지고 있었다. 그러나 이러한 소견이 운동기능의 변화에 따라 바뀔 수도 있고 궁극적으로 일상생활동작 수행능력과도 연계될 가능성이 있기 때문에, 향후 이에 대한 연구가 진행되어 치료 효과를 평가할 수 있는 유용한 방법으로 검증되어야 할 것이다.

## 결 론

뇌졸중 환자에서 상지 근위부의 반응시간은 운동기능과 유의한 연관성을 가지면서 원위부의 반응시간과 차이를 보이지 않았기 때문에, 원위부의 운동기능이 회복되지 않은 경우에도 대뇌의 운동 처리능력을 측정할 수 있을 것으로 기대된다. 또한 근위부와 원위부간의 이완시간을 비교하고 원위부의 작용근 및 대항근의 RMS를 측정하는 과정을 통하여 운동기능 회복과 관련된 신경생리학적 상태를 평가할 수 있을 것으로 생각된다. 그러므로 운동반응 근전도는 뇌졸중 이후 운동기능의 회복을 객관적으로 평가하여 정량화 할 수 있는 유용한 방법으로 활용 가능하리라 판단된다.

## 참고문헌

1. Chae J, Johnston M, Kim H, Zorowitz R: Admission motor impairment as a predictor of physical disability after stroke rehabilitation. *Am J Phys Med Rehabil* 1995; 74: 218-223
2. Kopp B, Kunkel A, Flor H, Platz T, Rose U, Mauritz KH, et al: The Arm Motor Ability Test: reliability, validity, and sensitivity to change of an instrument for assessing disabilities in activities of daily living. *Arch Phys Med Rehabil* 1997; 78: 615-620
3. Chae J, Yu D: A critical review of neuromuscular electrical stimulation for treatment of motor dysfunction in hemiplegia. *Assist Technol* 2000; 12: 33-49
4. Francisco G, Chae J, Chawla H, Kirshblum S, Zorowitz R, Lewis G, et al: Electromyogram-triggered neuromuscular stimulation for improving the arm function of acute stroke survivors: a randomized pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 570-575
5. Aisen ML, Krebs HI, Hogan N, McDowell F, Volpe BT: The effect of robot-assisted therapy and rehabilitative training on motor recovery following stroke. *Arch Neurol* 1997; 54: 443-446
6. Volpe BT, Krebs HI, Hogan N, Edelman OTR L, Diels C, Aisen M: A novel approach to stroke rehabilitation: robot-aided sensorimotor stimulation. *Neurology* 2000; 54: 1938-1944
7. Benecke R, Conrad B, Meinck HM, Hohne J: Electromyographic analysis of bicycling on an ergometer for evaluation of spasticity of lower limbs in man. *Adv Neurol* 1983; 39: 1035-1046
8. Dewald JP, Beer RF, Given JD, McGuire JR, Rymer WZ: Reorganization of flexion reflexes in the upper extremity of hemiparetic subjects. *Muscle Nerve* 1999; 22: 1209-1221
9. Dewald JP, Pope PS, Given JD, Buchanan TS, Rymer WZ: Abnormal muscle coactivation patterns during isometric torque generation at the elbow and shoulder in hemiparetic subjects. *Brain* 1995; 118: 495-510
10. Fitts SS, Hammond MC, Kraft GH, Nutter PB: Quantification of gaps in the EMG interference pattern in chronic hemiparesis. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1989; 73: 225-232
11. Hammond MC, Fitts SS, Kraft GH, Nutter PB, Trotter MJ, Robinson LM: Co-contraction in the hemiparetic forearm: quantitative EMG evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 348-351
12. Hammond MC, Kraft GH, Fitts SS: Recruitment and termination of electromyographic activity in the hemiparetic forearm. *Arch Phys Med Rehabil* 1988; 69: 106-110
13. Kamper DG, Rymer WZ: Impairment of voluntary control of finger motion following stroke: role of inappropriate muscle coactivation. *Muscle Nerve* 2001; 24: 673-681
14. Sahrman SA, Norton BJ: The relationship of voluntary movement to spasticity in the upper motor neuron syndrome. *Ann Neurol* 1977; 2: 460-465
15. DeLisa JA: *Rehabilitation Medicine*, 3rd ed, Philadelphia: Lippincott-Raven, 1998, p1176
16. Twitchell TE: The restoration of motor function following hemiplegia. *Brain* 1951; 74: 443-480
17. 박병규, 양진환: 뇌졸중 환자의 운동기능 회복양상. 대한 뇌졸중학회지 2003; 5: 89-95
18. Fugl-Meyer AR, Jaasko L, Leyman I, Olsson S, Steglind S: The post-stroke hemiplegic patient: a method for evaluation of physical performance. *Scan J Rehabil Med* 1975; 7: 13-31

19. Berglund K, Fugl-Meyer AR: Upper extremity function in hemiplegia: a cross-validation study of two assessment methods. *Scand J Rehabil Med* 1986; 18: 155-157
20. Duncan PW, Propst M, Nelson SG: Reliability of the Fugl-Meyer assessment of sensorimotor recovery following cerebrovascular accident. *Phys Ther* 1983; 63: 1606-1610
21. Sanford J, Moreland J, Swanson LR, Stratford PW, Gowland C: Reliability of the Fugl-Meyer assessment for testing motor performance in patients following stroke. *Phys Ther* 1993; 73: 447-454
22. Hodges PW, Bui BH: A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 101: 511-519
23. Chae J, Yang G, Park BK, Labatia I: Delay in initiation and termination of muscle contraction, motor impairment, and physical disability in upper limb hemiparesis. *Muscle Nerve* 2002; 25: 568-575
24. Ghez C: Voluntary Movement. In: Kandal ER, Schwartz JH, Jessell TM, editors. *Principles of neural science*. Norwalk: Appleton and Lange, 1991, pp 609-625
25. Ghez C, Gordon J: Voluntary Movement. In: Kandal ER, Schwartz JH, Jessell TM, editors. *Essentials of neural science and behavior*. Norwalk: Appleton and Lange, 1995, pp529-550
26. Heald A, Bates D, Cartlidge NE, French JM, Miller S: Longitudinal study of central motor conduction time following stroke: 1. natural history of central motor conduction. *Brain* 1993; 116: 1355-1370
27. Dewald JP, Beer RF: Abnormal joint torque patterns in the paretic upper limb of subjects with hemiparesis. *Muscle Nerve* 2001; 24: 273-283
28. Turton A, Wroe S, Trepte N, Fraser C, Lemon RN: Contralateral and ipsilateral EMG responses to transcranial magnetic stimulation during recovery of arm and hand function after stroke. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 101: 316-328
29. Turton A, Lemon RN: The contribution of fast corticospinal input to the voluntary activation of proximal muscles in normal subjects and in stroke patients. *Exp Brain Res* 1999; 129: 559-572
30. Turton A, Wroe S, Trepte N, Fraser C, Lemon RN: Contralateral and ipsilateral EMG responses to transcranial magnetic stimulation during recovery of arm and hand function after stroke. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 101: 316-328
31. De Luca CJ: Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng* 1984; 11: 251-279
32. Heckman CJ: Alterations in synaptic input to motoneurons during partial spinal cord injury. *Med Sci Sports Exerc* 1994; 26: 1480-1490
33. Brunnstrom S: Motor testing procedures in hemiplegia: based on sequential recovery stages. *Phys Ther* 1966; 46: 357-375