

휠체어 추진시 근전도 신호의 특성 변화

대구대학교 재활과학대학 재활학과
최 화 순

Changes in Surface EMG Parameters during Dynamic Wheelchair Propulsion

Choi, Hwa - Soon, Ph.D.

Department of Rehabilitation Science & Technology, College of Rehabilitation Science, Taegu University

< Abstract >

The purpose of this study was to investigate the possibility of using surface electromyographic signals as a measure of muscle fatigue during the wheelchair propulsion. Subjects performed wheelchair exercise tests on a motor-driven treadmill with a constant-velocity of 1.25 m/sec. During each test, the raw EMG signals were acquired from the surface electrodes attached on the belly of five muscle groups: biceps brachii, pectoralis major, deltoid, triceps brachii, and trapezius. The median power frequency(MPF), and the root mean square(RMS) amplitude were calculated for each cyclic contraction in order to quantify muscle fatigue. During the wheelchair propulsion, the MPF decreased and the RMS increased in the trapezius and deltoid. However, the decreasing MPF and the increasing RMS also fluctuated severely during dynamic muscle contractions. Therefore, the MPF and RMS values should be estimated with well-designed methods and used with caution to quantify muscle fatigue during wheelchair propulsion.

I. 서 론

근전도 신호(EMG; Electromyogram)는 골격근이 수축할 때 생기는 활동전위(Action Potential)를 기록한 것인데, 이 생체신호에는 근육의 활성화 정도와 근력 및 근육의 피로도에 관한 정보가 포함되어 있기 때문에, 진단 의학, 스포츠과학, 재활과학 분야에서 다양한 목적으로 사용되고 있다(Chaffin 등, 1999). 재활과학 분야에서 근전도 측정에 사용되는 전극에는 침 전극(needle electrode)과 표면전극(surface electrode)이 있는데, 이 중 그 사용의 편의성 때문에 표면전극이 의수 등 재활 및 보조기구의 제어, 사지 기능 회복을 위한 기능적 전기 자극(Functional Electric Stimulation), 통증 완화를

위한 물리치료 및 기능회복 훈련의 평가, 근력 및 근육의 피로도 측정 등에 많이 이용되고 있다(Hermens 등, 2000).

피부 표면에서 측정된 표면 근전도를 이용하여 등척성 수축(Isometric Contraction)시의 근육의 피로도(Fatigue Index)를 정량화하기 위한 많은 연구가 이루어져 왔다. 그 결과로 근육이 피로해지면 근전도 신호 중 저주파수(Low Frequency) 성분의 발생 빈도가 높아져, 근전도 파워스펙트럼(Power Spectrum)의 중간주파수(Median Frequency)와 평균주파수(Mean Frequency)가 낮아지는 특성을 보이는 것으로 이해되고 있다(DeLuca, 1997; Masuda 등, 1999). 이러한 주파수 천이(Frequency Shift)현상은 근섬유의 전도속

도(Conduction Velocity)와 관련이 깊다. 즉, 근육이 피로해지면 근섬유에 젖산이 축적되어 수소이온농도(pH)가 낮아져 근섬유의 전도속도가 느려지게 되어 근전도 신호의 주파수 특성이 변하게 된다. 따라서, 등척성으로 수축하는 정적 근육수축(Static Contraction)의 피로도를 나타내는 척도(Fatigue Index)로 주파수 변화율이 유용하다. 특히, 근피로 지수로 파워스펙트럼의 평균주파수(Mean Frequency)보다는 중간주파수(Median Frequency)가 안정적 경향을 나타내는 것으로 보고되고 있다(김정룡 등, 1999; DeLuca, 1997; Kollmitzer 등, 1999).

물리치료와 관련된 근육의 피로는 대부분이 근육의 동적 수축(Dynamic Contraction)에 의한 것이다. 하지만, 동적 수축시의 근육의 피로와 관련된 연구는 정적 수축에 비해 상대적으로 적다(이한준 등, 1999; Cifrek 등, 2000; Potvin과 Bent, 1997; Larsson 등, 1999). 이러한 이유는, 근육의 동적 수축은 근전도 신호의 비정상성(Nonstationarity)을 유발하여 근전도 신호의 분석을 어렵게 하기 때문이다(Karlsson과 Gerdle, 2001; Kasprisin과 Grabiner, 1998; Knaflitz와 Bonato, 1999).

근육의 동적 수축시의 근 피로도에 관련된 연구들은 등속성 운동을 유도하기 위하여 등속운동기구를 이용한 연구가 주종을 이루고 있고, 휠체어 추진에 관련된 연구는 거의 없다. 그러나, 이러한 연구마저도 실험시 근육 운동의 조건과 근전도 신호의 측정 및 해석 방법에서 차이가 많고, 결과도 다르게 나타나 일관성 있는 결론을 제시하지 못하고 있다. 즉, 근육의 동적 수축시의 중간주파수 천이 현상에 대해서도, 근육이 피로함에 따라 중간주파수가 감소한다는 연구(Cifrek 등, 2000; Potvin과 Bent, 1997; Masuda 등, 1999)와 관련이 없다는 연구(이한준 등, 1999; Perry 등, 2001) 및 오히려 증가한다는 연구(안재용 등, 1998)가 있어, 동적 근육 수축시의 중간주파수 변화에 대하여는 명확한 결론이 유보되어 있다.

여러 개 근육의 수축이 주기적으로 짧은 시간에 반복되는 휠체어 추진시의 근 피로도를 정량화하기 위하여 근전도 신호의 주파수 및 진폭의 변화를 규명한 연구는 거의 없다. 휠체어 바퀴를 한 번 추진할 때마다 발생하는 근전도 신호는 지속시간이 1초 정도로 짧은데, 이 짧은 동안에도 운동에 관여되는 각 관절의 각도가 변하고 작용 근육에서 발생하는 장력도 변하기 때문에 정적 수축

시와는 다른 근전도 신호처리 방법이 요구된다(Saepen 등, 1996). 또한, 휠체어를 추진할 때의 자세, 추진 방법, 작용 근육 등이 추진하는 사람과 추진 속도에 따라 다르게 변할 수 있으므로, 휠체어 추진과 관련된 근전도 신호의 해석에는 세심한 유의가 요망된다(Chow 등, 2000; Vanlandewijck 등, 1994; Woude 등, 1999).

본 연구에서는, 일정한 속도로 휠체어를 추진할 때 추진횟수가 거듭됨에 따라 근전도 신호의 특성이 어떻게 변하는지를 분석하였다. 특히, 근육의 피로도를 정량화하기 위한 방법을 도출하기 위하여, 핸드립의 반복적 추진에 따른 근전도 신호의 중간주파수(MPF: Median Power Frequency)와 진폭(Amplitude)의 변화 추이를 분석하는데 초점을 맞추었다.

II. 연구방법

1. 실험대상

임상적으로 심장질환의 경력이 없고, 근골격계와 신경계에 이상이 없으며, 휠체어를 사용한 경험이 없는 건강한 20대 성인 남자 25명을 대상으로, 휠체어 추진시 상지 각부 근육의 근전도 신호를 측정하는 실험을 실시하였다. 실험 대상자의 평균 나이는 22.42 ± 1.98 세였으며, 평균키는 172.25 ± 3.61 cm이었고, 평균 체중은 66.67 ± 5.72 kg이었다.

2. 실험장치 및 실험절차

실험에는 수동 휠체어, 트레드 밀, 근전도 측정시스템과 컴퓨터로 구성된 장치가 이용되었다. 실험에 이용된 휠체어의 자체 중량은 20kgf, 뒷바퀴 직경은 0.6m, 좌석 폭은 0.4m이었다. 휠체어 이동에 따른 실험상의 문제점을 극복하기 위하여, 폭이 1m이고 길이 1.8m인 트레드밀을 휠체어 주행실험용으로 제작하였다. 트레드밀은 서보 모터(servo motor)로 구동되는데, 0~1.5m/sec의 범위에서 이송 속도의 조정이 가능하다. 근전도 신호의 측정에는 BIOPAC사의 MP100WSW 시스템이 이용되었다.

실험 대상자는 상지 각부 근육에 근전도 전극을 부착한 후, 트레드밀 위에 놓인 휠체어에 앉은 자세로 각 근육별로 최대 수의적 근수축(MVC: Maximum

Voluntary Contraction)을 행하였다. 다음에, 트레드밀의 이송 속도를 15초 동안에 1.25 m/sec까지 증가시켰고, 이 속도에 도달하면 180초 동안 1.25 m/sec의 일정 속도를 유지하도록 하였다. 실험 대상자는 트레드밀의 속도에 맞춰 휠체어가 원위치에서 앞뒤로 $\pm 0.3\text{m}$ 범위를 벗어나지 않도록 핸들립을 추진하였고, 이때의 근전도 신호를 연속적으로 기록하였다. 주행실험이 끝난 후, 다시 최대 수의적 근수축 실험을 행하였다. 따라서, 전극이 부착된 5개 근육에 대하여, 주행전 최대 수의적 근수축, 휠체어 추진시의 근수축, 주행후 최대 수의적 근수축에 의해 발생하는 근전도 신호를 획득하였다.

3. 근전도 측정방법

휠체어 추진과 관련된 근육 중, 상완이두근(biceps brachii), 대흉근(pectoralis major), 삼각근(deltoid), 상완삼두근(triceps brachii), 승모근(trapezius)의 5개 근육을 선정하였다. 선정된 전극부착 부위는 면도를 하고 알코올로 깨끗이 닦아내고 건조시킨 후, <그림 1>에 나타난 바와 같이, 신경지배부와 힘줄 부위를 피하여 근육의 중간 부위에 근섬유 방향에 따라 전극을 부착하였다. 표면전극(surface electrode)은 직경이 15mm인 전도(conductive)젤이 도포된(pre-gelled) 은-염화은

(Ag-Agcl) 전극이 이용되었는데, 2개를 1쌍으로 하는 양극형(bipolar)으로, 두 전극 사이를 10mm 떨어져 전극 중심간 거리가 25mm가 되도록 하였다.

표면전극에서 얻어진 근전도 신호는, 최대입력전압 $\pm 10\text{ V}$, 입력임피던스 $1\text{G}\Omega$, CMMR 110 dB인 BIOPAC사의 MP100WSW 시스템을 이용하여 기록되었다. 신호 획득에는 근전도 신호의 주파수 특성을 고려하여, 10Hz 이상통과(High Pass) 필터와 500Hz 이하 통과(Low Pass) 필터를 이용하여 10Hz~500Hz의 신호만을 2,000배로 차분증폭(differential amplify)한 후 1,000Hz의 속도로 샘플링하였다. 실험에 사용된 MP100WSW 시스템은 60Hz 노치필터가 100Hz 이상 통과(High Pass) 필터에 내장되어 있는데, 100Hz 이하 성분의 상실을 방지하기 위하여 이 기능은 사용되지 않았다. 왜냐하면, 근전도 신호는 <그림 2>의 주파수 스펙트럼(Frequency Spectrum)에 나타난 바와 같이 10Hz부터 350Hz 대역의 주파수를 주성분으로 하는데 100Hz 이하의 성분이 상당부분을 차지하기 때문이다. 다만, 데이터 획득 후 60Hz 성분의 전력선 잡음은 임펄스 응답(FIR: Finite Impulse Response) 필터를 이용하여 노치 폭(Notch Band)을 최소화하여 신호처리 프로그램으로 제거하였다.

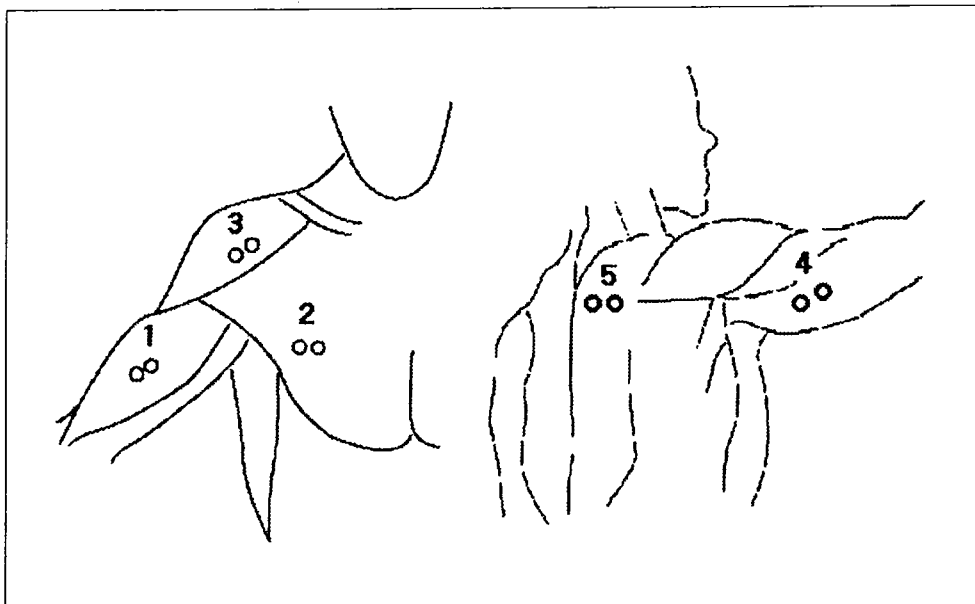


그림 1. 근전도 표면전극(SEMG)의 부착위치

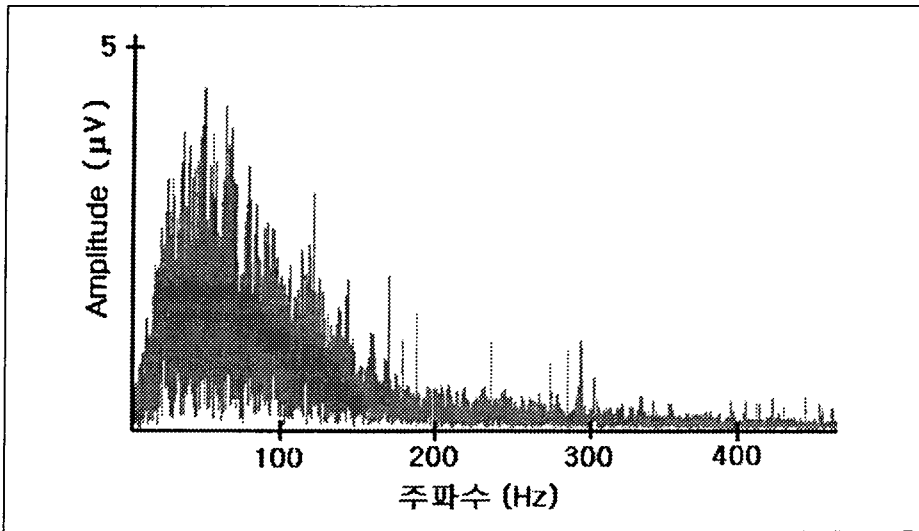


그림 2. 승모근 수축시 측정된 근전도 신호의 주파수 스펙트럼

4. 근전도 신호분석

휠체어 추진시 측정된 5개 근육의 근전도 신호는 <그림 3>와 같은 파형을 갖는다. 핸드림을 추진하는 주기에 맞춰 각각의 근육이 반복적으로 수축하는데, 근육마다 수축이 시작되는 시점과 진폭이 다르게 나타남을 알 수 있다. 본 연구에서는, 추진횟수의 누적에 따른 근전도 신호의 변화를 규명하기 위하여, 1번 추진할 때마다 1초 정도 지속되는 근전도 신호를 1개의 단위로 생각하였다. 즉, 근육이 한 번 수축할 때 발생하는 근전도 신호마다 독립적으로 각각의 근수축 시간, 평균진폭(RMS Amplitude), 중간주파수(MPF: Median Power Frequency)를 구하였다.

근수축 단위별 평균진폭(RMS Amplitude)은 <그림 4>에 나타낸 바와 같이 구하였다. 즉, 1초당 1,000개씩 얻은 각각의 진폭값에 대하여 RMS(Root-Mean-Square) 값을 구하고, 이 값들의 50개 구간(50msec) 이동평균(Moving Average)을 취한 후, 1번의 근수축에 해당하는 구간의 면적을 구하고, 이를 근수축 지속시간으로 나누어 1회 근수축의 평균진폭을 구하였다.

<그림 5>에 나타낸 바와 같이, 각각의 근수축에 대하여 중간주파수(MPF)를 구하였다. 1번의 근수축 기간이 1초 정도이므로 초당 1,000개씩 획득된 근전도 신호에서 연속적인 1,024개의 신호값을 취하여 빠른 푸리에변환(FFT: Fast Fourier Transform)으로 주파수 스펙트럼

(Frequency Spectrum)을 구한 후, 이를 적분하여 구한 총면적을 절반으로 나누는 주파수에 해당하는 값으로 중간주파수를 정하였다. 각각의 근수축에 대해 이와 같은 계산을 반복함으로써, 첫 번째 추진 동작부터 마지막까지 평균진폭(RMS)과 중간주파수(MPF)를 구하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 반복적 근 수축에 따른 중간주파수(MPF)의 변화

실험 대상자 25 명에게 휠체어를 0.75m/sec, 1.0m/sec, 1.25m/sec의 3가지 추진속도로 각각 3분간 추진하게 한 결과, 대부분의 대상자들이 1.25m/sec의 속도로 3분간 휠체어를 추진한 후 피로하다는 응답을 보였다. 본 연구의 목적이 근 피로가 근전도 신호에 어떠한 영향을 주는지를 규명하기 위한 것이므로, 1.25m/sec의 추진속도로 실험된 데이터 중 임의로 1명의 측정데이터를 선정하여 우선적으로 분석하였다. 이 대상자는 승모근과 삼각근의 근전도 신호가 휠체어 추진시 가장 두드러지게 나타났으므로, 먼저 승모근과 삼각근의 중간주파수 변화를 분석하였다.

한 번의 승모근 수축마다 발생하는 근전도 신호를 따로따로 나누어 각각의 신호를 푸리에 변환하여 얻은 주

파수 스펙트럼으로부터 구한 중간주파수를 (그림 6)에 표시하였다. 휠체어 추진횟수에 따라 승모근의 중간주파수가 110Hz에서 75Hz까지 큰 폭으로 변화하였다. 하지만, 연속되는 수축 사이에도 상당량의 주파수 편차가 나타나 전체적인 주파수 변화 추세를 나타내기 곤란하였다.

중간주파수의 변화 추세를 분석하기 위하여, 9개 사이클 구간의 중간주파수 값을 이동평균(Moving Average)법으로 처리하였다. 휠체어 추진에 따른 승모근과 삼각근 각각의 중간주파수를 이동평균값으로 나타내면 (그림 7)과 같다. 여기서, 휠체어 추진에 따라 승모근의 중간주파수(MPF)는 100Hz에서 80Hz로 20Hz 정도 감소하였고, 삼각근의 중간주파수(MPF)는 80Hz에서 70Hz로 10Hz 정도 감소하였다. 즉, 승모근의 주파수 감소가 삼각근에 비해 두드러지게 나타났다.

승모근의 주파수 감소 추세를 살펴보면, 근 수축이 40회에 이를 때까지는 선형적으로 감소하였으나, 이 후부터는 주파수가 증가와 감소를 반복하며 변동하는 경향을 보였다. 이와 유사한 경향은 삼각근에서도 관찰되었다. 즉, 삼각근의 중간주파수는 60회에 이를 때까지 선형적으로 감소하고, 이 후부터는 증감이 반복되며 서서

히 감소하는 추세를 보였다. 이러한 주파수 변동 현상은 근 피로에 따른 휠체어 추진자세의 변화와 근육간 부하 분담율의 변화 및 근 조직의 대사(Metabolic) 변화와 관련이 있는 것으로 예측되나 이의 규명을 위해서는 별도의 연구가 필요하다.

2. 반복적 근 수축에 따른 평균진폭(RMS Amplitude)의 변화

휠체어 추진 시 진폭이 크게 나타난 승모근 EMG를 대상으로 평균진폭(RMS Amplitude)이 반복적 근수축에 따라 어떻게 변하는지 관찰하였다. 한 번의 승모근 수축마다 발생하는 근전도 신호를 따로따로 나누어 구한 각각의 평균진폭(RMS Amplitude)을 (그림 8)에 표시하였다. 승모근의 EMG 평균진폭은 휠체어 추진 초반에는 0.32 mV였는데, 후반에는 0.43 mV로 약 0.11 mV 정도 증가하였다. 그러나, 이러한 진폭의 증가는 직선적(linear) 증가가 아니고, 상당히 큰 폭의 증감 변동(fluctuation)을 동반한 곡선적(nonlinear) 형태로 나타났다.

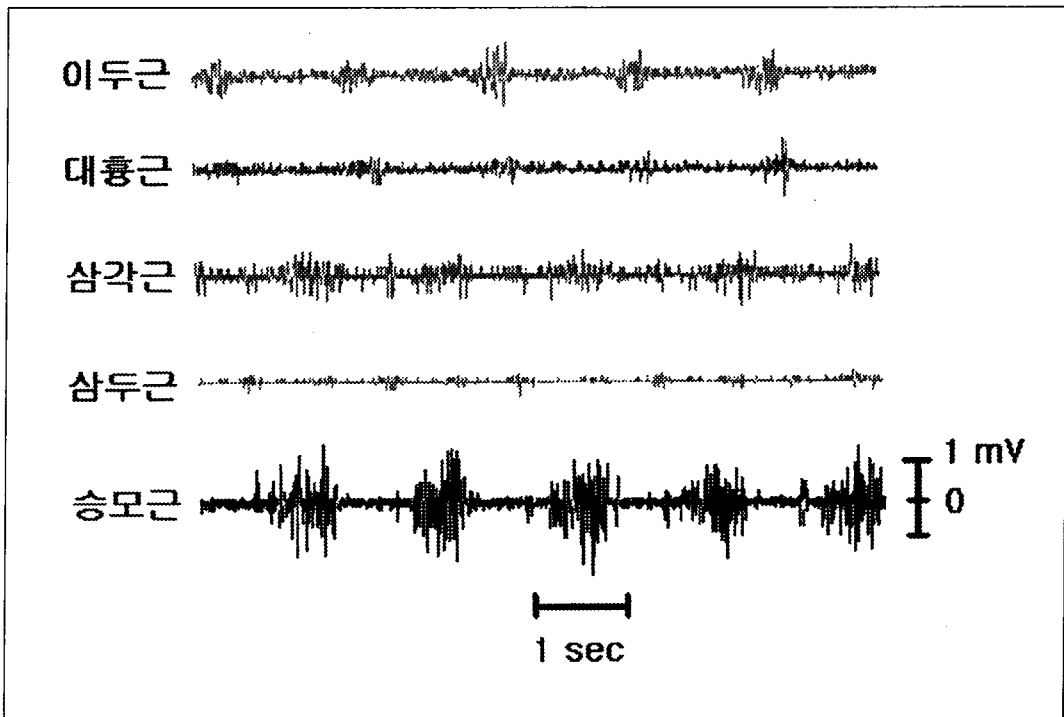


그림 3. 핸드림을 5번 추진할 동안 기록된 각 근육별 근전도(EMG)

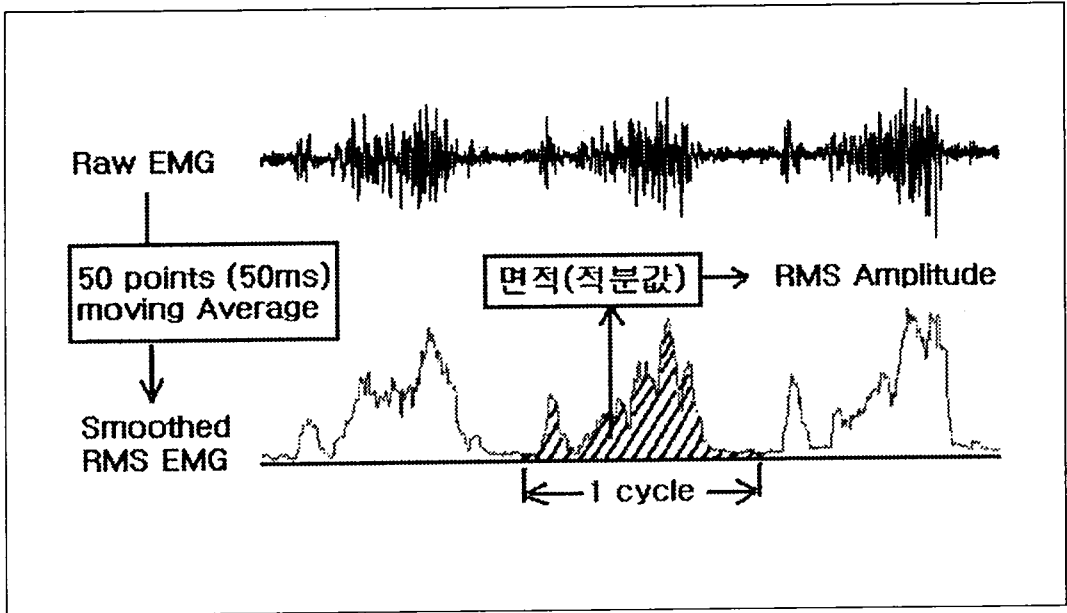


그림 4. 근전도 신호의 평균진폭(RMS Amplitude)을 구하는 법

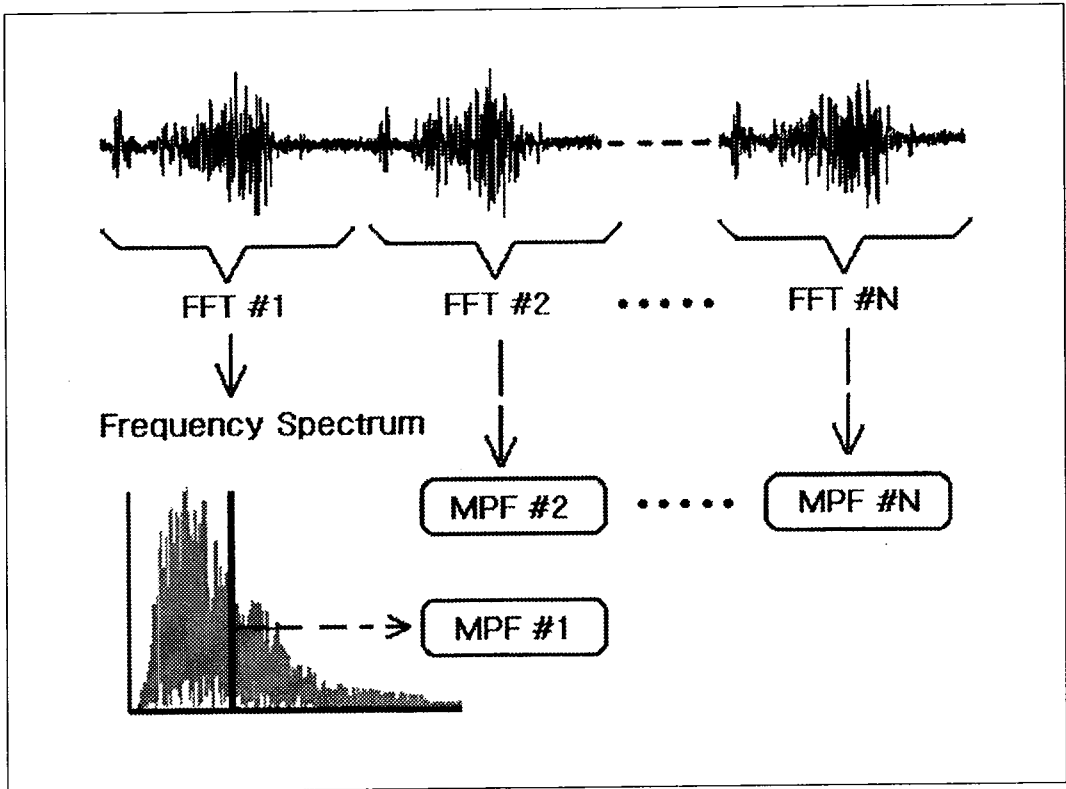


그림 5. 근전도 신호의 중간주파수(MPF) 구하는 법

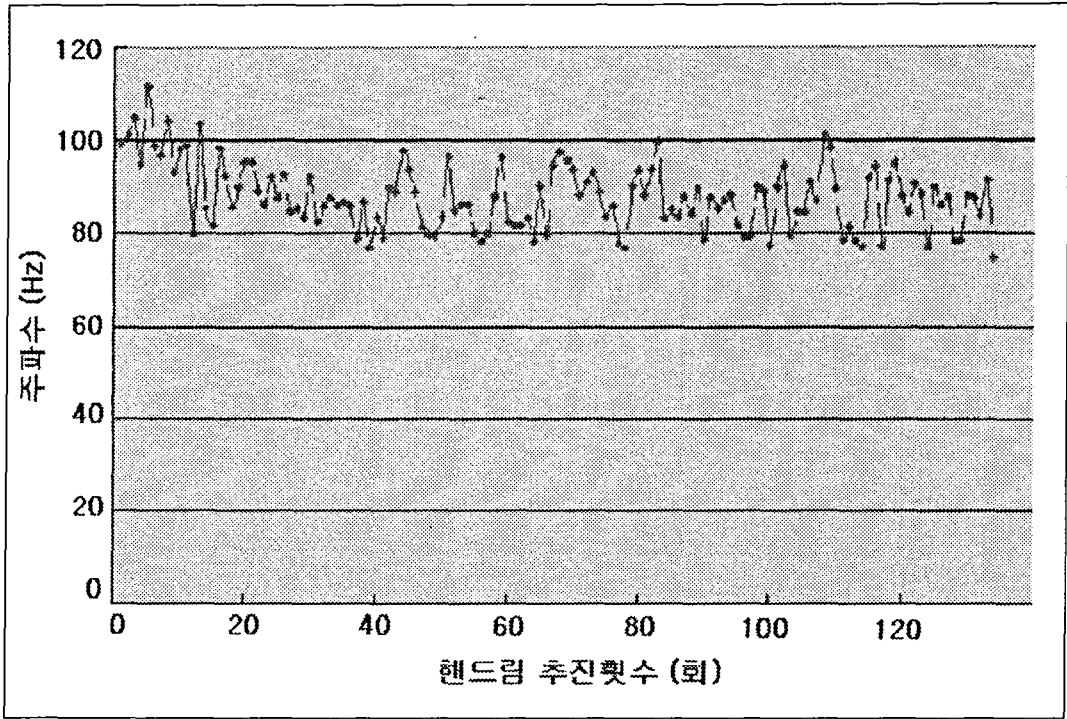


그림 6. 휠체어 추진에 따른 승모근 중간주파수의 변화

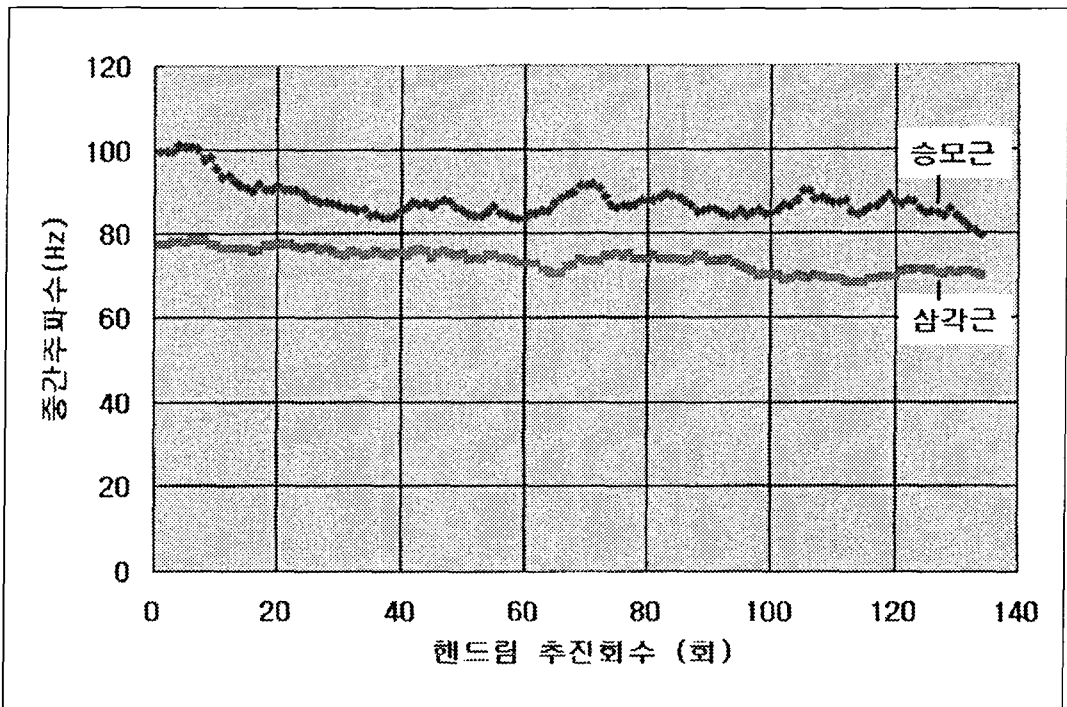


그림 7. 승모근과 삼각근의 중간주파수 이동평균값의 변화 추세

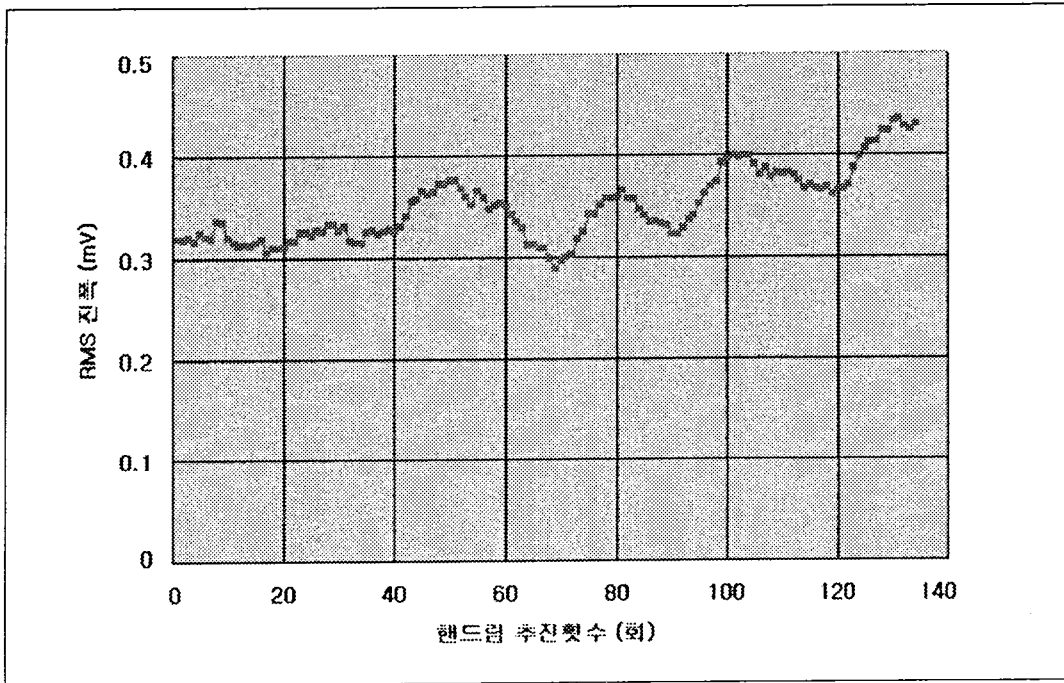


그림 8. 휠체어 추진에 따른 승모근 EMG 평균진폭의 변화

3. 중간주파수와 평균진폭의 변화추세 비교

휠체어 추진시 근육의 반복적 수축에 따른 주파수와 진폭의 변화 정도를 정량화하기 위하여 표준지수(Normalized Index)를 이용하였다. 이 표준지수는 동일한 실험대상자의 최대 수직적 근수축(MVC) 시에 측정된 중간주파수와 평균진폭을 기준치로 하였다.

최대 수직적 근수축(MVC) 시에 승모근에서 측정된 근전도 신호의 중간주파수(MPF)는 101Hz였고, 평균진폭(RMS)은 1mV였다. 이 MVC 때의 값에 대한 상대적 크기를 나타내는 표준지수로 표현된 중간주파수와 평균진폭의 변화 정도는 <그림 9>에 나타난 바와 같다. 즉, 승모근 EMG의 중간주파수(MPF)는 휠체어 추진 동작이 반복됨에 따라, MVC 때의 100% 수준에서 80% 수준으로 20%정도 감소하였고, 평균진폭은 MVC 때의 32% 수준에서 42% 수준으로 10% 정도 증가하였다. 그러므로, 반복적 근 수축에 따라 나타나는 중간주파수의 변화율이 진폭의 변화율보다 큰 것을 알 수 있다.

반복적 근 수축에 따라 중간주파수는 감소하고 진폭은 증가하였으므로, 주파수와 진폭 사이에 반비례 관계가 성립하는지를 살펴보았다. <그림 10>은 중간주파수를 x-축, 평균진폭을 y-축으로 하여, xy-평면상에서 두 변

수 사이의 상관관계를 나타낸 것이다. 그림 상의 선형 관계식에 나타난 바와 같이, 주파수와 진폭 사이의 상관관계를 직선으로 나타내기에는 무리가 있었다. 따라서, 중간주파수와 평균진폭 사이에는 선형적 반비례 관계가 성립한다고 보기 어렵다.

분석의 대상이 된 피실험자는 휠체어의 속도를 1.25m/sec로 유지하기 위하여 3분 동안에 140회의 스트로크(stroke)를 가한 것으로 나타났다. 즉, 평균적으로 1.285 초마다 1번씩 근육 수축이 일어났다. 이와 같은 휠체어 추진 시의 반복적 근육 수축이 근전도 중간주파수와 평균진폭에 주는 영향을 <그림 11>에 종합적으로 표현하였다. 그림에 나타난 바와 같이, 반복적 근 수축 운동의 초기 단계에서는 중간주파수의 감소 현상이 두드러지고, 반복적 근 수축이 어느 횟수 이상에 이르게 되면 주파수와 진폭 값의 변동 편차가 커짐을 알 수 있다. 휠체어 추진을 시작한 시점과 실험을 끝낸 마지막 시점의 근전도 특성치만을 비교한다면, 근 피로 진행에 따라 중간주파수는 감소하고 평균진폭은 증가한다고 할 수 있다. 그러나, 실타래가 얽혀 있는 것처럼 복잡하게 나타난 휠체어 추진의 중반 단계는 이러한 결론에 회의를 품게 한다. 즉, 중간주파수의 감소와 평균진폭의 증가를 설명할 중간과정이 명확히 드러나지 않기 때문인데, 이는 전

술한 요동(fluctuation) 현상에 기인한다. 그런데, 이러한 MPF와 RMS의 요동 현상이 근육의 피로에 의한 것이라면, 주파수와 진폭의 요동이 커지는 순간을 근 피로의 시작 시점으로 볼 수 있게 된다. 따라서, MPF와 RMS의 요동 현상도 새로운 피로도 지표의 하나가 될 수

있다고 판단된다. 그러나, 이러한 중간주파수와 진폭의 요동현상이 근전도 신호의 비정상성에 기인한 것일 수도 있으므로, 정확한 원인 규명을 위해서는 별도의 연구가 필요하다.

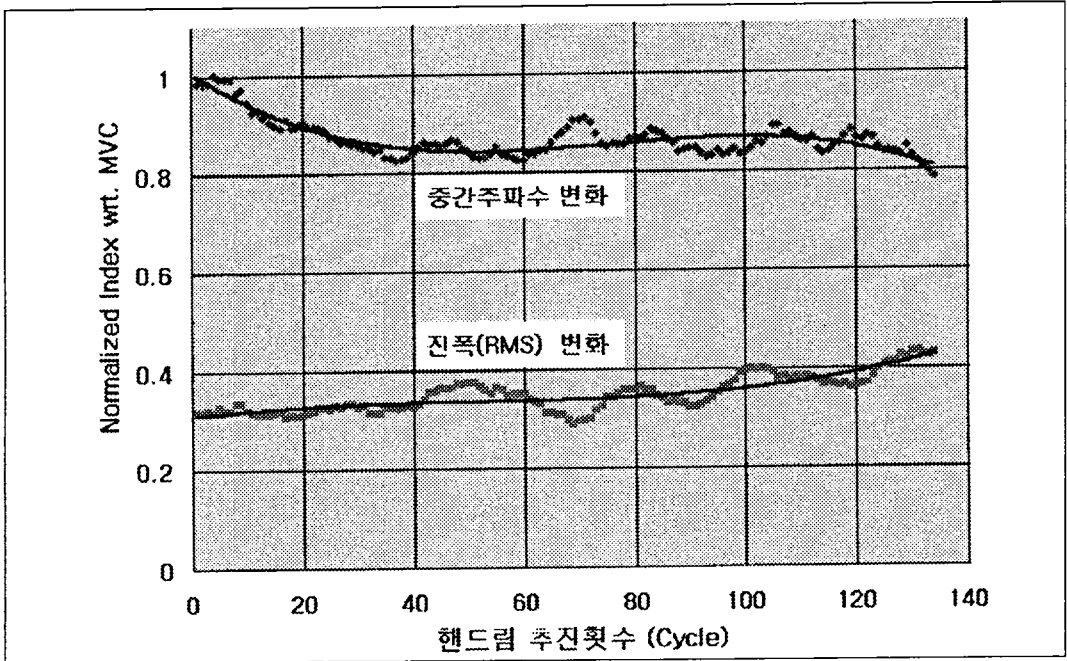


그림 9. 승모근 EMG의 주파수 및 진폭의 변화 추세

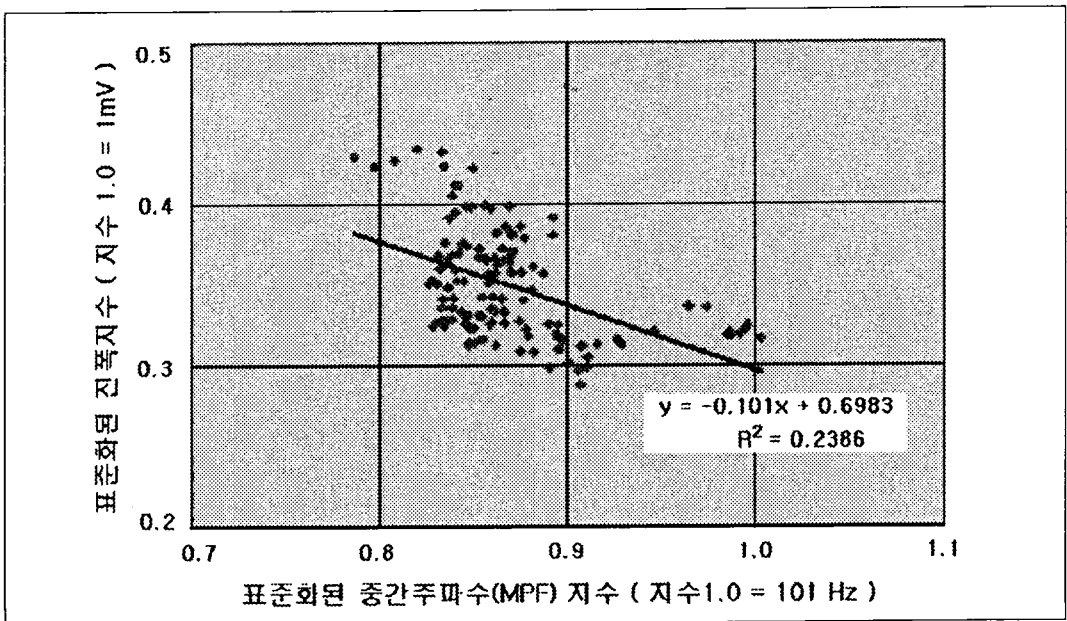


그림 10. 중간주파수 및 진폭의 상관관계

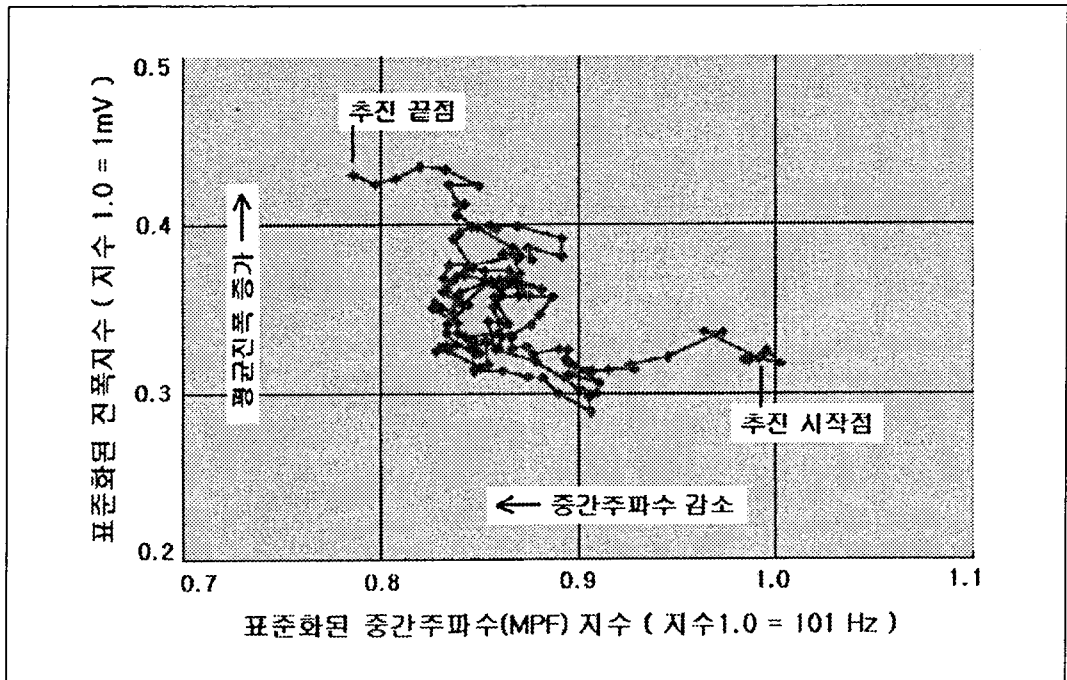


그림 11. 반복적 근육 수축에 따른 중간주파수와 진폭의 변화 패턴

IV. 고 찰

이제까지 근육의 활동과 근전도 신호에 대한 많은 연구가 행하여 졌지만, 대부분이 일상 생활에서 요구되는 운동과는 거리가 먼 등척성 수축(isometric contraction)에 관한 것이었다. 따라서, 등척성 수축 시의 근전도 특성에 대하여는 많은 부분이 규명되었지만, 일상생활과 밀접한 스포츠 훈련, 물리치료, 휠체어 추진 등에 나타나는 반복적 근 수축 시의 근전도 특성에 관해서는 연구된 바도 적고, 실험방법과 분석방법에 오류도 많으며, 비교할 만한 연구 결과도 거의 없는 실정이다.

본 연구에서는 휠체어 추진 시의 반복적 근 수축으로 인한 근 피로가 근전도 신호의 중간주파수(MPF)와 RMS 진폭에 어떠한 영향을 미치는지를 분석하였다. 본 연구와 같은 휠체어 추진 동작에 따른 근전도 특성의 변화를 다룬 연구는 거의 없지만, 반복적 근 수축에 관한 연구(원종임 등, 2001)와 승모근 및 삼각근의 근피로에 관한 연구(이한준 등, 1999)에서, 몇 가지 중요한 사항에 대하여 본 연구와 합치되지 않는 상이한 결과를 발견할 수 있었다.

이한준 등(1999)은 건관절의 90회에 걸친 반복적 내

외측 회전에 따라 승모근의 중간주파수(MPF)는 199.2Hz에서 179.6Hz로 감소했고, 삼각근은 199.0Hz에서 180.9Hz로 감소했다고 하였다. 이 결과는, 승모근의 중간주파수(MPF)는 100Hz에서 80Hz로 20Hz 정도 감소하였고 삼각근의 중간주파수(MPF)는 80Hz에서 70Hz로 10Hz 정도 감소하였다는 본 연구 결과와는 중간주파수 값과 그 변화량에서 큰 차이가 있다. 이한준 등(1999)이 사용한 근전도 측정장비가 본 연구에서 사용된 장비와 같음에도 이러한 차이를 보인 것은, 근전도 신호는 50Hz~150Hz 대역이 주성분을 이루고 있는 점에 비추어 볼 때, 근전도를 측정할 때 60Hz 잡음 제거를 위해 100Hz 이상통과(High Pass) 필터를 적용했거나 MPF 계산 방식에 문제가 있는 것이 아닌지의 문시된다. 또한, 유사한 문제점이 김형돈 등(1997)의 연구에서도 발견된다.

원종임 등(2001)은 등속성 운동시 중간주파수 변화 경향을 회귀분석한 결과 근 피로에 따라 중간주파수가 감소했다고 하였는데, 60초 동안의 주파수 변화량은 101.3Hz에서 98.2Hz로 3.1Hz에 불과하였다. 이들은 512Hz로 샘플링한 후 0.5초 구간의 256개 데이터를 이용하여 FFT로 얻은 주파수 스펙트럼으로부터 MPF를

구했다. 따라서, 샘플링 속도 512Hz를 데이터 수 256으로 나눈 2Hz가 주파수 분해능이었으므로, ± 2 Hz의 오차 범위에 속하는 3.1Hz의 변동을 감소하는 경향으로 판단한 것에는 무리가 있다.

본 연구의 근전도 MPF와 RMS 결과를 다른 연구자들의 수치와 직접적으로 비교해 보기는 어렵다. 왜냐하면, 근전도 측정에 사용된 전극의 종류, 전극간 간격(inter-electrode distance), 부착 위치 등이 다르며, 신호처리에 적용된 필터(filter)와 샘플링 속도(sampling rate)도 다르고, 스무딩(smoothing), 이동평균(moving average), 적분(integration), FFT 등 신호분석에 적용된 방법에 차이가 많기 때문이다. 이처럼 연구자들마다 서로 다른 방법이 사용됨으로써, 근전도 데이터의 상호 비교를 어렵게 하며, 오류 발생의 가능성도 높다. 그러므로, 근전도 관련 연구의 효율성을 높이기 위해서는 표준화된 방법이 사용되어야 할 것이다. 최근에는 미국과 유럽의 근전도 관련 학회를 중심으로 근전도 측정법의 표준화 작업이 시도되고 있으며 어느 정도의 결실을 맺고 있다.

표면전극을 이용한 근전도 측정에서 다음과 같은 사항은 반드시 지켜져야 된다. 첫째, 근전도 측정에 사용되는 주파수필터(frequency filter)는 근전도 신호 중 10Hz에서 350Hz 사이의 성분을 제거하지 않아야 한다. 즉, 최소한의 통과 대역이 10~350 Hz인 대역통과(BP: Band Pass) 필터를 사용하거나, 10Hz 이하 값의 이상 통과(HP: High Pass) 필터와 350Hz 이상 값의 이하 통과(LP: Low Pass) 필터를 사용하여야 한다. 예를 들면, 20Hz-HP 나 300Hz-LP 등을 사용하지 말고, 대신에 5Hz-HP 나 500Hz-LP 등을 사용하여야 한다. 둘째, 샘플링속도(sampling rate)는 적용된 필터가 통과시키는 최고주파수의 2 배 이상으로 하여야 하며, 700Hz 이하의 샘플링속도는 사용할 수 없다. 즉, 통과 대역이 10Hz~500Hz인 대역통과(BP) 필터를 사용한 경우에는 최소 1,000Hz 이상으로 샘플링하여야 한다. 측정 신호가 갖는 최고주파수의 2배에 해당하는 샘플링 주파수를 Nyquist Rate 이라 하는데, 이것은 모든 신호의 기록에 최소한의 기본이 되는 원칙이며, 실제 적용을 위해서는 4배 내지 10배의 샘플링 주파수를 사용하는 것이 좋다. 여기에 제시한 두 가지 원칙은 근전도 측정에 있어 최소한의 기본 조건이며, 이러한 원칙 만 지켜져도 근전도 관련 연구에서 많이 발견되고 있는 오류를 상당 부분 줄일 수 있을 것이다. 따라서, Journal of

Electromyography and Kinesiology 같은 저널은 이러한 원칙에 위배되는 논문은 통과시키지 않고 있다.

질병의 진단이나 물리치료 및 운동훈련 등에 표면 근전도가 많이 이용되고 있음에도 불구하고 측정 전극의 종류와 전극간 간격 및 신호처리 방법에 따라 근전도 신호의 특성이 다르게 나타날 수 있는 현상에 대한 이해가 부족한 편이다. 즉, 근전도 측정에서 잡음 등의 공통성 분제거(common mode rejection)를 위해 사용되는 차분증폭(differential amplification)은 HP 필터를 적용한 효과를 낸다. 반면에, 두 전극 사이의 간격과 상피조직의 두께 등은 LP 필터의 효과를 내고 있음에도 유의해야 한다.

과거의 연구들이 등척성 수축에 한정시켜 근전도 측정을 이용한 것도 이러한 필터링 효과 및 신호의 안정성과 관련이 깊다. 등척성 수축이 아닌 동적 수축에서는 근 섬유의 길이가 변하므로 안정적 근전도 신호를 얻으려면 부착 전극 사이의 간격도 이러한 근 섬유의 길이에 맞춰서 변화되어야 한다. 현실적으로 동적 수축에 대하여 이러한 조건을 만족시키기는 어렵다. 따라서, 측정된 근전도 신호의 안정성(stability)이 보장되지 않는데, 이러한 동적 수축에 근전도 신호를 적용할 때는 신호의 비정상성(nonstationarity)을 염두에 두고 제한적으로 접근해야 할 것이다. 왜냐하면, 기존의 근전도 신호 분석에 사용되는 대부분의 기법이 신호의 안정성에 기반을 두고 있기 때문이다. 예를 들면, 본 연구의 주파수 분석에도 사용된 바 있는 FFT(Fast Fourier Transform) 기법도 비정상적 신호에는 이용하기 곤란한 기법이기 때문이다.

근전도 신호의 비정상성(nonstationarity)이 문제가 되는 경우에는 웨이블릿 변환(wavelet transform)이나 단시간 푸리에변환(short-time Fourier transform)과 같은 시간-주파수 기법(time-frequency methods)을 적용하는 것이 좋다고 알려져 있다. 본 연구 결과에 나타난 중간주파수(MPF)와 평균진폭(RMS)의 요동현상(fluctuation)이 근 피로의 특징이 반영된 것이 아니라 이러한 신호의 비정상성에 의한 것일 수도 있는데, 이 문제점을 규명하기 위해서는 별도의 추가적 연구가 필요하므로 본 연구에서는 결론을 유보하였다.

휠체어 추진과 같이 근육의 동적 수축이 반복되는 경우에 대하여 근전도 신호를 적용하기에는 해결되어야 할 많은 문제점이 남아 있다. 실험 대상자에 따라 발달된 근육도 다르고 휠체어 추진 자세와 방법도 달라서, 결과적으로 근전도 특성치도 실험 대상자 간에 큰 편차가 있는

것으로 나타났다. 휠체어를 추진할 때 승모근을 많이 쓰는 그룹과 삼각근을 많이 쓰는 그룹이 있었고, 각 관절의 각도 변화 패턴에도 많은 차이가 있었다. 따라서, 실험 대상자 전부를 대상으로 근전도 신호의 특성치를 통계 처리하기에 앞서, 개인별로 휠체어 추진에 따른 근전도 특성의 변화를 분석하는데 중점을 두었다.

V. 결 론

본 연구로 휠체어 추진에 따른 근전도 신호(EMG)의 특성 변화에 대하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 등척성 수축으로 근육이 피로해지면 나타나는 근전도 신호의 특성인 주파수 감소와 진폭 증가 현상이 휠체어를 추진할 때의 동적 근 수축의 경우에도 유사하게 나타났다. 따라서, 중간주파수(MPF)와 진폭(RMS) 값은 동적 수축 시에도 근 피로도 지표로서 이용이 가능하다.

둘째, 동적 수축 시의 근 피로도 지표로서 진폭(RMS) 값을 이용하는 것보다 중간주파수(MPF)를 이용하는 것이 오차를 줄일 수 있다. 휠체어 추진 동작이 지속됨에 따라 승모근과 삼각근에서 측정된 근전도 신호의 중간주파수는 감소하고 진폭은 증가하였는데, 중간주파수 감소율이 진폭의 증가율보다 크게 나타났다.

셋째, 감소하는 중간주파수(MPF)와 증가하는 평균진폭(RMS) 사이에는 선형적 반비례 관계가 성립한다고 보기 어렵다.

넷째, 근 수축이 30~60회 반복되는 초기 단계에서는 중간주파수가 선형적으로 감소하는 반면에, 그 이후부터는 주파수와 진폭 값이 크게 요동치며 변하는 비선형적(nonlinear) 특성을 나타내었다. 그러므로, 휠체어 추진 시의 근 피로도를 예측하려면 어느 한 순간의 짧은 시간에 측정된 근전도 특성값을 사용치 말고 지속적으로 측정된 근전도 신호의 전체적 변화 추세를 고려한 특성값을 이용하여야 한다. 특히, 반복적 근 수축 운동에 대한 근 피로도 평가에 있어서는 초기 단계의 급격한 중간주파수 감소에 유의하여야 한다.

다섯째, 휠체어 추진과 같이 반복적 근 수축 운동에서 측정된 근전도 신호의 특성을 이용하여 근육의 피로도를 표현함에 있어서, 중간주파수와 진폭의 요동(fluctuation) 시점 및 폭이 하나의 새로운 지표로 이용될 수 있다. 다만, 근전도 신호 특성치의 요동 원인을 규명하

고 이를 정량화하기 위해서는 별도의 연구가 요구된다.

여섯째, 휠체어 추진과 같은 동적 근수축(dynamic contraction) 시의 근전도 신호는 신호의 비정상성(nonstationarity)을 고려하여, 합당하게 계획된 신호처리 및 분석 방법을 적용하여야 오류가 없는 유용한 결과를 얻을 수 있다.

본 연구에서는, 측정된 데이터의 방대함과 신호처리에 요구되는 시간적 제한으로 임의로 선정된 특정 실험 대상자의 근전도 신호 분석결과 만이 우선적으로 제시되었다. 그러나, 본 연구에서 제안된 근전도 신호 측정과 데이터 분석 방법은 동적 근수축이 반복적으로 일어나는 다양한 운동 동작 중의 근전도 신호 연구에 광범위하게 적용이 가능하다. 본 연구에서 제시된 방법이, 물리치료 영역에서 요구되는 근전도 신호와 관련된 연구에서 신호 처리상의 오류를 피하고, 좀 더 임상에 유용한 결과를 얻는데 도움이 될 수 있기를 기대한다.

< 참 고 문 헌 >

- 김형돈, 유재충, 윤성원 : 근피로 유발후 Concentric과 Eccentric 근수축시 등축성 근력 및 EMG의 변화, 한국체육학회지, 제36권, 제2호, 272-282, 1997.
- 김정룡, 정명철 : 근전도의 정량적 분석시 사용되는 수리적 파라미터의 민감도 비교, 대한산업공학회지, 제25권, 제3호, 330-335, 1999.
- 안재용, 한정수, 민기식 : 근전도를 이용한 근피로도의 측정, 대한정형외과학회지, 제33권, 제4호, 1184-1192, 1998.
- 원종임, 조상현, 이충휘 등 : 등축성 운동 시 근전도 주파수 분석에서 얻은 피로지수의 특성, 한국전문물리치료학회지, 제8권, 제3호, 11-26, 2001.
- 이한준, 김정은, 박준영 등 : 건관절의 반복적인 등축성 내,외측 회전에 따른 근피로도의 변화, 대한스포츠의학회지, 제17권, 제2호, 376-384, 1999.
- Chaffin DB, Anderson GBJ, Martin BJ : Occupational Biomechanics, 3rd ed., John Wiley & Sons, Inc., 146-153, 1999.
- Chow JW, Millikan TA, Carlton LG et al. : Effect of resistance load on biomechanical characteristics of racing wheelchair propulsion over a roller system, Journal of Biomechanics,

- 33, 601-608, 2000.
- Cifrek M, Tonkovic S, Medved V : Measurement and analysis of surface myoelectric signals during fatigued cyclic dynamic contractions, *Measurement*, 27, 85-92, 2000.
- DeLuca CJ : The use of surface electromyography in biomechanics, *Journal of Applied Biomechanics*, 13, 135-163, 1997.
- Hermens HJ, Freriks B, Klug CD, Rau G : Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10, 361-374, 2000.
- Hogrel JY, Duchene J, Marini JF : Variability of some SEMG parameter estimates with electrode location, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 305-315, 1998.
- Karlsson S, Gerdle B : Mean frequency and signal amplitude of surface EMG of the quadriceps muscles increase with increasing torque - a study using the continuous wavelet transform, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 131-140, 2001.
- Kasprisin JE, Grabiner MD : EMG variability during maximum voluntary isometric and anisometric contractions is reduced using spatial averaging, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8, 45-50, 1998.
- Knaflitz M, Bonato P : Time-frequency methods applied to muscle fatigue assessment during dynamic contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 337-350, 1999.
- Kollmitzer J, Ebenbichler GR, Kopf A : Reliability of surface electromyographic measurements, *Clinical Neurophysiology*, 110, 725-734, 1999.
- Larsson B, Mansson B, Karlberg C et al. : Reproducibility of surface EMG variables and peak torque during three sets of ten dynamic contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 351-357, 1999.
- Masuda K, Masuda T, Sadoyama T et al. : Changes in surface EMG parameters during static and dynamic fatiguing contractions, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9, 39-46, 1999.
- Perry SR, Housh TJ, Weir JP et al. : Mean power frequency and amplitude of the mechanomyographic and electromyographic signals during incremental cycle ergometry, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11, 299-305, 2001.
- Potvin JR, Bent LR : A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contractions to quantify muscle fatigue during repetitive tasks, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 7(2), 131-139, 1997.
- Spaepen AJ, Vanlandewijck YC, Lysens RJ : Relationship between energy expenditure and muscular activity patterns in handrim wheelchair propulsion, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, 163-173, 1996.
- Vanlandewijck YC, Spaepen AJ, Lysens RJ : Wheelchair propulsion efficiency: movement pattern adaptations to speed changes, *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 26, 1373-1381, 1994.
- Woude LHV, Hopman MTE, Kemenade CH : Biomedical Aspects of Manual Wheelchair Propulsion - The State of the Art II, IOS Press, 86-120, 1999.