

## 운동학적 근전도의 활용

대원과학대학 물리치료과

원종임

### The use of kinesiologic electromyography

Won, Jong Im, Ph.D., P.T.

*Dept. of Physical Therapy, Daewon Science College*

#### -ABSTRACT-

The kinesiologic electromyography(KEMG) is one of the most common use in physical therapy for understanding normal function and dysfunction of the neuromuscular system.

Physical therapists concerned to patterns of muscle response, position, type of muscle contraction, onset and cessation of activity, the level of muscle response in relation to effort, and type of muscle contraction. Also they are use KEMG to assess the exercises for facilitate or for inhibit specific muscle activity. However there is a few references that provide information of KEMG Thus, the purpose of this article is for the use and interpretation of KEMG data. This article will guide beginning researchers for collecting, managing and analyzing of KEMG data.

---

**Key words** : Kinesiologic electromyography; Muscle response; Exercise

## I. 서론

운동단위는 하나의 척수 전각세포(anterior horn cell), 하나의 축삭(axon), 이것의 신경근 접합부(neuromuscular junctions), 그리고 이 축삭이 지배하는 모든 근육섬유(muscle fibers)로 구성되어 있다. 하나의 축삭은 이것이 지배하는 모든 근육섬유에 대한 자극을 전달하여 탈분극(depolarization)을 일으킨다. 탈분극은 운동단위 활동전압(motor unit action potential: MUAP)인 전기적 신호를 발생하여 근전도로 기록될 수 있다. 근전도(electromyography: EMG)는 운동단위(motor unit)의 활동전압을 수집하여 근육의 기능을 연구하는 도구이다(김덕희 외, 2002; Cram et al. 1998).

근전도는 근골격계(neuromuscular) 질환이나 외상의 정도를 평가하고 근육의 기능을 연구하기 위한 역학적 도구(kinesiologic tool)로 쓰여진다(Basmajian and DeLuca, 1985; Portney, 1988). 근전도는 크게 임상학적 근전도(clinical EMG)와 운동학적 근전도(kinesiologic EMG)로 나눌 수 있으며, 이 두 근전도는 기계, 용어, 그리고 자료분석 방법이 각각 다르다. 임상학적 근전도는 근육의 질환이나 외상의 정도를 평가하기 위해 이용되며, 어떤 자극에 대한 말초 운동신경과 감각신경의 전도 속도(Nerve conduction velocity: NVC)를 확인할 수 있다. 따라서 임상학적 근전도를 이용하여 신경손상의 정도, 근육 질환, 그리고 수술 후 또는 재활치료에 대한 예후를 확인할 수 있다. 운동학적 근전도는 특별한 활동 시 참여하는 다양한 근육의 역할을 확인하고 근육의 활동을 연구하는데 이용된다(Basmajian and DeLuca, 1985; Portney, 1988). 구체적으로 예를 들어 운동이나 특별한 활동을 하는 동안 근육의 기능을 평가하고(Bandy and Hanten, 1993; Maitland et al, 1999), 치료하는 동안 환자에게 생체피드백(biofeedback)을 위한 정보를 줄 수 있으며(Draper, 1990; Draper and Ballard, 1991), 근육의 수축시작 시간(onset time)(권오윤과 고은경, 2002), 근육의 수축

기간, 운동단위의 방전율(discharge rate)을 평가할 수 있고(Happee, 1992) 보행을 평가하며(Rose et al, 1991; Winter, 1984), 작업 시 동작을 평가하고(Nakasa et al, 1992; Scholz et al, 1995), 피로를 확인할 수 있다(Cristensen et al, 1995; Potvin and Bent, 1997).

이와 같이 운동학적 근전도는 물리치료 분야에서 근육과 관련된 연구에 많이 이용되고 있는 방법 중 하나이다. 그러나 구체적인 이용방법과 자료해석 방법이 잘 알려져 있지 않아 객관적이고 신뢰성 있는 연구가 어려운 실정이다. 따라서 본 논문의 목적은 물리치료 분야에서 많이 이용되는 운동학적 근전도의 사용과 자료 분석에 대한 설명을 하기 위함이다. 본 논문은 운동학적 근전도를 이용한 자료수집, 자료처리, 자료의 표준화, 자료분석에 대한 설명으로 구성되어 있다.

## II. 본론

### 1. 근전도 자료수집

근전도에 기록되는 과정은 전극(electrode)이 근수축으로부터 전위(electrical potential)를 포착하는 입력과정(input phase), 작은 전기적 신호를 증폭시키는 과정(processor phase), 그리고 신호가 컴퓨터 모니터로 출력되는 과정(output phase)으로 진행된다(Portney, 1988). 이 중 자료입력 과정에서 전극이 이용되는데, 전극에는 내재성전극(indwelling electrode)인 전선전극(fine-wire electrode)과 침전극(needle electrode)이 있으며 비침습성인 표면전극(surface electrode)이 있다. 전선전극은 두 전선을 포함하고 있으며 각 전선은 직경이 50 $\mu$ m이내이고, 전선은 속인 빈 바늘에 끼어져 근육 안으로 삽입된다(Soderberg and Knutson, 2000). 전선전극은 표면전극으로 적용하기 어려운 깊숙한 곳에 위치한 작은 근육에 이용될 수 있으나 실험 대상자가 불편하다는 점과 근육을 손상시킬 수 있는 단점이 있다(Portney,

1988; Soderberg and Knutson, 2000). 침전극은 침을 근육에 직접 삽입하는 것으로 그 재료는 Stainless steel cannula이다. 침전극은 진단을 위한 임상학적 근전도에서 많이 이용하지만 운동학적 근전도에서는 잘 사용하지 않는데, 이는 근육이 수축할 때 통증과 근육의 손상을 일으키기 때문이다.

운동학적 근전도에 가장 많이 이용되는 전극은 표면전극으로 쉽게 적용할 수 있고 대상자에게 불편하지 않은 장점을 가지고 있다. 그러나 인접한 근육의 신호가 수집될 수 있어(cross talks) 원하는 근육의 신호를 선택적으로 수집하기 어려운 단점을 가지고 있다. 운동학적 근전도에서 표면전극은 하나의 근육에 전극이 세 개 필요한데, 신호기록전극(recording electrode) 두개와 참고전극(reference electrode) 하나이다. 신호기록전극은 근육에 부착하고 참고전극은 신호기록전극에 도달하는 신호와 비교하여 공통되는 신호만 통과시키기 위해 같은 쪽 사지의 신호기록전극과 가깝고 근육이 없는 부위에 부착한다(Cram et al. 1998; Portney, 1988). 표면전극을 이용할 때 유의해야 할 점은 근육에 대한 전극의 위치와 전극의 방향, 전극과의 거리, 전극을 붙이는 피부의 상태 등이다. 전극의 적절한 위치는 근육의 신경지배 중심에서 그 근육의 건 끝부분까지 거리에서 지점(Basmajian and DeLuca, 1985) 또는 근육(belly) 부위이며(Portney, 1988), 전극의 방향은 근섬유와 평행으로 위치해야 한다. 전극사이의 적절한 거리는 1 cm이며, 일정하게 하기 위해서는 전극의 거리가 고정되어 있는 전극을 사용하는 것이 좋다(Soderberg and Knutson, 2000)(그림1).

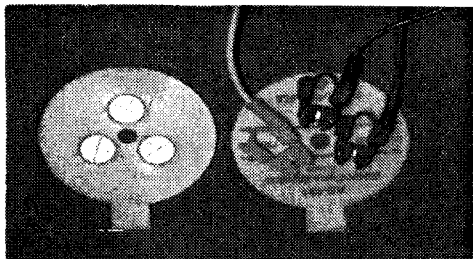


그림 1. AE-131 circular surface EMG disposable electrode.

피부의 건조 상태, 피부의 지방함유 정도는 근전도의 신호에 영향을 주므로 피부저항을 줄이기 위해서는 면도를 시행하고 알코올 솜으로 문지른 후 건조 상태에서 전극을 붙여야 한다. 그 외에도 전극의 재료, 외형 그리고 전극의 직경이 근전도 신호에 영향을 줄 수 있다. 전극외에 근전도 신호에 영향을 줄 수 있는 것은 전극에 연결되어 있는 줄(cable)인데, 줄은 가능한 짧게 하고 중간에 잊지 않은 것이라야 한다(Cram et al. 1998). 원하는 근육의 근전도 신호를 수집하기 위해 인체 외의 외부 환경에서 오는 신호(noise)는 제거해야 하는데 이를 Filtering 이라 한다. 대부분 불빛, 사무실, 컴퓨터 그리고 기계 자체에서 60 Hz의 주파수가 나타난다. Notch filter를 이용해 59~61 Hz 사이의 주파수를 통과시키지 않는 방법으로 60 Hz를 제거하도록 한다. 또한 Band pass filter는 특정한 범위의 주파수만 통과시킨다. 예를 들어 얼굴에서 근전도 신호를 수집 할 경우 25~500 Hz의 Bend pass filter를 이용한다. 또한 실험대상자는 컴퓨터에서 최소한 3 ft 떨어져 있어야 한다.

Movement artifact는 전극이 피부에 완전히 부착되지 않고 피부에서 미끄러질 경우 발생한다.

Movement artifact를 줄이기 위해 부유전극(floating electrode)을 사용하거나 전극이 고정되도록 테이프를 이용할 수 있다. 또한 라디오 주파수에서 생기는 Artifact가 발생할 경우 실험실을 옮기거나 다른 건물에서 실험하도록 한다. 그 외에도 심부투열기(diathermy), 전기 자극 치료기(electrical stimulators), 진동기(vibrators)에 의해서도 Noise가 생길 수 있다. 또한 Cross-talk에 의해 생기는 Biological artifact는 전극이 다른 근육 위에 부착될 경우 발생할 수 있다. 이를 감소시키기 위해 전극을 원하는 근육에 정확히 부착해야 한다(Portney, 1988).

## 2. 근전도 자료처리

운동학적 근전도 신호가 증폭되고 Filtering되면 시각적으로 분석하거나 정량적인 분석을 하게 된다.

자료는 수집된 신호 그대로인 원자료(raw surface EMG), 원래의 신호를 가공한 자료(processed surface EMG), 스펙트럼분석(spectral analysis) 그리고 진폭 히스토그램(probability amplitude histogram)이 이용될 수 있다. 원자료는 운동단위 활동전압이 피부에 도달하여 표면전극에서 수집되고 이것이 다시 증폭되어 물결모양(sinusoidal nature)의 곡선이 양극과 음극 사이에 나타난다(그림2).

이러한 원자료는 가공되지 않아 근전도 신호의 모든 정보를 내포하는 장점을 가지고 있다. 원자료를 관찰하여 Trigger point를 내포하고 있는 근육의 움직임 후 흥분성도 확인할 수 있다(Cram et al. 1998; Porney 1988).

자료의 가공과정은 저항기, 축전기, 그리고 통합회로(integrated circuits)에 의해 행해지고 후에 컴퓨터 소프트웨어에 의해 디지털 방식으로 이루어진다. 주로 신호를 정량화하기 위해 원신호를 가공하는 것이 필요하다. 신호의 가공과정은 크게 세 가지로 나누어 볼 수 있는데 Rectifying, smoothing, 그리고 Root mean square(RMS)이다. 원래의 신호는 양극과 음극 사이에서 곡선의 모양을 나타내고 있어 0점 이하의 음극에 있는 전기신호를 0점 위로 이동시키는 것이 Rectifying이다. 다음 단계는 rectifying된 신호를 부드럽게 하기 위함인데, 예를 들어 Rectifying 신호에서 6 data points의 평균을 계산하여 곡선을 부드럽게 만든다. 이를 Integral averaging이라고도 한다(그림 2). 두 번째 단계의 Smoothing을 거친 후 자료를 제공하고, 이것들을 다시 더한(summing) 후 Root를 씌워 계산하여 정량화 하는 RMS 과정이 있다 (Basmajian and DeLuca 1985; Cram et al. 1998).

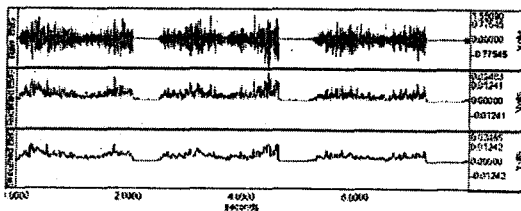


그림 2. Raw EMG, rectified EMG and smoothed EMG.

스펙트럼 분석은 주로 근육의 피로를 정량적으로 측정할 때 이용한다. 근육으로부터 수집되는 신호는 주파수 스펙트럼을 보이는데, 이 주파수의 조성을 다양한 주파수 성분의 밀도로 표현한다. 이를 위해 수학적 기술의 하나인 Fast Fourier transformation (FFT) 방법을 이용하여 다시 “Power spectral density” 곡선으로 표현할 수 있다. 이 곡선으로 주어진 주파수 곡선의 높이로 그 주파수가 얼마나 자주 나타나는지 알 수 있다(Cram et al. 1998). 근육이 피로함에 따라 고주파수대는 감소하고 저주파수대는 증가하여, 주파수 스펙트럼이 저주파수 대로 이동하게 된다(DeLuca, 1984; Fugl-Meyer et al., 1985; Gerdle et al., 1989)(그림3). 이 때 피로의 정량화를 위해 주파수를 산술평균한 평균주파수 또는 주파수의 중앙값인 중앙주파수를 이용할 수 있다(이영희 등 1994; Ament et al. 1993; DeLuca 1984).

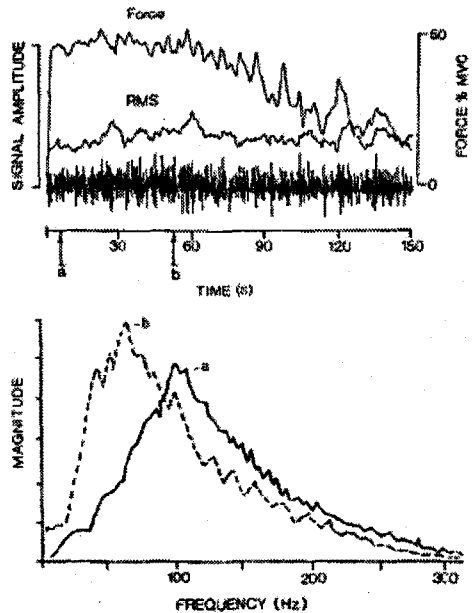


그림 3. Power spectral density. Muscle alive: their functions revealed by electromyography. Basmajian JV & De Luca CJ, Williams & Wilkins, 1985.

Amplitude probability distribution function은 1978년 Jossion에 의해 도입된 방법으로 휴식 또는 이완과 관련된 치료에서 치료의 효과를 정량화 하기 위한 방법이다. 즉 근전도 신호에서 진폭의 범위를 새로운 그래프의 가로축에 그리고 주어진 진폭에서 소비된 시간의 비율을 세로축에 표시하게 된다(Cram et al, 1998).

### 3. 근전도 자료의 표준화

각 근전도 기구는 근전도 신호를 Amplification, filtering 그리고 정량화 하는데 있어 서로 다르게 다루어져야 한다. 따라서 하나의 근전도 기구에서 얻어진 신호는 다른 기구의 신호와 비교되어질 수 없다. 또한 표면근전도의 자료는 같은 대상자에게 시간별로 비교하거나 다른 대상자를 서로 비교할 때 그리고 다른 근육들을 비교할 때 여러 가지 문제점을 내포하고 있으므로 조심스럽게 다루어져야 한다. 표면근전도 자료를 비교할 때 영향을 미치는 요소들로 피하지방조직의 두께, 휴식 시 근육의 길이, 근수축 속도, 근육의 횡단면적(cross-sectional area), 근섬유의 종류, 나이, 성별, 자세의 변화, 전극 사이의 거리, 피부의 저항 등이 있다. 특히 동적인 움직임 동안 처음의 표준화(normalizing) 자료 없이 표면근전도 신호의 진폭(amplitude) 하나(예를 들어 peak RMS)만 측정하여 비교하는 것은 매우 위험한 일이다. 이를 해결하기 위한 방법이 몇 가지 있는데 그 중 가장 많이 이용되는 방법 하나가 최대등척성수축(maximum voluntary isometric contraction: MVIC)(Knutson et al., 1994)이다. 주로 6초 동안 수축하여 중간 2초를 기록하며 이를 3회 반복하여 그 평균값을 100% MVIC로 취한다. 그 다음의 측정값들은 이 평균값을 기준으로 % MVIC로 기록된다. 따라서 모든 측정값은 절대적인 값이 아니고 최대값에 대한 상대적인 비율로 표현된다. 이 방법의 문제점은 최대등척성수축 시 최대한의 노력을 하는지 확인할 수 없다는 것이다. 특히 통증이 있는 환자의 경

우 통증으로부터 자신을 보호하기 위해 최대의 노력을 하지 않게 된다(Cram et al. 1998).

이를 해결하기 위한 두 번째 방법으로 최대하수축(submaximal voluntary contraction)을 구하는 것이다. 대상자는 근육이 수축되는 자세에서 50%의 근수축을 하도록 한다. 예를 들어 위쪽과 아래쪽 등세모근(upper & lower trapezius muscles)을 위한 Standardized reference contraction을 구하기 위해 상지를 90°외전한 상태에서 15초 동안 그 자세를 유지하도록 한다. 중간 5초 동안의 자료를 취하는데 위의 과정을 4번 반복해서 그 평균값을 Reference data로 한다. 이 Reference data가 %RVC(reference voluntary contraction)를 계산하기 위해 이용되는 값이 된다.

세 번째는 보행과 같은 반복되는 동적 움직임을 할 때 근수축을 기록하기 위해 자주 이용되는 방법이다. 동적인 움직임을 수행할 때 최고값과 평균값이 관찰되고 이를 기준으로 %RVC가 계산되어진다. %MVIC는 많은 노력으로 근수축할 때 자주 이용되어지고, %RVC는 낮은 강도로 근수축할 때 적절하다(Knutson et al., 1994; Yang, 1984).

네 번째 방법은 %asymmetry인데 이는 (high peak-low peak)/high peak로 계산되어질 수 있다. 하지만 이 방법은 역학적(mechanical)문제, 관절가동범위의 차이, 자세, 근육의 기능에 따라 차이가 날 수 있다. 위의 네 가지 값들은 대상자와 근육들을 비교할 수 있는 기준이 된다. 즉 각 대상자마다 전극의 위치가 다르고 또 같은 대상자라도 전극을 붙일 때 마다 전극의 위치가 달라질 수 있어 이런 문제를 제거하는데 도움을 준다(Cram et al. 1998).

### 4. 근전도 자료분석 및 해석

표면근전도의 자료를 분석하는 일반적인 방법으로 두 가지 방법이 있는데 그 중 하나가 시간에 따른 분석으로 시각적 분석과 정량적 분석이다. 시각적 분석은 Artifact-free signal을 확인하고, 근육이 수

축하는지 알아보고, 근육의 수축기간을 확인하며, 근육의 수축정도를 추정할 수 있다. 정량적 분석은 근전도 신호의 진폭을 이용하여 근수축 시작시점(onsets), 근이완 시점(offsets), 평균, 최대값을 정량적으로 측정할 수 있다. 나머지 분석 방법은 주파수를 이용하는 방법으로 상관분석(correlation)과 스펙트럼 분석이다. 상관분석은 치료 도구의 강도, 시간, 빈도 수와 같은 변수들과 관련하여 여러 문헌을 비교하는 것이다. 주파수 분석은 주파수 스펙트럼 분석을 많이 이용하는데 여기서 얻어진 중앙주파수 또는 평균주파수를 이용하여 피로(Arendt-Nielsen and Sinkjaer, 1991; Hagberg, 1981; Horita and Ishiko, 1987), 운동의 영향(Nadeau et al, 1993; Thompson et al, 1992) 운동단위의 반응(Helal et al, 1992), 성별 차이(Bilodeau et al, 1992) 등과 관련하여 조사할 수 있다.

근전도 자료를 해석할 때 주의사항이 몇 가지 있는데, 첫째로 근력과 근전도와의 관계에서 근육의 길이가 변하지 않는 즉 등척성 수축에서 근 장력이 증가되면 일반적으로 근전도 출력에서 신호의 증가를 보인다(Geuvet et al, 2000; Portney, 1988). 그러나 근육의 길이가 변하는 등장성수축에서 움직이는 범위에 따라 관절의 회전축이 변하고, 근육 위에서 피부의 움직임과 근육 형태의 변화는 전극과 근 섬유 사이의 공간적 관계를 변화시킨다. 실제적으로 근육의 서로 다른 길이에서 측정된 전기적 신호는 다르다. 따라서 관절이 움직일 때 전기 신호의 양적 신호는 다양하게 나타난다. 실제적으로 빠른 속도의 구심성(concentric) 수축에서 더 큰 근전도 신호를 보인다.

둘째, 근육의 피로와 근전도의 관계에서 근육의 국소적 피로가 증가함에 따라 근전도의 진폭이 감소하거나 증가된다. 이는 근육이 최대하(submaximal)수축을 할 때 일부의 근섬유가 흥분하다가 피로해지면 다시 다른 근섬유가 흥분하여 결국 근전도 진폭은 일정하게 유지되나 최대수축(maximal contraction)시 대부분의 근섬유가 동시에 수축을 하

므로 피로해짐에 따라 근전도의 진폭이 감소한다(DeLuca 1984; Fallentin et al, 1993). 또한 동적인 움직임에서 근육이 피로함에 따라 주파수의 변화도 나타나는데 근육이 최대하로 수축할 때 주파수가 일정한 반면 근육이 최대수축 시에는 주파수가 감소하는 것을 보인다(Ament et al, 1996; Arendt-Nielsen and Sinkjaer 1991).

셋째, 근전도 측정은 관절범위의 다양한 지점에서 활동이 근육의 한 지점에서 기록되므로 다양한 진폭을 보일 수 있으나 장력은 비슷하게 재현될 수 있다. 따라서 운동단위의 활성화는 근수축 과정들의 작용인 근장력과 구별되어야 한다. 또한 힘과 토크는 주동근, 길항근 그리고 협력근 사이의 상호작용 결과로 재현될 수 있으며 인접한 근육들은 근수축시 근력, 안정성, 협응에 대해 서로 다른 기능을 한다. 그러므로 근전도 자료를 개개의 근력에 대한 직접적인 정보로 기대해서는 안된다(Portney, 1988).

넷째, 근긴장도는 근수축을 위한 준비이고 반사에 반응한다. 실제로 이완된 근육에서 근전도의 전기적 신호가 없더라도 긴장도의 수동적 상태는 유지되고 있다. 그러므로 긴장도는 운동단위 활동의 기능이 아니며 근전도로 측정될 수 없다(Portney, 1988).

## VI. 결 론

물리치료에서 움직임을 평가하고, 치료적 운동의 효과를 검증하며, 근육의 이완을 확인하고, 피로를 확인하기 위해 신뢰성 있는 객관적인 검사가 요구되고 있는데 그 중 하나가 근육의 운동단위의 활성도를 알아보는 운동학적 근전도이다. 그러나 구체적인 이용방법과 자료해석 방법이 잘 알려져 있지 않아 추후 연구에 도움이 되고자 운동학적 근전도를 이용한 자료수집, 자료처리, 자료의 표준화, 자료분석 및 해석에 대한 여러 문헌을 정리하였다.

첫째, 운동학적 근전도에서 원하는 근전도 신호를 수집하기 위해 전극의 선택, 전극 부착위치, 전극 부착부위의 상태, 피하지방의 정도, 불빛, 라디오 주파

수, 치료기기 등을 고려해야 한다. 둘째, 근전도 자료를 이용할 때 연구 목적에 따라 원자료를 그대로 이용할 수 있고, 원자료를 가공하여 이용할 수 있다. 셋째, 근전도 자료 중 진폭을 이용한 자료의 분석에서 같은 대상자를 여러 번 측정하여 비교할 때 또는 다른 대상자를 비교할 때 자료를 표준화해야 한다. 넷째, 근전도 자료 해석 시 근전도의 신호를 근력에 대한 직접적인 자료로 해석해서는 안된다.

### 참 고 문 헌

- 김덕희, 김명석, 김양인 외. 생리학. 도서출판 한우리; 2002.
- 권오윤, 고은경. 고관절 신전시 요통환자와 정상인의 슬괵근, 대둔근, 척추기립근의 근 수축 개시 시간 비교. 전문물리치료학회지, 9:33-42, 2002.
- 이영희, 전세일, 박창일. 자발적 수축시 근활동전위의 주파수 분석에 의한 인체골격근의 특성. 대한재활의학회지, 18:311-327, 1994.
- Ament W, Bonga GJ, and Hof AL et al. EMG median power frequency in an exhausting exercise. *J Electromyogr Kinesiol*, 3:214-220, 1993.
- Ament W, Bonga GJ, and Hof AL et al. Electromyogram median power frequency in dynamic exercise at medium exercise intensities. *Eur J Appl Physiol*, 74:180-186, 1996.
- Arendt-Nielsen L, and Sinkjaer T. Quantification of human dynamic muscle fatigue by electromyograph and kinematic profiles. *J Electromyogr Kinesiol*, 1:1-8, 1991.
- Bandy WD, and Hanten WP. Changes in torque and electromyographic activity of the quadriceps femoris muscles following isometric training. *Phys Ther*, 73:668-682, 1993.
- Basmajian JV, and De Luca CJ. *Muscle alive: their functions revealed by electromyography*. 5th ed. Williams & Wilkins; 1985.
- Bilodeau M, Arsenault AB, and Gravel D et al. Influence of gender on the EMG power spectrum during an increasing force level. *J Electromyogr Kinesiol*, 2:121-129, 1992.
- Cram JR, Kasman GS, and Holtz J. *Introduction to surface electromyography: instrumentation*. Aspen Publishers, Inc: 1998.
- Cristensen H, Sogaard K, and Jonsen BR et al. Intramuscular and surface EMG power spectrum from dynamic and static contractions. *J Electromyogr Kinesiol*, 5:27-36, 1995.
- DeLuca CJ. Myoelectrical manifestations of localized muscular fatigue in humans. *Crit Rev Biomed Eng*, 11:251-279, 1984.
- Draper V. Electromyographic biofeedback and recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament reconstruction. *Phys Ther*, 70:11-17, 1990.
- Draper V, and Ballard L. Electrical stimulation versus electromyographic biofeedback in the recovery of quadriceps femoris muscle function following anterior cruciate ligament surgery. *Phys Ther*, 71:455-464, 1991.
- Fallentin N, Jorgensen K, and Simonsen EB. Motor unit recruitment during prolonged isometric contractions. *Eur J Appl Physiol*, 67:335-341, 1993.
- Fugl-Meyer AR, Gerdle B, and Eriksson BE et al. Isokinetic plantar flexion endurance: reliability and validity of output/excitation measurements. *Scan J Rehabil Med*, 17:47-52, 1985.
- Gerdle B, Elert J, and Henriksson\_larsen K. Muscular fatigue during repeated isokinetic shoulder forward flexions in young females. *Eur J Appl Physiol*, 58:666-673, 1989.
- Geuvel A, Hogrel JY, and Marini JF. Fatigue of elbow flexors during repeated flexion extension cycles: effect of movement strategy. *Int J Sports Med*, 21:492-498, 2000.

- Hagberg M. Muscular endurance and surface electromyogram in isometric and dynamic exercise. *J Appl Physiol*, 51:1-7, 1981.
- Happee R. Goal-directed arm movements, I: analysis of EMG records in shoulder and elbow muscles. *J Electromyogr Kinesiol*, 2:165-178, 1992.
- Helal J-H, Van Hoecke J, and Garapon-Bar C et al. Surface myoelectric signals during ergocycle exercise at various mechanical power and pedalling rates. *J Electromyogr Kinesiol*, 2:242-251, 1992.
- Horita T, and Ishiko T. Relationships between lactate accumulation and surface EMG activities during isokinetic contractions in man. *Eur J Appl Physiol*, 56:18-23, 1987.
- Knutson LM, Soderberg GL, and Ballantyne BT et al. A study of various normalization procedures for within day electromyographic data. *J Electromyogr Kinesiol*, 1:47-59, 1994.
- Maitland ME, Ajemiaan SV, and Suter E. Quadriceps femoris and hamstring muscle function in a person with an unstable knee. *Phys Ther*, 79:66-75, 1999.
- Nadeau S, Bilodeau M, and Delisle A et al. The influence of the type of contraction on the masseter muscle EMG power spectrum. *J Electromyogr and Kinesiol*, 3:205-213, 1993.
- Nakata M, Hagner IM, and Jonsson B. Perceived musculoskeletal discomfort and electromyography during repetitive light work. *J Electromyogr Kinesiol*, 2:103-111, 1992.
- Portney L. Electromyography and nerve conduction velocity tests. In O'Sullivan, Schmitz TJ. *Physical Rehabilitation: assessment and treatment*, 2ed ed. Philadelphia, F. A. Davis Co: 1988.
- Potvin JR, and Bent LR. A validation of techniques using surface EMG signals from dynamic contraction to quantify muscle fatigue during repetitive tasks. *J Electromyogr Kinesiol*, 7:131-139, 1997.
- Rose RA, Ounpuu S, and DeLuca PA. Strategies for the assessment of pediatric gait in the clinical setting. *Phys Ther*, 71:961-980, 1991.
- Scholz JP, Millford JP, and McMillan AG. Neuromuscular coordination of squat lifting, I: effect of load magnitude. *Phys. Ther*, 75:119-132, 1995.
- Soderberg GL, and Knutson LM. A Guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther*, 80:485-497, 2000.
- Thompson DA, Biedermann H-J, and Stevenson JM et al. Changes in paraspinal electromyographic spectral analysis with exercise: two studies. *J Electromyogr Kinesiol*, 2:179-186, 1992.
- Winter DA. Pathologic gait diagnosis with computer-averaged electromyographic profiles. *Arch Phys Med Rehabil*, 65:393-398, 1984.
- Yang JF, and Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as a diagnostic tool in gait analysis. *Arch Phys Med*, 65:517-521, 1984.