

앉은 자세 보정을 위한 등근육 긴장도 평가

論 文

53D-4-12

The Evaluation of The Back Muscle's Tension for The Revision of The Sitting Posture

柳宗賢* · 洪性燦** · 白承殷** · 白承和***

(Jong Hyun Ryu · Sung Chan Hong · Seung Hwa Beack · Seung Eun Paek)

Abstract - Nowadays, many people have a lot of time on chair in their life. If the sitting posture is not correct, there is some trouble with the waist. And if the sitting posture goes on long time at a slant, it sometimes causes the hurts of waist or the deformed spinal column. A crouched posture is an obstacle to breath and it give rise to drowsiness because of the lack of oxygen. The sitting posture is a habit so that people can't feel it oneself and look over some kind of risks. The evaluation of the sitting posture is analyzed by measuring EMG of spinal both side of spinal-bones.

In this paper, we can evaluate a right the sitting posture by analyzing the increase of the tention of muscle in one or the other side of muscles when the posture inclines one side and describes the usefulness of the signal of EMG to evaluate the influence of the sitting posture on waist.

Key Words : EMG, FFT, Integral Absolute Value

1. 서 론

현대인들의 생활은 과거에 비해 컴퓨터 작업이나 학업으로 인하여 의자에 앉아있는 시간이 많아졌다. 의자에 앉았을 때에 앉는 습관에 따라 쉽게 피로를 느끼기도 하고 요통이 나타날 수 있다. 요통은 전체 인구의 80% 이상이 여러 가지 원인으로 일생 중 한번은 경험하게 되는 매우 흔한 질환이다. 요통은 누적외상성질환(cumulative trauma disorders : CTDs)의 일종이며 척추 손상이나 척추 주위의 인대 손상으로 인해 나타나기도 한다. 누적외상성질환은 장시간에 걸친 단순 동작에 의하여 근육이나 관절, 혈관, 신경 등에 미세한 손상이 발생하는 것이며[1], 발병요인으로는 주로 연령, 신체조건, 작업습관, 파거병력 등의 개인적인 요인과 작업강도, 작업 중 가해지는 힘, 휴식시간, 작업대 조건, 작업에 사용되는 공구 등의 환경요인 등이 지적되고 있다[2][3]. 요통의 원인은 무척 다양하지만 증상이나 장애는 비슷한 양상을 보이며 대부분 정확한 진단을 내리지 못하고 있다. 특별한 치료 없이 낫게 되는 경우도 많기 때문에 정확한 진단명보다는 오히려 임상적 증상을 나타내는 요통으로 통칭하여 불려지는 경우가 많다[4]. 요통에 대한 예방관리를 위해서는 요통 발생의 위험요인에 대한 인간공학적이고 정량적인 평가가 필수적이라 할 수 있다. 질병에 대하여 물리적 스트레스에 대응하는 심리 육체적 반응을 연구하고, 이러한 심리 육체적 접근 방법은 다시 생리학적 측정으로 발표되었으며[5][6], 외부 환경에 대한 인체의 반응 관계를 정량적으로 보이게 하는 연구 결과도 있다[9][10]. 본 논문에서 일부 요통의 원인이 되는 앉은 자세가 허리에 미치는 영향에 대하여 정량적 평가를 시도하였다. 평가를 시도한 앉은 자세는 연구실이나 사무실에서 많이 볼 수 있는 환경을 모방하여 설

정했다. 오늘날 대부분의 책상에는 앉은 곳 정면에 컴퓨터 모니터와 키보드가 있다. 컴퓨터를 사용할 때 키보드 좌측이나 우측에 다른 참고 문서를 놓고 보게 된다. 컴퓨터 작업 중 문서내용을 보기 위해서 취하는 동작은 책이 있는 쪽으로 몸을 비스듬히 기울이는 것이다. 몸이 좌측이나 우측으로 기울어질 경우 상체가 옆으로 넘어지는 것을 막기 위해 허리와 복부 근육을 사용하여 몸을 지탱하며 자세를 유지할 수 있는 것이다. 몸이 옆으로 기울어지면 허리와 복부 근육의 수축운동으로 인해 피로가 축적되며 과도하게 피로가 누적되면 요통을 동반할 수 있다. 근육 긴장도가 높아지게 되는 기울인 자세와 비교적 안정상태인 몸을 바로 세운 자세를 비교하고, 기울임 자세도 각도를 5°와 10° 2가지로 구분하여 각각의 자세에 따라서 근육의 반응이 어떻게 달라지는지 관찰함으로써 허리에 미치는 영향을 평가한다. 사람이 앉아 있거나 서있을 때 척추 주위의 근육들이 수축과 이완 동작하면서 몸을 균형을 유지하거나 상체를 움직이게 된다. 등 근육은 여러 근육이 모여서 이루어져 있는데, 등 근육 중 자세 평가를 위해서 몸을 좌우로 움직였을 때 가장 민감하게 반응하는 지점을 선정하였다. 자세 평가를 위해 선정된 근육은 몸을 좌우로 움직이면서 근육을 관찰했을 때 가장 딱딱하게 긴장되는 근육을 선정하였다. 관찰 결과 등근육 중 가장 민감한 반응이 있는 골반 위 척추 좌우에 위치한 척추 세움근을 선정하였다. 이 근육은 자세유지를 위해 사용 빈도가 높고 전극을 부착하기 충분한 크기의 근육으로 구성되어있다. 인체 골격근은 수축 동작이 있을 때 생체 전기 신호인 근전도 신호가 발생한다. 이때 발생하는 근전도 신호를 통해서 근육의 활동을 관찰한다. 자세 평가를 위해서 척추를 기준으로 좌측과 우측에 대칭으로 배치되어있는 근육을 선정하여 근전도 취득을 위한 표면전극을 좌측과 우측에 대칭이 되도록 부착한다. 앉은 자세에서 몸을 좌측이나 우측으로 설정된 각도만큼 기울여 등 근육의 수축동작을 유발시킨 상태에서 근전도 신호를 취득한다. 취득된 근전도 신호는 파일로 저장하여 각 자세에 따라 발생하는 근육의 긴장 정도와 피로 누적 여부를 관찰하게 된다. 좌측과 우측의 근전도 신호는 몸을 기울임으로 인해 각기 다른 형태로 나타난다. 실험에 설정된 동작에서 취득된 근전도의 특성을 분석하여 좌측으로 기울임, 우측

* 正 會 員 : 明知大學 情報工學科 博士課程

** 準 會 員 : 明知大學 情報工學科 碩士課程

*** 正 會 員 : 明知大學 情報工學科 教授 · 工博

接受日字 : 2004年 12月 30日

最終完了 : 2004年 1月 17日

으로 기울임, 바로 세움에 대한 분류 기준을 제시한다. 앉은 자세를 제시한 분류 기준을 통해 자세가 기울어졌는지 바로 세워져 있는지 혹은, 앉은 자세가 허리에 부담을 주는지 여부를 판별한다. 요통은 예방이나 치료의 효과를 높이기 위해 허리를 바로 세우고 안정 상태로 유지시키는 것이 중요하다. 실험에서 취득된 근전도 신호를 이용하여 등 근육의 피로도를 검사하였다. 근전도 신호를 통해 피로도를 측정하는 방법은 근전도 신호를 주파수 분포변화를 관찰하게 되는데, 일반적인 골격근에서 피로가 발생한 경우 안정상태에서 측정된 신호보다 낮은 주파수 대역에서 나타나게 된다[7]. 본 논문에서도 앉은 자세 변화에 따라 취득된 등근육의 근전도 신호의 절대 적분치를 통해 등 근육의 활동을 관찰하고, 이를 토대로 기울어진 자세를 혹은 허리에 힘이 많이 들어가는 자세를 판별한다. 또한 안정상태와 긴장 상태에서의 근전도 주파수를 비교하여 피로가 누적되는지 여부를 관찰한다. 앉은 자세가 요통의 원인이 될 수 있음을 감안하여 앉은 형태가 허리에 미치는 영향을 관찰하고, 결과적으로 표면 근전도 신호를 통한 자세 평가의 유용성을 알아보고자 한다.

II. 근전도 및 알고리즘

1. 근전도(Electromyography; EMG)

근전도는 골격근이 수축할 때 발생하는 생체전기신호이며, 본 논문에서 등근육에서 자세 평가를 위해 취득하는 생체신호이다. 인간의 골격근은 수많은 실과 같은 섬유로 이루어져 있다. 이러한 근육들과 단일 신경 축색돌기가 모여 근육 운동의 기본이 되는 운동 단위를 형성하며, 골격근은 이러한 수많은 운동 단위들로 구성되어 있다[8]. 인간이 어떤 운동을 필요로 할 때, 근육이 수축되기 위해서는 뇌의 운동 피질에서 신경 임펄스열이 발생하여 척수를 통하여 각 운동단위에 연결된 신경에 연속적으로 전달된다. 그리고 신경 임펄스열이 운동단위에 가해질 때 운동 단위열이라는 운동 전위를 발생시키며, 이 전위들에 의해 근전도 신호가 나타난다[8].

정확한 의미의 근전도는 전기 진단 검사의 한 부분이다. 생체 전기진단 검사는 크게 신경전도 검사(Nerve Conduction Study; NCS)와 근전도 검사로 구분된다. 하지만, 대부분의 사람들이나 병원에서 전기진단 검사를 근전도 혹은 근전도검사로 칭하고 있다.

초기 생체 전기 검사는 말초 신경계의 진단을 위한 수단이었으나 최근에 이르러 점차 중추 신경계의 진단으로 그 영역을 확장하고 있으며 신경계 및 근육계의 기초적 연구의 진전 및 측정 기기의 발달로 인하여 점차 세분화되고 다양한 분야에서 이용되고 있다. 신경생리학적 방법으로 신경근의 손상 정도와 그 위치의 진단, 그리고 다른 질환과의 감별 진단에 매우 유용한 방법이다. 따라서, 생체전기검사를 통해 신경근 손상의 정도를 파악하여 추간관 탈출증과 같이 요통을 일으키는 질환의 수술여부를 결정하기도 한다.

근육의 수축력은 운동 신경 펄스의 발생 비율의 변화와 작용하는 운동 단위수의 변화에 따라 조절된다. 근육이 수축할 때 발생하는 근전도 신호를 추출하여 처리하는 근전도 신호 처리 분야는 응용 목적에 따라 크게 둘로 나뉜다. 처번째로 근전도에 대한 생리학적 연구에 바탕을 두어 근육 질환의 진단이나 근육의 피로도를 측정하여 임상 의학 및 스포츠 과학에 응용하는 분야이고, 두번째는 수축의 기능을 상실한 환자를 위한 재활 공학적 측면에서 인간-기계시스템에 적용한 보철 제어를 위한 응용 분야로 나뉘어 연구가 진행되고 있다[8][10]-[12].

2. 근육 피로도

근육의 피로도는 개인의 자각적인 피로 증상 또는 근수축

에 의한 허혈성 장애로 인한 대사물의 축적으로 정의되어진다[13]. 과거에는 근육 피로를 반복적인 근활동으로 인하여 필요한 힘을 유지하지 못하는 상태라고 정의하였으며, 중추신경계에서 말초의 근육으로 연결되는 경로의 어떤 부분에 이상이 발생하여 근육의 힘 발생이 장애를 받는 상태를 피로라고 하였다[14]. 그러나, 근육의 피로도 측정을 위해 자각증상의 표현으로는 객관적인 기준이 될 수 없다. 근육의 대사산물 축적을 직접 측정하는 방법 또한 측정 방법에 있어 피검자의 근육내부 물질을 채취하기 위해 의료 전문가와 물질 분석장비의 도움이 있어야하기 때문에 일반적으로 적용하기 어렵다. 피검자의 주관적 표현이나 직접적인 생체 물질측정 방법보다 좀더 객관적이고 안전한 방법으로 근육의 전기적 신호를 통해 근육의 상태를 파악하여 피로도를 간접적으로 평가할 수 있다[13]. 최근에는 정상인들이 최대의 힘으로 근수축을 지속할 때 나타나는 피로는 중추신경계의 운동유발전위의 감소나 신경근 전도의 실패에 기인하여 힘의 발생 능력이 감소하는 것이 아니라 해당 근육의 수축력 자체의 문제라고 보고 있다. 즉, 근피로를 최근의 활동으로 인하여, 근육의 힘 발생 능력이 감소된 상태라고 정의한다.

근육 피로도 측정을 위해 표면근전도를 이용할 경우 최대 근력치를 측정하고 일반 동작에서의 근력치를 구해 그 비로 나타내거나, 근력치의 변화되는 양상을 보거나, 근전도의 중간 주파수의 수치를 통하여 측정하는 방법들이[13] 통용되어왔다. 많은 의료용 검사가 그 자체가 확정 진단하기 위한 것이 아니라 진단의 보조적 수단이듯이 근전도 검사 역시 다른 검사들과 마찬가지로 신경 근육계의 진단에 사용하는 보조적 수단일 뿐 그 자체만으로 정확히 밝힐 수 있는 것은 아니다. 등 근육의 피로는 요통을 유발시키는 위험요인으로서 요통 환자의 등 근육에서 빈번히 관찰되는 현상이다 [7][9][10][13]. 등 근육은 근 피로에 의해 손상 받는다. 근래에 만성 요통과 등 근육의 피로도 사이의 연관성이 연구되고 있다.

3. 앉은 자세

앉은 자세는 여러 가지 형태가 있을 수 있다. 본 논문에서는 연구실이나 사무실에서 흔히 볼 수 있는 작업 상황 중 책상 위에 옆으로 펼쳐진 책을 보기 위해 몸을 비스듬히 기울이는 경우를 모방하여 실험에 적용한 앉은 자세를 정의하였다. 그림 2.1은 피검자에게 적용하기 위해 앉은 모양을 뒤쪽에서 바라본 그림을 나타내고 있다. 앉은 상태에서 상체를 좌측으로 d' 를 5° 와 10° 기울임, 우측으로 d'' 를 5° , 10° 기울임, 바로 세움 형태로 정의하였고, 몸이 기울었을때 척추 주변 근육 활동을 하면서 피로가 누적 될 수 있다고 가정하고 실험에 적용한 자세를 선정하였다.

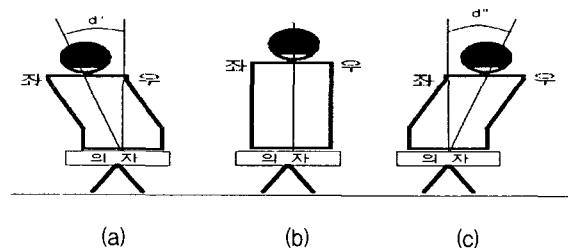


그림 2.1 실험에 적용한 앉은 자세

- (a) d' , 혹은 d'' 가 0° 일 때 몸이 바로서 있는 자세
- (b) d' 가 5° , 10° 일 때 몸이 좌측으로 기울어짐
- (c) d'' 가 5° , 10° 일 때 몸이 우측으로 기울어짐

Fig.2.1. Sitting posture

4. 분석 알고리즘

척추 주위 근육의 지구력이 약해지거나 피로가 누적되면 기능적 역할 수행이 어려워지고 척추에 부담을 주게 되어 요통이 발생하거나 척추 손상의 위험이 높아진다. 따라서 등 근육의 기능과 피로도를 평가하여 현재의 상태를 정확히 파악하고 적절히 조치하기 위한 평가 방법이 요구되었다. 근육 수축 시에 발생하는 근전도 신호를 표면 전극을 사용하여 취득 하고 분석하여 피로도를 측정하는 방법이 많이 연구되고 있다. 근전도 신호는 매우 복잡하고 안정한 신호가 아니기 때문에 시계열 신호 자체로 분석하거나, 각각의 신호에 따라 분류하는 것이 힘들다. 따라서 이러한 근전도 신호의 동작별 특징을 추출하여 분류가 가능하게 하는 신호 처리 알고리즘이 매우 중요하다.

근전도 신호를 보철제어, 혹은 생리학적 연구를 통해 임상 의학 및 스포츠 과학에서 활용할 때 정확하게 적용하기 위해서 우선적으로 근전도 신호에 대한 수학적 분석방법이 필요하다. 신호의 수학적 모델링 방법으로 절대적분치, 영교차율, FFT, 선형 예측모델, 캡스트럼 해석 등이 이용된다.

본 실험에서 적용한 근전도 신호 분석에는 절대 적분치와 FFT를 사용하였다. 표면 전극을 통해 기록되는 순수한 시계열 근전도 신호를 주파수 계열 신호로 전환한 후 주파수 영역에서 분석하는 방법은 많은 연구원들이 제시한 근전도에 의한 근육의 피로도 측정기법 중 신뢰할 수 있는 방법이라고 보고하고 있다[11][12]. 절대 적분치는 긴장된 근육에서의 전위를 일정 시간동안의 신호에 대한 절대값을 합산하여 근육의 긴장상태를 판별한다. 시간 영역에서의 값으로서 절대 적분치는 식 (2.1)을 통해 계산할 수 있다.

4.1 절대 적분치

본 논문에서 절대 적분치는 근육의 긴장 정도를 파악하기 위해 정해진 시간 동안의 신호의 절대 값을 적분하여 평균 값을 취한 것으로서, 식 (2.1)에 의해 계산할 수 있다. 골격근이 수축할 때 근전도 신호의 전압 변화를 수치로 관찰할 수 있는 특징 값이다.

$$\overline{X} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N |X(i\Delta t)| \quad (2.1)$$

X : 관찰된 EMG 신호, Δt : 샘플링 간격
N : 샘플링 수, i : 샘플링 순서

샘플링 시간 간격에 따라 N개 데이터의 절대값에 대하여 합산하고 다시 N으로 나누어 절대 적분치를 계산한다. 근육이 수축을 유지하는 동안 적분된 근전도 신호는 미세한 움직임에 의해 일반적으로 증가한다. 분석에 사용할 때는 절대 적분값의 평균값을 사용한다.

4.2 FFT

시계열 자료를 주파수 계열 자료로 전환하여 주파수 도메인에서 근전도 신호를 평가하기 위해서 FFT를 수행한다. 조건을 만족할 때 식(2.2)의 방법으로 변환하게 된다. 근육의 피로 누적 여부를 판단할 수 있는 주요한 특징 중 하나는 피로에 따라 주파수 분포의 변화를 관찰하는 것이다.

$$\omega_N = e^{-2\pi i/N} \text{ 이고 } N \text{ 개의 벡터가 주어졌을 때}$$

$$X(k) = \sum_{j=1}^N x(j) \omega_N^{(j-1)(k-1)} \quad (2.2)$$

지속적인 근육 수축에서 근전도 신호를 취득하고 FFT를 적용하여 시간이 지남에 따라 주파수 분포의 변화를 관찰하

여 피로도를 평가한다. 일반적으로 피로가 누적되면 주파수가 저주파대역으로 이동함을 관찰할 수 있다.

III. 실험

1. 피검자 선정

본 실험의 피검자는 표 3.1에 제시된 사람들로 의자에 앉아 있는 시간이 많은 20~30대 남성 대학생이며, 현재 요통 치료를 받지 않은 자들로 선정하였다. 선정된 피검자들은 실험을 위해 정의된 5종류의 앉은 자세를 적용하여 근전도 신호를 측정 기록하였다.

표 3.1 피검자의 데이터

Table 3.1 Data of subjects

구분	성 별	체중	키	직업
피검자 1	남	68Kg	171Cm	학생
피검자 2	남	79Kg	176Cm	학생
피검자 3	남	70Kg	168Cm	학생
피검자 4	남	74Kg	167Cm	학생
피검자 5	남	76Kg	172Cm	학생
피검자 6	남	68Kg	170Cm	학생
피검자 7	남	71Kg	169Cm	학생
피검자 8	남	65Kg	171Cm	학생
피검자 9	남	63Kg	167Cm	학생
피검자 10	남	80Kg	178Cm	학생

2. 실험 시스템

2.1 전극 및 전극 설치

생체 전기검사에 사용되는 전극은 형태별로는 침 전극과 표면 전극으로 구별할 수 있으며 기능별로는 기록 전극과 자극 전극 및 접지 전극으로 나눌 수 있는데 이 중에서 접지 전극은 대기중의 전자파 잡음을 흡수하는 기능을 하며 자극 전극은 신경의 자극에 사용하고 기록 전극은 근육의 움직임에 따라 나타나는 근전도 신호를 기록하는 것으로 각각 사용하는 부위 및 상황에 따라 침 전극과 표면 전극을 선택하여 사용할 수 있다.

침전극은 가느다란 침을 사용하여 해당 근육에 직접 찔러 넣음으로 근육내의 전기적인 변화를 감지하는 것으로 약간의 통증은 있으나 대개는 참을 만하며 부작용은 없다. 침전극은 주로 병원에서 전문가들이 사용하는 방법이며, 일반적으로 근전도라 함은 침전극에 의한 근전도를 지칭하는 말 한다.

표면전극은 근육에 직접 찔러 넣어 다소 통증을 유발하는 침전극 근전도와는 달리 원형의 패치 형태의 은-염화은(Ag-AgCl) 전극판에 전도 젤을 발라 피부표면에 접촉하여 근전도 신호 계측에 사용한다. 피검자에게 부담없고, 의사가 아닌 다른 비전문가들도 쉽게 이용할 수 있기 때문에 많이 사용되고 있다[5]. 본 실험에서도 표면 전극을 사용하였다. 표면 전극이 통증이 없고, 간편한 반면에 피부에 가까운 근육의 근전도 신호만 검사할 수 있고, 주위의 근육이나 심부의 근육이 결과에 영향을 미치게 되는 단점이 있다. 하지만 본 실험에서는 운동단위 수준의 정밀 진단을 위한 것이 아니고, 비교적 넓은 면적에서 근전도 신호를 취득함에 있어 무리가 없고, 무엇보다 피검자의 안전을 위해 표면 전극을 사용하였다.

그림 3.1은 근전도 신호 측정용 표면 전극이다. 은-염화은 합금으로 10 mm 디스크 모양의 전극으로 전극용 전도젤이 발라져있다. 그림 3.2은 등근육의 근전도 취득을 위해 골반 위 척추 좌우에 위치한 근육을 따라 A, B, C 부위에 전극을 설치를 하였다.

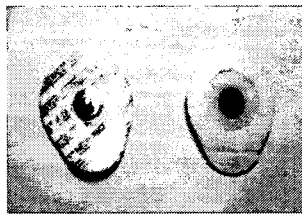


그림 3.1 은-염화은 표면 전극
Fig. 3.1 Ag-AgCl Surgace electrode

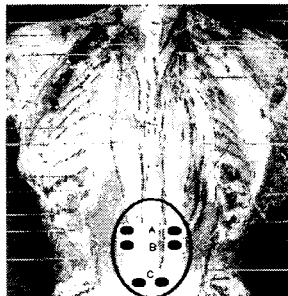


그림 3.2 전극 설치 부위
Fig 3.2. Position of electrode

실험에서 검사한 근육은 앉은 자세에서 몸을 앞으로 숙이거나 좌우로 기울였을 때 가장 큰 영향을 받고 활동이 많은 근육이기 때문에 몸의 움직임을 관찰하기 적절하다고 판단하여 선정하였다. 주로 몸을 앞으로 구부리거나, 회전 등 경추의 모든 운동기능을 담당하며 여러 개의 근육들이 밀집되어 있어 특정근육을 지칭하지 않고, 등 근육으로 통칭하여 사용하였다.

2.2 근전도 취득 시스템

자세 평가를 위해 등근육의 근전도 신호 취득시스템을 구성하였다. 그림 3.3은 실험에서 사용한 근전도 신호 취득 시스템의 전체 구조를 나타내는 것이다. BIOPAC 시스템의 생체 신호 측정 장비를 사용하였다. 등 근육에 은-염화은 전극을 설치하였다. 은염화은 전극은 근 섬유에의 진행 방향과 평행을 이루도록 배치하고, 활성 전극(A)과 참조전극(B)과의 거리는 전극은 3Cm거리로 유지하였다. 접지전극은 기록 전극보다 아래쪽에 부착하였다. 전극에서 들어온 근전도 신호는 증폭기인 TEL100M에 의해 1000배 증폭시킨다. TEL100M에는 A,B,C,D 채널 중에서 A, B 2개의 채널을 사용한다. 허리 부위 척추의 좌측에 A채널을 우측에 B채널을 적용하였다. 증폭된 신호는 MP100A(Biopac system)와 USB1W(Biopac System)를 통해서 컴퓨터로 전송된다. MP100A는 전용 소프트웨어인 Acqknowledge 3.7.2(Biopac System)를 이용하여 구동되는 생체 계측용 기기로, A/D변환기와 필터를 내장하고 있다. USB1W는 MP100A와 컴퓨터사이에서 제어신호와 취득신호를 전송하는 연결 장비이다.

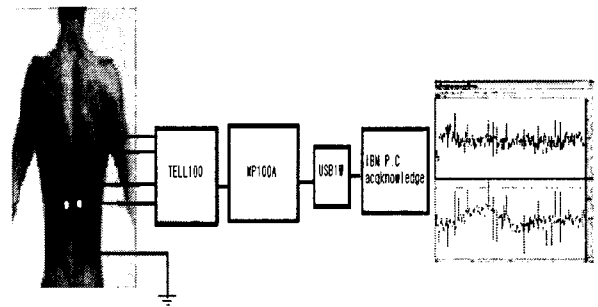


그림 3.3 등 근육 근전도 취득용 시스템
Fig 3.3. EMG monitoring system for back muscle

근전도 신호 취득을 위해서 먼저 소프트웨어의 옵션을 조정하여 취득 데이터를 선별하게된다. 노이즈를 제거하고 중첩을 방지하기 위해 노이즈필터와 대역 통과필터를 통과시키고, A/D(Analog to Digit) 변환기를 거쳐 디지털 신호를 획득하게 된다. 5Hz의 고역 통과 필터를 이용하였으며, 샘플링 비율은 200Hz/sec으로 하였다. 실험을 위해 정의한 5가지 자세를 무작위 순서로 적용하여 근전도 신호를 취득하여 하드디스크에 저장하였다. 피로 누적에 의한 오차를 최소화하기 위해 한가지 자세에서의 측정 이전 이후에 회복시간 두어 측정이 끝난 후에 남아있을 수 있는 피로요인에 대비하였다.

2.3 근전도 신호 취득

근전도 신호 취득을 위해 구성된 장비와 주변 환경의 방해요인을 점검한다. 바이오팩 시스템의 각 모듈간 연결선을 확인하고 전원을 켜다. 컴퓨터의 소프트웨어를 구동하고 근전도 신호 입력 채널 2개를 활성화하였다. 피검자들은 근전도를 사용하여 등 근육의 근전도를 측정하기 전에 바로 누운 자세에서 5분간의 휴식을 취했다. 이는 피검자의 등 근육을 이완시켜서 실험시에 발생할 수 있는 오류를 제거하기 위해서 시행하였다. 앉은 자세에 관한 특징을 찾기 위해서 자세마다 30초 동안의 근전도 신호를 획득하였다. 각각의 자세에 따라 측정 시간을 30초간 실시한 것은 임의로 정했으며 다른 연구[7][13]에서도 작업 조건 당 작업시간을 1분에서 50분까지 임의로 정하였다.

피로도 분석을 위해 근피로 누적된 근육에서 근전도 신호를 취득하였다. 피검자가 몸을 기울인 자세에서 피로가 유발 될 때까지 근전도 신호를 기록하였다. 이때 기록에 소요된 시간은 키 몸무게 근력과 같은 개인적인 신체조건의 차이를 고려하여 피검자 본인이 피로를 느낄 때까지 시간동안 실험을 진행하였다. 즉 특별히 종료 시간을 미리 정하지 않고 피검자가 피로를 느끼는 시점까지 근전도 신호를 측정하였다. 피검자들은 앉은 자세에 따라 몸을 바로 세운 상태, 좌측으로 5° 기울인 자세, 좌측으로 10° 기울인 자세, 우측으로 5° 기울인 자세, 우측으로 10° 도 기울인 자세 중 무작위 순서로 자세를 취하고 각 자세를 30초 동안 유지하면서 근전도 신호를 기록하였다. 자세에 따라 좌측과 우측의 등 근육에서 발생하는 근전도 신호의 특징을 고찰하였다. 근육의 피로도에는 피검자가 선택한 방향으로 몸을 10° 기울어진 자세를 취하고 피검자가 피로를 느끼는 순간까지 유지하게 된다. 몸을 기울인 시점부터 피로를 느낀 시점까지의 근전도 신호를 취득하여 근 피로가 발생할 때 동반되는 근육과 그렇지 않은 근육에서의 근전도 신호 특성을 고찰하였다. 그림 3.4에서 그림3.6은 실험에서 기록한 근전도 신호이다. 각각 그림에서 위에 있는 그래프는 왼쪽에 설치된 전극(A채

널)에서 기록된 것이고 아래쪽에 있는 것은 오른쪽에 설치된 전극(B채널)에서의 신호를 기록한 것이다. 각각의 자세에 따라 도출된 근전도 신호를 기록하였다.

그림 3.4은 몸을 바로 세운 자세에서의 근전도 신호를 30초간 기록한 것이다. 그림3.5, 그림3.6은 몸을 기울인 상태에서 근전도 신호를 30초간 기록한 것이다. 기울어진 상체를 지지하기 위해 등 근육이 수축운동을 하게되고, 이에 따라 안정상태와는 다른 형태의 신호가 나타남을 관찰할 수 있다. 그림 3.5는 오른쪽으로 기울인 상태에서 측정된 근전도 신호를 나타낸 것이다. 그림에 보이는 좌측, 우측 두 개의 그래프중 좌측 근육의 근전도 신호에서 진폭 변화가 크게 나타나고 있다. 우측 근전도 신호는 안정 상태와 비슷한 모양이다. 그림 3.6은 왼쪽으로 몸을 기울인 상태에서의 근전도 신호를 기록한 것이다. 오른쪽으로 기울인 것과 대조적으로 우측 근육에서 진폭변화가 관찰된다. 좌측에서는 안정 상태와 비슷한 모양의 그래프로 나타난다.

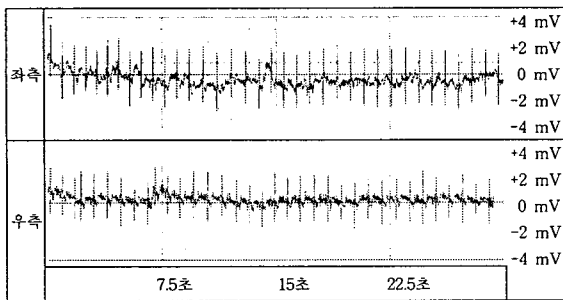


그림 3.4 몸을 바로 세운 상태에서 취득된 근전도 신호
Fig 3.4 EMG signal when the posture is straight

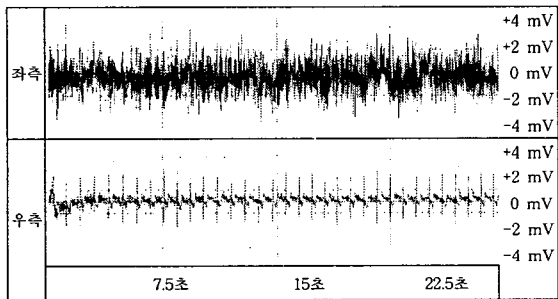


그림 3.5 몸을 우측으로 기울인 상태에서 취득한 근전도신호
Fig 3.5. EMG signal when the posture inclines right side

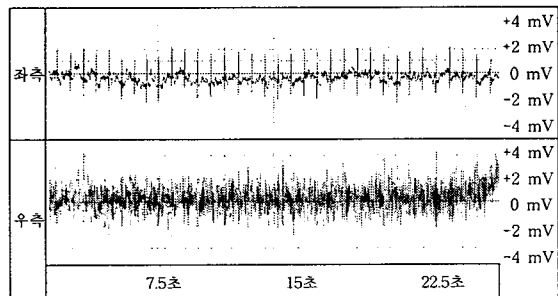


그림 3.6 몸을 좌측으로 기울인상태에서 기록한 근전도 신호
Fig 3.6 EMG signal when the posture inclines left side

IV. 분석

취득된 근전도 신호에서 필요한 정보를 추출하기 위해서 제III장에서 제시한 방법으로 근전도 신호를 기록한 신호를 처리 알고리즘을 적용하여 분석하였다. 근육의 긴장도와 주파수도메인에서 변화를 관찰하였다. 절대적분치를 통해 근육 긴장도를 살펴보았다. 표 3.2는 몸을 기울임에 따라 각각 측정된 등 근육의 근전도 신호에 대한 절대 적분치를 나타낸 것이다. 피검자로부터 자세에 따라 취득된 30초간의 근전도 신호에서 10초에서 20초사이의 기록된 신호의 중간 10초간의 근전도 신호에 대해 절대 적분치를 구하여 기록한 것이다. 이 때 측정된 값을 안정상태의 신호와 비교하여 근육이 긴장된 정도를 파악한다.

좌측과 우측 근전도의 절대적분치에 대한 편차를 통해 몸이 어느 쪽으로 기울어 졌는지를 판단하게 된다. 근전도 신호의 좌측과 우측에 대한 절대적분치의 편차 (H_d)는 오른쪽 근전도값의 절대 적분치에서 왼쪽 근전도값의 절대 적분치를 뺀 값으로 정의하고, 식(3.1)로 계산하여 각각 표 3.3에 기록하였다.

$$H_d = \text{오른쪽근전도} - \text{왼쪽근전도} \quad (3.1)$$

표 3.2 자세별 근전도 신호의 절대 적분 결과

Table 3.2 Integral absolute value of EMG at each posture (단위 mV)

구분	좌측으로 기울임				바로세움		우측으로 기울임			
	10도		5도		0도		5도		10도	
	좌	우	좌	우	좌	우	좌	우	좌	우
피검자 1	1.50405	3.29349	1.23525	2.33422	1.34242	1.42544	2.49532	1.43564	3.30492	1.49424
피검자 2	1.20506	2.73453	1.11246	2.28711	1.00544	1.05455	2.78967	1.30412	2.87492	1.32059
피검자 3	0.98699	1.97546	1.56843	3.40321	1.42553	1.74654	2.04244	1.04353	2.69342	1.09234
피검자 4	1.49586	3.00291	1.20593	3.00291	1.25645	1.12543	2.97667	1.35263	2.99321	1.33943
피검자 5	0.89294	2.02014	1.85923	2.02014	1.64678	1.76654	3.10287	0.95345	2.52315	0.99235
피검자 6	1.39684	2.77657	1.32345	2.77657	1.46674	1.54432	2.64352	1.25674	2.65735	1.29465
피검자 7	1.29384	2.77593	1.60868	2.77593	1.96746	1.86666	2.85435	1.30543	2.96734	1.30903
피검자 8	1.02023	2.32134	1.22245	2.32134	1.43673	1.34634	2.46354	1.02023	2.46242	1.12433
피검자 9	0.80992	1.99765	1.14530	1.99765	1.23478	1.26543	2.04323	0.99832	2.05340	0.96545
피검자10	1.29370	2.59325	1.25323	2.59325	1.33780	1.43163	2.64520	1.28963	2.70021	1.35643

표 3.3은 좌우 근육의 긴장정도 차이로 인해 근전도 절대 적분치에 차이가 있고, 식 (3.1)에 의해 계산된 절대 적분치의 편차 H_d 가 설정된 자세에 따라 다르게 표시 계산되었다. 몸을 기울였을 때에 절대적분치의 편차가 바로 세움 상태에서 보다 크게 나타남을 통해 몸을 지탱하기 위해 활동하는 근육의 근전도 신호와 밀접한 관계가 있음을 확인하였다.

표 3.3 근전도 신호의 절대 적분치의 좌우 편차

Table 3.3 Devotion of Ingegral absolute value of EMG signal (단위 mV)

구분	좌측으로 기울임		바로세움	우측으로 기울임	
	기울기 10도	5도		5도	10도
피검자 1	1.78944	1.09897	0.08302	-1.81068	-1.05968
피검자 2	1.52947	1.17465	0.04912	-1.55433	-1.48555
피검자 3	0.98847	1.83478	0.32001	-1.60108	-0.99891
피검자 4	1.50705	1.04642	-0.13102	-1.65378	-1.62404
피검자 5	1.12720	1.54322	0.11976	-1.53080	-2.14942
피검자 6	1.37973	0.99660	0.07758	-1.36270	-1.38678
피검자 7	1.48209	1.78896	-0.10080	-1.65831	-1.54892
피검자 8	1.30111	1.08278	-0.09039	-1.33810	-1.44331
피검자 9	1.09773	1.12898	0.03065	-1.08795	-1.04491
피검자10	1.29955	1.04968	0.09383	-1.34378	-1.35557
평균	1.35018	1.27450	0.045176	-1.49415	-1.40971

표 3.2의 좌측으로 기울임 자세에서 측정된 근전도 신호는 오른쪽 근육으로 상체를 지탱하여야 하므로 오른쪽근육의 적분치가 높게 나타났다. 반대로 왼쪽 근육은 기울임 각도에 크게 영향을 받지 않았다. 이때 좌측으로 기울임에서 취득된 좌측과 우측의 근전도 신호의 절대 적분치 편차는 양수 값으로 나타난다. 몸을 5° 기울였을 때보다 10° 기울였을 때의 절대 적분치 편차의 평균값이 더 크게 기록되었다. 값들이 대부분 1이상임을 통해 몸이 좌측으로 기울었음을 의미한다. 몸을 오른쪽으로 기울임 경우에 측정된 값에 대한 좌측 근육의 절대 적분치가 더 높게 나타남에 따라 좌우 편차는 음수로 계산되었다. 우측으로 기울였을 때 편차가 음수 값일 경우 몸이 우측으로 기울어진 것으로 생각한다.

그림 3.7은 표 3.1의 피검자들에 대하여 각 자세별 근전도 절대 적분치의 평균값을 나타낸 것이다. 몸이 기울어진 상태에 따라 근전도 신호의 양상은 기울어진 쪽의 근육의 절대 적분치가 더 낮은 값으로 기록되었다. 이것은 기울어진 몸을 지탱하기 위해 반대쪽 근육에서 수축 운동을 하기 때문이다.

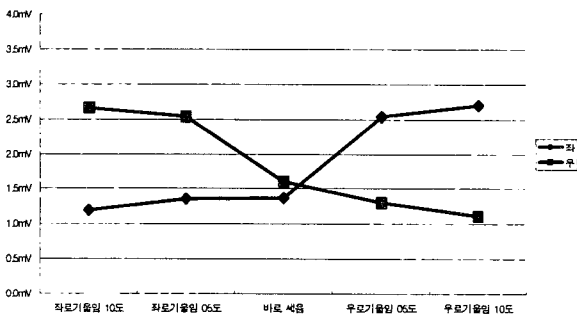


그림 3.7 좌/우측의 근전도 신호에 대한 절대 적분치 비교
Fig 3.7 Integral absolute value comparison of left/right EMG signal

그림 3.7을 통해 앉은 자세에서 자세가 좌우로 기울였을 때 기울어짐과 바로 세움을 분류하기 위한 기준 제시하였다. 기준을 위한 문턱치는 우측 문턱치 T_R 과 좌측 문턱치 T_L 로 구분하였다. 문턱치를 좌 우 별도로 적용한 것은 피검자의 등근육의 상태나 특성이 정확히 대칭이 안될 수 있음에 대비하였다. 그림 3.8은 절대 적분치가 나타날 수 있는 영역을 감안하여 자세 분류 기준점인 T_L , T_R 의 위치를 정하였다. 식 (3.2)는 바로 세움과 우측으로 기울임을 구분하기 위한 문턱치 식 (3.3)은 바로 세움과 좌측으로 기울임을 구분하기 위한 문턱치를 계산하는 식이다. 그림 3.8의 분류기준에서 가로축은 H_A 가 나타날 수 범위를 나타낸 것이다. H_A 가 어느 위치에 있는냐에 따라 몸이 기울어진 방향을 짐작 할 수 있다.

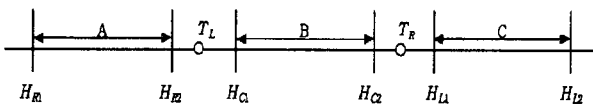


그림 3.8 자세 분류 기준
A영역 오른쪽으로 기울어진 상태
B영역 바로세운 상태
C영역 왼쪽으로 기울어진 상태
Fig 3.8 Fiducial of posture tributary

$$T_L = \frac{H_{RL} + H_{CL}}{2} = \frac{(-0.99891) + (-0.13102)}{2} = -0.56497 \quad (3.2)$$

$$T_R = \frac{H_{CR} + H_{RL}}{2} = \frac{0.98847 + 0.32001}{2} = 0.65424 \quad (3.3)$$

계산 결과 ' $H_A < T_L$ ' 일 경우 몸이 오른쪽으로 기울어진 것이고 ' $H_A > T_R$ ' 일 경우에는 왼쪽으로 기울어진 것이고, 기울기가 ' $T_L < H_A < T_R$ ' 인 경우에는 몸이 바로 서 있다는 것으로 인식한다.

FFT는 시계열 신호인 근전도 신호를 주파수 계열 신호로 변환하여 신호를 분석하는 방법이다. 그림 3.9에서 그림 3.12은 근피로를 유발한 상태의 근전도 신호를 FFT수행결과인 주파수 스펙트럼이다. 피검자의 등근육에 피로를 유발하기 위해 피검자가 몸을 옆으로 기울인 자세취하여 피로를 느낄 때까지 등 근육의 수축상태를 유지하였다. 이때 발생하는 근전도 신호를 기록하고 기록 되는 시간에 따라 근전도 신호의 주파수 분포의 변화를 관찰하였다. 몸의 자세에 따라 발생하는 근전도 신호의 주파수 분포 대역 변화를 통해 관찰한다. 피로가 발생한 근육에서의 근전도 신호 취득을 위해서 피검자가 피로감을 있을 때까지 실험 동작을 유지하였다. 측정된 근전도 신호의 초기 10초간의 신호에 대한 주파수 분포를 그림 3.9에 나타낸 것이다. 그림 3.10은 피로를 느낀 후 10초간 근전도 신호에 대한 주파수 분포를 나타내고 있다.

실험 초기에 신호는 주파수 1Hz에서 50Hz 사이의 값들이

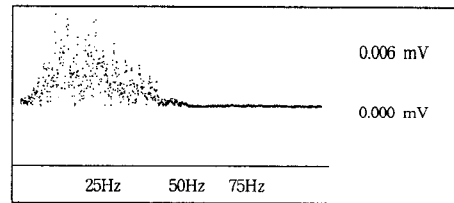


그림 3.9 피로 발생 이전의 근전도 신호에 대한 주파수 분포
Fig 3.9 Spectrum of EMG signal before subject is forced

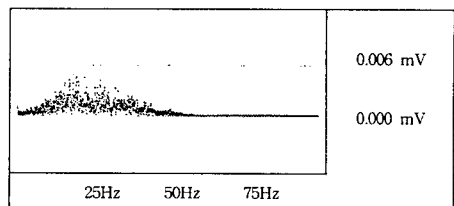


그림 3.10 피로가 발생했을 때 근전도 신호에 대한 주파수 분포
Fig 3.10 Spectrum of EMG signal when subject is forced

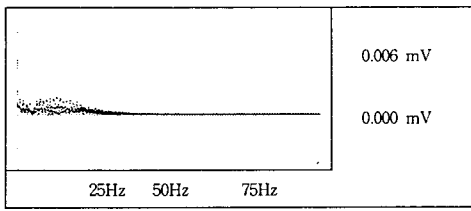


그림 3.11 안정상태에서 취득한 근전도 신호의 주파수 분포-a
Fig 3.11 Spectrum of EMG signal at static state-a

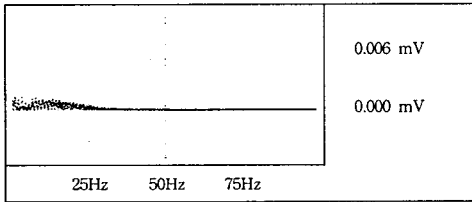


그림 3.12 안정상태에서 취득한 근전도 신호의 주파수 분포-b
Fig 3.12 Spectrum of EMG signal at static state-b

높게 나타났다. 피로를 느끼는 구간에서의 주파수 분포를 보면 1Hz에서 50Hz 구간의 값들이 작아졌다. 그리고 중간 주파수의 피크 값이 저주파 대역으로 이동되어 나타났다. 이것을 확인하기 위해 10명의 피검자에게 피로를 유발시켜서 근전도 신호를 측정하였다. 측정된 근전도 신호의 주파수변화를 관찰해보면 측정 초기보다 피로가 누적된 후에 주파수의 진폭이 낮은 분포로 나타났다. 이것은 신경 생리학적 측면에서 반복 자극으로 인해 생체 적응의 일종으로 반응의 평균 전위가 낮아진 것이다. 즉 일정한 자극에 대하여 근전도 신호의 전위가 낮아짐을 통해 피로도 증가된 것으로 판단할 수 있다. 바른 자세에서 취득한 근전도 신호와 긴장상태의 근전도 신호를 비교하기 위해 기록하였으며, 초기 신호(그림 3.11, 와 시간이 경과한 후에 취득한 신호(그림 3.12)의 FFT 결과는 긴장 유발이 유발된 상태의 보다 변화가 적다. 피로유발을 위해 소요된 실험 시간은 개인마다 다르게 측정되었다. 이것은 피검자의 건강 상태나 근육의 발육상태가 각기 다르기 때문에 피로 발생 정도에 차이가 있는 것으로 보인다. 따라서 개인마다 피로가 발생한 시점까지의 시간 중 그림 3.13에서 처럼 피로유발이후 측정된 근전도 신호를 4개구간으로 구분하고 각 구간에서 30초간 근전도 신호에 대하여 FFT를 수행하였다.

그림 3.10은 10명의 피검자로부터 취득한 근전도 신호를 그림 3.13에서 제시한 것처럼 전체 시간은 피로가 발생한 시점까지로 한다. 각각의 피검자에 따라 계산된 값들을 구간별로 평균을 계산하였다.

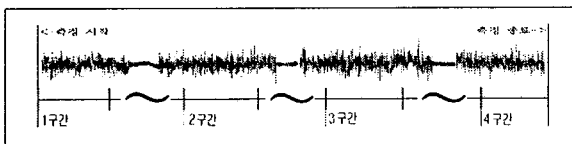


그림 3.13 시간에 따른 근전 신호 분할
Fig. 3.13 Time division of EMG signal

표 3.4은 그림 3.14를 그리기 위한 데이터인데 시간이 진행함에 따라 주파수 최고 값의 위치가 37-35-32-28로 저주파 대역으로 이동되어 나타났다. 이것은 다른 골격근에서와 같

이 지속적인 근수축 시 주파수 분포가 저주파대로 이동하는 특성[3]이 얇은 자세에 따라 등 근육에서도 유사하게 나타남을 확인하였다. 이러한 현상을 통해 얇은 자세에 의해 피로가 누적될 수 있음을 확인하였다. 따라서 기울어진 자세는 등 근육의 피로에 영향이 있고, 주파수 계열 분석을 통해 피로 발생 여부를 검출할 수 있다.

그림 3.15는 근전 신호의 절대 적분 알고리즘을 이용하여 정의한 자세 구분 기준을 활용하여 구현한 자세 검출 시뮬레이션이다. 하드디스크에 저장된 근전도 신호를 입력 신호로 절대 적분치를 막대 길이로 표시하도록 작성하였다. 허리를 바로 세운 자세, 오른쪽으로 기울임 그리고 왼쪽으로 기울임 자세를 근전도 신호를 통해 검출하여 기울어진 것을 표시한다. 얇은 자세에서 취득된 근전도 신호를 입력하면 절대적분 알고리즘을 적용하여 입력된 신호가 어떤 자세에서 취득된 것인지 인식하게 된다.

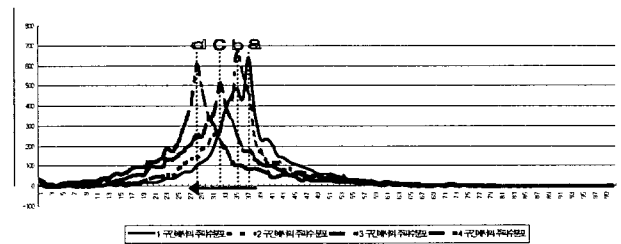


그림 3.14 피로누적과 주파수 분포 변화
Fig 3.14 Spectrum of each division

표 3.4 그림3.14의 그래프의 구간별 최대 값 위치
Table 3.4 Position of max value of each division of Fig 3.14

주파수(Hz)	1 구간	2 구간	3 구간	4 구간
27	73	137	212	413
28(d)	100	145	252	598
29	118	184	251	470
30	142	213	333	347
31	195	259	362	301
32(c)	286	278	505	219
33	385	405	392	182
34	450	431	320	120
35(b)	485	672	253	106
36	435	545	181	102
37(a)	639	450	178	85

그림 3.15의 (a)는 왼쪽 근육의 절대적분치가 더 높게 나옴에 따라 몸이 오른쪽으로 기울었음을 인식하였다. (b)는 반대로 오른쪽 근육의 절대적분치가 더 높게 나옴에 따라 몸이 왼쪽으로 기울었음을 인식하였다. (c)와 (d)는 둘 다 기울어짐으로 인식하지 않았지만, (c)에서는 근전도 절대 적분치가 비교적 낮게 나왔고 (d)에서는 높은 절대적분치를 기록하고 있다. (c)에서는 몸을 바로 세운 상태에서 취득한 것이고 (d)는 몸을 좌우로 기울이지 않고 앞으로 숙인 상태로써 좌우 편차가 크지 않아 기울어지지 않은 상태이지만 양쪽 근육 모두 긴장되었을 경우에 피로누적으로 인한 문제가 발생할 수 있기 때문에 경고를 발생하였다. 본 논문에서 옆으로 기울인 자세만 정의하고 앞뒤 방향에 대한 것은 감안하지 않았다. 다만 근육이 긴장 안정상태보다 과도하게 긴장되었음을 경고한다.

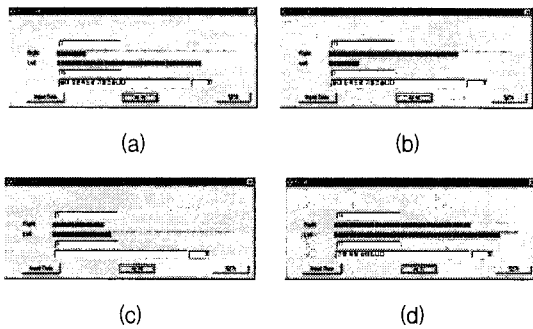


그림 3.15 자동분류 프로그램

- (a) 오른쪽으로 기울었을 때
- (b) 왼쪽으로 기울었을 때
- (c) 안정상태
- (d) 바로세운상태에서 등근육 긴장

Fig. 3.15. Auto division program

V. 결 론

본 논문은 등 근육의 근전도 신호 분석을 이용해서 앉은 자세를 평가하였다. 자세 평가를 위해서 정의된 앉은 자세에 따라 근육의 근전도 신호를 절대적분치와 FFT에 의한 주파수 스펙트럼을 통해 앉은 자세와 지속시간에 따라 근육의 긴장 정도와 근전도 신호의 주파수가 변화하는 특성을 고찰하였다. 본 연구에서 적용한 각 자세에 따른 근전도 신호 비교에서 절대 적분치에 의한 평가에서 근전도 전압이 자세에 따라 각각 다른 범위로 기록되어 각 자세에 따라 통계적으로 의미 있는 값이 나왔으며, 이것은 앉은 자세가 등 근육의 긴장도에 영향을 미치는 중요한 요소로서 등 근육의 근전도 분석을 통해서 앉은 자세 판정이 가능한 것으로 판단된다.

피검자의 체중이나 근력의 차이와 같은 개인적인 특성에 따라 피로 누적 시간은 차이가 있었지만, 피검자 대부분 몸을 기울인 동작을 시행한 후에 피로를 호소하여 측정을 종료하였다. 각각 취득된 근전도 신호에서 최초 10초와 마지막 10초 선택하여 주파수의 변화를 관찰하였다. 근육의 긴장이 유발된 초기에 발생한 근전도 신호와 피로가 유발된 이후의 근전도 신호를 비교하여 자세에 의해 발생하는 피로를 근전도 신호의 주파수 분포를 통해 검출할 수 있음을 확인하였다. 따라서, 몸이 기울어진 초기에 비해 스펙트럼상의 주파수 분포가 저주파대역으로 이동하는 특성으로 피로가 누적되고 있음을 가늠하게 된다. 부적절한 자세가 지속될 경우 경고를 위한 시간은 30초간의 문턱치를 제시한다. 30초간의 문턱치는 본 실험이 지속적으로 진행하면서 적용한 30초간 근전도 신호에서 초기와 말기의 주파수를 비교했을 때에도 주파수의 변화가 있음을 보았고, 신호 분석을 위해 10초간의 근전도 신호를 사용하고 10초 경과한 후 다시 10초에 대한 근전도 신호를 분석하였다. 따라서 2개 시점에서 측정된 결과를 얻기까지 30초가 소요된다.

앉은 자세에서 기울어진 상태와 근육의 피로가 증가됨을 판별하여 휴식을 유도함으로써 앉은 자세로 인한 등 근육의 피로누적을 줄일 수 있고, 요통의 원인을 다소나마 줄일 수 있다. 본 연구를 토대로 소형 근전도 측정분석장치를 이용하여 휴대용이나 의자 부착형 자세보정 장치로 구성하여 자세 교정이 필요할 때 병원의 물리치료 후 적용하여 지속적으로 앉은 자세 교정 효과를 얻을 수 있다. 이미 척추이상 발생했거나 등 근육의 이상이 있는 경우엔 적용하기 곤란할 수 있다. 등 근육의 근전도 신호를 통하여 앉은 자세를 찾아 내어 앉은 자세로 인한 상해로부터 작업자를 보호할 수 있

다. 좌우로 기울임에 대한 실험만 행하였으나 앞뒤로의 기울임이나 사람이 앉을 때 취할 수 있는 다른 자세에 대한 실험을 추가적으로 수행하여 포괄적인 자세에 적용하도록 할 것이며, 이러한 자세 보정 장치를 컴퓨터에 내장함으로써 사용자의 건강을 체크하는 컴퓨터로써 지금까지 수동적으로 인체 구조에 맞추는 형태로의 의자에서 능동적으로 앉은 자세를 보호할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] Raffle PAB, Adams PH, Baxitet PJ, Lee WR. "Hunter's diseases of Occupations", 8th Ed: Edward Arnold 1994;515-529.
- [2] OSHA, Occupational Safety and Health Administration., Draft Ergonomic Standard, 1996.
- [3] 박희석, 이윤근, 임상혁. "제조업에서 발생하는 누적의 상성질환의 인간공학적인 요인 파악 및 예방대책 개발"-, 직업병 예방을 위한 연구용역 보고서: 한국산업안전공단, 1997.
- [4] 성모 재활의학과 의원 -"요통에 관한 올바른 이해"
- [5] Dahalan JB, Fernandez JE. "Psychophysical frequency for a gripping task". International Journal of Industrial Ergonomics 1993;12:219-230.
- [6] Kim CH, Fernandez JE. "Psychophysical frequency for a drilling task". International Journal of Industrial Ergonomics 1994;12:209-218.
- [7] 이영희. "자발적 수축시 근 활동전위의 주파수 분석에 의한 인체 골격근의 특성", 연세대학교 박사학위, 1993.
- [8] Sukhan lee, and George N. Saridis, "The control of a prosthetic arm by EMG pattern recognition," IEEE Trans. Automat. Contr., vol. AC-29. pp. 290-302, Apr. 1984.
- [9] Arnon Cohen, "Biomedical(Volume II)", CRC Press Inc., 1986.
- [10] A. Ailon et al., "An approach to control laws for arm motor," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-31, No. 9, pp. 605-610, 1984.
- [11] G.N. Saridis, and H. E. tephanou. "A hierarchical approach to the control of a prosthetic arm," IEEE Trans. SMC., vol. SMC-7, No. 6, pp.407-420, Jun. 1977.
- [12] O. Paiss, and G. F. Inbar, "Autoregressive modeling of surface EMG and its spectrum with application to fatigue," IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-34, pp. 761-770, 1987.
- [13] 한정수, 이남식, 안재용., "VDT관련 근로자의 상지에 대한 직업성 누적적 질환의 예방 및 작업 환경 개선", 직업병 예방을 위한 연구용역 보고서: 한국산업안전공단, 1996.
- [14] Binder-Macleod SA, "Snyder-Mackler L. Muscle fatigue: Clinical implications for fatigue assessment and neuromuscular electrical stimulation". Phys Ther. 1993;73:902-910.

저 자 소 개



유 종 현 (柳宗賢)

1974년 9월 7일생. 1997년 명지대 제어계측공학과 졸업. 1999년 동 대학원 제어계측공학과 졸업(석사). 현재 동 대학원 전기정보제어공학부 박사과정.

☎031)330-6470 robot@mju.ac.kr



백 승 화 (白承和)

1953년 6월 12일생. 1977년 연세대 전기공학과 졸업. 1987년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박). 1991-1992년, 1999-2000년 Univ. of Missouri columbia school of Medicine. Research Associate. 현재 명지대 전기정보제어공학부 교수.

☎031)330-6470 signal@mju.ac.kr



홍 성 찬 (洪性燦)

1973년 12월 10일생. 2002년 명지대 정보제어공학과 졸업(학사). 현재 동 대학원 정보제어공학과 석사과정.

☎031)330-6470 matlab@mju.ac.kr



백 승 은 (白承殷)

1971년 11월 20일생. 1999년 명지대 전기전자공학부 졸업. 2001년 동 대학원 전기정보제어공학과 졸업(석사). 현재 동 대학원 전기정보제어공학부 박사과정.

☎031)330-6470 ronin@mju.ac.kr