

표면근전도를 이용한 허리근육 평가시스템의 설계에 관한 연구

論 文

54D-5-9

A Study on the Design of Low Back Muscle Evaluation System Using Surface EMG

金成煥[†] · 李泰雨^{*} · 高道英^{*} · 鄭徹奇^{**} · 金仁洙^{**} · 姜元熙^{**} · 李浩龍^{**}
(Sung-Hwan Kim · Tae-Woo Lee · Do-Young Ko · Chul-Ki Jung ·
In-Soo Kim · Won-Hee Kang · Ho-Yong Lee)

Abstract - A computer-based low back muscle evaluation system was designed to simultaneously acquire, process, display, quantify, and correlate electromyographic(EMG) activity with muscle force, and range of motion(ROM) in the lumbar muscle of human. This integrated multi-channel system was designed around notebook PC. Each channel consisted of a time and frequency domain block, and T-F(time-frequency) domain block. The captured data in each channel was used to display and quantify : raw EMG, histogram, zero crossing, turn, RMS(root mean square), variance, mean, power spectrum, median frequency, mean frequency, wavelet transform, Wigner-Ville distribution, Choi-Williams distribution, and Cohen-Posch distribution. To evaluate the performance of the designed system, the static and dynamic contraction experiments from lumbar(waist) level of human were done. The experiment performed in five subjects, and various parameters were tested and compared. This system could equally well be modified to allow acquisition, processing, and analysis of EMG signals in other studies and applications.

Key Words : Surface EMG, Low Back Muscle, Evaluation System, Static and Dynamic Contraction

1. 서 론

인간의 모든 육체적 활동과 힘의 근원은 신경과 근육으로서, 가장 기본적인 요소이다. 그러므로 신경의 질환 및 이에 수반되는 근육계의 이상은 심각한 문제로서 필히 치료되어야 정상적인 생활을 영유할 수 있다.

최근에 산업현장 및 일상생활 환경을 대상으로 올바른 작업 자세에 대한 연구가 활발히 진행되어 그 성과로 생산성의 향상 및 근로자의 건강증진에 많은 도움을 주고 있다. 그 중 물건 들어올리기, 물건 들고 옮기기과 같은 빈번한 일상 동작은 근로자들뿐만 아니라 다수의 일반인들에게 허리통증, 혹은 요통(low back pain: LBP)을 유발시키는 중요한 요인이다 [1]. 또한 산업이 발전함에 따라 요통을 호소하는 환자의 수는 기하급수적으로 늘고 있으며 우리나라 산업재해 중 근골격계 질환의 67.3%가 허리 근육계 질환임을 알 수 있다. 이에 따라 병원이나 인간공학 분야에서 요통 환자를 다루는 전문가들은 허리근육의 강도와 지구력 장애에 대한 판정과 재활을 위한 최적화된 진단 기법을 필요로 한다.

최근 들어 재활의학계에서는 근전도(electromyography: EMG) 검사를 통해 이러한 근골격계 질환의 효과적인 진단

방법을 찾기 위한 연구가 시도되고 있다. 인체가 발휘하는 근력은 중추신경계로부터 발생한 전기적인 자극이 신경을 통하여 각 운동단위(motor unit)로 전달되어 근섬유가 수축함으로써 발휘된다. 이때 근수축이 일어나고 있는 근육주위에는 아주 미세하지만 전위차가 생기는데 이 미세한 전위차를 증폭시켜 기록해 내는 것이 근전도이다. 근전도 신호는 침전극(needle electrode), 선전극(wire electrode), 표면전극(surface electrode)을 사용하여 검출할 수 있다. 표면근전도(surface EMG)는 표면전극으로 근육의 활동을 기록하는 기술로서 이의 응용분야는 임상의학, 재활의학, 인간공학 등에 활용되고 있다. 표면근전도의 장점은 침전극을 이용하여 근육활동을 기록하는 방법에 비하여 피부표면에 붙이기만 하면 되므로 매우 간단하며 환자의 고통을 수반하지 않는다는 것이다.

지금까지 발표되어 시판되고 있는 근전도 시스템은 여러 가지 근육에 대한 일반적인 근전도 신호취득과 분석 시스템으로써 신경과 근육의 기초 연구를 위한 단순한 분석 결과만 내주고 있는 단점이 있다. 예를 들면 허리운동과 허리근육의 근전도 신호를 동시에 측정할 수 없다. 또한 확실적인 분석이 주를 이루어 허리운동 시 여러 가지 센서들로부터 나오는 서로 다른 신호들의 상호 상관관계를 동시에 해석하여 연구자 및 의사에게 정량적인(quantitative) 데이터를 제공할 수 없었다. 그리고 요통 치료를 위하여 허리근육들을 재활 훈련할 경우 여러 가지 허리 근육들의 상호 작용을 분석하기 위해서 여러 채널의 허리 근전도 신호를 동시에 기록하고 실시간(real time)으로 해석할 수 있어야 한다.

본 논문에서는 허리근육의 근전도 신호를 취득하고 처리하며 허리진단을 위한 정량적인 데이터를 제공할 수 있는 다

† 교신저자, 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 교수
E-mail : shkim1@uos.ac.kr

* 正會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 박사과정

** 準會員 : 서울시립대 전자전기컴퓨터공학부 석사과정

接受日字 : 2005年 2月 19日

最終完了 : 2005年 3月 23日

채널(8채널) 실시간 평가 시스템을 노트북 컴퓨터를 기반으로 설계하였다. 이와 함께 허리근육의 전기적 활동을 허리운동과 연관시켜 상관관계를 해석할 수 있도록 하였다. 허리근육 근전도 데이터는 시 평면, 주파수 평면, 시간-주파수 평면 파라미터로 나누어 분석할 수 있도록 소프트웨어를 구성하였다. 본 연구에서 설계된 시스템의 평가를 위하여 정적(static) 실험과 동적(dynamic) 실험을 수행하였다. 정적실험에서는 허리근육의 근피로도 실험과 허리 비틀림 각도 변화에 따른 다열근 실험 및 웨이브렛 변환을 이용한 근피로 분석을 하였다. 동적 실험에서는 반복적인 들어올리기(repetitive lifting) 작업 시 발생하는 6채널의 비정상성 허리 동적 근전도 신호로부터 코헨 포쉬(Cohen-Posch) 분포를 구한 다음 순간 중간주파수(IMDF: instantaneous median frequency)의 변화를 관찰하여 동적인 근피로도를 구하였다.

본 연구에서는 이러한 요구에 부합되는 허리근육 평가 시스템을 설계하여 이 분야 연구자들과 의사들로 하여금 작업 환경과 재할 과정에서 필요로 하는 다채널 근전도 신호의 상관관계를 연구함으로써 허리병 원인의 규명과 작업효율의 향상을 가져올 수 있도록 함을 목적으로 하였다.

2. 허리근육 평가 시스템 구성

2.1 하드웨어 구성

허리근육 평가 시스템의 하드웨어 구성을 그림 1에 나타내었다.

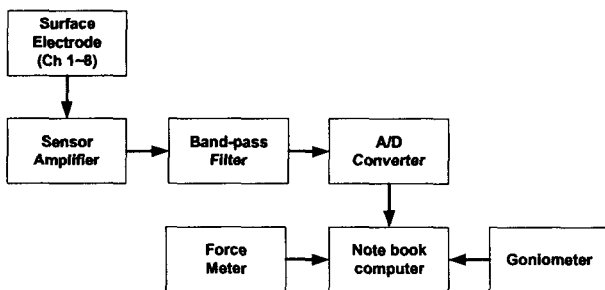


그림 1 허리 근육 평가 시스템의 하드웨어 구성

Fig. 1 Hardware block diagram of evaluation system for the low back muscle

피검자의 피부 표면에 부착 가능한 8채널의 표면 전극과 근전도 증폭기 및 필터, force meter, goniometer, 그리고 A/D 변환기 및 허리근육 근전도 데이터 취득과 분석을 위한 노트북 컴퓨터로 구성하였다. 필터 대역폭은 10~450[Hz], 필터의 컷오프(cutoff)특성은 12db/oct이고, 증폭률은 100배, 1000배, 10000배, A/D 변환 주파수는 1024[Hz], 2048[Hz], 4096[Hz], 8192[Hz]로 각각 설정이 가능하도록 설계하였다.

허리운동 각도를 측정하기 위하여 goniometer(Biometrics : model K100)와 근력을 측정하기 위하여 force meter(CAS : model CI-700A)를 사용하였다.

2.2 소프트웨어 구성

허리근육 평가 시스템의 소프트웨어는 그림 2와 같이 데이터 취득 모드(data acquisition mode)와 데이터 분석 모드(data analysis mode)로 구성되어 있다.

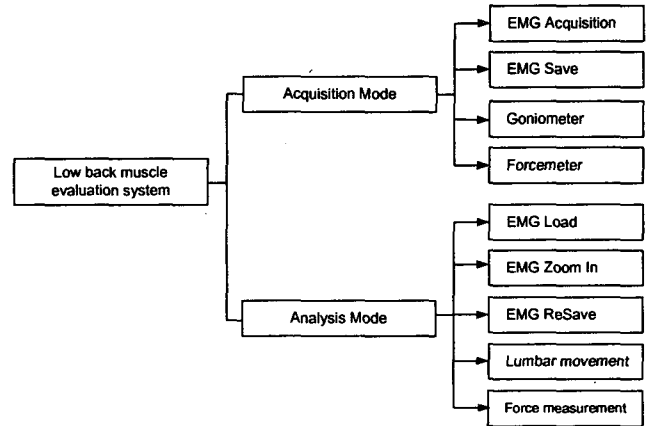


그림 2 허리근육 평가시스템의 프로그램 구조

Fig. 2 Schematics of program for evaluation system of low back muscle

2.2.1 데이터 취득 모드(Data acquisition mode)

데이터 취득 모드에서는 허리근육으로부터 나오는 근전도 신호를 실시간으로 모니터링 할 수 있으며 데이터를 취득하고 저장한다.

그림 3은 데이터 취득 모드 화면의 일례를 보여주고 있다.

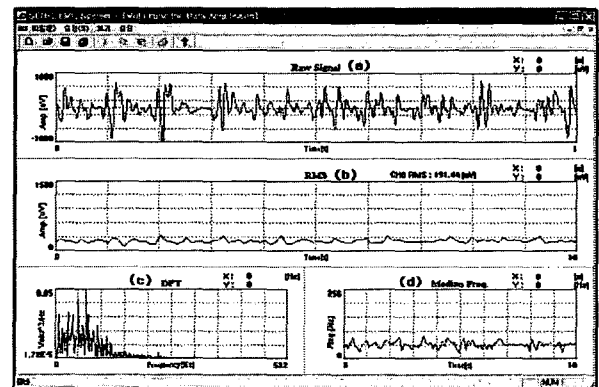


그림 3 허리 근육 평가 시스템의 실시간 데이터 취득 모드

(a) 원신호 (b) RMS (c) DFT (d) 중간 주파수

Fig. 3 Real time data acquisition mode of evaluation system for low back muscle

(a) raw signal (b) RMS (c) DFT (d) median frequency

데이터 취득 모드에서는 그림 3(a)의 근전도 원신호(EMG raw signal) 및 그림 3(b)의 RMS(root mean square), 그림 3(c)의 DFT(discrete fourier transform), 그림 3(d)의 중간 주

파수(median frequency)를 실시간으로 연산하여 화면에 보여 준다. 이때, RMS 값은 근신호의 실효치를 나타내며 근육의 활성화도(activity)를 측정하기 위하여 사용된다. 또한 DFT를 사용해서 근전도 신호의 스펙트럼 특성을 분석할 수 있으며, 중간 주파수는 근육의 피로 정도를 나타내는 특성이 있다[2]. 취득한 신호는 샘플링 주파수와 채널 수 등을 헤더에 포함시켜 확장명이 emg인 파일로 저장함으로써 다채널 데이터를 한꺼번에 저장하고 분석할 수 있도록 하였다.

2.2.2 데이터 분석 모드(Data analysis mode)

데이터 분석 모드는 데이터 취득 모드에서 취득한 신호를 여러 알고리즘을 통하여 분석 할 수 있다. 표면근전도 신호를 자세히 확인하고 원하는 구간만을 재분석하기 위하여 줌(zoom)과 재저장(resave)기능을 부가 시켰으며, 얻어진 결과 값을 파일에 저장하거나 다른 알고리즘에 적용하기 위하여 새로운 창에서 불러올 수 있도록 하였다.

그림 4는 허리 근육 평가 시스템의 분석 모드에 내장된 소프트웨어 구성을 보여준다.

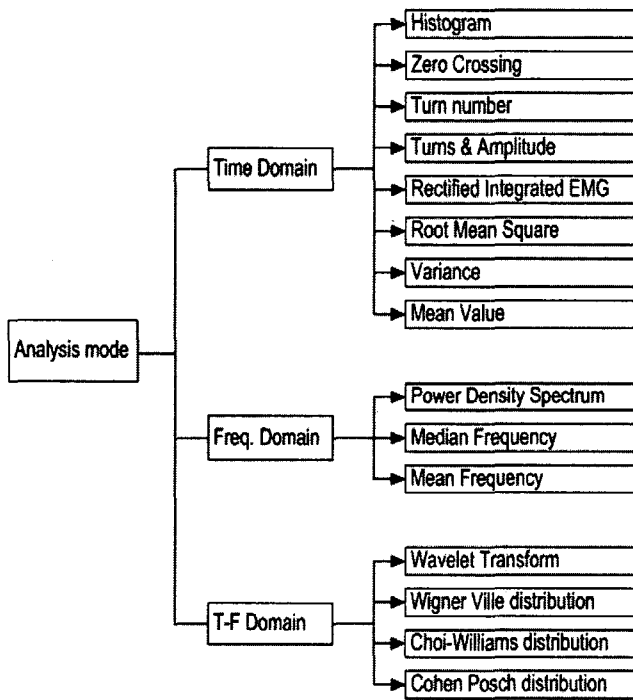


그림 4 분석모드에 내장된 소프트웨어 구성도

Fig. 4 Schematics of software in data analysis mode

본 연구에서는 허리근육으로부터 취득되는 근전도 신호(그림 3(a))를 분석하기 위하여 소프트웨어를 크게

- (A) 시평면 분석
- (B) 주파수 평면 분석
- (C) 시간-주파수 평면 분석으로 구성하였다.

(A) 시평면 분석 파라미터(Time domain analysis parameter)

1) Histogram

그림 3(a)의 원래의 근전도 신호를 진폭 별로 빈도수를 구한 것.

2) Zero crossing

근전도 신호의 시간축(zero-line) 교차 횟수.

3) Turn number

근전도 신호의 극대점과 극소점의 개수.

4) Turn & Amplitude

근전도 신호의 turn 간격(interval)과 진폭(amplitude)의 상관관계.

5) Rectified integrated EMG

근신호를 분석주기별로 절대값을 취하여 그 평균값을 취한 것.

6) Root mean square

근신호를 분석주기별 실효치를 계산한 것.

7) Variance

근신호를 분석주기별 분산을 계산한 것.

8) Mean value

근신호를 분석주기별 평균값을 구한 것.

(B) 주파수 평면 분석 파라미터(Frequency domain analysis parameter)

1) Power spectrum 해석

근신호의 Fourier 분석을 통한 power spectrum.

2) Median frequency

Power spectrum의 면적을 1/2로 나누는 주파수.

3) Mean frequency

Power spectrum에서 power의 평균값을 나타내는 주파수.

그림 5는 허리근육에서 취득된 근전도 신호로부터 시평면 분석 파라미터와 주파수 평면 파라미터를 이용하여 분석한 결과의 일례를 보여주고 있다. 이 그림에서 관심 있는 파라미터를 클릭하면 자세한 결과를 볼 수 있도록 하였다. 그림5의 Histogram인 경우 근신호 진폭의 확률밀도함수를 구하는데 사용할 수 있다. 근육에 따라 밀도함수가 다르며 근육병(myopathy)과 신경병(neuropathy)등 질환에 따라라도 달라질 수 있다. Zero crossing인 경우 근육의 상태(피로 혹은 정상)에 따라 바뀌며, Turn number도 실험조건과 근육의 종류(팔, 다리, 허리)에 따라 달라질 수 있다[2].

이와 같이 모든 분석 파라미터는 근육과 실험상황에 따라 다른 양상을 보이는 특징이 있다.

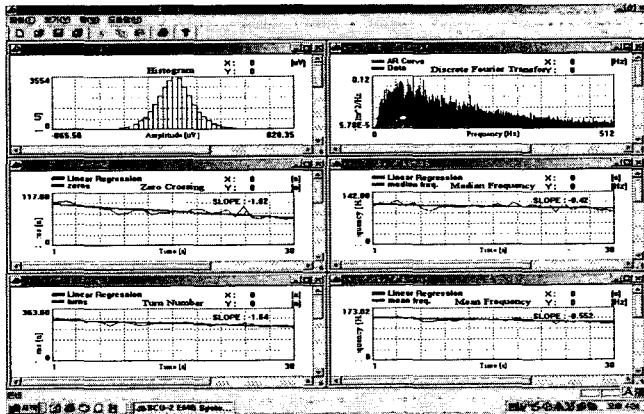


그림 5 허리 근전도 신호의 시평면과 주파수 평면 파라미터의 분석결과의 일례 (피검자 JCK : L5 허리근육)
 Fig. 5 An example of parameter analysis results on the time and frequency domain from low back muscle EMG signal (subject JCK : L5 low back muscle)

(C) 시간-주파수 평면 분석 파라미터(Time-Frequency domain analysis parameter)

1) Wavelet transform[3]

근전도 신호의 웨이브렛 변환.

2) Wigner-ville distribution[4]

시간-주파수 분포 함수로 분해능(resolution)이 좋기 때문에 코헨 클래스(Cohen class)의 함수들이 비정상성 신호 해석에 많이 응용되고 있다. 일반적인 코헨 클래스의 변환은 식 (1)과 같이 정의된다.

$$(D x)(f, t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x(t - \frac{\tau}{2}) x^*(t - \frac{\tau}{2}) g(\theta, \tau) e^{-j2\pi\theta(t - \frac{\tau}{2})} e^{-j2\pi f\tau} d\theta d\tau \quad (1)$$

여기서 $g(\theta, \tau)$ 는 변환의 커널(kernel) 함수이다. Wigner-ville 변환은 $g(\theta, \tau)=1$ 인 변환이다.

3) Choi-williams distribution[5]

Wigner-ville 변환의 간섭 패턴을 효과적으로 제거한 변환으로 식(1)에서 커널 함수를 $g(\theta, \tau) = e^{-\theta^2 \tau^2 / \sigma}$ 로 정의한 변환이다. σ 는 상수 값으로 커널 함수가 0으로 수렴되는 속도를 특징짓는다.

4) Cohen-posch distribution[4][6]

Choi-williams 변환은 왜곡된 음(negative)의 값들이 잔

재한다. Cohen-posch 변환은 크로스엔트로피 최소화(cross entropy minimization) 방법을 사용하여 이러한 음의 값을 제거한 변환이다.

이와 같은 시간-주파수 평면 분석 결과는 실제로 실험을 통하여 결과 고찰에서 언급한다.

2. 설계된 시스템의 성능 평가

2.1 실험방법

3.1.1 정적 실험과 동적 실험의 정의

그림 6(a)는 피검자가 허리운동을 할 때 정적 실험 데이터로 신호의 통계적 특성(확률밀도함수, 평균, 상호상관함수 등)이 시간에 따라 변하지 않는 신호이고 그림 6(b)는 동적실험 데이터로 신호의 특성이 시간에 따라 변하는 것을 나타내고 있다[7][8].

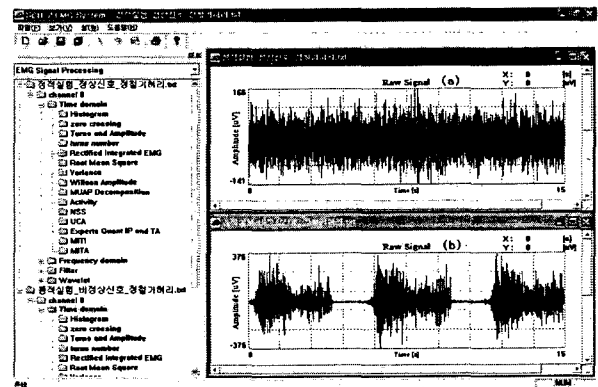


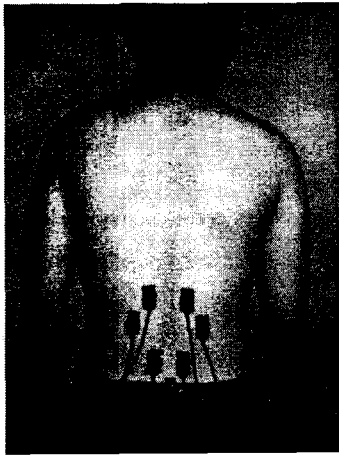
그림 6 정적실험 데이터와 동적실험 데이터 (a) 정적실험 데이터 (b) 동적실험 데이터

Fig. 6 Static and dynamic experiment data (a) static experiment data (b) dynamic experiment data

근수축은 등척성 수축(isometric contraction)과 등장성 수축(isotonic contraction)으로 구분된다. 등척성 수축은 벽을 밀 때나 손바닥을 맞대고 밀 때처럼 근육의 길이는 변하지 않고 힘이 발생하는 수축을 말하며, 등장성 수축은 근육에 가해지는 힘은 일정하지만 근육의 길이가 변하는 수축을 말한다. 일반적으로 정적인 운동(static contraction)은 등척성 수축을 하는 운동을 일컬으며 이러한 경우 근전도 신호는 정상성(stationary)을 가정할 수 있어 시간평면 분석과 주파수 평면 분석을 사용하여 분석할 수 있다. 일반적으로 물건을 들어 올리거나 들고 이동하는 운동들은 동적인 운동(dynamic contraction)으로써 이러한 활동을 하는 동안에 취득된 근전도 신호는 비정상성(nonstationary) 신호이다. 비정상성 신호의 시변(time-varying) 특성을 관찰하기 위하여서는 시간 정보와 주파수 정보를 동시에 고려해야 하기 때문에 시간-주파수 평면 분석 기법을 사용하게 된다[9].

3.1.2 정적 실험 방법

정적 실험에서는 허리근육의 근피로 측정을 위하여 엎드린 자세로 머리를 들어올린 동작에서 근전도 신호를 취득하였다. 다음으로 허리의 비틀림 동작이 허리에 어떤 영향을 미치는가를 연구하기 위하여 허리의 비틀림 각도에 대한 실험 프로토콜을 설정하였다. 실험프로토콜은 허리 비틀림 각도를 0, 30, 60, 90도로 하고 force meter를 사용하여 20 [kg]의 수축력을 유지한 상태에서 각각 30초 동안 측정하였다. 피검자들은 현재 요통이 없는 평균나이 30세의 건강한 남자 5명으로 선정하였다. 허리 비틀림 각도에 따른 실험을 할 동안 안정된 근전도 신호의 취득을 위하여 피검자의 골반이하 부분을 단단히 고정시켰다.



L1 : longissimus thoraces
L2 : iliocostales lumborum
L5 : multifidus

그림 7 피검자의 허리에 부착된 표면 전극의 위치 (L1 : 등최장근, L2 : 허리장골늑근, L5 : 다열근)
Fig. 7 Location of surface EMG electrode on low back muscle of subject (L1 : longissimus thoraces, L2 : iliocostales lumborum, L5 : multifidus)

그림 7과 같이 표면 전극을 허리근육에 부착하여 데이터를 취득하였다. 표면 전극은 skin interface 테이프를 사용하여 부착하고 표면 전극과 피부간에 낮은 전기저항을 갖게 하기 위하여 근육들을 둘러싼 피부를 알코올로 닦았다. 표면 전극의 안정화(stabilization)를 위하여 데이터 취득 전 10분간의 안정화 시간을 주었다. 피검자는 데이터 수집 할 동안에 근육 활동으로 인한 피로가 영향을 미치지 않도록 실험 중간 5분간의 휴식을 취하도록 하였다. 표면 전극을 통하여 검출된 신호를 증폭기에서 10000배 증폭하고, 10-450[Hz] 대역통과 필터링 한 다음 1024[Hz]의 샘플링 주파수로 허리 근전도 신호를 취득하였다.

3.1.3 동적 실험 방법

동적 실험에 대한 연구[9][12]는 비교적 최근에 시도되는 연구로써 본 연구에서 수행된 실험은 표면근전도 신호와 허리 각도 신호를 동시에 취득하여 분석하였다. 실험 대상근육

은 L1 위치의 등최장근(longissimus thoraces), L2 위치의 허리장골늑근(iliocostales lumborum), L5 위치의 다열근(mutifidus)으로 하였다. 그림 7과 같이 좌우 6개 채널에서 근전도 신호를 취득하기 위하여 표면 전극을 부착하고 등의 중앙부분에 goniometer를 부착하여 허리 각도 데이터를 취득하였다.

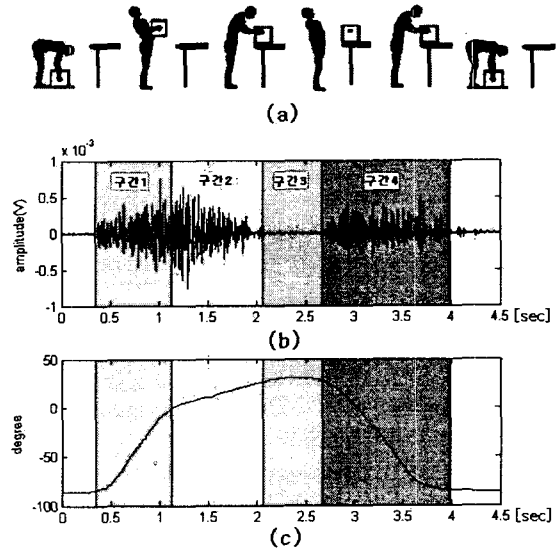


그림 8 동적 실험 동작(반복적 들어올리기)
(a) 실험 동작(한 사이클)
(b) 허리 근전도 신호(피검자 JCK, 좌측 L1 근육)
(c) 허리 각도 데이터
Fig. 8 Motion of dynamic experiment (repetitive lifting)
(a) motion of experiment (one cycle)
(b) EMG signal from low back muscle (left L1 muscle of subject JCK)
(c) angle data of lumbar

피검자는 자기 몸무게의 15%로 설정된 무게의 상자(21cm x 33cm x 37cm)를 그림 8(a)와 같이 정강이 중간에서 들어올리기(lifting) 시작하여 허리높이 선반에 올려놓고 다시 정강이 중간까지 내려놓는 반복 작업을 한 사이클로 하여 분당 12사이클의 속도로 5분 동안 시행하였다. 이러한 조건은 NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health)의 기준을 참고하였으며 무게는 국제 규격 보다 5% 높게 설정하였다. 상자는 손잡이가 있는 것을 이용하여 작업이 용이하도록 하였다. 실험 할 동안 다리의 관절을 굳게 펴게 하여 다른 근육의 지원을 최대한 받지 않도록 하였다. 그림 8(b)와 그림 8(c)는 각각 근전도 신호와 허리 각도 데이터를 보여주고 있다.

3.2 결과 고찰

실제로 실험결과 분석에 있어서는 그림 5와 같이 시평면, 주파수 평면 파라미터를 모두 사용한다. 이와 같이 허리근육

근전도 데이터에 모든 파라미터를 적용시켜 보아서 근육의 상태를 특징지을 수 있는 파라미터를 찾아낸다. 본 연구의 수년간 경험적으로 볼 때 RMS 값과 중간 주파수(median frequency)가 특징 파라미터로 흔히 사용된다.

3.2.1 정적실험 결과고찰

1) 허리근육의 근피로도 실험결과

그림 9는 피검자가 엎드리고 머리 들기를 한 상태에서 L5 위치의 다열근으로부터 취득한 근신호로부터 중간 주파수를 이용하여 분석한 결과를 보여주고 있다.

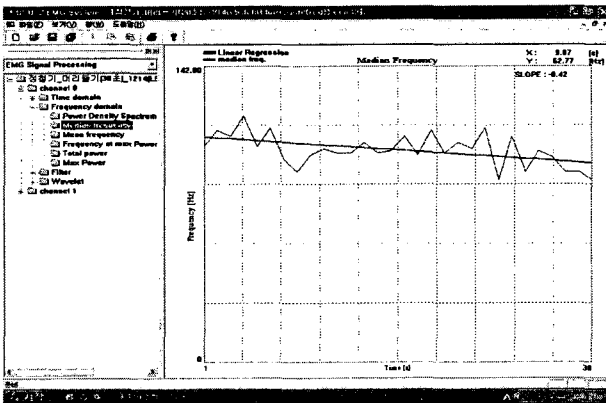


그림 9 중간주파수 분석에 의한 허리근육의 근육피로도
Fig. 9 Muscle fatigue of low back muscles by median frequency analysis

30초간 취득된 데이터를 분석구간을 1초로 하여 계산한 결과로 근육이 피로해짐에 따라 중간 주파수가 감소함을 알 수 있다. 중간 주파수가 감소함은 근전도 신호의 주파수 대역이 저주파로 이동함을 의미하고 이의 원인은 근육 운동단위의 발화율(firing rate)과 동기화(synchronization) 및 참가율(recruitment)의 변화라고 보고되고 있다[3]. 본 논문에서는 정량적으로 유용한 결과를 얻기 위하여 피로지수(fatigue index)로써 선형회귀(linear regression) 직선의 기울기를 구하였다. 그림 9의 분석에서는 -0.42의 기울기를 가지는데 요통환자의 경우 근육의 피로를 빨리 느끼기 때문에 정상인에 비하여 기울기가 크다. 그러므로 본 논문에서 설계된 시스템을 이용하여 요통환자 군과 정상 군에 다채널의 표면 전극을 부착하여 근육별로 중간주파수의 변화를 체크한다. 다음으로 피로지수인 기울기를 산출하여 만성 요통환자의 근력과 지구력 향상을 위한 치료 프로그램에 응용한다.

2) 허리 비틀림 각도 변화에 따른 다열근의 실험결과

허리근육은 일상생활을 할 때 다양한 자세를 유지하는데 필수적이기 때문에 허리근육의 적절한 근력과 지구력의 유지

는 중요하다. 본 논문에서는 허리 비틀림 동작이 근전도에 어떠한 영향을 미치는가를 연구하기 위하여 비틀림 각도 변화에 대한 파라미터 변화를 관찰하였다.

그림 10은 허리각도 변화에 따른 L5 다열근에서 취득된 근신호의 분석결과이다.

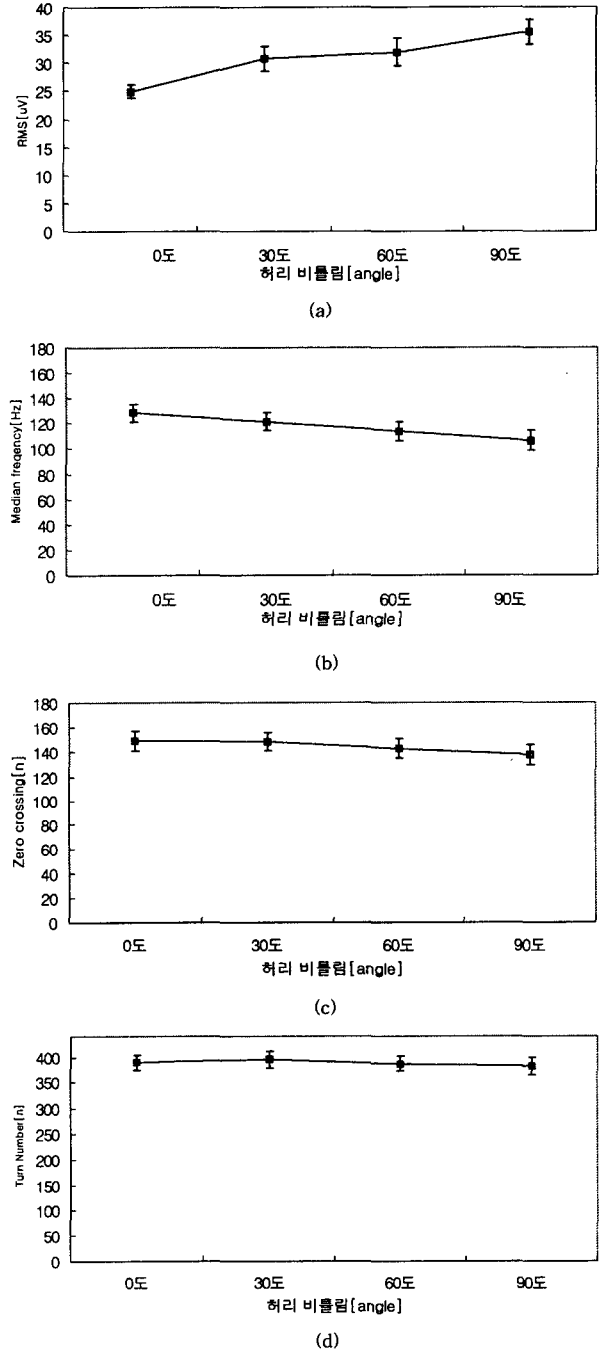


그림 10 허리각도 변화에 따른 L5 다열근의 분석 결과
(a) RMS 값 (b) 중간 주파수
(c) 영점교차 (d) 턴 수

Fig. 10 Results of L5 multifidus muscle analysis according to the change of lumbar angle
(a) RMS value (b) median frequency
(c) zero crossing (d) turn number

그림 10(a)는 RMS 값의 변화이고 그림 10(b)는 중간 주파수의 변화를 나타내고 있다. 허리각도가 증가함에 따라 RMS 값은 증가하고 중간 주파수는 선형적으로 감소하였다. 허리 비틀림 각도가 증가함에 따라 RMS 값이 증가함은 다열근의 활성화(activity)가 증가함을 의미하고 중간 주파수가 감소함은 앞에서 설명된 바와 같이 근피로가 발생함을 뜻한다. 이것은 작업자가 현장에서 일할 때 허리 비틀림 동작은 근 활성도를 증가시켜 근피로를 유발하므로 가능한 허리 비틀림이 없는 작업환경(작업대의 배치 등)을 만들어 주어야 함을 제시할 수 있다.

다음으로 그림 10(c)는 영점교차(zero crossing)의 변화이고 그림 10(d)는 턴 수(turn number)의 변화를 나타내고 있다. 영점교차는 중간 주파수 변화와 거의 비슷하게 허리각도에 따라 감소하는 경향을 보였으나 턴 수는 거의 변화가 없었다. 그러므로 이 실험에서는 RMS 값과 중간 주파수 및 영점교차가 의미 있는 특징 파라미터로 사용될 수 있음을 뜻한다.

3) 웨이블릿 변환을 이용한 근피로 분석결과

본 논문에서는 다우비치 6차 필터뱅크를 이용하여 허리 근전도 신호를 여러 주파수 성분으로 분리한 후 각 스케일(scale)의 RMS 값을 구하였다.

그림 11은 30초 동안의 분석결과를 보여준다.

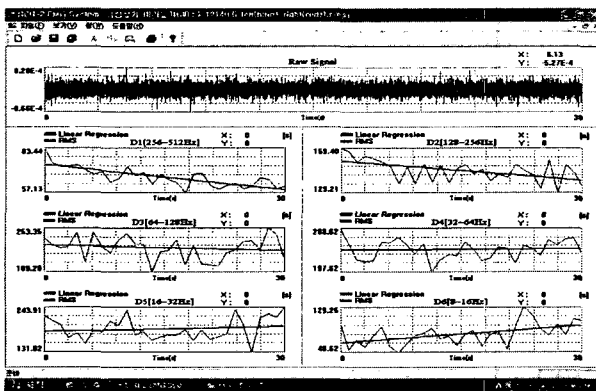


그림 11 웨이블릿 변환을 이용한 L5 다열근의 근피로도 분석 결과 (기울기의 증가와 감소)

Fig. 11 Results of L5 multifidus muscle fatigue using the wavelet transform (increase and decrease of slope)

생리학적으로 근육이 피로할수록 운동단위(motor unit)의 발화율(firing rate)은 증가하고, MUAP(motor unit action potential) 전도속도는 줄어드는 것으로 알려져 있는데 본 실험 결과는 이를 잘 나타내주고 있다[10]. 즉, RMS 값의 선형 회귀 직선의 기울기를 살펴보면 다음과 같다. 낮은 주파수 성분(8~32[Hz])에서 기울기의 증가는 발화율과 관련되어 있는데 측정시간이 지날수록 발화율이 증가하는 것을 의미한다. 반면에 MUAP 전도속도는 높은 주파수 성분(64~512[Hz])에서의 기울기의 감소와 상관성이 있는데 시간이 흐를수록 전

도속도가 줄어 들을 의미한다[3].

이와 같이 웨이블릿 변환을 이용하여 근피로를 분석한 결과 근육이 피로해지면 허리 근전도 신호에 있어서 저주파 영역의 신호의 진폭이 커지고 고주파 영역에서는 진폭이 줄어들 수 있다.

3.2.2 동적 실험 결과고찰

그림 12는 허리의 동적운동(그림 8)에서 취득된 근전도 신호의 코헨 포쉬(Cohen-Posch) 변환 결과를 보여주고 있다. 그림 12(a)에서는 근전도 신호의 시간에 따른 주파수 특성을 관찰 할 수 있으며 그 상대적인 크기를 확인할 수 있다. y축의 주파수를 샘플링 주파수(1024[Hz])로 정규화(normalization)시켰다. L5 근육의 경우 그림에서 200~500[ms] 사이에서 강한 에너지가 발생되고 있으며 전체적으로 50~250[Hz] 대역에 신호의 전력이 집중되어 있음을 확인 할 수 있다. 그림 12(b)는 그림 12(a)의 그래프를 위쪽에서 내려다보았을 때 등고선 그래프를 나타낸다.

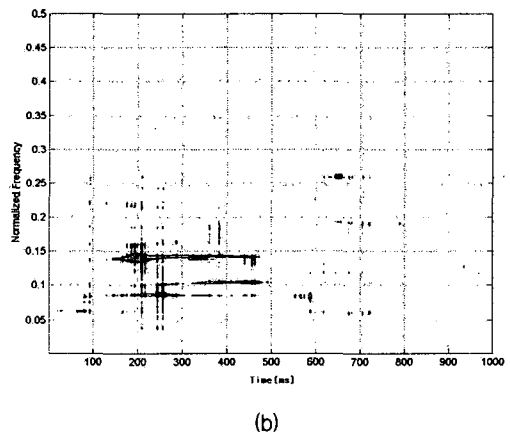
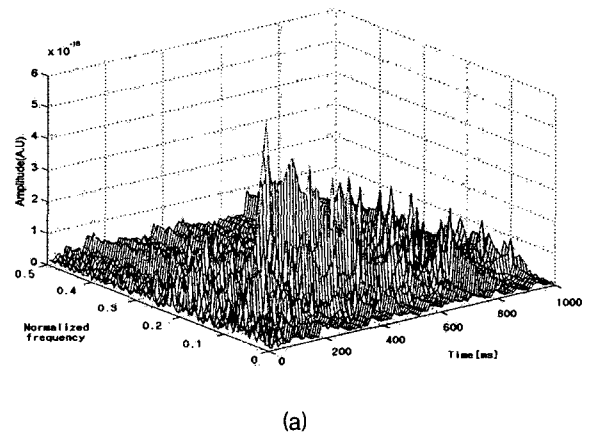


그림 12 허리의 동적 근전도 신호의 코헨-포쉬 분포 (피검자 JCK, 좌측 L5 근육)
(a) 3차원 그래프 / (b) 등고선 그래프

Fig. 12 Cohen-Posch distribution of dynamic EMG signal of lumbar (left L5 muscle of subject JCK)
(a) 3 dimensional graph / (b) Contour graph

다음으로 동적 실험 데이터는 비정상성 신호이므로 중간 주파수가 순간순간 변한다. 그러므로 순간 중간 주파수 (IMDF) 파라미터를 이용하여 근전도 신호의 주파수 변화를 관찰하였다. 중간 주파수는 총 에너지의 반이 되는 주파수이며 시간-주파수 분석에서의 순간 중간 주파수는 식 (2)와 같이 정의한다.

$$\sum_{j=1}^{IMDF(k)} TFR(k, j) = \sum_{j=IMDF(k)}^{UF(k)} TFR(k, j) \quad (2)$$

$TFR(k, j)$ 은 코헨 포워 분포에 근거한 시간-주파수 분석결과이고 j 는 주파수 변수이며 k 는 시간 변수이다. $IMDF(k)$ 는 각 시점에서 중간 주파수를 구한 순간 중간 주파수이며 $UF(k)$ 는 최대 주파수이다. 순간 중간 주파수의 추정 신뢰도를 높이기 위하여 D.Alessio[11]의 TCM(threshold crossing method)을 이용한 최대 주파수 추정법을 이용하였다.

앞에서 설명된 그림 8에서와 같이 반복적 들어올리기 운동의 한 사이클은 크게 4구간으로 나누어진다. 구간 1은 상자를 들어올리는데 허리근육이 대부분 사용되고 RMS 값의 관점에서 근신호가 점차 커지는 양상을 보인다. 이 구간중의 -75도~-20도에서는 등속도 운동이 진행된다. 구간 2는 팔을 굽혀 상자를 선반에 올리는 단계이며 실험에서 취득된 각도 데이터를 통해 허리 각도의 변화는 적으며 움직임 각도 범위도 각 사이클에서 다르게 나타남을 확인하였다. 이 경우 운동의 메커니즘이 상이하기 때문에 근신호의 양상이 각 사이클에서 다르게 나타나므로 순간 중간 주파수의 평균값을 이용하는 분석에는 적합하지 않다. 구간 3에서는 근신호가 나타나지 않으며 구간 4는 중력방향과 같은 방향으로의 작업이므로 허리근육의 기여도가 적고 운동의 속도가 빠르기 때문에 분해능 관점에서 신뢰도가 적어지고 분석에 필요한 데이터의 양이 적어 분석에 적합하지 않다. 본 연구에서는 각 구간의 운동과 근신호의 특성을 고려하여 각 사이클의 첫 구간 중 허리각도 -75도~-20도사이의 근전도 신호를 분석하였다.

이와 같이 분석구간의 설정은 분석결과에 큰 영향을 미치는 것으로 본 연구에서는 허리 각도 데이터를 이용하여 분석 구간 1을 적절한 구간으로 설정하였다. 그러나 본 연구와 같은 실험을 수행한 Bonato[12]등은 적절한 구간설정을 하지 않고 분석을 하여 순간 중간 주파수가 근육이 피로하더라도 감소하지 않는 등의 문제점이 있어서 본 논문에서는 위와 같은 구간 설정을 통해 해결하였다.

그림 13은 피검자의 우측의 L1근육의 실험 처음과 마지막 5사이클의 순간 중간 주파수의 평균값의 변화를 보여주고 있다.

그림에서 볼 수 있듯이 동적인 운동에서 근육이 피로함에 따라 IMDF의 평균값이 약 108[Hz]에서 90[Hz]로 고주파 대역에서 저주파 대역으로 이동됨을 알 수 있다. 이러한 경우 평균 IMDF는 약 6%가 감소하였다.

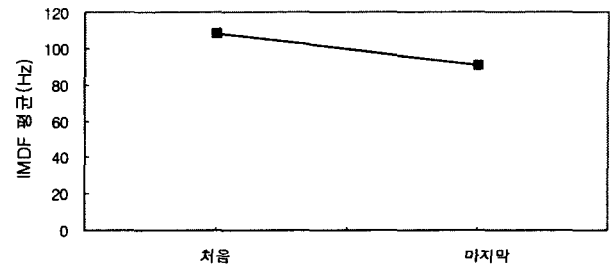


그림 13 피검자의 우측 L1근육의 평균 순간 중간주파수 변화

Fig. 13 Change in average IMDF from the right side of the back muscle at spinal level L1

그림 14는 피검자의 허리근육 전체(6채널)의 평균 순간 중간 주파수의 변화를 퍼센트로 나타낸 것이다.

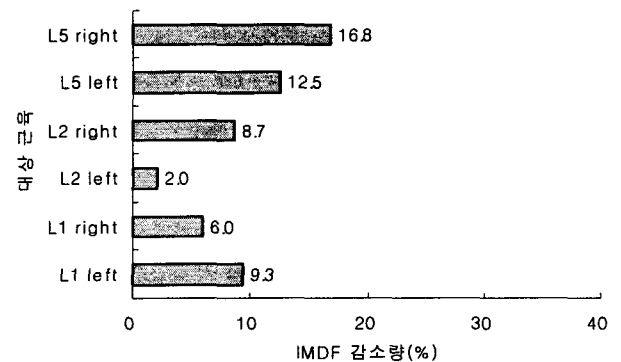


그림 14 피검자의 L1, L2, L5 근육(각 좌우 6채널)의 평균 순간 중간 주파수 감소량의 비교

Fig. 14 Comparison of average IMDF drop from L1, L2, L5 muscles of subject (each right-left 6 channel)

실험결과로부터 대상근육 6개의 상대적인 근피로도를 비교해 볼 수 있다(그림 7의 전극 부착위치 참고). 이 피검자의 경우 L5 근육에서 가장 크게 근피로를 느꼈음을 알 수 있고 L2 근육에서는 상대적으로 작은 피로를 느끼고 있음을 알 수 있다. L1 근육의 경우 좌측 근육이 우측 근육에 비해 큰 피로도를 나타냈으며 다른 근육에서는 우측근이 더 피로함을 알 수 있다. 동적인 허리운동에서의 근피로는 피검자의 평소 생활 습관이나 근육의 회복과 각 대상근육의 발달 정도, 그리고 근육 상호간의 보완작용 등에 의해서 다르게 나타난다 [12].

이와 같이 본 연구에서는 다채널 근신호의 취득과 동시 분석을 통하여 근육 상호간의 관계를 연구할 수 있도록 설계하였다.

다음으로 동적 근전도 해석과 더불어 허리각도 데이터를 함께 사용하여 평가시스템의 효율을 높였다.

그림 15는 그림 1의 goniometer로 측정된 허리운동(척추운동) 분석결과를 보여준다. 그림 15(a)는 반복적 들어올리기 운동에서 측정된 척추 운동의 각도 데이터를 보여주고 있다.

며 그림 15(b)는 이의 미분치인 각속도 데이터이다. 이 두 데이터를 이용하여 그림 15(c)와 같이 각도-속도 그래프를 나타냈다. 일반적으로 척추의 반복적 들어올리기 운동에서 튀어 나온 타원 형태로 나타났다. 동일한 범위에서 빠른 속도로 움직일 경우 이 타원의 형태는 y축과 가까워지며 장축은 길어지고 단축은 줄어든다. 반대로 느린 속도로 움직일 경우 타원은 x축에 가까워지며 장축은 짧아지고 단축이 길어진다. 요통 환자의 경우 빠른 운동이 어렵고 편하게 움직일 수 있는 반경(ROM: range of motion)도 좁기 때문에 타원의 형태는 장축과 단축이 정상인에 비해 짧아 데이터들이 원점에 가깝게 분포된다.

이와 같이 본 논문에서는 허리운동 시에 시평면 파라미터와 주파수평면 파라미터 및 시간-주파수 파라미터 등의 허리근전도 신호 분석과 더불어 척추운동 분석 프로그램을 설계함으로써 허리근육 평가의 다양성을 갖도록 하였다.

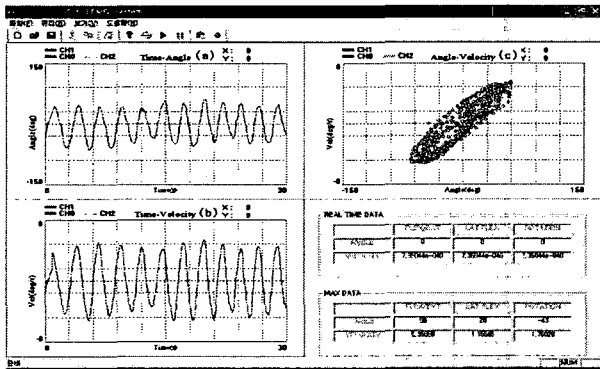


그림 15 척추운동 분석 프로그램(피검자 JCK)
(a) 각도 (b) 속도 (c) 각도-속도

Fig. 15 Program for lumbar movement analysis (subject JCK)
(a) angle (b) velocity (c) angle-velocity

4. 결 론

본 논문에서는 표면근전도를 이용한 허리근육 평가와 재활에 주안점을 두고 이에 알맞은 하드웨어와 소프트웨어로 구성된 실시간 다채널 통합시스템(real time multi-channel integrated system)을 설계하였다.

허리운동 시 각 근육의 상호작용을 연구하기 위하여 여러 채널의 근전도로부터 근력과 근피로도를 측정하고, 허리운동 각도를 동시에 측정할 수 있도록 하였다. 다음으로 허리근육 근전도 데이터는 시평면, 주파수 평면, 시간-주파수 평면 파라미터로 나누어 분석하여 정량적인 데이터를 제공할 수 있도록 하였다.

본 연구에서 설계된 시스템 평가를 위하여 정적실험과 동적 실험을 수행하였다. 정적 실험에서는 허리근육의 근피로도 실험과 허리 비틀림 각도 변화에 따른 다열근 실험 및 웨이브렛 변환을 이용한 근피로 분석을 하였다. 동적 실험에서는 반복적인 들어올리기(repetitive lifting)작업 시 발생하는 6 채널의 비정상성 동적 근전도 신호로부터 코헨 포쉬 분포를

구한 다음 순간 중간주파수의 변화를 관찰하여 동적인 근피로도를 구하였다. 이러한 허리근육의 근육피로 현상에 대한 연구는 작업장에서 노동자들의 작업량을 산정하고 요통발생 가능성의 평가 및 작업 휴식시간 산정에 기준이 될 수 있다. 그리고 허리운동 각도 데이터로부터 척추운동 분석을 할 수 있도록 설계하여 요통환자의 진단과 치료에 도움을 줄 수 있도록 하였다.

본 논문에서 설계된 허리근육 평가시스템은 허리진단과 더불어 신경 생리학, 생체역학, 재활의학, 인간공학, 산업공학 및 스포츠 의학에 활용이 기대된다.

감사의 글

이 논문은 2004년도 서울시립대학교 학술연구조성비에 의하여 연구되었으며 본논문의 주저자는 연구책임자로서 이에 감사드립니다.

참 고 문 헌

- [1] <http://www.kosha.or.kr/>
- [2] P.A.Kaplanis, C.S.Pattichis, C.V.Robert, "Influence of isometric voluntary contraction on time and frequency domain parameters of surface EMG", IEEE EMBS/BMES Conf., pp.2408-2409, 2002.
- [3] P.J. Sparto, M. Parnianpour, E.A. Barria, J.M.Jagadeesh, "Wavelet and Short-time Fourier Transform Analysis of Electromyography for Detection of Back Muscle Fatigue", IEEE trans. on Rehab. Eng., vol 8, No 3, pp.433-436, September 2000.
- [4] L. Cohen, "Time Frequency Distribution : a review", Proc of IEEE, vol 77, pp.941-981, 1989.
- [5] H.I Choi, and W.J. Williams, "Improved time frequency representations of multicomponent signals using exponential kernel", IEEE Trans. on Acoust., Speech. Signal Processin-g, vol.37, pp.862-871, 1989.
- [6] P.J. Loughlin, J.W. Pitton, L.E. Atlas, "Construction of positive Time-Frequency Distribution", IEEE trans. on Signal Processing, vol 42, No 10, pp.2697-2705, 1994.
- [7] Jr Peyton Peebles, "Probability Random Variables and Random Signal Principles", 4th ed. McGraw-Hill, 2001.
- [8] Bandat, JS and Piersol, AG, "Random Data: Analysis and Measurement Procedures", 3rd edi. Wiley, New York , 2000.
- [9] P. Bonato, S.H. Roy, M. Knafitz, and C.J. De Luca, "Localized muscle fatigue in back muscles: static vs Dynamic contractions", IEEE EMBS Conf., pp.1263-1266, 1997.
- [10] L.I.E. Oddsson, C.J. De Luca, "Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain", J Appl Physiol. vol 94, pp1410-1420, April 2003.
- [11] T. D. Alessio, "Objective algorithm for maximum frequen

-cy estimation in Doppler spectral analyzers, "Med. Biol. Eng. Compt., vol. 23, pp. 63-68, 1985.

- [12] P. Bonato, P. Boissy, U.D.Croce, "Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task", IEEE trans. Neural system and Rehab. Eng. vol 10, No 1, pp.38-47, 2002.

저 자 소 개



김 성 환 (金 成 煥)

1952년 6월 12일 생. 1975년 2월 연세대 전기공학과 졸업. 1980년 2월 동 대학원 전기공학과(공박). 1977~1982년 대전 기계창. 1982년~현재 서울시립대 전자·전기공학부 교수.

Tel : 2210-2449, Fax : 2249-6802

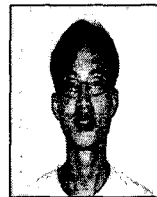
E-mail : shkim1@uoscc.uos.ac.kr



정 철 기 (鄭 徹 奇)

2002년 서울시립대학교 전자전기공학과 졸업. 2003년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정

e-mail : imugle@dreamwiz.com



김 인 수 (金 仁 洙)

2003년 한림대학교 전자공학과 졸업
2003년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정

e-mail : bigstone77@korea.com



이 태 우 (李 泰 雨)

1967년 12월 15일생. 1992년 2월 성균관 대학교 전자공학과 졸업. 2002년 서울시립대 2002년 8월~현재 : 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 박사과정

e-mail : future21@dreamwiz.com



강 원 희 (姜 元 熙)

2003년 서울산업대학교 자동화공학과 졸업. 2003년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정

e-mail : whkang@jiwell.com



고 도 영 (高 道 英)

2003년 서울시립대 대학원 전자전기공학 과 졸업(공학석사). 2003년 9월~현재 서울 시립 대학교 전자전기컴퓨터 공학부 박사과정

e-mail : kodoyoung@khnp.co.kr



이 호 용 (李 浩 龍)

2004년 3월~현재 서울시립대학교 전자전기컴퓨터 공학부 석사과정

e-mail : 5678hy@hanafos.com