

정상인과 L4/L5 디스크 환자의 동적 근전도 측정을 통한 진단기법 개발

현 수돈*, 박 시복**, 김 정룡*

*한양대학교 산업공학과

**한양대학병원 재활의학과

ABSTRACT

본 연구에서는 EMG를 이용한 수리적 parameter를 사용하여 동일한 병명(L4/L5 herniated disk)의 요통환자들의 근육활동의 정상 여부를 측정하였다. 특히 본 연구에서는 동작분석기를 사용하지 않고 근전도의 주기를 판독하여 기존의 연구에서 사용되었던 것보다 측정이 간편하고, 주관적 통증 정도가 낮은 환자를 대상으로 실험함으로써 통증이 parameter에 미치는 심리적 영향을 최소화하였다. 또한 본 연구에서는 동작주기마다의 근전도 신호의 변이도(variance ratio)를 새로운 parameter로 선정하여 검증하였다. 측정된 자료를 분석한 결과 quadriceps-hamstrings의 peak time difference와 erector spinae-rectus abdominis의 coexcitation이 통계적으로 매우 유의하게 요통환자와 정상인을 구분해주는 지표임이 확인되었고, rectus abdominis와 external/internal oblique의 근전도 변이도(variance ratio)가 진단지표로서 의미가 있음이 밝혀졌다. 본 연구의 방법은 차후 다양한 환자군에 대한 자료와 정상인에 대한 자료를 DB화 함으로써 진단기법으로 사용할 수 있는 가능성을 보여주었다. 이 방법은 차후 요통의 조기 발견과 예방에 기여할 것으로 기대한다.

1. 서 론

요통은 작업장에서 발생하는 근골격계 재해로는 가장 일반적이면서 그 비용이 많이 든다. 산업재해 환자 중 요통환자의 비율 및 손실비용은 Table 1에 요약되었다. NOISH(National Safety and Health)에서는 근골격계 질환의 약 절반이 요통이라고 밝히고 있다. 요통재해로 인한 일인당 평균 요양급여액수는 '92년에 약 356만원, '93년에 316만원에 달하며, 이에 휴업급여를 더하면 위 액수의 2배 이상이 되어 상당한 액수라 할 수 있겠다(기도형, 정민근, 1995).

이와 같이 구미 선진국과 우리나라 사이에 정도

의 차이는 있으나 요통으로 인한 재해는 여러 가지 커다란 손실을 유발시키며, 우리나라가 선진국으로 향해 갈수록 발생 빈도가 늘어날 가능성이 큰 선진국 재해 유형을 가지는 질병이다(정병용, 1997).

Table 1. 요통재해 비율 및 손실비용 비교

| | 미국 | 한국 |
|---------|---------------------------------|--------------------------|
| 요통재해 비율 | 19-25% (Klein et al.,1984) | 12.4% (산업안전공단,1990) |
| 비용지출 | \$45-380억/년 (Andersson,1990) | 약 316만원/1인 (노동부,1993) |

그러나 날이 갈수록 다변화하는 요통의 원인으

로 인해, 근골격계의 image로 발견할 수 있는 해부학적 원인을 갖는 요통이 12-15%에 불과하다는 연구결과가 보고되었다(Bigos and Battie, 1990). 진단방법의 이러한 한계성을 극복하기 위해서 새로운 기법들을 연구하고 있다. 김정룡(1995)은 근골격계에 이상이 있는 요통환자의 운동신경계의 signal이 정상인과 차이가 있을 것이라는 가설아래, 동작분석기와 근전도를 사용하여 굽힘/펼 동작시 정상인과 요통환자를 구분하는 진단법을 개발한 바 있다. 본 연구에서는 김정룡(1995)에 의해 개발된 이 기법을 동일한 병명(L4/L5 herniated disc)의 환자들만을 대상으로 실험하여 기존의 parameter들을 검증하는 한편, 기존에 개발된 방법보다 간편하고 정밀도를 높일 수 있는 방법을 제시하고자 한다. 특히 본 연구에서는 주관적인 통증 정도가 낮은 피실험자를 대상으로 실험하여 측정방법의 민감도를 살펴보았다. 또한, 새로운 parameter (variance ratio)를 추가하여 이를 검증하여 보았다.

2. 연구방법

2.1 실험가설

실험가설은 크게 3가지로 구성되었다.

- 굽힘/펼 동작시 요통환자와 정상인 사이에 peak time difference의 차이가 없다.
- 굽힘/펼 동작시 요통환자와 정상인 사이에 coexcitation 지속시간의 차이가 없다.
- 요통환자와 정상인 사이에 굽힘/펼 동작시 사용되는 각 근육의 EMG 신호의 variance ratio는 차이가 없다.

2.2 실험대상

척추를 수술한 일이 없고, 지난 6개월 동안 요

통을 경험한 적이 없는 20명의 정상인과 척추전문 진료소(한양대학병원 재활의학과)를 찾은 20명의 요통환자를 대상으로 실험을 하였다. 본 실험에서는 요통환자 중에서도 척추전문진료소를 찾는 근골격계 요통 환자의 주종을 이루는 L4/L5 herniated disc 환자를 대상으로 하였고, 노화로 인한 퇴행성 관절염 환자는 제외 시켰다. 피실험자들의 인체계측자료는 Table 2에 요약되어 있다.

Table 2. Anthropometry of healthy subject and LBP patient (avg/std)

| | age | wt(kg) | ht(cm) |
|--------------------|-----------|------------|------------|
| healthy subject | 25.8/1.64 | 66.97/6.28 | 172.8/4.97 |
| L4/L5 disc patient | 46.9/8.62 | 65.93/9.3 | 162.13/8.9 |

2.3 실험기구

허리의 굽힘/펼 동작시의 근전도를 측정하기 위하여, surface electrode를 사용하는 Noraxon Myosoft 2000 EMG system이 사용되었다. 6개의 근육군을 대상으로 EMG 신호를 측정하기 위하여 6개의 채널이 사용되었고, 각 채널의 sampling rate은 500Hz로 설정되었다. 486 PC와 myosoft가 이러한 data를 기록하고 저장하기 위하여 사용되었다.

2.4 근육의 선택

EMG의 temporal pattern을 알아보기 위해, 척추의 굽힘/펼 운동시 사용되는 중요근육군 (major flexors and extensors) 6개가 선택되었다. 이 중요 근육군들을 다시 주동근(agonist)과 길항근(antagonist)의 작용을 하는 근육들을 묶어 3쌍으로 나누었다. Rectus abdominis (RA)가 허리의 flexor로, erector spinae (ES)가 허리의 extensor로 선택되었다. External oblique (EO)와 internal

oblique (IO) 근육은 척추의 좌우 평형을 유지하는데 사용되므로 선택되었다. Hanstrings(HAM)과 Quadriceps (QUD)는 퇴부의 굽힘/펴 동작시의 근육의 반응 pattern을 조사하기 위해 선택되었다. Hanstrings (HAM)은 hip extensor로 Quadriceps (QUD)은 hip flexor로 선택되었다.

2.5 실험계획

이 실험의 독립변수는 정상인과 요통환자로 정의되는 2 개의 피실험대상군이 되고, 종속변수로서는 근전도의 pattern을 정량화 하기 위해 정의된 parameter가 사용되었다. 그중 첫째로, flexor 와 extensor 사이(ES-RA, QUD-HAM, EO-IO 근육 쌍사이)의 Coactivation이 진행되고 있는 시간을 측정하여, 두 근육이 동시에 활발히 contraction하는 정도를 측정하였다. 즉, EMG 신호를 개개인 피 실험자의 peak of dynamic contraction EMG 치에 따라 normalize하고 amplitude가 30% 이상일 때를 excitation level로 정의하였으며(김정룡, 1995), flexor와 extensor가 동시에 active 혹은 excited 된 시간을 굽힘/펴 1 cycle당의 백분율로 표시하였다. 둘째로, EMG 신호가 peak를 이루는 시간을 측정하고, flexor 와 extensor 사이의 시간차를 1 cycle 당의 백분율로 표시하였다. 셋째로, 개개의 근육에서 추출된 EMG 신호의 variance ratio를 종속변수로 사용하였다. variance ratio는 gait analysis에서 EMG 신호가 얼마나 일정하게 측정되는가를 알기 위하여 사용된 바 있으며(hershler et al., 1978), 본 연구에서는 정상인과 요통환자를 구분하기 위한 지표로 사용하였다.

따라서, 도합 11개의 종속변수를 통하여 앞서 언급한 실험가설이 검증되었다.

2.6 실험과정

우선 정상인의 경우는 요통경력에 대한 설문조



Figure 1. posture of flexion/extension, side view

사를 실시하여 정상인의 범주에 드는지 판별하고, 요통환자의 경우는 진단명을 파악하고 통증 부위 및 pain diagram을 조사한다. 다음으로 피실험자의 나이, 키, 몸무게 등의 인체자료가 측정되고, surface electrode를 미리 선정된 근육의 표면에 붙이기 위하여 살갓표면을 준비한다. 측정 부위를 결정하고 surface electrode를 붙인다. 실험자는 각각의 EMG 신호가 제대로 기록되는지를 확인하고, 피실험자에게 허리 굽힘/펴 운동을 최대한의 속도로 연결동작으로 10회 계속할 것을 지시한다. 피실험자의 자세는 Figure 1에 나타내었다.

2.7 신호처리방법

앞의 실험 과정을 거쳐 수집된 EMG 신호는 별도의 신호처리과정을 거쳐야 비교분석을 하기에 적합하게 된다. 이러한 신호처리과정은 Figure 2에 요약되어 있다.

Knutson(1994)은 여러 가지 normalization 방법에 대해 고찰하여 비교하였으며, 동적 상황에서는 peak dynamic을 normalization value로 사용했을 때 정적 상황의 MVIC (maximum voluntary isometric contraction)에서의 값에 더 근접하는 것을 발견하였다. 따라서, 본 연구에서도 peak of the

dynamic contraction을 normalization value로 사용하였다.

normalization 과정까지 모두 거친 신호들에 대해서는 주기를 정의해 주어야 한다. 본 연구에서는 별도의 동작분석기를 사용하지 않았기 때문에 주기를 구분하기 위하여 굵힘/펼 동작시 가장 근전도 신호의 패턴 구분이 명확한 erector spinae 근육에서 나오는 근전도 신호를 기준으로 하여 주기를 구분하였다. Figure 3에 주기를 구분하는 방법에 대해 자세히 나타내었다.

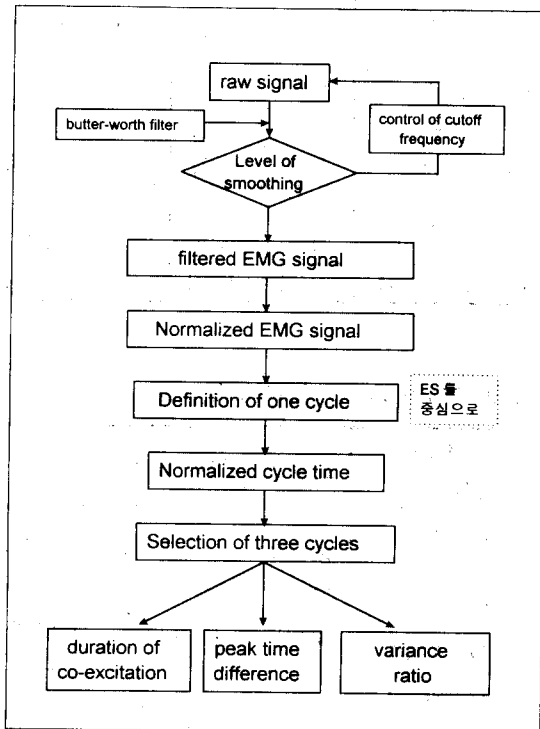


Figure 2. flowchart of signal processing

주기가 정의되면 각 주기별로 신호를 분석해야 하는데 각 주기별로 시간 간격이 다르므로 비교, 분석하기 어렵다. 따라서, 각 주기의 시간 간격을 percent로 바꾸어 시간에 따른 excitation pattern을 종합하여 비교할 수 있도록 주기를 100%로 normalize하는 것이 필요하다.

2.8 parameter 추출방법

앞선 신호 처리 과정을 모두 거치고 나면, 종속

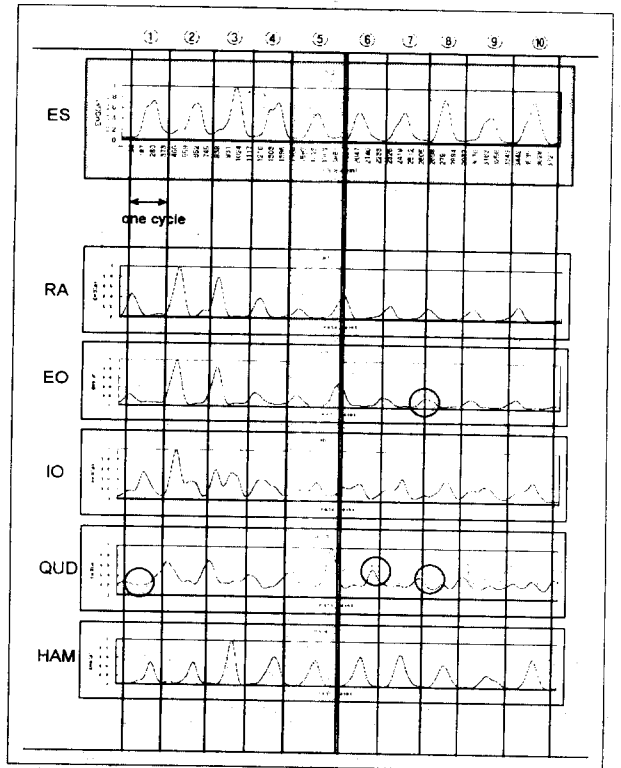


Figure 3. definition of one cycle and selection of cycles

변수로 정의된 parameter를 추출해 내기 위해 우선 3개 주기의 신호를 선택하고 parameter를 추출하는 과정을 거쳐 parameter를 추출하게 된다. variance ratio(VR)는 각 근육별로 아래 (1)식으로 구한다.

$$VR = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_i)^2 / k(n-1)}{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X})^2 / (kn-1)} \dots\dots\dots(1)$$

k = no. of normalization cycle points

n = no. of cycle

X_{ij} = the actual value of the j^{th} EMG signal at time point i

\bar{X}_i = the average of the EMG values at time point i averaged over j realizations of the experiment

\bar{X} = the grand mean of the average EMG signal

3. 연구결과

3.1 환자들의 주관적 통증 정도

본 연구에 참여한 환자들의 주관적 통증정도를 조사하였다. 통증 정도는 극도의 통증을 10이라고 가정했을 때, 상대적인 통증 정도를 표시하도록 하고 정량화 하였다. 결과를 보면 환자들의 주관적 통증 정도는 평균 3.675(표준편차 1.649)로 낮은 편이고, 전체 환자의 절반인 10명이 3에도 미치지 못하는 환자였다.

3.2 기술통계 분석결과

11개 종속변수의 평균값 및 표준편차가 Table 3에 요약되어있다. Table 3에서 보면 peak time difference는 요통환자보다 정상인이 평균적으로 크고, coexcitation 지속시간은 요통환자가 대체적으로 긴 것을 확인할 수 있다. 또한, variance ratio(VR)는 평균적으로 요통환자가 정상인에 비해 큰 것을 알 수 있다.

3.3 가설검정결과

Table 3과 Table 4의 결과를 보면, quadriceps와 hamstrings에서 peak time difference가 정상인에 비해 요통환자의 경우 현저히 줄어든 것을 볼 수 있고, 반면에 rectus abdominis와 erector spinae의 coexcitation 지속시간은 현저하게 증가된 것을 볼 수 있다. 이러한 요통환자의 coexcitation 의 증가 현상은 external oblique 근육과 internal oblique 근육 사이에서도 관찰되어 졌다. 이러한 parameter 들의 차이는 통계적으로 검증되었다.

variance ratio는 주로 굽힘/펴 동작에서 동작을 조절하는 역할을 하는 근육부위(rectus abdominis, external oblique and internal oblique)에서 통계적으로 유의한 차이를 보이는 것으로 관찰되었다.

Table 3. Descriptive statistics

| dependent variables | normal subjects | | L4/L5 disc patients | |
|----------------------|-----------------|-------|---------------------|-------|
| | avg | std | avg | std |
| peak diff. RA-ES | 30.53 | 9.45 | 27.07 | 12.69 |
| peak diff. QUD-HAM | 38.24 | 9.80 | 29.31 | 4.52 |
| coexcitation RA-ES | 25.31 | 15.63 | 37.30 | 11.82 |
| coexcitation IO-EO | 24.93 | 12.57 | 31.34 | 11.07 |
| coexcitation QUD-HAM | 25.87 | 20.91 | 35.13 | 15.41 |
| VR of RA | 0.46 | 0.21 | 0.79 | 0.28 |
| VR of ES | 0.29 | 0.21 | 0.44 | 0.38 |
| VR of EO | 0.60 | 0.27 | 0.77 | 0.30 |
| VR of IO | 0.57 | 0.20 | 0.75 | 0.38 |
| VR of QUD | 0.67 | 0.29 | 0.71 | 0.37 |
| VR of HAM | 0.34 | 0.19 | 0.43 | 0.39 |

Table 4. result of ANOVA

| dependent variable | source | DF | F | Pr>F |
|----------------------|--------|----|-------|----------|
| peak diff. RA-ES | group | 1 | 0.96 | 0.3339 |
| peak diff. QUD-HAM | group | 1 | 13.68 | 0.0007** |
| coexcitation RA-ES | group | 1 | 7.49 | 0.0094** |
| coexcitation EO-IO | group | 1 | 2.93 | 0.0949* |
| coexcitation QUD-HAM | group | 1 | 2.54 | 0.1190 |
| VR of RA | group | 1 | 17.59 | 0.0002** |
| VR of ES | group | 1 | 2.30 | 0.1377 |
| VR of IO | group | 1 | 3.60 | 0.0655* |
| VR of EO | group | 1 | 3.20 | 0.0815* |
| VR of QUD | group | 1 | 0.15 | 0.7036 |
| VR of HAM | group | 1 | 0.85 | 0.3638 |

* significant at $p < 0.1$, ** significant at $p < 0.01$

4. 토 론

EMG를 사용하여 근육의 활동 pattern을 연구하면 요통환자를 진단해 내는데 효과적으로 사용될 수 있다는 것이 증명되었다. 본 연구에서 두 집단사이에서 통계적으로 대단히 유의한 결과를 보여 주었기 때문에 임상적으로 이러한 결과를 응용할 수 있도록 정상인에 대한 폭넓은 실험을 통해 요통을 진단하는 진단 parameter로서 계속 연구되어야 할 것이다. 이번 연구에서는 dynamic EMG pattern을 추출하고 coexcitation을 정량화하는 기존의 연구(김정룡, 1995)에 비해 정밀도를 높일 수 있는 개선된 방법으로 각 parameter가 추출되었다.

또한 본 연구에서는 근전도 신호의 변이도 (variance ratio)가 새로운 parameter로 선정되어 검증되었다. 각 근육 활동의 변이도(variance ratio)를 비교한 결과, rectus abdominis와 external oblique, internal oblique에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 이것은 정상인에 비해 이 세 근육군에서 특히 동작 주기마다의 근전도 신호의 일관성에 차이가 많았다는 것을 의미한다.

normalization은 피실험자나 근육간의 비교를 위해 EMG signal의 처리에서 중요한 비중을 차지하고 있으며, 사용되는 reference value는 다양한 값이 사용되고 있다. 일반적으로 동적 상태에서보다는 정적 상태에서의 normalization value가 피실험자간을 비교하기 위해서는 더 나은 것으로 알려져 있다(Yang and Winger, 1984). 그러나, 본 연구는 동적 상황에서 실험이 실시되었으므로 개개인의 dynamic EMG의 peak를 사용하여 EMG를 normalize하는 방법을 사용하였다. 또한 동적 상황에서는 peak of dynamic contraction을 사용하는 것이 normalization 오차를 줄일 수 있다는 것도 밝혀진 바 있다(Knutson et al.,1994). 이방법의 또 다른 장점은 normalize를 하기 위한 reference value가 실제 굽힘/펴 동작 중에 얻어지므로, 추가

의 실험이 필요 없고, 실험도중이나 완료 후에 환자의 통증을 다소 예방할 수 있다는 데 있다.

신호 처리 방법과 parameter 추출 과정에서 기존의 방법에 비해 간편하고 정밀도를 높일 수 있는 방법들이 제시되었다. 우선 각 신호의 주기를 결정하는데 있어서 동작 분석기를 사용하지 않고 근전도 신호만으로 주기를 결정하였고, 각 주기의 시간 간격을 normalize하는 과정에서 한 주기에 포함되는 data point의 수를 늘려 기존의 방법에서 data point를 줄여 원래 신호의 정보가 손실되는 단점을 보완하였다. 또한 parameter 추출 과정에서 선택된 3개 주기의 ensemble average를 구하여 parameter를 추출하던 것을 ensemble average를 구하지 않고 3개의 주기에서 parameter를 각각 추출하여 평균을 구해 최종 parameter 값을 구하였다. 이렇게 ensemble average 과정을 생략하고 다른 방법으로 parameter 추출 과정을 변경한 것은 ensemble average를 구함으로써 발생할 수 있는 오류를 막기 위해서이다.

5. 결 론

본 연구에서는 근전도(electromyography)를 이용한 수리적 parameter를 사용하여 L4/L5 herniated disk 환자들의 근육활동의 정상 여부를 측정하였다. 특히 본 연구에서는 동작분석기를 사용하지 않고 근전도의 주기를 판독하여 기존의 연구에서 사용되었던 것보다 측정이 간편하고, 주관적 통증 정도가 낮은 환자를 대상으로 실험함으로써 통증이 parameter에 미치는 심리적 영향을 최소화하였다. 또한 본 연구에서는 동작주기마다의 근전도 신호의 변이도(variance ratio)를 새로운 parameter로 선정하여 검증하였다. 본 연구의 방법은 차후 다양한 환자군에 대한 자료와 정상인에 대한 자료를 DB화 함으로써 진단기법으로 사용할 수 있는 가능성을 보여주었다. 이 방법은 차후 요통의 조기 발견과 예방에 기여할 것으로 기대한다.

- 기도형, 정민근. (1995). 포항지역에서 발생한 요통 재해의 발병원인별 특성분석. *산업공학*, 8(4), 145-154.
- 김정룡. (1995). 정상인과 요통환자의 생체역학적 차이에 관한 연구 : 신경근육계의 동적 근전도 반응형태를 중심으로. *대한인간공학회지*, 14(2), 21-33.
- 정병용. (1997). 우리나라 산업재해의 발생 원인 및 특성에 관한 연구. *산업공학*, 10(2), 99-107.
- 한국산업안전공단. (1990). *보건관리자 신규과정 31-61(요통)*.
- Bigos, S. J., Battie, M. C., Nordin, M., Spengler, D. M., and Guy, D. P. (1990) Industrial Low Back Pain. *The Lumbar Spine*, In Weinstein, J. N. & Wiesel, S. W. (Eds), Philadelphia : W. B. Saunders, 846-871.
- Hershler, C. and Milner, M. (1978). An Optimality Criterion for Processing Electromyographic (EMG) Signals Relating to Human Locomotion. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, BME-25(5), 413-420.
- Klein, B. P., Roger, M. A., Jensen, R. C. and Sanderson, L. M. (1984). Assessment of worker's compensation claims for back sprain/strains. *J. Occupational Medicine*, 26, 443-448.
- Knutson, L. M., Soderberg, G. L., Ballantyne, B. T. and Clarke, W. R. (1994). A Study of Various Normalization Procedures for Within Day Electromyographic Data. *Journal of electromyography and kinesiology*, 4(1), 47-59.
- Yang J. F. and Winter, D. A. (1984). Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving Their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis. *Arch Phys*