Journal of the Ergonomics Society of Korea
Vol.22, No.4 pp.47-57, November 2003

자의적 등척성 작업에서 몸통 근육의 기능적 발휘 형태 분석

Analysis of functional roles of ten trunk muscles in voluntary isometric exertion tasks

송영웅*, 정민근*

ABSTRACT

This study investigated the recruitment patterns of ten trunk muscles in isometric exertion tasks, focused on the functional roles (agonist or antagonist). Twelve male students performed maximum voluntary isometric exertion tasks towards six directions: flexion/extension, left/right lateral bending, and clockwise/counter-clockwise twisting. EMG signals from ten trunk muscles and exertion forces were collected. Normalized EMG (NEMG) values were calculated at 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, and 90 %MVC. The subjects showed a limited capacity in producing twisting moments, approximately 50% of the extension moment, and 70% of lateral bending moments. EMG activity was dependent on the direction and magnitude of the exertion, and also on the functional role. The mean NEMG of agonist was 0.260 and 0.067 for antagonist. Agonists showed the highest mean NEMG in flexion (0.367), while antagonists showed the highest mean NEMG in twisting clockwise/counter-clockwise (0.090/0.106).

Keyword: trunk muscle recruitment pattern, agonist, antagonist, functional role

* 포항공과대학교 산업공학과
주소 : 790-784 경북 포항시 효자동 산31
전화 : 054-279-2192
E-mail : mkc@postech.ac.kr

1. 서 론

근골격계 질환의 하나인 요통은 가장 빈번하게 발병하는 직업병 중의 하나이며, 미국의 경우 요통 재해로 인하여 150 억 달러의 직접비용이 소요되며, 간접비용은 직접비용의 4배 정도에 이른다(Mital, 1991). 국내의 경우, 2001 년도 요통으로 인한 업무상 질병 요양자수는 820 명으로, 전체 작업 관련성 질병으로 인한 요양자(3280 명) 중 25%를 차지하였으며, 2000 년의 522 명에 비해서 57% 증가하였다(노동부, 2002).

이러한 요통을 예방하고, 요통을 발생시키는 작업환경을 분석하는 도구로 인체역학 모델이 많이 사용되어지고 있다. 인체역학 모델에 의한 분석에서는 척추부위 모멘트, 디스크의 압축력(compressive force) 및 전단력(shear force), 근육의 동원 정도 등이 척도로서 많이 사용되고 있으며, 특히 디스크의 압축력 및 전단력이 가장 일반적인 척도로서 사용되어져 왔다. 여기에서 척추 디스크의 압축력 및 전단력은 외부 모멘트 및 몸통 부위 근육의 힘에 가장 큰 영향을 받게 된다(Hughes, 1991). 이것은 몸통 부위 근육들이 외부 모멘트를 유발하는 작업물에 비해 상대적으로 작은 모멘트 암을 가지고 있어서 큰 힘을 발휘하여야 하는 기계학적인 단점을 가지고 있기 때문이다(Raschke, 1994). 그러므로, 척추 부위 디스크의 압축력 및 전단력을 정확하게 예측하기 위해서는 몸통 부위 근육의 동원형태를 정확하게 이해하고 예측하는 것이 요구된다.

외부 모멘트의 방향과 크기에 따른 근육의 동원 형태 연구는 다양한 작업 상황에서 수행되어져 왔다. Lavender, et al. (1992)는 시상면(sagittal plane)과 전두면(frontal plane)에서 외부 모멘트의 크기와 방향을 변화시키며, 8개 몸통 근육의 동원 형태를 분석하였다. 또한 Ng, et al. (2001)는 정적 비틀림 모멘트를 발휘하는 작업에서 10개 몸통 근육의 동원 형태를 보고하였다. 이러한 근육의 동원 형태에 대한 정보는 근력과 척추 압축력 및 전단력을 예측해주는 인체역학 모델의 평가에 사용되어져 왔다(Hughes, 1991).

근래에는 외부 모멘트를 극복하기 위한 주동근(agonist)의 작용 방향과 반대 방향으로 모멘트를 발생시키는 길항근(antagonist)에 대한 관심이 높아지고 있으며(Lavender, et al., 1992; Granada and Marras, 1995; Ng, et al., 2001), 이것은 길항근의 동시수축(coactivation) 활동이 척추 디스크의 압축력과 전단력을 크게 하여 작업 위험도를 높이기 때문이다.

길항근의 동시 수축이 발휘되는 이유 및 효과로는 (1) 척추 부위를 강화시켜 안정성을 높이고, (2) 자세와 외부 및 내부 모멘트의 변화에 효과적으로 대처하고, (3) 다중 관절에 걸쳐 있는 근육의 경우 이들 관절의 모멘트 평형을 유지하기 위한 것 등이 제시되었다(Thelen, et al., 1995). 그러나, 주동근과 길항근을 3차원 공간에서 구분하는 것은 매우 어려우며, 주동근과 길항근을 엄정하게 구분하여 근육의 동원 형태를 분석한 연구는 많지 않은 실정이다. 따라서 본 연구에서는 외부 모멘트 방향과 크기에 따른 몸통 근육의 동원 형태를 주동근과 길항근으로 구분하여 분석하였다.

2. 연구 방법

2.1 피실험자

12명의 남자 대학생 및 대학원생이 실험에 참가하였으며, 모두 요통 경험이 없으며, 건강한 상태였다. 평균 나이는 24.5(±1.9) 세였으며, 평균 키는 175.9(±3.5) cm, 평균 몸무게는 69.7(±4.4) kg이었다.

2.2 실험 방법

피실험자는 자체 제작한 가슴 고정 기구(chest harness)를 가슴 부위에 착용하고, 철제 프레임 안에서 선 자세를 유지하였으며, 이때 엉덩이와 다리 부위는 지지대에 고정하였다. 가슴 고정기구의 갈고리 사이의 수평 거리는 20 cm 였으며, 수직 거리는 L5/S1 조인트에서 약 40 cm가 되도록 조정하였다 (그림 1).

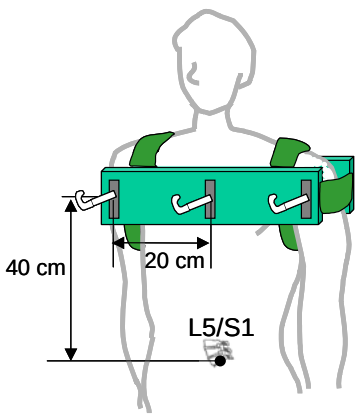


그림 1. 가슴고정기구 장착모습

선 자세에서 굴곡/신전, 좌/우측 구부림 및 시계/반시계 회전 방향으로 점진적으로 최대 힘에 이르도록 하는 자의적 등척성 근력을 발휘하도록 하였다. 시작 시점에서 약 10 초 후에 최대에 이르도록 점진적으로, 갑작스런 움직임이 없이 힘을 증가시키도록 하였다.

자의적 등척성 근력 발휘 시에, 10 개 근육에서 근전도(EMG) 신호를 측정하였으며, 10개 근육은 등쪽에 위치한 좌/우 척추세움근(left/right erector spinae: ESL/ESR), 좌/우 넓은등근(left/right latissimus dorsi: LDL/LDR), 배쪽에 위치한 좌/우 배바깥경사근(left/right external oblique: EOL/EOR), 좌/우 배속경사근(left/right internal oblique: IOL/IOR), 좌/우 복부 직근(left/right rectus abdominus: RAL/RAR) 이었다. 근전도 신호는 2 대의 8 채널 Telemyo 900 systems (Noraxon Inc., USA) 을 사용하여 측정하였다.

EMG 측정과 동시에 Chatillon CE force gauge(DFGS-R-500, Ametek Inc., USA)를 사용하여 발휘 힘을 측정하였으며, 근전도 신호 측정과는 triggering signal 을 동시에 발생시켜 동기화 하였다. 굴곡/신전 및 좌/우측 구부림 방향에서는 발휘 방향과 반대 방향에 한 개의 힘 측정기를 부착하였으며, 시계 방향/반시계 방향 회전에서는 반대 방향에 두개의 힘 측정기를 부착하여 발휘력을 측정하였다.

2.3 데이터 처리

근전도 신호는 1000 Hz로 측정되었으며,

30 ~ 400 Hz 대역 필터를 통과시켜 잡음 신호를 줄였다. 이후, 1 초 이동 평균 root-mean-square (RMS) 값을 구하여 최대 RMS 와 rest RMS 를 사용하여 NEMG (normalized EMG) 값을 구하였다(Kim and Chung, 1995). 발휘 힘 신호는 50 Hz로 측정되었으며, 각 신호 데이터는 내부적으로 45 개 측정값의 평균이었다. 근전도 신호에서와 같이 시간에 따른 1초 평균값을 구한 다음, 최대 근력에 대한 10, 20, 30, 40, 50, 60, 70, 80, 90 %MVC(maximum volun- tary contraction) 값을 추출하였으며, 이때의 근전도 신호 NEMG를 구하여 분석에 사용하였다.

2.4 주동근 및 길항근 정의

6개 방향으로의 자의적 등척성 근력 발휘 작업에서 주동근 및 길항근 구분은 Andrews and Hay (1983)의 정의를 사용하였다. 이 정의에 의하면, 특정 근육의 모멘트 기여 벡터(moment contribution vector)가 내부 모멘트(internal moment) 벡터와 같은 방향이면 주동근으로 정의되고, 반대 방향, 즉 외부 모멘트(external moment) 벡터와 같은 방향이면 길항근으로 정의된다. 본 연구에서는 근육의 모멘트 암 벡터와 힘 벡터의 외적(cross product)으로 결정되는 근육의 모멘트 기여 벡터(m^i)와 특정 방향으로의 힘을 내기 위해 필요한 내부 모멘트 벡터(M^{int})와의 내적($m^i \cdot M^{int}$)이 양의 값을 가지면 주동근으로, 음의 값을 가지면 길항근으로 구분되었다. 이 정의에 의하여 구분된 주동근 근육이 표 1에 제시되어 있다. 이 때, 근육의 모멘트 암 벡터와 힘 벡터는 각각 Schultz and Andersson (1981), Dumas et al. (1988)의 데이터를 사용하였다.

표 1. 6가지 발휘 모멘트 방향에 따른 주동근 (길항근은 나머지 근육들)

발휘 모멘트 방향	주동근
신전	ESL, ESR, LDL, LDR
굴곡	RAL, RAR, EOL, EOR, IOL, IOR
우측 측면 굴곡	ESR, LDR, RAR, EOR, IOR
좌측 측면 굴곡	ESL, LDL, RAL, EOL, IOL
반시계 방향 회전	ESL, LDL, RAL, EOR, IOL
시계 방향 회전	ESR, LDR, RAR, EOL, IOR

3. 연구 결과

3.1 최대 등척성 발휘력

6 개 방향에서의 발휘력을 L5/S1 조인트를 중심으로 하는 발휘 모멘트로 환산하였으며, 그림 2에 6 개 방향에 따른 최대 발휘 모멘트가 제시되어 있다. 그림 2에는 6 개 방향에서의 발휘력을 다중 비교하기 위한 SNK test (student-newman-keuls test, $\alpha = 0.05$) 결과도 함께 제시되어 있다. 굴곡 및 신전에서 가장 큰 최대 발휘 모멘트를 나타냈으며(굴곡: 161 Nm, 신전: 170 Nm),

좌/우측 측면 굴곡에서는 평균 117 Nm이었다. 시계/반시계 방향 회전에서 가장 낮은 발휘 모멘트를 보였으며(시계 방향: 81 Nm, 반시계 방향: 87 Nm), 이것은 굴곡/신전의 약 50%, 측면 굴곡의 약 70%에 해당된다.

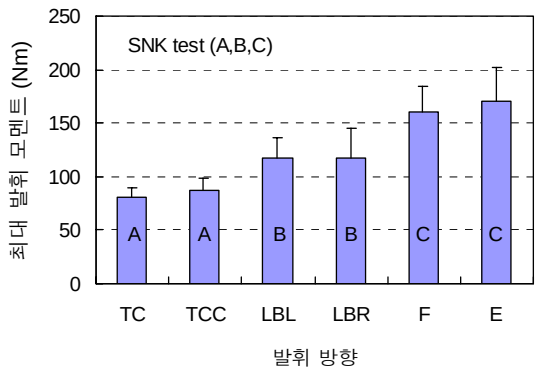


그림 2. 6개 방향에 따른 최대 발휘 모멘트 (TC/TCC: 시계/반시계 방향 회전, LBL/LBR: 좌/우 측면굴곡, F/E: 굴곡/신전)

3.2 전체 근육의 활동 패턴

전체 근육의 평균 NEMG는 0.163이었다. 전체 근육의 NEMG 데이터를 사용하여, 발휘 방향과 발휘력의 크기, 그리고 기능적 차이(주동근 혹은 길항근)의 영향을 알아보기 위해 분산분석을 수행하였다. 세 개의 주효과와 모든 교호 작용이 5% 유의수준에서 통계적으로 유의하게 평가되었다.

발휘 방향의 효과를 살펴보면, 굴곡에서 평균 NEMG 가 가장 큰 값(0.214)을 보였으며, 다음으로는 반시계 방향 회전(0.176), 시계 방향 회전(0.171), 신전 (0.167), 좌측 측면 굴곡(0.128), 우측 측면 굴곡(0.124) 순이었다.

근육의 기능 요인에 의해 근육의 NEMG는 다른 값을 나타냈으며, 주동근의 평균 NEMG는 0.260, 길항근의 평균 NEMG는 0.067이었다. 발휘 방향과 근육의 기능 요인의 교호 작용이 유의하였으며, 이것은 발휘 방향에 따라 주동근과 갈항근의 NEMG가 서로 다른 값을 가진다는 것을 의미한다. 그림 3에 6개 발휘 방향에 따른 주동근과 길항근의 평균 NEMG가 제시되어있다. 주동근일 경우에는, 굴곡과 신전에서 큰 NEMG를 나타낸 반면, 길항근의 경우에는 회전 방향에서 큰 NEMG 값을 나타냈다.

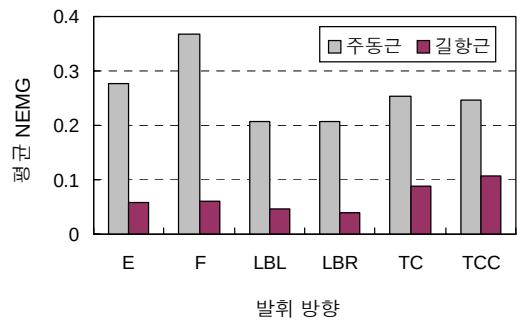
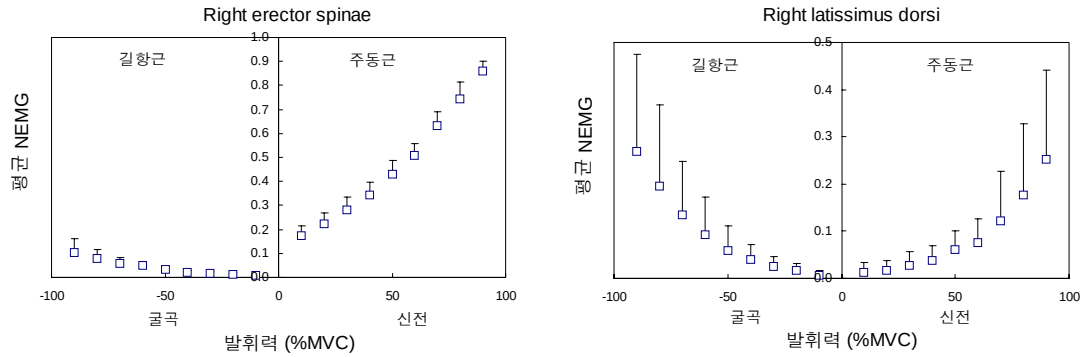


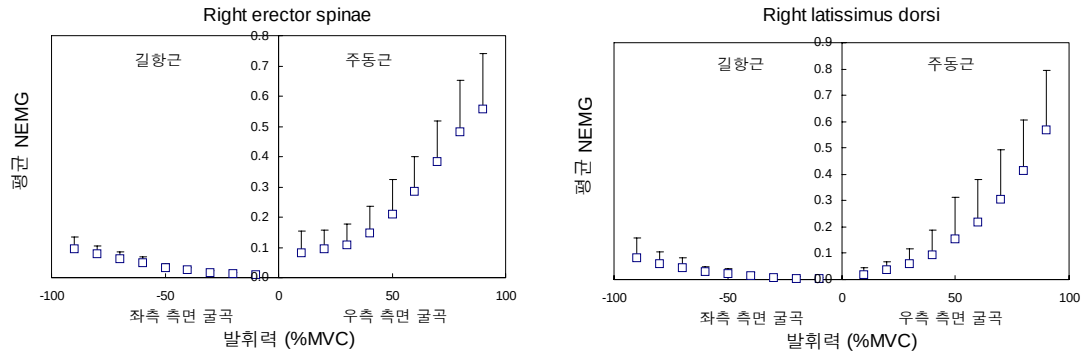
그림 3. 발휘 방향에 따른 주동근과 길항근의 평균 NEMG 값

3.3 개별 근육의 활동 패턴

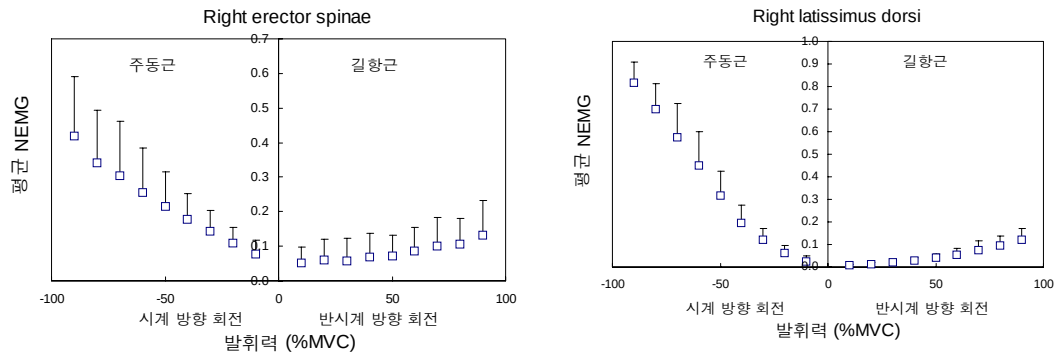
개별 근육의 NEMG 데이터에 대한 분산분석 결과, 모든 근육에서 발휘 방향과 크기 요인의 주효과와 교호작용이 모두 유의하였다 ($p<0.05$). 등쪽에 위치한 ESR 과 LDR 근육의 활동 패턴은 그림 4에, 배쪽에 위치한 EOR 및 IOR 근육의 활동 패턴은 그림 5에 제시되어 있다.



(a) 굴곡/신전

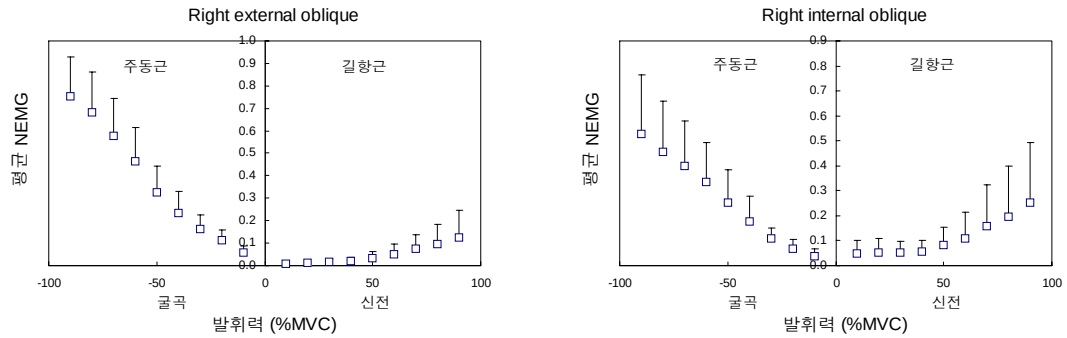


(b) 좌/우측 측면 굴곡

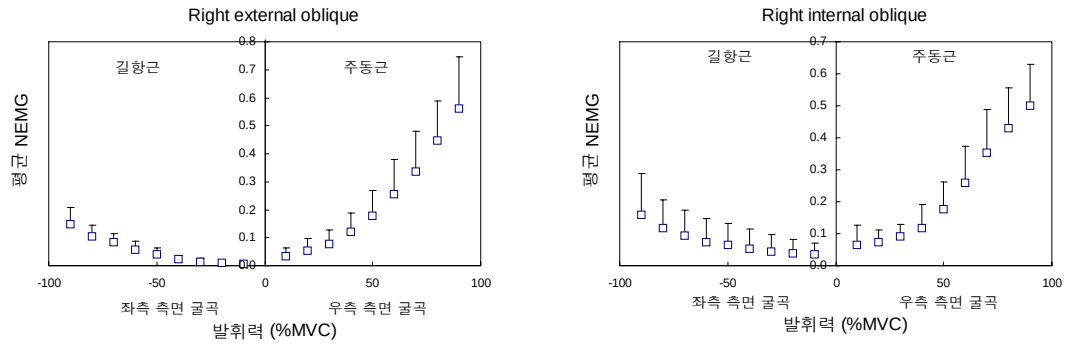


(c) 시계/반시계 방향 회전

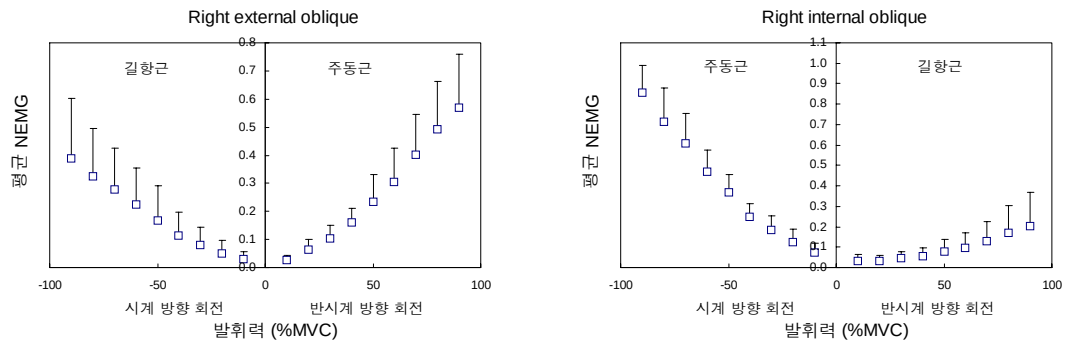
그림 4. 6가지 방향에서 ESR 및 LDR 근육의 활동 패턴



(a) 굴곡/신전



(b) 좌/우측 측면 굴곡



(c) 시계/반시계 방향 회전

그림 5. 6가지 방향에서 EOR 및 IOR 근육의 활동 패턴

그림 4, 그림 5 그래프의 위쪽에 표시된 ′주동근′ 및 ′길항근′은 Andrews and Hay (1983)의 정의에 의한 구분을 나타낸다. 모든 근육에서 주동근으로 작용할 때에는 발휘력이 커짐에 따라 NEMG가 큰 값을 가지며 활발히 증가하였으며, 길항근으로 작용할 때에는 크기는 작지만 역시 점차적으로 증가하는 경향을 보였다.

근육에 따라 최대 NEMG를 나타내는 방향이 서로 다르게 나타났으며, 주동근과 길항근에 따라서도 다르게 나타났다. 즉, 근육이 주동근으로 작용할 경우에는 ESL/ESR의 경우 신전에서 최대 NEMG를 나타냈으며, LDL/LDR 근육은 각각 반시계/시계방향 회전에서, EOL/EOR 근육은 굴곡 및 측면 굴곡에서, IOL/IOR 근육은 반시계/시계방향 회전에서, 마지막으로 RAL/RAR 근육은 굴곡에서 가장 활발한 EMG 활동을 나타냈다. 근육이 길항근으로 작용할 때에는 ESL/ESR 근육의 경우 각각 좌측/우측 측면 굴곡 및 반시계/시계 방향에서 가장 큰 EMG 활동을 나타냈으며, LDL/LDR 근육은 굴곡에서, EOL/EOR 근육은 반시계/시계 방향 회전에서, IOL/IOR근육은 신전에서, RAL/RAR 근육은 시계/반시계 방향 회전에서 가장 활발한 활동을 나타냈다.

4. 결론 및 토론

본 연구에서는 굴곡/신전, 좌/우측 측면 굴곡, 시계/반시계 방향 회전 방향으로의 자의적 등척성 운동에서, 10 개 몸통 근육을 주동근과 길항근으로 구분하여 근육의 활동 패턴을 분석하였다. 회전 방향 모멘트를 발휘하는 능력이 가장 낮게 나타났으며, 또한 길항근 근육의 평균 NEMG는 회전 방향으로의 발휘에서 가장 큰 활동을 보였다. 개별 근육의 근전도 활동 분석에서는 근육에 따라 가장 활발한 근전도 활동을 나타내는 방향이 서로 달랐으며, 주동근과 길항근에 따라서도 가장 활발한 활동을 나타내는 발휘 방향이 달랐다.

우선, 6 개 방향에서의 최대 발휘력을 보면, 본 실험에 참가한 12 명의 피실험자는 회전방향의 모멘트를 발휘하는 능력에 있어서 다른 방향과 비교 했을 때 가장 낮은 값을 보였다. 즉, 신전/굴곡 방향으로의 최대 발휘력의 약 50%, 그리고, 측면 굴곡방향으로의 최대 발휘력의 약 70% 에 해당하는 발휘력을 나타냈다. 회전 모멘트에서의 낮은 발휘력은 다른 연구에서도 보고되었으며(Parnianpour et al., 1988; Marras and Granata, 1995; Kumar, 1996; Ng et al., 2001), 이것은 회전(twisting) 작업 요인이 근골격계 질환을 유발하는 위험한 작업인자로 많이 보고되고 있는 이유 중의 하나라고 할 수 있다.

또한, 회전 모멘트 발휘 상황에서 길항근 근육의 동시 수축(coactivation) 도 이유의 하나로 지적될 수 있다. 즉, 길항근의 평균 NEMG 분석에서 회전 모멘트 발휘 방향에서 가장 큰 값을 나타냈는데(그림 3), 이러한 길항근의 동시 수축은 근육의 스트레스를 높이고 척추 부하를 증가 시키는 것으로 알려져 있다(Thelen, et al., 1995; Cholewicki, et al., 1995).

근전도 신호 분석에 의하면, 근육의 기능적 차이, 즉 주동근과 길항근의 차이가 근전도 크기에 미치는 영향이 유의한 것으로 나타났다. 또한, 개별 근육의 근전도 신호 분석에서 Andrews and Hay (1983)의 정의에 의한 구분과 실제 근전도 신호 패턴이 일치하는 것으로 나타났다. 즉, 주동근으로 작용할 때에는 큰 NEMG 값을 가지면서 발휘력이 커짐에 따라 활발히 증가하였으며, 길항근으로 작용할 때에는 작은 NEMG 값을 보이며 점진적으로 증가하였다. 기존 연구에서 많이 사용된 구분 방법은 근육을 굴곡/신전에서는 posterior/ anterior로 나누거나, 좌/우측 측면 굴곡 작업에서는 ipsi-lateral/contra-lateral로 나누는 것이었다(Lavender, et al., 1992). 그러나, 이와 같은 구분은 회전 모멘트 작업 상황에서는 적용할 수 없으며, 본 연구에서 적용한 Andrews and Hay (1983)에 의한 구분을 사용하는 것이 추천된다.

길항근의 동시 수축은 근력 및 척추 부하를 예측하는 최적화 모델(optimization model)에서는 예측되지 못하는 것으로 보고되고 있다(Hughes, 1991; Kee and Chung, 1996; Marras, 2000). 또한 길항근의 동시 수축을 예측하지 못함으로 인해서, EMG-assisted model에 의한 예측 결과에 비해서 23~43% 더 낮은 척추 압축력을 예측하는 것으로 알려져 있다(Cholewicki et al., 1995). 따라서, 길항근의 동시 수축 패턴을 정확히 이해하는 것은 보다 정확한 근력 및 척추 부하 평가에 필수적이라고 할 수 있으며, 본 연구에서 제시된 근육 활동 패턴은 모델 개발 및 평가에서 중요한 데이터로 활용될 수 있을 것이다.

참고 문헌

노동부, (2002). *2001 산업재해분석*, 13-16.

Andrews, J. G. and Hay, J. G., (1983). Biomechanical Considerations in the Modeling of Muscle Function. *Acta Morphologica Neerlando Scandinavica*, 21(3), 199-223.

Cholewicki, J., McGill, S. M. and Norman, R. W., (1995). Comparison of Muscle Forces and Joint Load from an Optimization and EMG assisted Lumbar Spine Model: Towards Development of a Hybrid Approach. *Journal of Biomechanics*, 28(3), 321-331.

Dumas, G. A., Poulin, M., Roy, B., Gagnon, M. and Jovanovic, M., (1988). A Three-Dimensional Digitization Method to Measure Trunk Muscle Lines of Action. *Spine*, 13, 532-541.

Granata, K. P. and Marras, W. S., (1995). The Influence of Trunk Muscle Coactivity on Dynamic Spinal Loads. *Spine*, 20(8), 913-919.

Hughes, R.E., (1991). *Empirical Evaluation of Optimization-based Lumbar Muscle Force Prediction Models.* Ph.D. Dissertation. Ann Arbor, Michigan: University of Michigan.

Kee D. and Chung M. K., (1996). Comparison of Prediction Models for the Compression Force on the Lumbarsacral Disc. *Ergonomics*, 39 (12), 1419-1429.

Kim, S. H. and Chung, M. K., (1995). Effects of Posture, Weight and Frequency on Trunk Muscular Activity and Fatigue during Repetitive Lifting Tasks. *Ergonomics*, 38(5), 853-863.

Kumar, S., (1996). Isolated Planar Trunk Strengths Measurement in Normals: Part III - Results and Database. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 17, 103-111.

Lavender, S. A., Tsuang, Y. H., Hafezi, A., Andersson, G. B. J., Chaffin, D. B. and Hughes, R. E., (1992). Coactivation of the Trunk Muscles during Asymmetric Loading of the Torso. *Human Factors*, 34(2), 239- 247.

Marras, W. S., (2000). Occupational Low Back Disorder Causation and Control. *Ergonomics*, 43(7), 880-902.

Marras, W. S. and Granata, K. P., (1995). A Biomechanical Assessment and Model of Axial Twisting in the Thoracolumbar Spine. *Spine*, 20(13), 1440-1451.

Mital, A., (1991). Designing and Analysis of Multiple Activity Manual Materials Handling Tasks. In Pault, B.M. and Alexander, D.C. (Eds), *Industrial Ergonomics: Case Studies*, 29-40, McGraw-Hill, Inc., New York.

Ng, J. K. F., Parnianpour M., Richardson C. A. and Kippers V., (2001). Functional Roles of Abdominal and Back Muscles during Isometric Axial Rotation of the Trunk. *Journal of Orthopaedic Research*, 19, 463-471.

Parnianpour, M., Nordin, M., Khanovitz, N. and Frankel, V., (1988). The Triaxial Coupling of Torque Generation of Trunk Muscles during Isometric Exertions and the Effect of Fatiguing Isoinertial Movements on the

Motor Output and Movement Patterns. *Spine*, 13, 982-992.

Raschke, U., (1994). *Lumbar Muscle Activity Prediction under Dynamic Sagittal Plane Lifting Conditions: Physiological and Biomechanical Modeling Considerations*, Ph.D. dissertation. Ann Arbor, Michigan: University of Michigan.

Schultz, A. B. and Andersson,G. B. J., (1981). Analysis of Loads on the Lumbar Spine. *Spine*, 6(1), 76-82.

Thelen, D. G., Schultz, A. B., and Ashton-Miller, J. A., (1995). Co-contraction of Lumbar Muscles during the Development of Time-varying Triaxial Moments. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 390-398.

저자 소개

◈ **송영웅**

포항공과대학교 산업공학과 학사
포항공과대학교 인간공학 석사
포항공과대학교 인간공학 박사
관심분야 : 인체역학, 인체모델링

◈ **정민근**

서울대학교 산업공학과 학사
Univ. of Michigan 산업공학과 석사
Univ. of Michigan 산업공학과 박사
현재 포항공과대학교 산업공학과 교수
관심분야: 산업안전, 인체역학,
응용 통계 및 실험 계획

논문접수일 (Date Received): 2003/08/6
논문게재승인일(Date Accepted): 2003/9/25