

요추디스크 Compressive Force의 예측모형 비교

정민근*, 기도형**, 정철*

* 포항공과대학교 산업공학과

** 계명대학교 산업공학과

ABSTRACT

In this study, comparisons were made among three representative methods for predicting compressive forces on the lumbosacral disc: LP-based model, double LP-based model and EMG-assisted model. Two subjects simulated lifting tasks that are normally performed in the refractories industry. In the refractories lifting tasks, vertical and horizontal distance, and weight of load were varied. To calculate the L5/S1 compressive forces, EMG signals from six trunk muscles were measured and postural data were recorded using the Motion Analysis System. The EMG-assisted model was shown to reflect well all three factors considered here. On the other hand, the compressive forces of the two LP-based models were only significantly affected by weight of load.

1. 서 론

인력운반작업(Manual materials handling tasks; 이하 MMH 작업)은 산업현장이나 일상 생활에서 흔히 찾아볼 수 있고 자주 일어나는 활동이다. 미국의 NIOSH(National Institute for Occupational Safety and Health)의 조사에 의하면, 미국의 일반적 작업장에서 행해지는 작업 중 약 1/3 정도가 들기(Lifting), 내리기(Lowering), 운반(Carrying), 밀기(Pushing)와 당기기(Pulling) 등의 MMH 작업형태를 포함하고 있다[3,8]. 이러한 MMH 작업은 지난 40여년간 인간공학을 비롯한 여러 관련분야에서 활발히 연구되어 왔으며, 이는 MMH 작업시 과도한 중량물의 취급, 작업과정에서 반복적으로 발생하는 몸통(Trunk)의 비틀림(Twisting), 구부림(Bending) 등이 요통(Low back pain:LBP)과 과도한 힘을 사용하므로써 발생하는 상해(Overexertion injury)를 유발하는 주원인으로 알려져 왔기 때문이다[3]. 미국에서 요통을 비롯한 근육골격질환(Musculoskeletal injuries)으로 인한 직접비용은 연간 \$200억에 달한다. 또한, 이와 관련된 간접 비용은 이것의 4배에 달할 것으로 추정되고 있다[7].

본 연구에서는 작업자의 요통발생 가능성과 기타 직업과 관련된 요통의 위험성을 평가하는데 가장 많이 사용되고 있는 L5/S1에 걸리는 Compressive force를 계산하는 모형들을 비교, 연구하고자 한다. 현재까지 Compressive force를 계산하는 모형이 다수 발표되어 있는 데, 그 대표적인 것으

로는 선형계획법을 이용하는 방법[1,9], EMG 신호를 이용하는 방법[4,5,6], 역학적 계산원리에 의한 방법[2]등이 있다. 본 연구에서는 이 중 Schultz et al.[9]에 의하여 제안된 선형계획법 이용 방법(이하 LP-based method), Bean et al.[1]의 중복 선형계획법 이용 방법(이하 Double LP-based method)와 Marras et al.[5]의 EMG를 이용하는 방법(이하 EMG-assisted method)의 세 가지 방법을 비교한다.

1.1 LP-based method

1981년에 Schultz et al.이 Static 상태에서 L3/L4에 걸리는 Compressive force와 Shear force를 선형계획법(Linear programming:LP)을 이용하여 계산하는 모형을 발표하였다. LP식에서 목적함수는 Compressive force를 최소화하는 것이며, 10개의 몸통관련 근육에 걸리는 3차원 공간상의 힘(Force)과 모멘트(Moment), 근육의 수축 강도(Contraction intensity)에 관한 식을 제약식으로 사용하였다.

1.2 Double LP-based method

Bean et al.이 제안한 모형으로 LP식을 두 번 푸는 모형이다. 첫번째 LP식에서는 모멘트 평형 조건과 근육 수축 강도에 관한 식을 제약식으로 하여, 최대 근육 수축 강도를 최소화한다. 두번째 식에서는 첫번째 식에서 구한 최대 근육 수축 강도를 이용하여 10개 근력(Muscle force)의 합을 최소화한다.

1.3 EMG-assisted method

Marras et al.은 10개의 몸통관련 근육에 대해 EMG 신호를 측정하여, 이를 근육의 Force-velocity relationship, Length-tension relationship, 각 근육이 낼 수 있는 단면적당 최대 힘과 Gain을 이용하여, 각 근육이 실제로 내는 힘을 계산하는 방법을 제시하였다. 이러한 각 근육의 힘을 이용하여 Schultz et al.이 제시한 식을 이용하여, L5/S1에 걸리는 Compressive force를 계산하였다.

II. 방 법

2.1 피실험자

과거에 요통질환을 경험한 적이 없는 두 명의 건강한 대학원 학생이 실험에 참여하였으며, 나이는 평균 만 25세, 체중 평균 62.5 kg, 신장 평균 170cm였다.

2.2 실험계획

수직이동거리(Vertical distance:V), 전두면(Frontal plane)상에서의 수평이동거리(Horizontal distance:H)와 작업물의 중량(Weight of load:W) 등의 세 가지의 변수를 독립변수로 사용하였으며, 수직이동거리는 바닥에서 72cm부터 128cm까지 세 수준, 수평이동거리는 36cm에서 66cm까지 세 수준, 그리고 작업물의 중량은 2.7kg에서 10.0kg까지 네 수준을 사용하였다. EMG 신호는 몸통관련 근육 중 6개 -Left and right erector spinae, Left and right external oblique, Left and right latissimus dorsi-에 대하여 측정하였으며, 샘플링 시간은 4초로 하였다. 외력(External force)과 외력으로 인한 모멘트(External moment)를 계산하는 데 필요한, 양쪽 팔, 몸통과 L5/S1의 3차원 좌표를 Expert Vision Motion Analysis System을 이용하여 측정하였다.

III. 결 과

3.1 분산 분석

본 연구에서 비교하고자하는 세 가지 Compressive force 계산 방법에 대한 분산분석 결과는 다음 표 1에 나와 있다. 표에서 보는 바와 같이 작업물의 중량은 세 방법 모두에서 유의하게 나타났으며($p < 0.01$), 수직이동거리와 수평이동거리는 EMG-assisted method에서만 유의하게 나타났다($p < 0.01, p = 0.022$). 그러나 LP-based method와 double LP-based method에서는 수직이동거리와 수평이동거리가 유의하게 나타나지 않았으며, 세 방법 모두에서 본 연구에서 사용한 실험변수간의 교호작용(Interaction effect)은 나타나지 않았다.

표 1. 분산분석 결과

Factor	Model	LP-based model			double LP-based model			EMG-assisted model		
		DF	F	P	DF	F	P	DF	F	P
V		2	2.33	0.109	2	1.33	0.276	2	14.16	0.000**
H		2	0.68	0.511	2	0.20	0.821	2	4.16	0.022*
W		3	20.34	0.000**	3	18.28	0.000**	3	8.51	0.000**
V*H		4	0.26	0.905	4	0.32	0.861	4	0.64	0.637
V*W		6	0.68	0.669	6	0.30	0.931	6	1.21	0.319
H*W		6	0.31	0.929	6	0.59	0.738	6	0.30	0.935

* : significant at $\alpha = 0.05$, ** : significant at $\alpha = 0.01$

3.2 수직이동거리

Compressive force 계산의 세 가지 방법에서의 각 수직이동거리 수준에 따른 Compressive force가 그림 1에 나와 있다. 그림에서 보는 바와 같이 LP-based method와 double LP-based method에서는 수직이동거리가 증가함에 따라 Compressive force가 약간 감소함을 보이고, EMG-assisted method에서는 거의 선형적으로 Compressive force가 증가하고 있다. 두 LP-based method에서 수직이동거리가 증가함에 따라 Compressive force가 오히려 감소한 것은 인양작업의 원점(Origin) 주위에서 외력(External force)이 최대가 되기때문이고, EMG-assisted method에서는 종점(Destination) 부근에서 근력이 최대로 나타나기 때문에 수직이동거리가 유의하게 나타난 것으로 생각된다.

3.3 수평이동거리

수평이동거리에 따른 L5/S1의 Compressive force는 그림 2에 나와 있으며, EMG-assisted method에서는 수직이동거리가 증가함에 따라 Compressive force가 선형적으로 증가함을 보이고 있다. 반면에 LP-based method에서는 수직이동거리에 따라 약간의 증가 추세를 보이고 있으나, double LP-based method에서는 증가하다가 감소하는 추세를 보이고 있어 LP를 이용한 방법에서는 일정한 경향을 보이고 있지 않고 있다.

3.4 작업물의 중량

작업물의 중량에 따른 Compressive force는 다음 그림 3에 나와 있으며, Compressive force를 계산하는 세 가지 방법 모두에서 작업물의 중량이 증가함에 따라 Compressive force가 증가함을 보이고 있다. 따라서 L5/S1의 Compressive force를 추정하는 데는 작업물의 중량이 가장 중요

한 요소라고 할 수 있다.

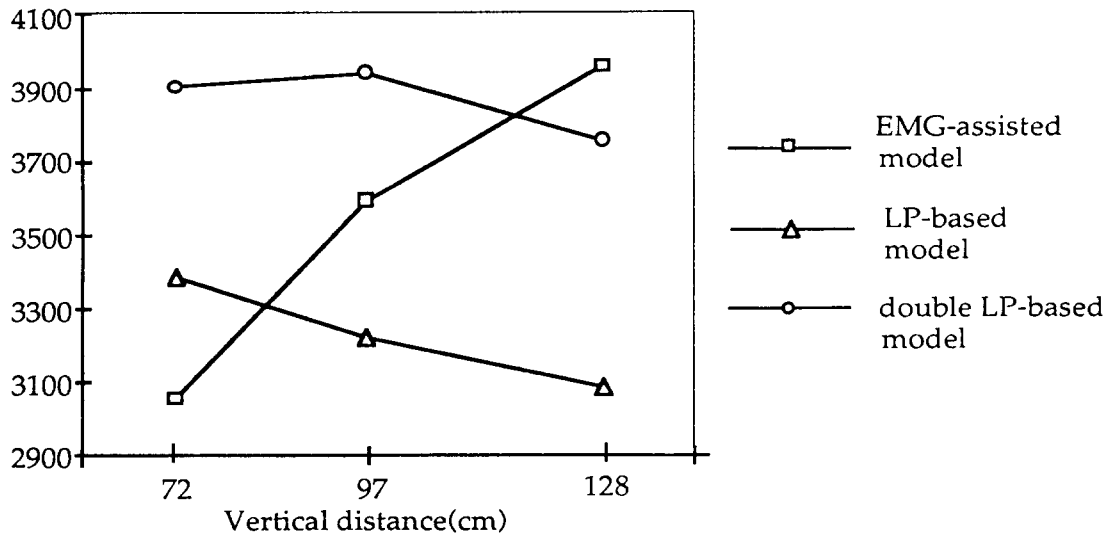


그림 1. 수직이동거리에 따른 L5/S1에 걸리는 Compressive force

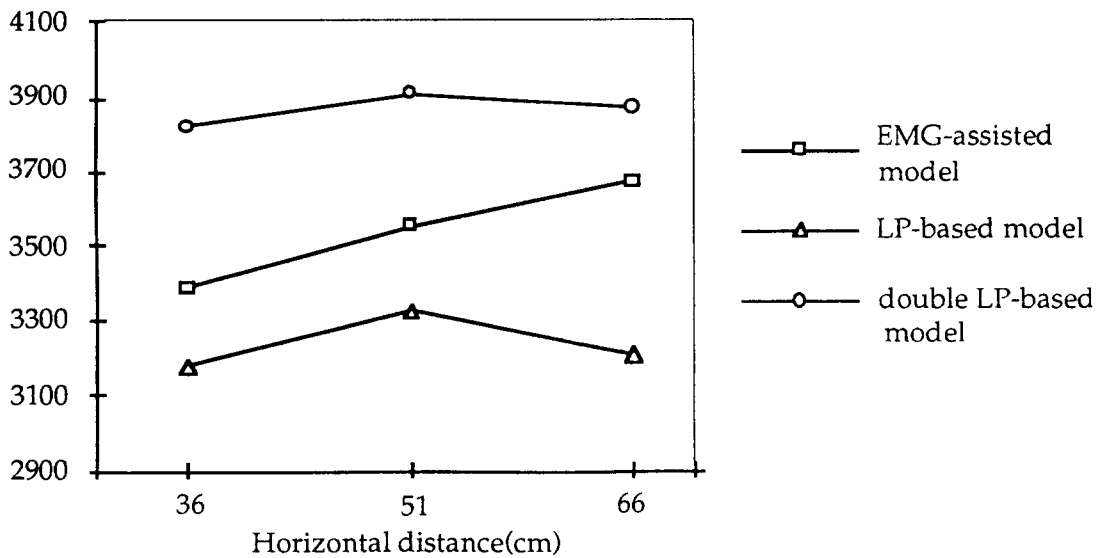


그림 2 수평이동거리에 따른 L5/S1에 걸리는 Compressive force

IV. 결론 및 추후 연구방향

본 연구에서 비교된 Compressive force의 세 가지 계산 방법 중 LP-based method와 double LP-based method 등의 선형계획법을 이용한 방법은 세 실험 변수 중 작업물의 중량만 제대로 반영하는 것으로 나타났다. 그리고 EMG-assisted method는 본 연구에서 선정된 실험요소를 통계

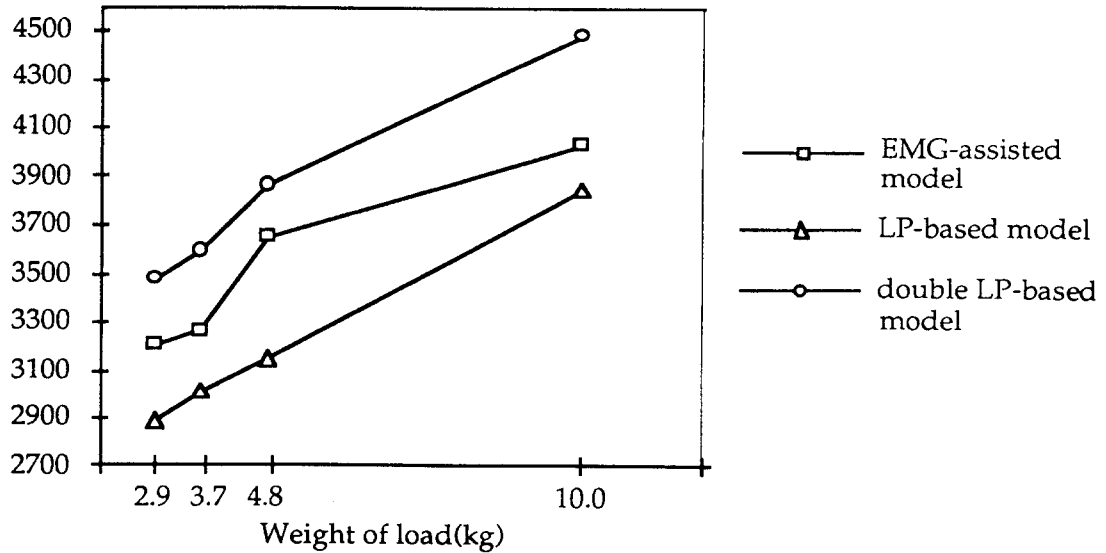


그림 3. 작업물 중량에 따른 L5/S1에 걸리는 Compressive force

적으로 유의하게 반영하고 있어, 다른 방법에 비해 우수한 것으로 나타났다. 따라서, 정확한 Compressive force의 예측과 요통질환의 위험 정도를 평가하기 위해서는 EMG값에 근거하여 각 근육이 실제로 내는 힘을 개선하는 방법을 통해 Compressive force를 추정하여야 할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 수직이동거리, 수평이동거리와 작업물의 중량 등의 세 실험 변수에 대해 피실험자의 정면에서 측면으로 중량물을 드는 작업의 Compressive force의 추정값에 대해서만 비교하였으나, 작업회수등의 작업전략, 다양한 작업 방법과 자세 등에 대한 비교, 연구가 수행되어야 할 것이다.

참고 문헌

- [1] Bean, J. C., Chaffin, D. B., and Schultz, A. B., 1988, Biomechanical model calculation of muscle contraction forces : a double linear programming method, *J. Biomechanics*, 21(1), 59-66.
- [2] Chaffin, D.B., and Andersson, G.B.J., Occupational Biomechanics, John Wiley & Sons, New York, 1991.
- [3] Cook, T. M., and Neumann, D. A., 1987, The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscle during load carrying by men and women, *Ergonomics*, 30, 1413-1423.
- [4] Granata, K. P., and Marras, W. S., 1993, An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions, *J. Biomechanics*, 26(12), 1429-1438.
- [5] Marras, W. S., and Sommerich, C. M., 1991, A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine : I. Model structure, *Human Factors*, 33(2), 123-137.
- [6] McGill, S. M., and Norman, R. W., 1985, Dynamically and statically determined low back moments during lifting, *J. Biomechanics*, 18, 877-885.

- [7] Mital, A., 1991, Design and analysis of multiple activity manual materials handling tasks, Industrial Ergonomics : Case studies(ed. Pulat, B. M., and Alexander, D. C.), McGraw-Hill, Inc.(New York), 29-40.
- [8] NIOSH, 1981, Work Practice Guide for Manual Lifting, NIOSH Technical Report No. 81-122, US Department of Health and Human Services, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati, OH.
- [9] Schultz, A. B., and Andersson, G. B. J., 1981, Analysis of loads on the lumbar spine, Spine, 6, 76-82.