

들기작업 설계와 평가를 위한 요천추의 Compressive Force 예측모형 비교연구

Comparison of Three Existing Methods for Predicting Compressive Force on the Lumbosacral Disc

기도형*, 정민근**

Dohyung Kee*, Min K. Chung**

Abstract

The main objective of this study is to compare three representative methods predicting compressive forces on lumbosacral disc : LP-based method, double LP-based method and EMG-assisted method. Two subjects simulated lifting tasks performed in the refractories industry, in which 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 and locations of load 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 LP-based model and the double LP-based model were only significantly affected by weight of load. In addition, lowly positive correlation was observed between compressive forces of the EMG-assisted model and lifting index(LI) of 1991 NIOSH lifting equation. From this results, it can be concluded that compressive forces on L5/S1 by the EMG-assisted method should be used as biomechanical criterion in order to evaluate risk of jobs precisely, and LI can not evaluate risk of lifting tasks fully.

* 계명대학교 산업공학과

** 포항공과대학교 산업공학과

1. 서론

인력운반작업(manual materials handling tasks:MMH 작업)은 산업현장이나 일상 생활에서 흔히 볼 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[3,10]. 이러한 MMH 작업은 지난 40여년간 인간공학을 비롯한 여러 관련 분야에서 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 사용함으로써 발생하는 상해(overexertion injury)를 유발하는 주원인으로 알려져 있기 때문이다 [3]. 미국에서 요통을 비롯한 근골격계 질환으로 인한 직접비용은 연간 \$200억에 달하며, 이와 관련된 간접비용은 직접비용의 4배에 달할 것으로 추정되고 있다[9]. 따라서 요통을 포함한 산업재해를 방지하기 위하여 MMH 작업을 인간공학적으로, 그리고 안전하게 설계하는 것이 도덕적인 관점이나 경제적인 관점에서 중요하다 하겠다. 작업장의 요통 재해 발생 가능성과 위험도를 평가하는데 사용되어 온 여러가지의 기준들(criteria) 중에서, 최대 back compression이라는 생체역학적 기준(biomechanical criterion)이 직업과 관련된 요통재해의 발생 위험성과 과도한 힘을 사용함으로써 발생하는 상해의 위험을 평

가하는 데 있어서 가장 좋은 기준으로 알려져 있다 [5]. 요통재해에 있어서 가장 중요한 허리(back) 부위로는 L4에서 S1까지이며, 현재까지의 연구결과도 주로 이 부위의 back compressive force를 계산하는 모형이 발표되어 있다. 현재까지 compressive force를 계산하는 모형이 다수 발표되어 있는 데, 그 대표적인 것으로는 선형계획법을 이용하는 방법[1,11], EMG 신호를 이용하는 방법[4,7,8], 역학적 계산원리에 의한 방법[2]등이 있다.

본 연구의 목적은 먼저 비대칭적 들기작업(asymmetric lifting task)에서의 세 가지의 compressive force 계산모형의 compressive force의 예측 능력을 비교하고자 한다. 본 연구에서는 여러가지 모형 중 Schultz 등[11]에 의하여 제안된 선형계획법 이용 방법(이하 LP-based method), Bean 등[1]의 이중 선형계획법 이용 방법(이하 Double LP-based method)과 Marras 등[7]의 EMG를 이용하는 방법(이하 EMG-assisted method)의 세 가지 방법을 비교한다. 두번째로 위 세 가지 모형들에서 계산된 compressive force와 1991 revised NIOSH lifting index(LI)와의 관계를 고찰한다. 미국의 NIOSH에서는 1981년에 들기작업에 관한 지침(lifting guidelines)을 발표하여 들기작업에 있어서 Action Limit(AL)과 Maximum Permissible Limit(MPL)을 제시하였다[10]. 그리고 다시 이를 보완하여 개정된 들기작업지침(revised NIOSH lifting guideline)을 1991년에 발표하여 기존의 AL과 MPL를 대신하는 RWL(Recommended Weight Limit)과 LI(Lifting Index)를 제시하였다[12]. 1981년의 들기작업 지침이 대칭적(symmetric) 작업에 국한된 것인 반면에 개정된 들기작업

지침은 비대칭적(asymmetric) 작업과 손잡이(coupling)의 상태를 포함하여 좀 더 일반적인 작업에 적용할 수 있게 하였다.

2. 요천추 compressive force 계산모형

2.1 LP-based method

1981년에 Schultz 등[11]이 정적(static) 상태에서 L3/L4에 걸리는 compressive force와 shear force를 선형계획법(linear programming: LP)을 이용하여 계산하는 모형을 발표하였다. LP식에서는 compressive force의 최소화를 목적함수로, L3/L4에 걸리는 3차원 공간상의 내력(internal force)과 내적 모멘트(moment)가 역학적으로 계산된 외력(external force)과 외적 모멘트와 같다는 조건과, 근육은 단위 면적당 일정한 힘 이상을 낼 수 없다는 근육의 수축 강도(contraction intensity)에 관한 식을 제약식으로 사용하였다. 내력과 내적 모멘트는 10개의 몸통관련 근육 -좌우천극근(left and right erector spinae), 좌우직복근(left and right rectus abdominus), 좌우내사근(left and right internal oblique), 좌우외사근(left and right external oblique), 좌우활배근(left and right latissimus dorsi)-이 내는 힘을 이용하여 계산하였다. 이 방법은 비대칭 작업에서의 근육의 coactivation 현상을 설명하지 못하며, 또한 정확한 근육 강도의 계산이 어려운 문제점이 지적되었다[1, 7].

2.2 Double LP-based method

위 LP-based method의 근육 강도의 설정이 어려운 문제점을 LP식을 두 번 푸는 것으로 해결한 것으로, Bean 등[1]이 제안한 모형이

다. 첫번째 LP식에서는 모멘트 평형 조건과 근육 수축 강도에 관한 제약을 제약식으로 하여, 최대 근육 수축 강도를 최소화한다. 그 식은 다음과 같으며, x_j 와 I 가 구해야할 미지수이다.

$$\text{Min } I$$

$$\text{s.t. } \sum_{j=1}^m a_{ij}x_j = b_i, i=1,2,3$$

$$d_jx_j \leq I, j=1,2,\dots,m$$

$$x_j \geq 0, j=1,2,\dots,m$$

여기서 a_{ij} : i 축의 j 번째 근육의 모멘트 거리(moment arm),

b_i : i 축의 외적 모멘트(external moment),

d_j : j 번째 근육의 단면적의 역수,

x_j : j 번째 근육의 힘,

I : 최대 근육강도,

m : 근육의 수.

두번째 식에서는 첫번째 식에서 구한 최대 근육 수축 강도 I^* 를 이용하여 10개 근력(muscle force)의 합을 최소화하며, 구해진 근력 x_j 를 이용하여 compressive force를 계산한다. 그 식은 다음과 같으며, 미지수는 x_j 하나뿐이다.

$$\text{Min } \sum_{j=1}^m x_j$$

$$\text{s.t. } \sum_{j=1}^m a_{ij}x_j = b_i, i=1,2,3$$

$$d_jx_j \leq I^*, j=1,2,\dots,m$$

$$x_j \geq 0, j=1,2,\dots,m$$

2.3 EMG-assisted method

Marras 등[7]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. 각 근육이 내는 힘을 계산하는 식은 다음과 같다.

$$\text{Force} = \text{gain} \times \text{EMG}/\text{EMG}_{\max} \times \text{V ratio} \times \text{L-S factor} \times \text{area},$$

여기서 Force = EMG와 연관된 근육의 근력,

gain = 단위 면적당 근육이 내는 최대 힘에 대한 요소,

EMG = 특정 시점의 EMG 신호의 크기 (amplitude),

EMG_{max} = 각 근육이 특정방향에서 낼 수 있는 최대힘,

V ratio = 근육의 Force-velocity 보정계수,

L-S factor = Length-strength 보정계수,

area = 각 근육의 단면적.

위와 같이 각 근육이 내는 힘을 이용하여 내력과 내적 모멘트를 먼저 계산하며, 이것이 외력, 외적 모멘트와 평균 5% 오차범위 내에서 각각 같게 되도록 gain을 잡는다. gain의 값이 정해지면 정확한 근육의 힘을 계산할 수 있고, 이를 다시 Schultz 등이 제시한 식에 대입하여, L5/S1에 걸리는 compressive force를 추정한다.

3. 방법

3.1 피실험자

과거에 요통관련질병(low back disorder)을 경험한 적이 없는 두 명의 건강한 대학원 학생이 실험에 참여하였으며, 나이는 평균 만 25세, 체중 평균 62.5 kg, 신장 평균 170cm였다.

3.2 실험계획

수직이동거리(vertical distance), 전두면(frontal plane)상에서의 수평이동거리(horizontal distance)와 작업물의 중량(weight of load) 등의 세 가지의 변수를 독립변수로 사용하였으며, 수직이동거리는 바닥에서 72cm, 97cm, 128cm의 세 수준, 수평이동거리는 36cm, 51cm, 66cm의 세 수준, 그리고 작업물의 중량은 2.7kg에서 10.0kg까지 네 수준을 사용하였다(표 1). 세 실험변수의 내용과 수준은 실제 내화벽돌 제조회사에서 행해지고 있는 벽돌 들기작업을 표현할 수 있고, 실험실 내에서 재현 가능한 것을 선택하였다. 실험요인과 이에 따른 실험장면은 그림 1에 나와 있다. EMG 신호는 몸통관련 근육 중 6개 -좌우 천극근, 좌우 외사근, 좌우 활배근-에 대해 측정하였으며, 샘플링 시간은 4초로 하였다. 6개의 측정근육의 L5/S1에서의 위치는 그림 2에 나와 있다. 대부분의 compressive force 예측 모형에서 L3/L4를 가로 지르는 10개의 몸통관련 근육을 사용하고 있으나, 이 중 좌우 내사근과 좌우 직복근의 4개 근육은 본 실험과 유사한 비대칭 들기작업에 대한 실험에서 활동이 거의 나타나지 않았기 때문에 본 연구에서는 제외하였다[6]. 외력(external

force)과 외력으로 인한 모멘트(external moment)를 계산하는 데 필요한, 양쪽 팔, 몸통과 L5/S1의 3차원 좌표를 Motion Analyzer System인 Expert Vision System을 이용하여 측정하였다. L5/S1, 양팔중심과 몸통의 무게 중심과 작업물의 무게 중심 등의 6개의 부위에 reflective marker를 부착하였다.

표 1. 실험변수의 내용과 수준

요 인	내용 및 수준
수직이동거리(V)	바닥 높이에서 종점(destination)까지의 작업물의 수직 이동거리, V = 72, 97, 128cm
수평이동거리(H)	전두면 상에서 작업물의 수평이동거리, H = 36, 51, 66cm
작업물의 중량(W)	내화벽돌의 무게, W = 2.7, 3.7, 4.8, 10.0kg

* 일반적으로 시상면(sagittal plane)상에서의 수평거리를 H'로 표시하므로 이와 구분하기 위하여 H를 사용함.

3.3 실험절차

피실험자는 바닥에 있는 벽돌을 실험조건에서 주어진 작업대 높이와 수평거리까지 들어올리며, 6개의 근육에 대한 EMG 신호와 인체의 각 지체와 벽돌의 무게중심의 위치는 Motion Analyzer System을 이용하여 동시에 컴퓨터 화일에 저장된다. 원점에서 벽돌은 피실험자의 정면으로 전방 55cm의 위치에 놓여져 있으며, 종점에서는 피실험자의 오른쪽 45° - 60° 사이의 정해진 수평거리 수준별로 위치된다. EMG 측정에는 Telemetry Polygraph(Sanei, 1990)를 사용하였으며, electrode 부착 시는 피부의 저항을 감소시키기 위한

준비작업으로 샌드페프 등으로 각질을 제거한 다음 알코올 거즈로 깨끗이 세척하여 저항 값이 50 kW이하가 되도록 하였다. EMG 신호는 잡음(noise)을 줄이기 위하여 아날로그 Butterworth 필터(밴드폭 30-360 Hz)를 이용하여 여과된 신호를 받았으며, 1024 Hz의 샘플링 주파수로 디지털 데이터로 변환하였다.

4. 결 과

EMG-assisted method에서 각 근육의 근력을 계산할 때 EMG 신호를 RMS(Root Mean Square)값으로 변환하여 사용하였다. Marras 등이 제시한 식을 이용하여 각 근육의 근력(muscle force)를 구한 다음, 이를 위에서 언급한 Schultz 등이 제시한 식에 대입하여 compressive force를 계산하였다. EMG 신호는 잡음(noise)에 대단히 민감하므로 이의 영향을 줄이고, 안정된 자료를 구하기 위하여 peak compressive force가 나타나는 점 주위의 전후 10개씩 취한 총 21개의 값에 대한 평균 값을 최대 compressive force로 사용하였다. 내화벽돌과 상지 지체(upper body segment)의 3차원 좌표 값을 이용하여 계산된 외력과 외적 모멘트는 LP-based method와 double LP-based method의 선형계획법의 우변상수로 사용되며, 또한 EMG-assisted method에서 gain 값을 조정하는 기준으로도 사용된다.

4.1 분산분석

본 연구에서 비교하고자하는 세 가지 compressive force 계산 방법에 대한 분산분석 결과는 다음 표 2에 나와 있다. 표에서 보는 바

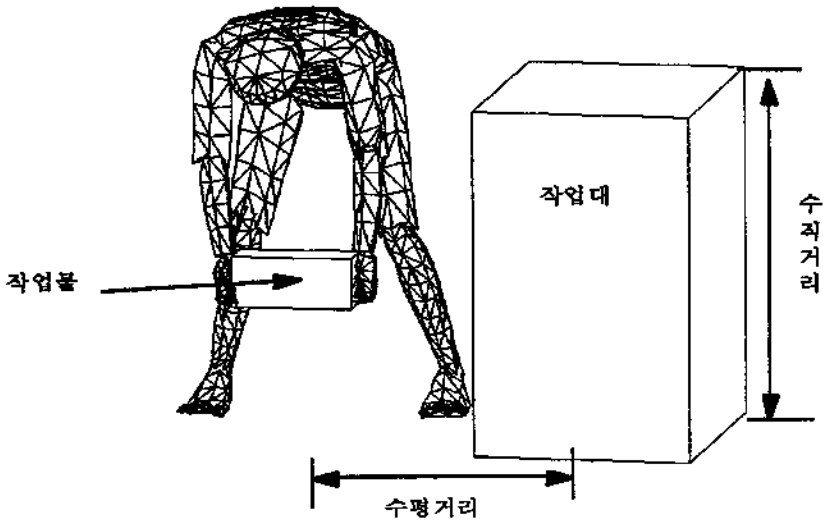


그림 1. 실험요인의 도시와 실험장면

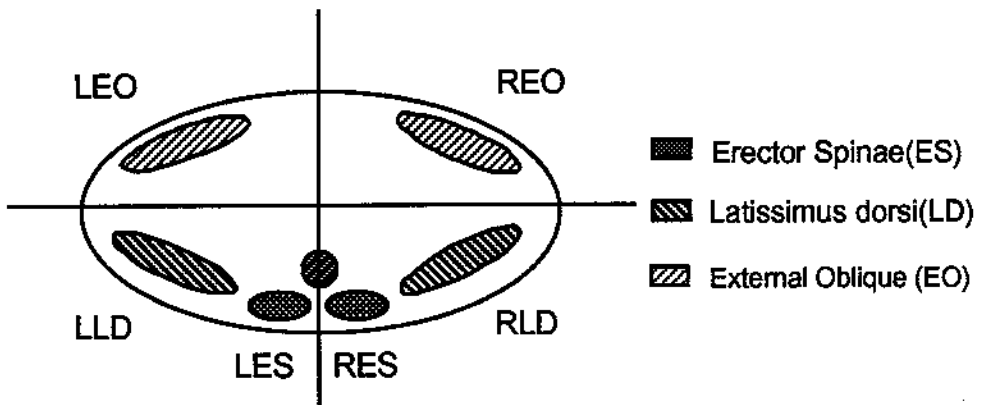


그림 2. 몸통을 L5/S1 수준에서 수평절단한 측정근육의 해부학적 위치

와 같이 작업물의 중량은 세 방법 모두에서 유의하게 나타났으며 ($p < 0.01$), 수직이동거리와 수평이동거리는 EMG-assisted method에서 유의하게 나타났다(각각 $p < 0.01$, $p = 0.022$). 그러나 LP-based method와 double LP-based method에서는 수직이동거리와 수평이동거리가 유의하게 나타나지 않았으며, 세 방법 모두에서 본 연구에서 사용한 실험변수

간의 교호작용의 영향은 (interaction effect)은 유의하게 나타나지 않았다.

4.2 수직이동거리

compressive force를 계산하는 세 가지 방법에서의 각 수직이동거리 수준에 따른 compressive force가 그림 3에 나와 있다. 그림에서 보는 바와 같이 LP-based method와 double LP-

표 2. 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 $\alpha=0.01$

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 들기작업의 원점(origin) 주위에서 외력(external force)이 최대가 되기 때문이고, EMG-assisted method에서는 종점(destination) 부근에서 근력이 최대로 나타나기 때문에 수직이동거리가 유의하게 나타난 것으로 생각된다. 정적인 상황에서는 어떠한 위치에서나 외력은 같고, 모멘트는 원점에서 작업물을 잡기 위해 몸통을 구부리고 있을 때가 모멘트 거리(moment arm)가 가장 길므로 모멘트가 최대가 된다. 따라서 LP를 이용한 방법에서는 원점에서 외력이 최대가 되므로, 본 연구에서 설정한 수직이동거리와 수평이동거리와는 무관하게 작업물의 중량에 의해서만 원점 부근에서 compressive force가 최대가 된다. 반면에 EMG를 이용한 방법에서는 실제 작업의 동적인 측면도 반영하고 있으므로 각 근

육의 최대 근력이 종점 가까이에서 나타나므로 수직이동거리와 수평이동거리에 따라 다르게 나타난 것으로 생각된다.

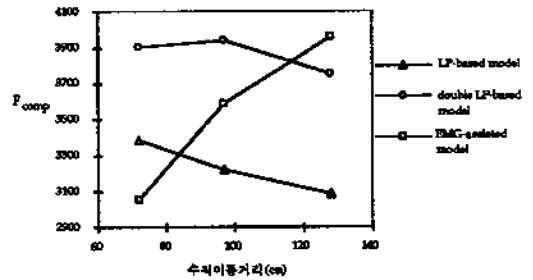


그림 3. 수직이동거리에 따른 L5/S1에 걸리는 compressive force (F_{comp}: compressive force on L5/S1)

4.3 수평이동거리

수평이동거리에 따른 L5/S1의 compressive force는 그림 4에 나와 있으며, EMG-assisted method에서는 수평이동거리가 증가함에 따라 compressive force가 선형적으로 증가함을 보이고 있다. 반면에 LP-based method에서는 수평이동거리에 따라 약간의 증가 추세를 보이

고 있으나, double LP-based method에서는 증가하다가 감소하는 추세를 보이고 있어 LP를 이용한 방법에서는 일정한 경향을 보이고 있지 않고 있다. 수평거리가 두 가지의 LP-based method에서 유의하게 나타나지 않은 것은 위에서 언급한 바와 같은 이유 때문이다.

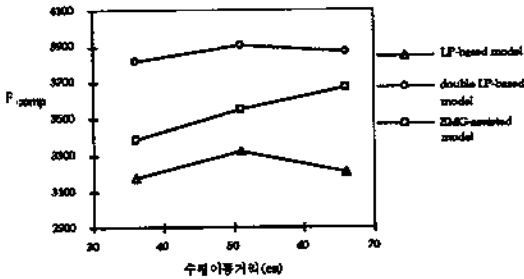


그림 4. 수평이동거리에 따른 L5/S1에 걸리는 compressive force
(F_{comp} : compressive force on L5/S1)

4.4 작업물의 중량

작업물의 중량에 따른 compressive force는 다음 그림 5에 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 중요한 요소라고 할 수 있다.

4.5 회귀모형

주어진 들기작업 조건 하에서 compressive force를 예측하기 위한 다중회귀분석을 실시하였으며, 분산분석에서 유의하게 나타난 변수를 독립변수로, 그리고 각 방법에서의 compressive force의 크기를 종속변수로 하였다. 각 compressive force 계산 방법에서의 회

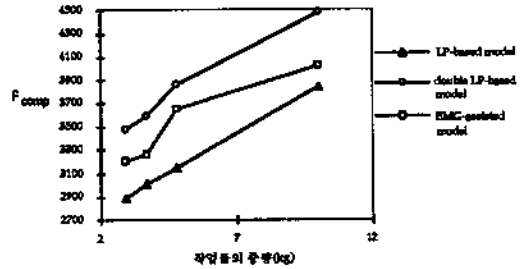


그림 5. 작업물의 중량에 따른 L5/S1에 걸리는 compressive force
(F_{comp} : compressive force on L5/S1)

귀식은 다음과 같으며, LP-based method에서 r^2 이 74.9%로 가장 크게 나타났다.

$$F_{comp} = 2541 - 130 \cdot W \quad (\text{LP-based model})$$

$$(r^2 = 74.9\%)$$

$$F_{comp} = 3098 + 140 \cdot W \quad (\text{double LP-based model})$$

$$(r^2 = 67.3\%)$$

$$F_{comp} = 661 + 16.9 \cdot V + 12.1 \cdot H + 110 \cdot W \quad (\text{EMG-assisted model})$$

$$(R^2 = 74.5\%)$$

여기서 F_{comp} = L5/S1의 compressive force.

4.6 상관관계분석

본 연구에서 수행한 36가지 실험조건에 대해 1991년 NIOSH가 제시한 LI를 계산하였으며, 그 값은 0.45에서 1.61까지 분포하였으며 평균은 0.85였다. 세 가지 compressive force 계산 모형과 LI 사이의 상관분석을 실시하였으며, 그 결과는 다음 표 3과 같다. 표에서 보

는 바와 같이, LP-based method에 의해서 계산된 compressive force와 double LP-based method의 compressive force간의 상관계수는 0.92로 높은 상관관계를 보였다($p < 0.01$). LI는 LP-based method의 compressive force와는 0.86($p < 0.01$), double LP-based method의 compressive force와는 0.82 ($p < 0.01$)의 상관계수로 높은 관계를 나타냈다. 그러나 EMG-assisted method의 compressive force와 LP-based method와 double LP-based method의 compressive force는 상관계수가 각각 0.34 ($p = 0.06$), 0.45 ($p = 0.01$)로 낮아 높은 상관관계를 보이지 않았을 뿐만 아니라, LI와도 상관계수가 0.56 ($p < 0.01$)으로 높은 상관관계를 보인다고는 할 수 없다. 다시 말하면, EMG를 이용하여 예측한 compressive force는 LP를 이용하여 계산한 compressive force와 1991 년의 NIOSH 들기작업 지침의 LI와는 상관 정도가 낮다고 할 수 있다.

표 3. 상관분석 결과

	LP	double LP	EMG	LI
LP	1.000 (0.0)	_____	_____	_____
double LP	0.92530 (0.0001)	1.000 (0.0)	_____	_____
EMG	0.33735 (0.0683)	0.44844 (0.0147)	1.0 (0.0)	_____
LI	0.85985 (0.0001)	0.81731 (0.0001)	0.55734 (0.0006)	1.0 (0.0)

* 여기서 LP : LP-based method, double LP : double LP-based method, EMG : EMG-assisted method를 나타내며, 괄호안의 수치는 p-value를 나타냄.

5. 토 의

그림 3에서 5가지에서 보는 바와 같이 두 가지의 LP를 이용하는 방법의 compressive force의 크기는 작업물의 중량에 영향을 받는 반면, EMG를 이용한 방법은 compressive force를 예측할 때 본 연구에서 설정한 세 가지의 실험변수, 즉 수직이동거리, 수평이동거리와 작업물의 중량을 통계적으로 유의하게 반영하고 있는 것으로 나타났다. 따라서 보다 정확한 L5/S1의 compressive force를 예측하기 위해서는 본 연구에서 다른 LP를 이용한 방법보다는 EMG-assisted method를 사용하여 할 것으로 생각된다.

분산분석에서 본 연구에서 설정한 세 가지 실험변수를 제대로 반영한 것으로 분석된 EMG-assisted method에 비해, 회귀분석시 LP-based method의 R²가 크게 나타난 것은 EMG가 잡음에 많은 영향을 받음을 나타내고 있다고 할 수 있다.

상관분석에서 LP-based method의 compressive force와 LI, 그리고 double LP-based method로 계산된 compressive force와 LI간의 상관계수가 각각 0.86, 0.82로 높게 나타난 본 연구의 결과는, Karwowski 등의 L5/S1의 최대 compressive force와 LI의 상관계수가 0.88이라는 연구결과와 일치하고 있다[5]. 그러나 EMG를 이용하여 계산한 compressive force와 LI는 상관계수가 0.56으로 낮게 나타났으며, 이는 1991년 개정된 NIOSH 들기작업 지침의 LI가 들기작업의 난이도와 요통해 등의 위험 정도를 제대로 평가하지 못하고 있다는 것을 의미한다고 하겠다. 이는 분산분석에서 EMG를 이용한 방법으로 예측된

compressive force는 수직이동거리, 수평이동거리와 작업물의 중량 등이 통계적으로 유의하게 나타났으며, 1991년 NIOSH 들기작업 지침에는 본 연구에서 설정한 수직이동거리와 작업물의 중량은 포함되어 있으나 수평이동거리는 포함되어 있지 않은 사실이 이를 뒷받침 해준다 하겠다. 개정된 NIOSH 지침에서는 시상면(sagittal plane) 상에서의 수평거리만 포함하고 있으며 [12], 본 연구와 같은 전두면 상의 수평이동거리를 비대칭 요소(asymmetric component)로 나타내고 있으나, 본 연구의 결과는 이러한 요소로는 완전하게 전두면 상의 수평거리의 영향을 반영하지 못함을 보이고 있다. 따라서 개정된 NIOSH 지침에서도 전두면 상의 수평거리 등의 다양한 작업상황을 반영하여야, 주어진 작업의 위험 정도를 좀 더 정확하게 평가할 수 있을 것으로 기대된다.

6. 결론 및 추후 연구방향

비교된 compressive force의 세 가지 계산 방법 중 EMG-assisted method는 LP-based method와 double LP-based method 등의 선형 계획법을 이용한 방법보다 세 가지 조건 - 수직이동거리, 전두면 상의 수평이동거리, 작업물의 중량 - 의 작업상황에서 다른 방법에 비해 우수한 것으로 나타났다. 따라서 정확한 compressive force의 예측과 요통 등의 요통 관련 질병의 위험 정도를 평가하기 위해서는, EMG-assisted method를 이용하여 compressive force를 추정하여야 할 것으로 생각된다.

본 연구에서는 수직이동거리, 수평이동거리와 작업물의 중량 등의 세 가지의 실험 변

수에 대해 피실험자의 정면에서 측면으로 중량물을 들어 옮기는 작업의 compressive force의 추정값에 대해서만 비교하였으나, 작업회수 등의 작업전략, 다양한 작업 방법과 자세 등에 대한 compressive force의 비교, 연구가 수행되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] Bean, J. C., Chaffin, D. B., and Schultz, A. B., Biomechanical model calculation of muscle contraction forces : a double linear programming method, *J. Biomechanics*, 21 (1), pp.59-66, 1988.
- [2] Chaffin, D.B., and Andersson, G.B.J., *Occupational Biomechanics*, 2nd ed., John Wiley & Sons, New York, 1991.
- [3] Cook, T. M., and Neumann, D. A., The effects of load placement on the EMG activity of the low back muscle during load carrying by men and women, *Ergonomics*, 30, pp.1413-1423, 1987.
- [4] Granata, K. P., and Marras, W. S., An EMG-assisted model of loads on the lumbar spine during asymmetric trunk extensions, *J. Biomechanics*, 26(12), pp. 1429-1438, 1993.
- [5] Karwowski, W., Caldwell, M., and Gaddie, P., Relationships between the NIOSH (1991) lifting index, compressive and shear forces on the lumbosacral joint, and low back injury incidence rate based on industrial field study, *Proc. of the Human Factors and Ergonomics Society 38th*

- Annual Meeting, pp.654-657, Nashville, Tennessee, 1994.
- [6] Kim, S.H., Chung, M.K., and Lee, W. G., The effects of task conditions on trunk muscular fatigue during dynamic lifting, Proc. of the Human Factors and Ergonomics Society 38th Annual Meeting, pp. 649-653, Nashville, Tennessee, 1994.
- [7] Marras, W. S., and Sommerich, C. M., A three-dimensional motion model of loads on the lumbar spine : I. Model structure, Human Factors, 33(2), pp.123-137, 1991.
- [8] McGill, S. M., and Norman, R. W., Dynamically and statically determined low back moments during lifting, J. Biomechanics, 18, pp.877-885, 1985.
- [9] Mital, A., 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, pp.29-40, 1991.
- [10] NIOSH, 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, 1981.
- [11] Schultz, A. B., and Anderson, G. B. J., Analysis of loads on the lumbar spine, Spine, 6, pp.76-82, 1981.
- [12] Waters, T., Puts-Anderson, V., Garg, A., and Fine, L., Revised NIOSH equation for the design and evaluation of manual lifting tasks, Ergonomics, 36(7), pp. 749-776, 1993.