

인체역학적 비용함수들의 Lifting 자세 예측도 비교

A Study on the Lifting Posture Predictivity of Biomechanical Cost Functions

최재호*, 박우진**, 정의승**

*대진대학교 산업공학과, **포항공과대학교 산업공학과

Abstract

Human posture prediction and motion simulation methods try to solve inverse kinematic problems using the optimization technique based on the concept of minimum principle. It is very important to select a cost function which reflects the human motion control mechanism in order to predict human posture accurately. In this study, lifting postures were predicted using the five biomechanical cost functions and compared with real human postures in order to evaluate the predictivities of the cost functions. The result showed that all the biomechanical cost functions used in this study could not predict lifting postures accurately. The cost function which minimizes the sum of joint moments showed the smallest mean prediction error, while the one which minimizes the MUR showed statistically better performance.

1. 서론

인간공학 분야에서는 오래 전부터 Manual Materials Handling(MMH) 작업시 인체에 부과되는 Stress를 평가하기 위해 인체역학적 모델들이 개발되었다. 그러나, 이를 위해서는 작업 자세에 대한 데이터를 실험적으로 측정하여야 하며, 이는 시간적, 경제적인 비용이 많이 소요되므로, 이론적으로 인간의 자세를 예측하기 위한 연구들이 수행되어 왔다 (Hsiang and Ayoub, 1994). 특히 MMH 작업시 작업자의 안전에 매우 중요한 영향을 미치는 요인인 Lifting 작업 자세를 예측하는 것은 MMH 작업설계에 매우 유용하게 사용되어질 수 있다. 그러나, 인간의 신체는 수백개의 자유도를 갖는 Redundant system 이기 때문에 자세를 예측하는 것은 매우 어려운 문제로 알려져 있다.

기존의 인체동작 예측은 주로 특정 비용함수들을 최적화하는 방법이 사용되었으며, 인체동작 예측을 위한 여러가지 비용함수들이 제시되었다. 특히 MMH 작업과 관련된 자세예측에는 인체역학적 비용함수들이 주로 사용되어져 왔다. 그러나 기존의 연구들이 제시한 여러가지 인체역학적 비용함수들의 예측도에 대한 평가가 미흡한 실정이며, 어떠한 비용함수가 인체의 동작을 얼마나 잘 예측할 수 있는지에 대해서도 연구가 미흡하다. 따라서, 본 연구에서는 기존에 제시된 인체역학적 비용함수들을 사용하여 Lifting 자세를 예측하고, 이들을 실제 자세와 비교하여, 각 비용함수들의 예측도를 비교, 평가하였다.

2. 최적화기법을 통한 동작 예측 연구

인간의 동작을 예측하기 위해 제시된 기존의 연구들은 주로 최적화(Optimality) 개념을 사용하였다. 인간 동작에서의 최적화 개념은 1961년 Nubar와 Contini의 'Minimal Principle'으로 처음 제시되었다. 이에 따르면, 인간은 자세나 동작을 취함에 있어 내부적인 비용함수를 가지고 있어서, 주어진 제약 조건내에서 이를 최소화 또는 최대화하는 방식으로 행동한다는 것이다. 따라서 인체의 동작원리를 반영하는 비용함수와 제약조건을 수리적으로 모델링하여, 이를 최적화 기법으로 해결하려는 노력이 계속되어 왔다.

Pedotti(1989)는 중추신경계의 복잡한 자료처리과정과 의사결정은 단순히 일어나는 것이 아니라 어떠한 Rule에 따라서, 즉 어떠한 목적을 이루기 위해 이루어지는 목표지향적인 활동이라고 하였다. Chow(1971)는 인간의 보행을 분석하기 위해 허리와 무릎에 걸리는 힘을 비용함수로 사용한 최적화 모델을 사용하였고 해를 구하기 위해 'Penalty Function Technique'을 사용하였다(Bazaraa, 1993). Muth(1976)는 Lifting시 발목 관절에 걸리는 Moment의 합을 최소화하는 비용함수를 사용하여 Lifting에 최적화 기법을 처음으로 도입하였다. 이 모델은 비선형(Nonlinear)비용함수와 비선형 제약식으로 구성되어 있고 'Relaxation Technique'과 'Slote and Stone equation'(Slote, 1963)을 사용하여 해를 구하였다. Seireg와 Arvikar(1975)는 보행시 근육 힘의 분배 문제를 해결하기 위하여 각 관절에 걸리는 Moment를 최소화하도록 LP(Linear Programming)로 수식화하였고, 이를 근전도(EMG) 신호의 경향(Pattern)과 비교하였다. Rohrer(1984)는 보행시 근육 힘(Muscle force)을 최소화하도록 하고 LP 알고리즘을 사용하여 각 관절에 걸리는 힘을 예측하였다.

Pedotti(1978)는 비용함수로 각 근육이 낼 수 있는 최대 힘과 실제로 내고 있는 힘의 비의 제곱의 합을 최소화하는 것($\text{Min. } \sum \left(\frac{\text{actual force}}{\text{max force}} \right)^2$)

을 제시하였다. Redfield(1986)는 자전거를 타는 사람을 모델링을 하였는데 관절에 걸리는 Moment와 근육에서 내는 힘을 비용함수로 사용하였다. Marshall(1985)는 정상적인 사람의 보행시 시간에 따른 무게중심(Center of mass)의 궤적과 Kinematic data(각도, 속도, 가속도)를 예측하기 위해 7가지의 비용함수를 사용하였다. 그 중 각 관절에 걸리는

Moment, 각 관절에 걸리는 힘의 합, Jerking 동작을 최소화하는 비용함수가 모델에 적합한 것으로 나타났다. Byun(1994)은 Minimum Energy Expenditure, Minimum Back Compression Force, Minimum Perceived Stress Level, Minimum Stress Level 의 4 가지 비용함수를 사용하여 Lifting 자세를 simulation 하였으며, 비선형 최적화 문제를 해결하기 위하여 Incrementation Method 를 사용하였다. Lee(1988)와 Hsiang (1992)은 2 차원 인체모델을 이용하여 Lifting 작업을 시뮬레이션하였으며, 각 관절에 걸리는 Moment 의 최대값과 실제로 관절에 작용하는 Moment 의 비인 Muscular Utilization Ratio(MUR)의 제곱을 최소화하는 비용함수를 사용하였다. 최적화 기법으로는 Lee(1988)가 Dynamic Programming 을, Hsiang(1992)은 Generalized Reduced Gradient Method 를 이용하였다. Kee(1993)는 Reach 동작의 3 차원 시뮬레이션을 구현하기 위하여, Redundant Manipulator 의 해법 중 하나인 Resolved Motion Method 를 사용하였으며, Joint Range Availability 를 비용함수로 사용하였다. Choe(1995)는 Reach 동작의 시뮬레이션을 위해 Psychophysical Discomfort 를 반영하는 비용함수를 제시하였다.

3. 비용함수(Cost Function)

Minimum Principle 에 기반을 둔 자세예측의 정확성은 비용함수와 제약조건식을 얼마나 인간의 동작원리에 가깝게 모델링하는가에 달려있다. 기존 연구들의 경우 인체역학적, 생리학적, 심물리학적 비용함수등이 제시되었으나, 주로 인체역학적인 비용함수를 많이 사용하였다. 본 연구에서는 기존에 제시된 인체역학적인 비용함수들 중 다음과 같은 5 개를 사용하여 Lifting 자세를 예측하였다.

관절에 작용하는 Moment 의 합

$$\text{Min. } \sum_j M_j$$

M_j : j 관절에 작용하는 Moment

관절에 작용하는 Moment 제곱의 합

$$\text{Min. } \sum_j (M_j)^2$$

M_j : j 관절에 작용하는 Moment

Muscular Utilization Ratio(MUR)의 합

$$\text{Min. } \sum_j \frac{M_j}{S_j}$$

M_j : j 관절에 작용하는 Moment
 S_j : j 관절이 낼수 있는 최대 Moment

Muscular Utilization Ratio(MUR)제곱의 합

$$\text{Min. } \sum_j \left(\frac{M_j}{S_j} \right)^2$$

M_j : j 관절에 작용하는 Moment
 S_j : j 관절이 낼수 있는 최대힘

각 Joint 에서 낼 수 있는 최대 힘 S_j 는 Stobbe(1982)의 자료를 사용하였다.

Hip 관절에 작용하는 Moment

$$\text{Min. } M_{Hip}$$

M_{hip} : Hip 관절에 작용하는 Moment

4. Modelling

4.1 제약식

Lifting 의 동작의 예측을 위하여 다음과 같은 사항을 제약조건에 포함하였다.

Range of Motion(ROM)

각 Joint 가 움직일 수 있는 각도의 범위를 제약식으로 사용하였다. 관절이 움직일 수 있는 범위는 Harman(1991)의 자료를 이용하였다.

Kinetic 제약

Lifting 이 일어나는 동안 각 Joint 에 걸리는 Moment 는 각 Joint 에서 낼 수 있는 최대 Moment 를 넘어 갈 수 없다. 각 Joint 에서 낼 수 있는 최대 Moment 는 Stobbe(1982)의 자료를 사용하였다.

Body Balance

Lifting 을 수행하는 동안 넘어지지 않도록 몸의 중심을 유지해야 하며, 이를 위해서 Byun(1991) 이 제시한 Body balance 조건을 제약조건으로 사용하였다.

4.2. Whole Body Model

자세예측을 위하여 인체를 Lower Leg, Upper Leg, Trunk, Upper Arm, Lower Arm 의 5 개 Link 로 구성된 2 차원 Open Kinematic Chain 으로 모델링하였으며, 모든 Joint 는 Revolute Joint 로 가정하였다. Link 간의 기구학적 관계는 D-H(Denavit-Hartenberg) Notation 을 사용하여 정의하였으며, 그 Parameter 들은 표 1 과 같다. 그림 1 는 인체의 2 차원 모델을 나타낸 것이다. 자세예측시 필요한 입력자료는 Ankle Joint 에 대한 Hand 의 상대적 위치와 들고 있는 Load 의 무게이다. Link 의 무게는 Webb Associates(1978)의 자료를, Link 의 무게 중심 분포

는 Dempster(1955)의 자료를 사용하였다.

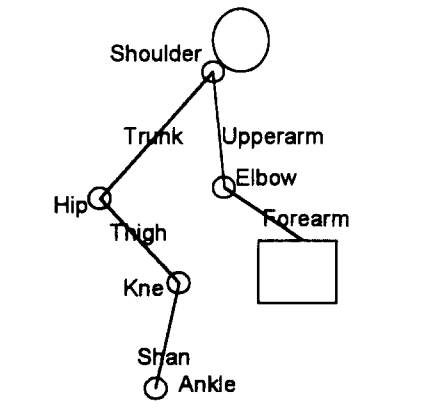


그림 1. 인체의 2 차원 모델

표 1. Link Parameters

| Link | α_i | a_i | d_i | θ_i |
|------|------------|-------|-------|------------|
| 1 | 0 | 0 | 0 | θ_1 |
| 2 | 0 | l_1 | 0 | θ_2 |
| 3 | 0 | l_2 | 0 | θ_3 |
| 4 | 0 | l_3 | 0 | θ_4 |
| 5 | 0 | l_4 | 0 | θ_5 |
| 6 | 0 | l_5 | 0 | 0 |

- l1: Lower leg length
- l2: Upper leg length
- l3: Trunk length
- l4: Upper arm length
- l5: Lower arm length

4.3 최적해를 찾는 방법

본 연구에서는 Nonlinear 형태의 비용함수와 제약식으로 표현된 문제의 최적해를 찾기 위하여 Incrementation Method 를 사용하였다. 이는 Enumeration Approach 이므로 결정변수(Decision Variables)가 늘어남에 따라 문제해결에 걸리는 시간이 증가하는 단점이 있으나, 어떠한 복잡한 형태의 문제도 Global Optimum 을 찾을 수 있다.

5. 실험

본 연구에서는 모델에 의해 예측된 자세의 정확도를 평가하기 위하여 실험을 실시하였다. 피 실험자는 관절계통의 병력이 없는 대학생을 선정하였다. Lifting 높이는 현장에서 흔히 일어날 수 있는 Lifting 작업 조건인 바닥에서 Knuckle 높이, 바닥에서 어깨 높이, Knuckle 높이에서 어깨높이 세 수준으로 하였다. 각 높이에서 Maximum Acceptable Weight of Load(MAWL)을 측정하여, 100% MAWL 과 50% MAWL 두개의 무게수준에 대해 실험을 수행하였다. Lifting 자세는 Expert Vision 동작분석시스템을 사용하여 측정하였다.

6. 결과

한가지 실험조건에서 물체를 들어올리기 직전과 Lifting 을 마친 최종 자세, 그리고 이들의 중간지점의 세가지 손의 위치에 대해서 자세예측을 실시하였다. 세가지 높이, 두가지 무게와 각각에서 세지점의 총 36 개 데이터에 대하여 예측자세와 실제 자세를 비교하였다. 앞에서 기술한 5 개의 인체 역학적 비용함수를 사용하여 예측한 5 개 관절의 각도와 실험을 통해 측정된 관절각의 평균 차이를 그림 2 에 제시하였다. 각 비용함수의 예측도를 통계적으로 검증하기 위하여 5 개 관절각에 대한 예측치와 실측치에 대해 Pairwise t-test 를 수행하였으며, 각 t-test 결과의 P-value 를 표 2 에 정리하였다.

[표 2] Joint angle 에 대한 Pairwise t-test

| | ankle | knee | hip | shoulder | elbow |
|--------------------|--------|--------|--------|----------|--------|
| M/S | 0.287* | 0.350* | 0.000 | 0.000 | 0.267* |
| (M/S) ² | 0.009 | 0.029 | 0.000 | 0.000 | 0.792* |
| M | 0.000 | 0.029 | 0.003 | 0.000 | 0.000 |
| M ² | 0.476* | 0.409* | 0.038 | 0.000 | 0.000 |
| M(hip) | 0.000 | 0.030 | 0.411* | 0.000 | 0.004 |

*: 유의수준 0.05 에서 차이 없음

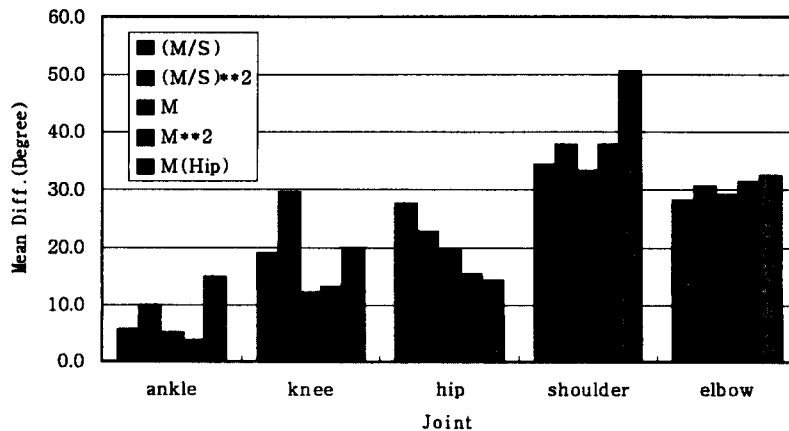


그림 2. 예측치와 실측치의 평균차이

7. 결 론

본 연구에서는 기존에 제시된 5 가지의 인체 역학적 비용함수들을 사용하여 Lifting 자세를 예측하고, 실험을 통해 실측된 자세와 비교 평가하였다. 결과에 제시한 바와 같이 비교된 비용함수들간의 예측도의 차이는 크게 나타나지 않았다. 평균 예측 오차에서는 관절에 작용하는 Moment 합을 최소화 하는 것이 상대적으로 오차가 적게 나타났으나, 통계적인 면에서는 MUR 합이 나은 것으로 나타났다. 본 연구결과 기존에 제시된 인체역학적 비용함수들은 인체의 동작을 정확히 예측하는데 한계가 있는 것으로 생각되며, 이는 인간의 동작이 역학적인면 만으로는 설명될 수 없기 때문이라고 여겨진다. 따라서, 동작예측을 위해서는 역학적인면 외에 좀더 다양한 측면에서의 비용함수의 개발에 대한 연구가 필요하다고 생각된다.

참고문헌

- Ayoub, M.M.,(1994)** "Biomechanics of manual materials handling through simulation", *proceedings of the 3rd Pan-Pacific conference on occupational ergonomics*, 376~380.
- Byun, S.N. and Herrin, G.D. (1994).** A simulation study for posture prediction: a multivariate biomechanical model development for manual materials handling tasks. *Proceedings of The 3rd Pan-Pacific Conference on Occupational Ergonomics*, 341-345.
- Choe, J. (1995).** A reach posture prediction model based on psychophysical discomfort. unpublished Ph.D. thesis, POSTECH.
- Hsiang, S.M. and Ayoub, M.M. (1994).** Development of methodology in biomechanical simulation of manual lifting. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 13, 271-288.
- Hsiang, M.S. (1992).** Simulation of manual materials handling, unpublished Ph.D. thesis, Texas Tech University.
- Kee, D.H. (1993).** Development of an expert system for ergonomic workplace design and evaluation, unpublished Ph.D. thesis, POSTECH.
- Lee, Y.H.T. (1988).** Optimization approach to determine manual lifting motion, unpublished Ph.D. thesis, Texas Tech University.
- Nubar, Y. and Contini, R. (1961).** A minimal principle in biomechanics, *Bulletin of Mathematical Biophysics*, 23, 377-391
- Pedotti, A., Crenna P., Deat, A., Frigo, C. and Massion J.(1989),** "Postural Synergies in Axial Movements: Short and Long-term Adaptation.", *Exp. Brain Research*. 74, pp. 3~10.
- Rohrle, H., Scholten, R., Sigolotto, C., Sollbach, W. and Kellner, H.(1984),** "Joint forces in the human pelvis-leg skeleton during walking", *Journal of Biomechanics*, Vol. 17, No. 6, pp. 409~424.