

동작 자세 예측을 위한 2-지체 몸통 모델

정의승¹ · 임성현²

¹고려대학교 산업공학과 / ²포항공과대학교 산업공학과

A Two-segment Trunk Model for Reach Prediction

Eui S. Jung¹ · Sunghyun Lim²

In this research, a reach posture prediction based on a two-segment trunk model was made. Recently, reach posture prediction models have used inverse kinematics to provide a single posture that a person naturally takes, with a single segment trunk model that had some shortcomings. A two-segment trunk model was first developed with two links; pelvis link and lumbar-thoracic link. The former refers to the link from the hip joint to L5/S1 joint while the latter does the link from L5/S1 to the shoulder joint. Second, a reach prediction model was developed using the two-segment trunk model. As a result, more reliable equations for two-segment trunk motion were obtained, and the lean direction which refers to the movement direction of the trunk was not found to have a significant effect on the two-segment trunk motion. The results also showed that the hip joint is more preferred over L5/S1 to serve as a reference point for trunk models and the reach prediction model being developed predicted the real posture accurately.

1. 서론

오늘날 컴퓨터의 발달과 소비자 요구의 다양화에 따라 디자인 단계에서 SAMMIE나 Safework 등의 인간공학적 평가 모델들을 많이 사용하고 있다(Kee, 1993). 이러한 인간공학적 평가 모델들은 컴퓨터 기술을 응용하여 3차원 인체 모델과 CAD 기술을 통합한 것으로, 신속하고 경제적이며 정확한 평가와 분석을 가능하게 하는 장점이 있다. 인간공학적 평가 모델을 이용하여 Reach, Visibility, Clearance, 동작범위 등의 평가들이 이루어지는데, 이 중 Reach는 작업장의 대부분 작업의 근간이 되므로 가장 중요한 요소 중의 하나로 간주된다. 따라서, 인간공학적 평가 모델이 보다 효과적으로 이용되기 위해서는 작업장에서 실제 작업자가 취하는 자세를 예측할 수 있는 동작 자세 예측 모델(Reach Posture Prediction Model)의 개발이 필수적이다(신용탁, 정의승, 1998).

Reach는 공간상의 특정한 점이나 조종 장치에 손이나 발을 닿기 위해 상체 혹은 하체를 위치시키는 것으로(Snyder, *et al.*, 1972), 사람의 경우 자세 결정에 필요한 자유도보다 많은 자유도를 가지고 있으므로 공간상의 임의의 점에는 무한개의 다른 자세가 나오게 된다. 따라서 이러한 무한개의 자세 중 제약 조건에 적합한 하나의 자세를 결정하는 알고리즘이 필요하게 된다(Case, *et al.*, 1990).

기존의 인간공학적 평가 모델에서 주로 사용되고 있는 방법은 경험적(Heuristic) 알고리즘을 이용하여 자세를 결정하였으며(Kee, 1993), 이 자세는 사람의 실제 자세와 유사한 자세라고

할 수 없고, 단지 Reach를 할 수 있는지 여부만을 알 수 있다(Porter, *et al.*, 1990).

이에 따라 최근에는 Robot Kinematics의 개념인 Inverse Kinematics를 이용하여 자세를 예측하고 있다(신용탁, 정의승, 1998; Choe, 1995; Jung, *et al.*, 1995; Jung and Kee, 1996; Kee, 1993; Zhang and Chaffin, 1997). 하지만, Inverse Kinematics를 이용한 기존의 연구에서는 몸통을 하나의 지체로 모델링하고 있어 몇 가지 단점을 가지고 있다.

Hip Joint를 기준으로 몸통을 하나의 지체로 모델링한 경우(신용탁, 정의승, 1998; Jung, *et al.*, 1995), 몸통의 길이인 Hip Joint에서 어깨까지의 높이의 인체 측정치와 실제 편히 앉은 자세에서의 Hip Joint에서 어깨까지의 높이와 차이가 발생하는 단점이 있다.

또한 L5/S1을 기준으로 몸통을 하나의 지체로 모델링한 경우(Choe, 1995; Jung and Kee, 1996; Kee, 1993; Zhang and Chaffin, 1997)에는 모델의 Reference Point인 L5/S1이 Reach를 함에 따라 고정되지 않고 움직이게 되는 단점이 있을 것으로 추정된다. 따라서 동작 자세 예측을 위한 몸통 모델은 단지체 모델보다는 다지체 모델이 보다 적합한 것으로 판단된다.

다지체 몸통 모델에 관해 살펴보면, Anderson *et al.*(1986)은 Lifting 자세에 관하여 2-지체 몸통 모델을 제안하고, 몸통 굴곡(Flexion) 각도, 무릎 Flexion 각도, 손에 든 무게에 따른 Pelvis Link의 Flexion 각도와 Lumbar-thoracic Link의 Flexion 각도를 예측하는 방정식을 개발하였다. 하지만 이들의 연구는 몸통 Flexion이 일어나는 Sagittal 평면의 자세에만 제한된 것이어서 몸통 Flexion과 Lateral Bending이 동시에 일어나는 Reach에 적용하는

것은 부적절하다고 판단된다.

컴퓨터 그래픽스 부문에서도 다지체 몸통 모델(Monheit and Badler,1991)을 개발하였으나, 이 모델은 Heuristic 알고리즘을 이용한 Animation에서의 다지체 몸통 모델로 동작 자세 예측 모델에 적용하는 것은 역시 부적절하다고 판단된다.

Hobson et al.(1992)에 의하면 몸통 Flexion이 30도 일어남에 따라 Pelvis가 약 8도 Flexion하고, 몸통이 15도 Lateral Bending함에 따라 Ischial Tuberosities가 약 15mm 이동한다고 한다. 즉, 몸통의 움직임에 따라 Pelvis도 고정되어 있지 않고 움직이며, Pelvis의 움직임 정도는 몸통의 움직임과 동일하게 일어나지 않는 것을 알 수 있다.

따라서 본 연구에서는 몸통을 Hip Joint에서 L5/S1까지의 Pelvis Link와 L5/S1에서 어깨까지의 Lumbar-thoracic Link의 두 Links로 나누어 몸통 Flexion과 Lateral Bending을 모두 고려한 2-지체 몸통 모델을 개발하고, 이 결과를 Inverse Kinematics에 적용하여 새로운 동작 자세 예측 모델을 개발하는 것을 목적으로 한다.

2. 연구 방법

2.1 2-지체 몸통 모델

본 연구에서는 몸통의 Flexion과 Lateral Bending을 모두 고려하여 다음과 같은 가설을 바탕으로 <그림 1>과 같이 몸통을 모델링하였다.

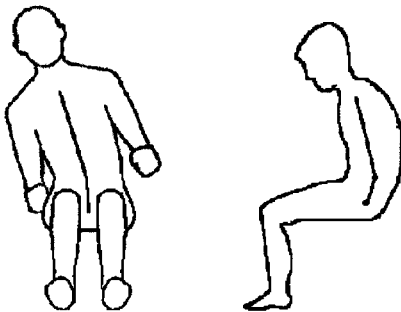


그림 1. 2-지체 몸통 모델.

- 몸통은 Pelvis Link와 Lumbar-thoracic Link의 두 지체로 나뉜다. Pelvis Link는 Hip Joint(Greater Trochanter)에서 L5/S1까지의 지체이고, Lumbar-thoracic Link는 L5/S1에서 Sternum까지의 지체이다.
- Reach 동작시 몸통 모델의 Reference Point인 Hip Joint는 움직이지 않는다.
- Reach 동작시 각 몸통 두 지체의 길이는 일정하다.
- Reach 동작시 몸통의 Rotation은 최소화된다.

L5/S1의 위치는 CT 촬영 등의 해부학 자료를 바탕으로 결정

하였다. CT 촬영에 의하면 Iliac Crest의 위치가 L4/L5 Disc 위치와 일치하고(한만청, 김주완, 1989), Snyder et al.(1972)에 의하면 L4/L5 Disc 중심에서 L5/S1 Disc 중심까지의 거리가 약 3.66cm이라고 한다. 따라서 본 연구에서는 Iliac Crest에서 3.66cm 아래, 몸통의 중간 지점으로 L5/S1 위치를 결정하였다.

2.1.1 몸통 움직임에 따른 Pelvis Link 회전

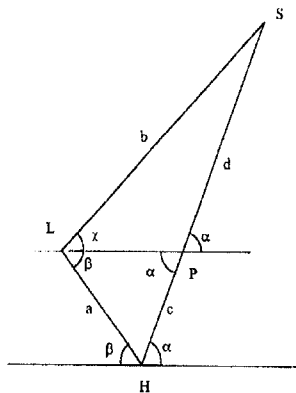
몸통 움직임에 따른 Pelvis Link의 회전(flexion/lateral bending) 정도는 다음과 같이 구하였다. 먼저 편히 앉은 자세에서 양쪽 Hip Joint, L5/S1, 어깨에 6개의 Marker를 부착하고, 좌표 측정 시스템을 이용하여 몸통을 움직일 때 각 Marker의 좌표를 측정한 후, 양쪽 Marker의 중점을 구해 몸통 움직임에 따른 Hip Joint, L5/S1, Sternum의 위치를 구하였다

이를 바탕으로 몸통 Flexion, Lateral Bending의 각도와 Pelvis Link의 Flexion, Lateral Bending의 각도를 다음과 같이 정의하고, 몸통 Flexion, Lateral Bending 각도에 따른 Pelvis Link의 Flexion, Lateral Bending 각도에 대한 관계식을 구하였다.

- 몸통 Flexion 각도 : Saggital 평면에서 Hip Joint와 Sternum을 연결한 선과 Hip Joint에서의 수직선과 이루는 각도 (Anderson, et al., 1986; Jung and Kee, 1996)
- 몸통 Lateral Bending 각도 : Frontal 평면에서 Hip Joint와 Sternum을 연결한 선과 Hip Joint에서의 수직선과 이루는 각도 (Hobson and Tooms, 1992)
- Pelvis Flexion 각도 : Saggital 평면에서 Hip Joint와 L5/S1을 연결한 선과 Hip Joint에서의 수직선과 이루는 각도 (During, et al., 1985)
- Pelvis Lateral Bending 각도 : Frontal 평면에서 Hip Joint와 L5/S1을 연결한 선과 Hip Joint에서의 수직선과 이루는 각도

2.1.2 몸통 움직임에 따른 Lumbar-thoracic Link 회전

Reach 동작시 몸통과 Pelvis Link, Lumbar-thoracic Link는 <그림 2>에서 보는 바와 같이 삼각형을 이루게 되므로, 몸통 움직임에 대한 Lumbar-thoracic Link의 회전(flexion/lateral bending) 각도()는 몸통 움직임에 대한 Pelvis Link의 회전 각도 관계식과 삼각형의 sin 공식을 이용하여 식 (1), (2)와 같이 구하였다.



- 단,
- α : 몸통 회전 각도
 - β : Pelvis Link 회전 각도
 - χ : Lumbar-thoracic Link 회전 각도
 - a: Hip Joint에서 L5/S1까지 거리
 - b: L5/S1에서 Sternum까지 거리
 - P: Hip Joint와 Sternum을 이은 선과 L5/S1 높이의 수평선과 만난점
 - c: Hip Joint에서 P까지 거리
 - d: (몸통의 길이) - c

그림 2. Lumbar-thoracic Link 회전 관계.

$$c = a \frac{\sin \beta}{\sin \alpha} \quad (1)$$

$$\chi = \sin^{-1} \left(\frac{d}{b} \sin \alpha \right) \quad (2)$$

2.1.3 몸통 움직임 방향(Lean Direction)

Reach 동작시 몸통의 움직임은 몸통 Flexion과 Lateral Bending만이 일어나는 것이 아니고, 이들이 복합적으로 일어나게 된다. 따라서 몸통의 움직임을 보다 명확히 분석하기 위해 Lean Direction을 <그림 3>에서 보는 바와 같이 몸통 Flexion만 하는 경우를 Lean Direction 0도, 몸통 Lateral Bending만 하는 경우를 Lean Direction 90도로 정의하였다.

Lean Direction이 30도나 60도로 몸통이 움직일 경우에는 몸통 Flexion과 Lateral Bending이 동시에 일어나게 되므로, Euler's Angle(Craig, 1989)을 이용하여 몸통 Flexion 각도와 Lateral Bending 각도를 다음과 같이 정의하였다.

임의의 점 $X=[x,y,z]^T$ 를 원점을 기준으로 몸통 Flexion 도, Lateral Bending 도 하였을 때 좌표 $X'=[x',y',z']^T$ 는 식 (3)과 같으며, 몸통 Flexion과 Lateral Bending이 0도일 때 Hip Joint 기준의 Sternum 위치는 몸통 길이가 z일 경우 $[0,0,z]^T$ 이다. 이를 식 3에 대입하여 몸통 Flexion 각도(α)와 Lateral Bending 각도(β)를 식 (4), (5)와 같이 구하였다.

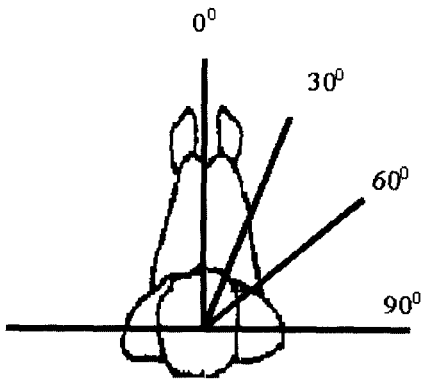


그림 3. Lean Direction.

$$\begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ \sin \alpha \sin \beta & \cos \alpha & -\sin \alpha \cos \beta \\ -\cos \alpha \sin \beta & \sin \alpha & \cos \alpha \cos \beta \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} \quad (3)$$

$$\alpha = \tan^{-1} \left(-\frac{y'}{z'} \right) \quad (4)$$

$$\beta = \sin^{-1} \left(\frac{x'}{z} \right) \quad (5)$$

2.2 실험 방법

본 연구는 크게 세 가지 실험으로 나뉜다. 첫 번째 실험은 몸

통 Flexion과 Lateral Bending에 따른 Pelvis의 회전(flexion/lateral bending)과의 관계를 알아보는 것으로, 몸통 Flexion이 Pelvis Flexion에 미치는 영향과 몸통 Lateral Bending이 Pelvis Lateral Bending에 미치는 영향을 각각 알아보는 것이다. 하지만, Reach에서 몸통의 움직임은 단순히 Flexion, Lateral Bending만 일어나는 것이 아니고 이 두 가지가 복합적으로 일어나게 된다. 따라서 몸통 Flexion과 Lateral Bending이 복합적으로 일어날 때 첫 번째 실험 결과가 변화하는지 알아보기 위해 두 번째 실험을 실시하였다. 마지막으로 2-지체 몸통 모델을 적용한 동작 자세 예측 모델의 검증에 대해 Reach 동작시 각 Joint의 움직임 궤도를 측정하는 실험을 하였다.

2.2.1 실험 1: 몸통 움직임에 따른 Pelvis 회전 각도 측정

피실험자는 허리 관련 질환이 없는 남자 대학원생 6명으로 하였다. 실험 절차는 자세 측정을 위해 피실험자의 양쪽 Hip Joint, L5/S1, 어깨(Acromion)에 6개의 Marker를 부착하고 좌관이 지면과 수평인 의자에 편히 앉은 초기 자세를 취하였다. 초기 앉은 자세에서 실험자의 신호에 따라 엉덩이를 좌관에서 들지 않는 범위 내에서 피실험자가 편한 속도로 최대한 몸통을 Flexion시켰다. 이때 3차원 좌표 측정 시스템인 MacReflex System(Qualisys Inc.)을 이용하여 몸통 움직임에 따른 각 Marker의 3차원 좌표를 측정하였다.

Eklund et al.(1991)에 의하면, Lumbar 자세는 몸통과 허벅지 사이의 각도인 Hip 각도와 무릎 각도 모두에 영향을 받지만, 앉은 자세의 경우 몸통 Flexion에 의한 Hip 각도가 무릎 Flexion에 의한 무릎 각도보다 약 5배 더 Lumbar 자세에 영향을 준다고 한다. 이에 따라 본 연구에서는 무릎 각도를 90도로 유지하면서 실험을 하였다.

몸통 Lateral Bending에 대해서도 위와 같은 방법으로 실험하였으며, 실험 1에서 독립 변수는 몸통 Flexion, Lateral Bending 각도, 종속 변수는 Pelvis Flexion, Lateral Bending 각도이다.

2.2.2 실험 2: 몸통 움직임과 Pelvis 회전 관계에 대한 Lean Direction 영향

실험 1과 동일한 피실험자에 대해 편히 앉은 자세에서 각각 Lean Direction이 30도와 60도일 때 몸통 움직임에 따른 Pelvis의 회전(flexion/lateral bending) 각도를 실험 1과 같은 방법으로 측정하였다.

실험 2에서 독립 변수는 Lean Direction이며, 종속 변수는 몸통 Flexion에 따른 Pelvis Flexion 정도, 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Lateral Bending 정도이다.

2.2.3 실험 3: Reach 동작시 각 Joint 움직임 궤도 측정

Reach 동작시 각 Joint 움직임 궤도를 측정하기 위해 실험 1과 동일한 피실험자를 대상으로 피실험자의 양쪽 Hip Joint, Shoulder와 Elbow, Wrist, 손 끝에 총 7개의 Marker를 부착하였다. 초기 자세는 팔을 몸통에 붙이고 Upper Arm과 Lower Arm 사이의 각도가 90도가 되도록 하였으며, 실험자의 신호에 따라 상체를 움직여 Target에 손이 닿을 때까지의 각 Joint의 움직임 궤

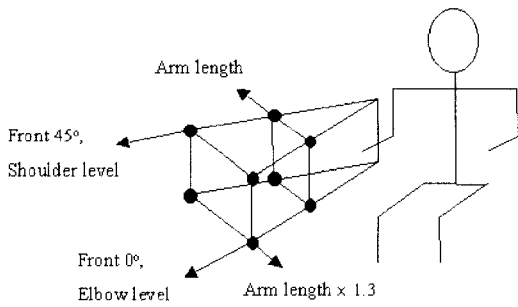


그림 4. Target의 위치.

도를 MacReflex System을 이용하여 측정하였다

실험 3에서의 독립 변수는 Target의 위치로, <그림 4>에서 보는 바와 같이 Hip Joint에서 Target까지의 거리, 높이, Lean Direction을 고려하여 총 8개로 선정하였다. 거리는 몸통에서 가까운 거리인 팔길이의 1배와 적절한 몸통 Flexion을 수반하는 거리인 팔길이의 1.3배 두 경우이며, 높이는 Elbow 높이와 Shoulder 높이의 두 경우, Lean Direction은 0도, 45도의 2가지 경우에 대해 실험하였다. 종속 변수는 Reach 동작에 따른 각 Joint의 3차원 좌표이다.

3. 실험 결과 및 분석

3.1 몸통 움직임에 따른 Pelvis 회전 관계

3.1.1 몸통 Flexion에 따른 Pelvis Flexion

몸통의 Flexion에 따른 Pelvis Link의 Flexion과의 연관성을 알아보기 위하여 몸통 Flexion 각도(X)를 독립 변수로 Pelvis Link의 Flexion 각도(Y)를 종속 변수로 하여 회귀 분석을 실시하였다. 사용한 모델은 다음 식(6)과 같으며, 회귀 분석 결과 <표 1>에서 보는 바와 같이 상수항과 일차항의 회귀 계수는 유의하게 나타났고, 이차항에 대한 회귀 계수는 유의하지 않은 것으로 나타났다($\alpha=0.01$).

유의한 변수에 대한 회귀 분석을 실시하면 <그림 5>에서 나타나는 바와 같이 R2값이 0.9022로 높게 나와 몸통 Flexion에 따른 Pelvis Link의 Flexion은 선형의 관계가 있는 것을 알 수 있다.

$$Y = \beta_0 + \beta_1 X + \beta_2 X^2 + \varepsilon \quad (6)$$

표 1. 몸통 Flexion에 따른 Pelvis Flexion에 대한 회귀분석 회귀계수

회귀 계수		P-value	R ²
β_0	-37.0096	0.0001*	
β_1	0.8996	0.0001*	
β_2	-0.0005	0.4708	

(* : p-value < 0.01)

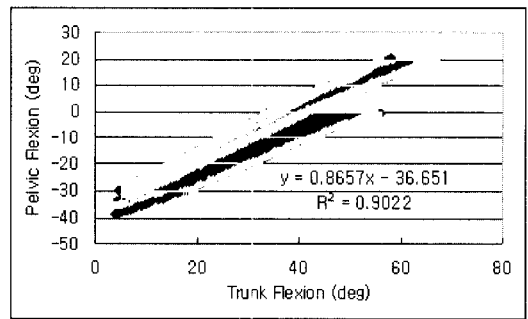


그림 5. 몸통 Flexion에 따른 Pelvis Flexion.

3.1.2 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Lateral Bending

몸통의 Lateral Bending에 따른 Pelvis Link의 Lateral Bending과의 연관성을 알아보기 위하여 몸통 Lateral Bending 각도(X)를 독립 변수로 Pelvis Link의 Lateral Bending 각도(Y)를 종속 변수로 하여 회귀 분석을 실시하였다. 사용한 모델은 식(6)과 같으며, 회귀 분석 결과는 <표 2>와 같다.

표 2. 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Lateral Bending에 대한 회귀분석

회귀 계수		P-value	R ²
β_0	0.0000	0.9998	
β_1	0.3338	0.0001*	
β_2	0.0046	0.0001*	0.9202

(* : p-value < 0.01)

회귀 분석 결과 일차항과 이차항의 계수에 대한 p-value가 0.0001로 모두 유의하게 나타났고($\alpha=0.01$), R2값이 0.9202로 높게 나와 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Link의 Lateral Bending은 관계는 2차식으로 표현할 수 있다. 또한 상수항의 계수에 대한 p-value가 0.9998로 유의하지 않은 것으로 나타나($\alpha=0.01$) 몸통 Lateral Bending이 0도일 때 Pelvis Link의 Lateral Bending이 일어나지 않는 것을 알 수 있다. 이를 그래프로 나타내 보면 <그림 6>과 같다.

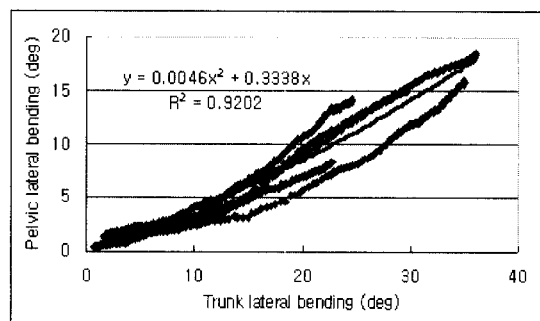


그림 6. 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Lateral Bending.

3.2 몸통 움직임과 Pelvis 회전 관계에 대한 Lean Direction 영향

3.2.1 몸통 움직임에 대한 Pelvis 회전

Lean Direction이 30도, 60도 일 때 몸통의 움직임에 따른 Pelvis Link의 회전 정도를 파악하기 위해 몸통 Flexion 각도와 몸통 Lateral Bending 각도를 독립 변수로 Pelvis Link의 Flexion 각도와 Lateral Bending 각도를 종속 변수로 하여 회귀 분석을 실시하였다. 사용한 모델은 식 (6)과 같으며, 회귀 분석 결과는 <표 3>, <표 4>와 같다.

Flexion의 경우 회귀 분석 결과 Lean Direction 30도, 60도 두 경

표 3. 몸통 움직임에 따른 Pelvis 회전에 대한 회귀 분석(Lean Direction : 60도)

	회귀 계수		P-value	R ²
	β_0	β_1		
Flexion	β_0	-39.2134	0.0001*	0.9083
	β_1	0.9398	0.0001*	
	β_2	0.0003	0.1245	
Lateral Bending	β_0	0.0000	0.9999	0.6400
	β_1	0.3161	0.0001*	
	β_2	0.0113	0.0001*	

(* : p-value < 0.01)

표 4. 몸통 움직임에 따른 Pelvis 회전에 대한 회귀 분석(Lean Direction : 30도)

	회귀 계수		P-value	R ²
	β_0	β_1		
Flexion	β_0	-39.2134	0.0001*	0.9083
	β_1	0.9398	0.0001*	
	β_2	0.0003	0.1245	
Lateral Bending	β_0	0.0000	0.9999	0.6400
	β_1	0.3161	0.0001*	
	β_2	0.0113	0.0001*	

(* : p-value < 0.01)

우 모두 상수항과 일차항의 회귀 계수는 유의하게 나타났고, 이차항에 대한 회귀 계수는 유의하지 않은 것으로 나타났으며 ($\alpha=0.01$), 유의한 변수에 대한 회귀 분석 결과 R2값도 각각 0.9083, 0.8091로 높게 나와 몸통 Flexion에 따른 Pelvis Link의 Flexion은 선형의 관계가 있는 것을 알 수 있다.

Lateral Bending의 경우 Lean Direction 30도, 60도 모두 회귀 분석 일차항과 이차항의 회귀 계수에 대한 p-value가 0.0001로 모두 유의하게 나타났고($\alpha=0.01$), R2값도 0.64, 0.9041로 비교적 높게 나와 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Link의 Lateral Bending은 관계는 2차식으로 표현할 수 있다. Lean Direction이

30도일 때의 Lateral Bending의 경우 R2값이 다른 경우에 비해 상대적으로 작게 나온 것은 Lean Direction이 30도 방향으로 몸통을 움직일 때 피실험자간의 몸통 Rotation 정도의 차이에 의한 것으로 추정된다.

3.2.2 몸통 움직임에 따른 Pelvis 회전에 대한 Lean Direction 영향
Lean Direction이 몸통의 움직임에 대한 Pelvis Link의 회전 관계에 미치는 영향을 알아보기 위한 ANOVA 결과는 <표 5>와 같다.

분석 결과 Flexion과 Lateral Bending 두 경우 모두 몸통의 움직

표 5. Lean Direction에 대한 ANOVA

	종속 변수	P-value
Flexion	β_0	0.4913
	β_1	0.8313
Lateral Bending	β_1	0.9474
	β_2	0.4026

(* : p-value < 0.05)

임에 대한 Pelvis Link 회전 관계식의 회귀 계수에 대한 p-value가 모두 유의하지 않은 것으로 나타났다(=0.05). 즉, Lean Direction이 몸통 움직임에 대한 Pelvis Link의 회전 관계에 미치는 영향이 없는 것으로 나타났다.

3.2.3 몸통 움직임에 대한 Pelvis 회전 관계 (모든 Lean Direction 포함)

모든 Lean Direction에 대한 몸통 움직임과 Pelvis 회전 데이터를 종합하여 몸통의 움직임에 따른 Pelvis Link의 회전에 대한 회귀 분석을 실시하였다. 사용한 모델은 Flexion과 Lateral Bending에 대해 각각 식 (6), (7)과 같으며, 회귀 분석 결과는 <표 6>과 같다.

회귀 분석 결과 Flexion의 경우 회귀 계수에 대한 p-value가

표 6. 몸통 움직임에 따른 Pelvis 회전에 대한 회귀 분석 (모든 Lean Direction 포함)

	회귀 계수		P-value	R ²
	β_0	β_1		
Flexion	β_0	-38.2240	0.0001*	0.9001
	β_1	0.9043	0.0001*	
Lateral Bending	β_0	-0.2719	0.0164	0.8429
	β_1	0.3709	0.0001*	
	β_2	0.0038	0.0001*	

(* : p-value < 0.01)

0.0001로 모두 유의하게 나타났고($\alpha=0.01$), R2값이 0.9001으로 높게 나와 모든 Lean Direction을 고려하였을 때 몸통 Flexion

에 따른 Pelvis Link의 Flexion은 선형의 관계가 있는 것을 알 수 있다. 또한 Lateral Bending의 경우 일차항과 이차항의 회귀 계수에 대한 p-value가 0.0001로 모두 유의하게 나타났고 ($\alpha = 0.01$), R2값이 0.8429로 높게 나와 몸통 Lateral Bending에 따른 Pelvis Link의 Lateral Bending은 관계는 2차식으로 표현할 수 있다. 또한 상수항의 계수에 대한 p-value가 유의하지 않은 것으로 나타나 ($\alpha = 0.01$), 몸통 Lateral Bending이 0도일 때 Pelvis Link의 Lateral Bending이 일어나지 않는 것을 알 수 있다.

3.3 몸통 움직임에 따른 몸통 두 지체의 회전 관계

Reach 동작시 몸통과 Pelvis Link, Lumbar-thoracic Link는 <그림 2>에서 보이는 바와 같이 삼각형을 이루게 되므로 몸통 움직임에 대한 Lumbar-thoracic Link의 회전 관계식은 몸통 움직임에 대한 Pelvis Link 회전 관계식과 삼각형의 sin 공식을 이용하여 2.1.2에서 기술한 방법으로 구하였다.

몸통 움직임에 대한 몸통 두 지체의 회전 관계식을 구할 때 몇 가지 유의해야 할 점이 있다. 2.1에서 기술한 2-지체 몸통 모델에 대한 가설에 따라 Reach 동작시 Hip Joint는 움직이지 않고 고정되어야 하며 각 지체의 길이는 일정해야 하는데 반해, 자세 측정 실험 결과는 Hip Joint의 위치와 각 지체의 길이가 변화하게 된다. 이를 보정하여 몸통 움직임에 대한 몸통 2-지체의 움직임 관계식을 구하면 식 (7) ~ (10)과 같다. 식에서의 각도는 수직선을 기준으로 몸통이 움직이는 방향을 (+)로 하였다.

편히 앉은 자세에서 몸통 Flexion이 0도일 때 Pelvis Link는 약 -30도(몸통 뒤쪽 방향) 회전하고, Lumbar-thoracic Link는 약 8도

$$P_{flexion} = -29.989 + 0.790 T_{flexion} \quad (7)$$

$$L_{flexion} = 8.234 + 1.049 T_{flexion} \quad (8)$$

$$P_{bending} = 0.334 T_{bending} + 0.004 T_{bending}^2 \quad (9)$$

$$L_{bending} = 1.149 T_{bending} - 0.001 T_{bending}^2 \quad (10)$$

몸 앞쪽 방향으로 회전하는 것을 알 수 있다. 또한, 몸통 Flexion이 1도 일어남에 따라 Pelvis Link는 약 0.8도 정도 Flexion하고, Lumbar-thoracic Link는 거의 같은 정도로 Flexion한다.

몸통 Lateral Bending이 0도일 때 Pelvis Link와 Lumbar-thoracic Link 모두 Lateral Bending이 일어나지 않으며, Pelvis Link는 몸통에 비해 Lateral Bending하는 정도가 작으며 Lumbar-thoracic Link는 몸통과 거의 같은 정도로 Lateral Bending하는 것을 알 수 있다.

몸통 Flexion이 0도일 때 Pelvis가 몸 뒤쪽으로 회전하는 것은 앉은 자세에서 몸통과 허벅지 사이의 각도가 90도일 때 Pelvis가 뒤쪽으로 회전한다는 기존의 연구와 일치한다(Keegan, 1953; Mandal, 1981). Keegan(1953)에 의하면 이 원인은 본 연구의 초기 앉은 자세에서의 몸통과 허벅지 사이 각도 90도는 Keegan이 제안한 중립 자세인 135도보다 작기 때문에

Hamstring 근육의 Passive Stretching이 일어나 Pelvis가 몸 뒤쪽 방향으로 회전했기 때문이다.

반면 몸통의 Flexion이 0도일 때 Pelvis Link가 몸 뒤쪽으로 회전한 정도는, Seat-to-Back 각도가 100도인 의자에 직립 자세로 앉았을 때 Pelvis Link가 뒤쪽으로 약 14도 회전한다고 한 Hobson *et al.*(1995)의 연구 결과에 비해 다소 많이 회전하였다. 이 원인은 기존 연구에서 측정 자세는 직립 앉은 자세인 반면 본 연구에서의 초기 앉은 자세는 편히 앉은 자세이므로, 편히 앉음에 따라 몸통이 더 굽혀졌기 때문이다(Bridger, *et al.*, 1989; Mandal, *et al.* 1981).

3.4 기존 몸통 모델과 2-지체 몸통 모델의 비교

3.4.1 몸통 모델의 Reference Point 비교

기존 연구에서 몸통 모델의 Reference Point로 많이 이용하고 있는 L5/S1과 Hip Joint가 몸통의 Flexion에 따라 이동하는 평균 거리를 비교해 보면 <표 7>과 같다.

몸통 Flexion이 약 52도 일어날 때, Hip Joint는 약 30mm 정도 이동하고 L5/S1은 약 110mm 이동하여 Hip Joint에 비해 L5/S1이 약 3.7배 정도 더 많이 움직이는 것을 알 수 있다. 따라서 최근의 동작 자세 예측 모델에서 사용하고 있는 L5/S1을 기준으로 몸통을 모델링하는 것은 모델의 Reference Point인 L5/S1의 이동이 크므로 부적절하다고 판단된다. 기존의 앉은 자세 연구에서 사용한 앉은 자세의 Reference Point으로는 Hip Joint(Jung, *et al.*, 1995) 이외에 Ischial Tuberosities(Branton, 1969)가 있다. 하지만, Ischial Tuberosities는 Hip Flexion과 Buttock-seat Interface에 작용하는 힘에 따른 자세 변화에 영향을 받아 Pelvis가 움직이므로 근본적으로 불안정한 Reference Point이다(Bridger, 1989). 따라서, 동작 자세 예측 모델에 적용하기 위한 몸통 모델의 Reference Point는 Hip Joint가 가장 적절한 것으로 판단된다.

표 7. 몸통 Flexion에 따른 Hip Joint, L5/S1의 이동거리 (단위: mm)

이동거리	평균	표준편차
Hip Joint	29.97	10.88
L5/S1	111.17	25.77

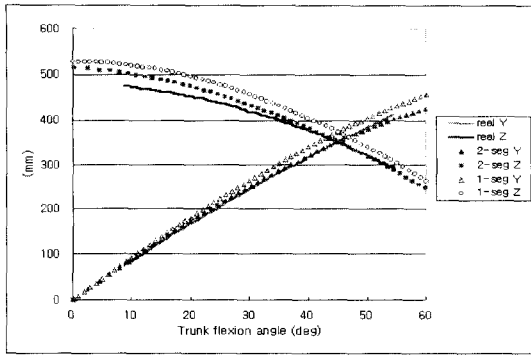
단, 최대 몸통 Flexion 각도 : 52.82° (± 6.38)

3.4.2 Hip Joint 기준 Sternum 좌표 비교

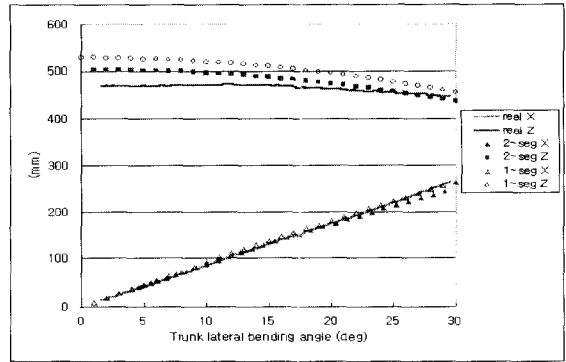
기존의 동작 자세 예측 모델에서 사용한 Hip Joint 기준의 1-지체 몸통 모델과 2-지체 몸통 모델과의 비교를 위해 두 모델에서의 Hip Joint를 기준으로 한 Sternum 좌표와 실제 동작시의 Hip Joint를 기준으로 한 Sternum 좌표를 <그림 7>과 같이 비교하였다.

그림에서 각 축의 정의는 몸통 위쪽 방향을 Z축, 몸통 앞쪽 방향을 Y축으로 하고, X축은 오른손 법칙을 이용하여 몸통 우측 방향으로 정의하였다.

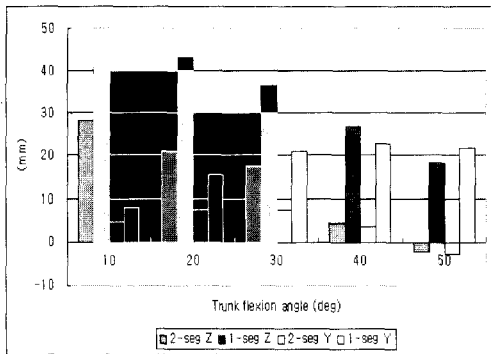
<그림 7>에서 보이는 바와 같이 몸통 Flexion, Lateral Bending 두 경우 모두 2-지체 몸통 모델에 의한 결과가 1-지체 몸통 모



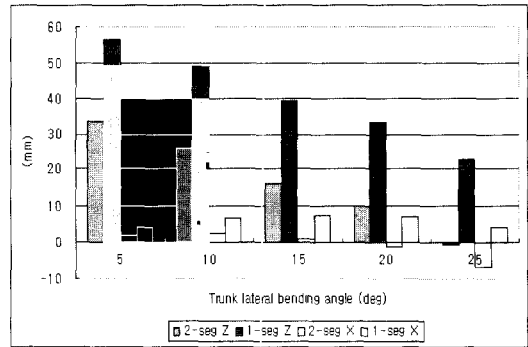
(a) Hip Joint 기준 Sternum 좌표(Flexion).



(c) Hip Joint 기준 Sternum 좌표(Lateral Bending).



(b) 2-지체 몸통 모델과 1-지체 몸통 모델의 실제 동작과의 오차(Flexion).



(d) 2-지체 몸통 모델과 1-지체 몸통 모델의 실제 동작과의 오차(Lateral Bending).

그림 7. 2-지체 모델과 1-지체 모델의 실제 동작과의 비교.

모델에 의한 결과보다 실제 동작에 가까운 것을 알 수 있다. 몸통 Flexion의 Z축, X축과 Lateral Bending의 Z축의 경우는 1-지체 몸통 모델에 의한 결과보다 약 1/2 이상 오차가 적은 것을 알 수 있으며, 몸통 Lateral Bending의 X축의 경우는 오차가 10mm 이하로 1-지체 몸통 모델과 2-지체 몸통 모델 모두 실제 동작과의 일치하는 것을 알 수 있다. 1-지체 모델에서 발생하는 오차는 편히 앉은 자세의 경우, 직립으로 앉은 자세에 비해 초기 자세가 Pelvis가 뒤쪽으로 많이 Tilt하여 Hip Joint에서 어깨까지의 거리가 인체 측정치에 비해 약 40mm 줄어드는데, 1-지체 몸통 모델에서는 이것을 반영하지 못하기 때문으로 추정된다.

통계적인 분석을 위해 모든 Lean Direction에 대한 오차를 종합하여 Paired Comparison T-test한 결과는 <표 8>과 같다. 분석

결과 몸통 Flexion, Lateral Bending 모두 두 축에 대해 유의한 차이($\alpha=0.01$)가 있는 것으로 나타나 2-지체 몸통 모델에 의한 결과가 1-지체 몸통 모델에 의한 결과보다 실제 동작과의 오차가 줄어들음을 알 수 있다.

4. 동작 자세 예측 모델 적용

4.1 상체(Upper Body) 모델링

개발한 2-지체 몸통 모델을 동작 자세 예측 모델(Reach Posture Prediction Model)에 적용하여 이를 실제 Reach 동작과 비교하기 위하여 상체를 다음과 같이 모델링하였다. 상체는 몸통과 상완(Upper Arm), 전완(Lower Arm), 손을 포함하는 것으로 수십 개의 자유도가 있어 복잡한 여러 자세를 취하는 것이 가능한데, 본 연구에서는 다음과 같은 가설을 바탕으로 몸통을 <그림 8>과 같이 모델링하였다.

- 각 지체는 강체(Rigid Body)로 구성되어 있다.
- 몸통은 Pelvis Link와 Lumbar-thoracic Link의 두 지체로 나뉜다.
- Reach 동작 시 몸통 모델의 기준점인 Hip Joint는 움직이지 않으며, L5/S1은 몸통의 가상 Joint이다.

표 8. 1-지체 몸통 모델과 2-지체 몸통 모델의 Paired Comparison T-test

	축	P-value
Flexion	Z	0.0001*
	Y	0.0001*
Lateral Bending	Z	0.0001*
	X	0.0001*

(* : p-value < 0.01)

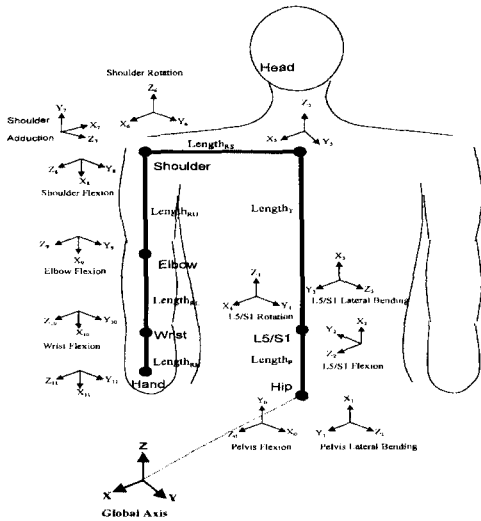


그림 8. 상체의 Link System.

- 상체는 Sagittal 평면을 기준으로 대칭이다.
- Reach 동작 시 손목 회전(Rotation), 손목 내-외전(Wrist Abduction-adduction)은 최소화된다.
- Clavicle과 Lumbar-thoracic Link와 항상 수직으로 움직인다.
- 모든 Joint는 Revolute Joint이다.

상체는 <그림 8>에서 보이는 바와 같이 Pelvis Link, Lumbar-thoracic Link, Clavicle, Upper Arm, Lower Arm, Hand의 총 6개의 Link로 구성되었다. 자유도는 Pelvis Flexion(PF), Pelvis Lateral Bending(PB), L5/S1 Flexion(LF), L5/S1 Lateral Bending(LB), L5/S1 회전(LR), Shoulder Flexion(SF), Shoulder Abduction(SA), Shoulder 회전(SR), Elbow Flexion(EF), Wrist Flexion(WF)의 총 10개로 모델링하였다.

4.2 동작 자세 예측 모델

이 연구에서는 4.1에서 정의한 상체 모델을 기반으로 최근 동작 자세 예측 모델에서 많이 사용되고 있으며 식(11)과 같이 표현되는 Resolved Motion Method(Klein and Huang, 1983)를 이용하여 동작 자세를 예측하였다.

동작 자세 예측 모델의 Input 값은 각 지체의 길이와 Target의 위치이며, 각 지체의 길이를 각 Link 사이의 Homogeneous Displacement Matrix에 입력하여 Hip Joint를 기준으로 한 손 끝

$$\dot{\theta} = J^+ \dot{x} \pm \alpha (J_n - J^+ J) \nabla H(\theta) \quad (11)$$

위치를 구하였다. 이는 각 자유도의 각도에 따른 손 끝의 위치에 관한 함수로, 이 함수를 시간에 대해 미분하여 각 자유도의 각도와 손의 위치에 관한 Jacobian Matrix를 구하고, Jacobian Matrix의 Pseudoinverse를 이용하여 각 자유도의 각속도를 정한 후 각 자유도의 각 변위를 결정하여 자세를 결정하였다.

또한 기존의 Reach 동작 연구 결과(Morrasso, 1981; Uno, 1989)

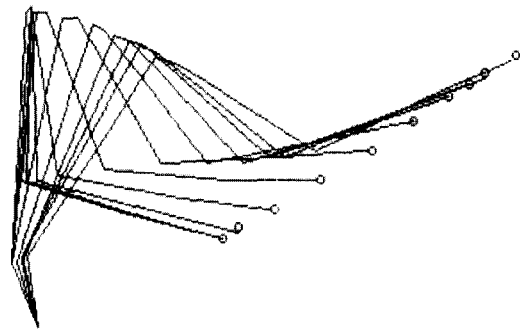


그림 9. 동작 자세 예측 모델에 의한 예측 자세.

에 의하면 Reach 동작을 수행할 때 손의 움직임은 직선에 가깝고 속도는 Bell Shape를 보여 뇌에서는 각 관절의 각보다는 손 움직임의 공간적 특성을 조정한다고 한다. 따라서 본 연구에서도 이러한 동작 특성을 반영하여 자세 예측 모델을 개발하였다.

4.2.1 JRA(Joint Range Availability)

본 연구에서는 자세 예측 모델에서 제약 조건으로 사용되는 JRA로서, 기존의 모델에서 사용되는 JRA에 2-지체 몸통 모델에서 개발한 식 (7) ~ (10)을 첨가하여 식 (12)와 같은 새로운 JRA를 사용하였다.

$$JRA = \sum_{i=1}^n w_i ((\theta_i - \theta_{oi}) / \Delta \theta_i)^2 + M \times \text{Eq.(7) ~ (10)} \quad (12)$$

식 (12)에서 M은 충분히 큰 값으로 2-지체 몸통 모델에서 구한 몸통 움직임에 대한 몸통의 두 지체 회전 관계식이 우선 만족되도록 한다.

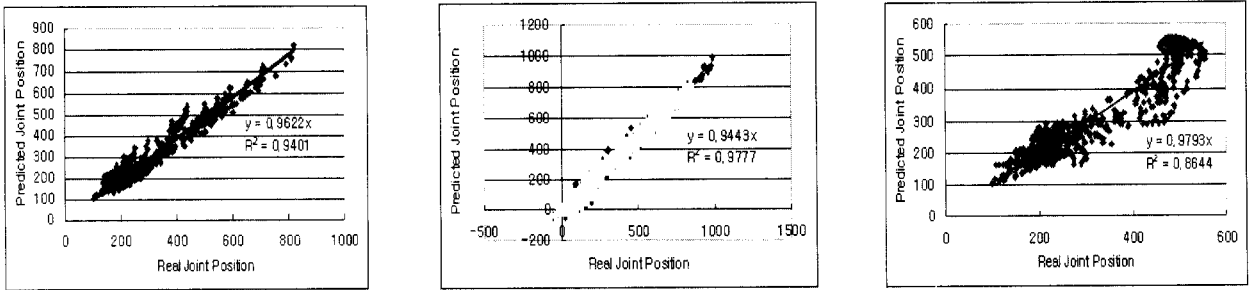
각 자유도별 움직임에 대한 가중치(w_i)는 심물리학적 (Psychophysical) 방법의 하나인 Magnitude Estimation을 통해 측정된 인체 관절의 동작시 느껴지는 불편도(기도형 등, 1997)를 이용하였다.

4.3 동작 자세 예측 모델 결과

2-지체 몸통 모델을 이용한 동작 자세 예측 모델에 의한 자세 예측 결과는 다음과 같다.

<그림 9>는 Sagittal 평면에서 본 자세로 Target의 위치는 Lean Direction 0도, Shoulder 높이, 팔길이의 1.3배 거리에 대한 예이다. 초기 자세에서 Target에 도달하는 곳까지를 10단계로 나누어, 그림에서 작은 원으로 표시된 각 단계에서 도달해야 할 위치에 대한 자세를 나타내었다. 그림에서 보이는 바와 같이 동작 자세 예측 모델에 의해 예측되어진 자세는 Reach 초기 단계에서는 몸통 움직임을 적게 사용하고 이후 손이 멀어짐에 따라 몸통을 이용하여 실제 Reach 동작 자세와 대체적으로 유사하다는 것을 알 수 있다.

동작 자세 예측 모델에 의한 예측 자세와 실제 피실험자의



(a) X축.

(b) Y축.

(c) Z축.

그림 10. 예측된 Joint 좌표와 실제 좌표의 관계.

자세를 비교하기 위해, X축을 피실험자의 오른쪽 방향, Y축을 피실험자의 앞쪽 방향, Z축을 위쪽 방향으로 정의하고, 각 축에 대하여 모델에 의해 예측되어진 자세와 실제 자세와의 회귀 분석을 해 보았다. 분석 결과인 <그림 10>에 나타난 바와 같이 기울기가 1에 가까우며 R2값이 0.86 이상으로 나타나 모델에 의해 예측되어진 자세가 실제 자세와 가깝다는 것을 알 수 있다.

또한, Reach 동작 전체에서의 절대 차이를 비교해 보면 절대 오차 평균은 40mm 이하로 대체적으로 오차가 적은 것을 알 수 있으며 Z축 값이 상대적으로 오차가 크게 나타났다(<표 9> 참조).

표 9. 모델과 실제 Joint의 위치 비교(단위: mm)

축	절대 오차 평균	표준편차
X	28.10	20.03
Y	32.15	25.46
Z	37.47	31.40

Z축 값이 상대적으로 큰 오차를 나타낸 것은 Reach 동작을 함에 따라 모델에 의한 Shoulder와 Elbow 위치의 Z축 값이 실제 값과의 오차가 많이 발생하였기 때문이다.

실제 Reach 자세를 관찰해 보면 Sternum의 Z축 값과 Shoulder의 Z축 값은 큰 차이를 보이지 않는데, 모델에서는 이들 값을

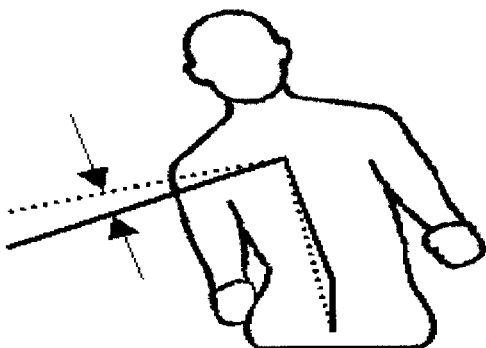


그림 11. Shoulder Z축의 오차원인.

의 차이가 크게 나타났다. 특히 몸통 Lateral Bending이 일어날 때 오차가 더 크게 발생하는데 이것은 Lumbar-thoracic Link와 Clavicle사이는 90도를 유지한다는 가정에 의한 것으로 추정된다. 3.4.2에서 살펴본 바와 같이 2-지체 몸통 모델에 의한 Sternum의 위치는 1-지체 몸통 모델에 비해 실제 위치에 가깝게 나타났으나, Lumbar-thoracic Link와 Clavicle 사이는 90도를 유지한다는 가정에 의해 <그림 11>에서 보이는 바와 같이 2-지체 몸통 모델에서 Lumbar-thoracic Link가 1도 Lateral Bending하는 것이 1-지체 몸통 모델에서 Trunk가 1도 Lateral Bending하는 것보다 더 Shoulder의 Z축 값에 더 영향을 주게 된다. Elbow의 Z축 값도 Shoulder의 Z축 값의 영향에 따라 오차가 발생한 것으로 추정된다.

Engin et al.(1989)의 3차원 Shoulder Complex 모델에 의하면 <그림 12>에서 보이는 바와 같이 Sternoclavicular Joint에서의 자유도에 의해 Clavicle이 움직이는 것을 알 수 있다. <그림 12> (b)에서 Cone I은 Sternoclavicular Joint를 기준으로 Clavicle이 움직이는 범위를 나타내는 것이다.

따라서 Z축 값의 오차를 줄이기 위해서는, 상체 모델링에서 Clavicle이 Lumbar-thoracic Link와 90도로 고정된다는 가정 대신 Sternum에 자유도를 부가하여 Clavicle이 움직이도록 하여, Sternum의 Z축 값과 Shoulder의 Z축 값의 차이를 줄이는 것이 필요하리라 판단된다.

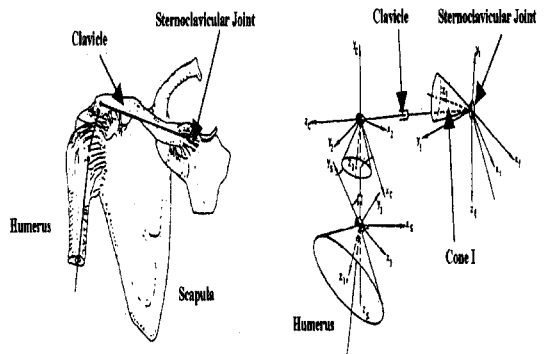


그림 12. Shoulder Complex Model(Engin et al., 1989).

5. 결론 및 추후 연구

본 연구에서는 동작 자세 예측 모델에 적용하기 위한 몸통 모델로서 몸통을 Hip Joint와 L5/S1을 기준으로 Pelvis Link와 Lumbar-thoracic Link의 두 지체로 나누고 몸통 움직임에 대한 몸통 두 지체의 움직임 변화 관계를 파악하였다. 또한 개발한 2-지체 몸통 모델을 동작 자세 예측 모델에 적용해 새로운 동작 자세 예측 모델을 개발하였다.

Reach 동작시 몸통 움직임이 몸통 Flexion과 Lateral Bending이 복합적으로 일어나는 것을 고려하기 위해 6명의 피실험자를 대상으로 편히 앉은 자세에서 Lean Direction이 0도, 30도, 60도, 90도에 대한 몸통 움직임을 측정하였다. 연구 결과 몸통 움직임에 따른 몸통 두 지체의 회전(flexion/ lateral bending)에 대한 관계식을 도출하였으며, Lean Direction은 몸통 움직임에 따른 몸통 두 지체의 회전(flexion/lateral bending) 관계에 유의한 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다.

기존의 동작 자세 예측 모델에서 사용된 1-지체 몸통 모델과 비교해 본 결과 본 연구에서 제안된 2-지체 몸통 모델이 실제 몸통 움직임을 보다 잘 반영하는 것을 알 수 있었다.

또한 기존 동작 자세 예측 모델에서 몸통 모델의 기준으로 많이 사용하고 있는 L5/S1은 Reach 동작을 함에 따라 움직이는 정도가 Hip Joint에 비해 약 3.7배 더 움직여 몸통 모델의 기준 점은 L5/S1보다 Hip Joint가 더 바람직한 것으로 나타났다.

개발한 2-지체 몸통 모델을 동작 자세 예측 모델에 적용한 결과 실제 사람의 동작 자세와 유사한 것으로 나타났다.

보다 실제 동작과 유사한 동작 자세 예측 모델의 개발과 동작 자세 예측 모델의 활용을 위해서는 다음과 같은 연구가 수행되어야 할 것이다.

먼저 몸통을 Lateral Bending함에 따라 Shoulder의 Z축 값에 오차가 발생하는 것을 보정하기 위해, 상체 모델링에서 Sternum에 자유도를 추가하여 Clavicle의 움직임을 모델에 반영하는 것이 필요할 것이다.

또한 이 연구에서 개발한 2-지체 몸통 모델은 몸통 Rotation이 일어나지 않는다는 가정을 하였는데, 보다 실제 동작과 유사한 동작 자세 예측 모델을 개발하기 위해서는 몸통 Rotation을 고려하여 몸통 모델을 개발하는 것도 필요하다고 판단된다.

본 연구에서 사용한 JRA에서의 각 자유도별 움직임에 대한 가중치는 Reach 동작에 따라 변화하지 않는 일정한 값이다. 하지만, Reach의 단계에 따라 각 자유도별 가중치는 달라지는 것이 보다 합리적이라고 판단된다. 따라서 Reach 단계에 따라 변화하는 동적인 가중치에 대한 연구가 수행되어야 한다고 판단된다.

또한 이 연구에서는 상체가 Sagittal 평면을 기준으로 대칭이라는 가정을 바탕으로 한 손 Reach에 대한 동작 자세 예측 모델을 개발하였다. 하지만, 자동차 운전석 등의 작업장에서 Reach 동작을 수행할 때에는 한 손이 아닌 양손을 이용하게 하게 되는 경우가 많은데, 양손 동작 자세 예측에 한 손 Reach에 대한 모델을 적용하는 것은 많은 문제점을 가지고 있다(신용탁, 정

의승, 1998). 따라서 양손 동작 예측 모델에 2-지체 몸통 모델을 적용하여, 실제 작업 환경에서 많이 사용되는 양손 동작에 대해 몸통 움직임을 보다 잘 반영하는 동작 예측 모델에 관한 연구도 수행되어야 할 것이다.

참고문헌

- 기도형, 신승헌, 김형수 (1997), 인체 관절 동작의 지각 불편도 Ranking, *추계 인간공학회 학술 논문집*, 100-106.
- 신용탁, 정의승 (1998), 인간공학적 평가 모델을 위한 양손 동작예측 모델의 개발, *추계 산업공학회 학술 논문집*.
- 한만청, 김주완 (1989), *Sectional Human Anatomy*, 일조각, 서울.
- Anderson, C. K., Chaffin, D. B., and Herrin, G. D. (1986), A Study of lumbosacral orientation under varied static loads, *Spine*, 11(5), 456-462.
- Branton, P. (1969), Behaviour, Body dynamics and discomfort, *Ergonomics*, 12, 316-327.
- Bridger, R. S., Eisenhart-Rothe, C. B., and Henneberg, M. (1989), Effects of seat slope and hip flexion on spinal angles in sitting, *Human Factors*, 31(6), 679-688.
- Case, K., Porter, J. M. and Bonney, M. C. (1990), SAMMIE: A Man and workplace modelling system, *Computer Aided Ergonomics*, Taylor and Francis, London, 31-56.
- Choe, J. (1995), A Reach posture prediction model based on psychophysical discomfort, Unpublished Doctoral Dissertation, POSTECH.
- Craig, J. J. (1989), Introduction to Robotics: mechanics and control, Addison-Wesley: New York.
- During, J., Goudfroit, H., Keessen, W., Beeker, Th. W., and Crowe, A. (1985), Toward standards for posture: postural characteristics of the lower back system In normal and pathologic conditions, *Spine*, 10(1), 83-87.
- Engin, A. E. and Tumer, S. T. (1989), Three-dimensional kinematics modelling of the human shoulder complex - Part I: physical model and determination of joint sinus cones, *Journal of Biomechanical Engineering*, 111, 107-112.
- Eklund, J. and Liew, M. (1991), Evaluation of seating: the influence of hip and knees angles on spinal posture, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 8, 67-73.
- Hobson, D. A. and Tooms, R. E. (1992), Seated lumbar/pelvic alignment: a comparison between spinal cord-injured and noninjured groups, *Spine*, 17(3), 293-298.
- Jung, E. S., Kee, D. and Chung, M. K. (1995), Upper body reach posture prediction for ergonomic evaluation models, *International Journal of Industrial Ergonomics*, 16, 95-107.
- Jung, E. S., Kee, D. (1996), A Man-machine interface model with improved visibility and reach functions, *Computers and Industrial Engineering*, 30(3), 475-486.
- Kee, D. (1993), Development of an ergonomic interface model with improved visibility and reach, Unpublished Doctoral Dissertation, POSTECH.
- Keegan, J. J. (1953), Alterations of the lumbar curve related to posture and seating, *Journal of Bone and Joint Surgery*, 35-A(3), 589-603.
- Klein, C. A. and Huang, C. H. (1983), Review of pseudoinverse control for use with kinematically redundant mechanisms, *IEEE Transaction Systems, Man and Cybernetics*, 13, 245-250.
- Mandal, A. C. (1981), The Seated man (Homo Sedens) the seated work position, theory and practice, *Applied Ergonomics*, 12(1), 19-26.
- Monheit, G. and Badler, N. I. (1991), A Kinematic model of the human spine and torso, *IEEE Computer Graphics & Applications*, 11, 29-38.
- Morrasso, P. (1981), Spatial control of arm movements, *Experimental Brain Research*, 42, 223-237.
- Porter, J. M., Case, K., Bonney, M. C. (1990), Computer workspace modelling

- from evaluation of human work: A practical ergonomics methodology, Taylor and Francis, 472-499.
- Snyder, R. G., Chaffin, D. B. and Schutz, R. K. (1972), Link system of the human torso, HSRI Report 71-112, Highway Safety Research Institute, University of Michigan, Ann Arbor, Michigan, and AMRL-TR-71-88, Aerospace Medical Research Laboratories, Ohio.
- Uno, Y., Kawato, M. and Suzuki, R. (1989), Formation and control of optimal trajectory in human multijoint arm movement, *Biological Cybernetics*, 61, 89-101.
- Zhang, X. and Chaffin, D. B. (1997), Task effects on three-dimensional dynamic posture during seated reaching movements: An investigative scheme and illustration, *Human Factors*, 39(4), 659-671.