

## 인체운동에 있어서 주관절의 운동학적 분석

노태환\* · 김식현\*\* · 김재현\*\*

울산대학교 자연과학대학 물리학과\* · 선린대학 물리치료과\*\*

### Kinetic analysis of the elbow joint in human motion

Tae-Hwan Noh\*, Sik-Hyun Kim\*\*, Jae-Hun Kim\*\*

*Department of physics, University of Ulsan\**

*Department of Physical Therapy, Sunlin College\*\**

#### <Abstract>

**Objectives** : We find that the reaction force on the elbow joint during elbow flexion, extension with and without an object in the hand can be calculated the equations of motion that the sum of the torque and the sum of the force acting on the elbow joint must be zero and (moment of inertia x angular acceleration) and (mass x acceleration).

**Methods** : we have calculated the equations of motion ( $\sum F = 0$ ,  $\sum \tau = 0$ ,  $\sum F = ma$ ,  $\sum \tau = I\alpha$ ) to investigate the reaction force on the elbow joint during elbow flexion, extension by means of the simplified free-body technique for coplanar forces.

**Results** : we found that the reaction force on the elbow joint during elbow flexion, extension as constant acceleration motion is more than constant velocity, static motion. Also, we found that the relation between during flexion and during extension like this ;

$$J_{\text{flexion}} < J_{\text{extension}}$$

---

**Key Words** : Kinetic analysis, Elbow joint, Human motion

---

교신저자 : 노태환(e-mail: thrho@ulsan.ac.kr)

논문접수일: 2006년 11월 22일 / 수정접수일: 2006년 12월 20일 / 게재승인일: 2007년 1월 20일

## I. 서 론

인체의 굴곡과 신전과 같은 움직임은 수많은 근육들과 신경과 같은 조직의 복합적인 협력에 의해 이루어진다(Riemann와 Lephart, 2002). 이러한 움직임이 실제로 일어나는 관절과 뼈의 역학을 이해하기 위해서는 근육들의 작용에 의해 발생하는 주변의 많은 부하(loads)를 양적화(quantify) 시킬 필요가 있다. 근육작용에 대해 연구하기 위해서는 더욱 효과적인 적합조정 기술(optimal control solution technique)들이 요구된다.

주관절은 굴곡, 신전시켜 손을 체간 가까이 당기거나 멀리 보내어 손의 위치를 조정하는데 중요한 역할을 하며, 회전운동(회내, 회외)을 하여 손의 운동성을 증가시키는 역할을 한다. 15개의 근육이 주관절을 통과하며 이들이 수근관절과 견관절과 연결되어 움직임을 일으키는데, 주관절이 이러한 전완의 움직임에서 지렛대 축으로 작용한다(Neumann, 2002; Nordin과 Frankel, 2001). 이러한 주관절의 움직임을 분석하기 위하여 먼저 주관절을 구성하고 있는 구조물과 그 특징, 운동학적인 측면과 운동역학적인 측면에 대해 정리함으로써 주관절에 대한 기본적인 이해를 돕고자 한다.

### 1. 구성 :

주관절은 상완요골관절(humeroradial joint), 상완척골관절(humeroulnar joint), 근위요척골관절(proximal radioulnar joint)로 구성된 복합관절이다. 상완골의 원위부는 상완골의 장축에 대해 전방으로 약 30도 각을 이루며 척골의 근위부 관절면은 장축에 대해 후방으로 30도 회전되어 있어 주관절 완전 신전시 주관절의 안정성을 높여주는 역할을 한다. 척골의 근위부 관절면은 장축에 대해 약 4도~7도 외반되어 있다. 상완골의 장축과 척골의 장축이 이루는 각을 운반각(carrying angle)이라고 하며 남자는 평균 5도 여자는 평균 10~15도 정도를 보인다. 운반각은 주관절이 굴곡되면 줄어드는데 그 원인에 대해서 아직 이견이 많은 상태이다(Levangie과 Norkin, 2001; Neumann, 2002; Nordin과 Frankel, 2001).

전방밴드, 후방 밴드, 횡인대로 구성된 주관절의

내측 측부인대는 외반력에 대항하여 주관절의 안정성을 유지시켜주는 일차적인 안정자 역할을 하며, 요골두는 외반력에 대항하여 주관절의 안정성을 유지시켜주는 이차적인 안정자 역할을 한다(Armstrong 등, 2000; Palmer 등, 1982). 요측 측부인대, 척측 측부인대, 부수인대(accessory collateral ligament)로 구성된 주관절의 외측 측부인대는 내반과 외회전에 대항하여 주관절의 안정성을 지켜주는 안정자 역할을 한다(Daria 등, 1990; Durig 등, 1979; Josefsson 등, 1987; O'Driscoll 등, 1990; Osborne와 Cotterhill, 1966).

### 2. 운동학 :

상완요골관절과 상완척골관절에서 주관절 굴곡과 신전이 일어나는데 정상범위는 굴곡 145도 신전 5도 이다. 주관절의 굴곡은 당기기, 들기, 식사하기 등과 같은 일상생활동작에서 손을 기능적 위치에 놓는데 중요한 역할을 하며, 기능적 범위는 30~130도 이다. 주관절의 신적 역시 공 던지기, 밀기, 팔 뻗기와 같은 일상생활동작에서 손을 기능적 위치에 놓는데 중요한 역할을 한다(An과 Morrey, 2000; Morrey 등, 1981). 따라서 주관절의 굴곡 신전 범위는 150도이지만, 기능적인 범위는 30~130로 움직임의 끝범위에 문제가 있어도 일상생활동작을 수행하는데 큰 문제가 없다. 또 주관절의 굴곡과 신전이 일어날 때 회전축이 변화되는 등 단순한 접면관절이 아니라 복잡한 관절로 작용한다는 것이 현재의 보편적 개념이다(Levangie과 Norkin, 2001; Neumann, 2002).

요척관절에서 회내와 회외가 일어나며 회내는 평균 75도 회외는 85도이다. 회내는 공던지기, 칼로 자르기, 전화기 들기, 신문일기와 같은 일상생활동작에서 자주 일어나는 동작으로 그 기능적인 범위는 회내 50도이다. 반면 회외는 식사하기, 세수하기, 등과 같이 손바닥이 얼굴로 향하는 일상생활동작에서 자주 일어나며, 기능적인 범위는 회외 50이다(Morrey 등, 1981). 따라서 전완의 회전동작의 운동범위는 160도이지만, 기능적인 운동범위는 100도로 그 이상의 움직임이 일어나지 않아도 일상생활동작을 수행하는데 큰 문제가 없다(Hamill과 Knutzen, 1995; Kapandji, 1982; Neumann, 2002).

### 3. 운동역학 :

주관절의 굴곡근에는 상완근, 상완이두근, 상완요골근이 있다. 상완이두근은 전완이 중립위나 회외 자세에서 주관절 굴곡근으로 작용하며, 상완요골근은 전완이 중립위에 있을 때 최대로 작용하며, 상완근은 주관절 굴곡근 중 가장 큰 역할을 한다(An 등, 1981; Herbert와 Gandevia, 1995; Tracy 등, 1995). 따라서 주관절 굴곡 연구에서는 주관절 굴곡의 주가 되는 상완근과 상완이두근만의 작용을 계산하였다.

주관절 신전근에는 상완삼두근, 주근, 척측수근굴근이 있다. 주근은 주관절 신전의 시작 부분에 그리고 신전을 유지하기 위해 작용한다. 상완삼두근은 주관절 신전근 중 가장 큰 역할을 하며, 그 중 내측두근이 주로 작용하며 외측두근과 장두근은 보조 역할을 한다(Basmajian, 1969). 따라서 주관절 신전 연구에서 주관절 신전의 주가 되는 상완삼두근의 작용만 계산하였다.

회외근, 상완이두근과 외측상과에서 기시하는 수근관절과 지관절의 신전근들이 전완을 회외시키는데 주로 상완이두근이 작용한다. 방형회내근과 원형회내근이 전완을 회내시키는 근육으로 방형회내근은 전완의 위치에 관계없이 작용하며, 원형회내근은 빠른 회내나 저항이 있을 때 작용한다(Basmajian, 1969; Neumann, 2002; Nordin과 Frankel, 2001).

이러한 주관절의 움직임은 주동근이 수축하는 동안 길항근의 이완이 필수적이다(Aymard 등, 1995; Doheny 등, 2007; Marsden 등, 1983). 본 연구에서는 정상적인 주관절의 움직임을 분석하였으므로 길항근의 저항은 계산하지 않았다.

주관절의 운동을 분석하려면 뉴턴의 법칙을 이해할 필요가 있다. 뉴턴의 1 법칙은 정역학(statics)의 기본적 개념이고, 뉴턴의 2 법칙은 운동방정식이라고 한다. 뉴턴의 1 법칙은 물체에 작용하는 외력의 총합이 영이면 정지하고 있는 물체는 계속 정지하고 움직이는 물체는 같은 속도로 그 상태를 유지한다는 것이다. 즉 운동량 보존 법칙이 성립된다. 뉴턴의 2 법칙은 물체에 작용한 총 외력의 알짜 힘이 그 물체의 물리적 상태 변화인 가속도를 유발시키는 원인이다. 그러므로 주관절의 운동상태를 뉴턴의 법칙으로 분석하여 주관절의 관절 반작용력을

계산 할 수 있다.

본 연구는 주관절 운동 분석 시에 뉴턴의 법칙을 적용시켜 정역학과 동역학을 구분하여 관절 반작용력을 계산하여 주관절의 생체 역학을 이해함으로써 주관절에 영향을 줄 수 있는 병리학적 상태를 효율적으로 치료하는데 도움이 되고자 한다.

## II. 계산 방법 (Method of calculation)

### 1. 정역학 (statics)

1) 뉴턴 1법칙에 의하면 모든 인체의 물리적 상태는 정지에 있거나 등속도를 유지한다.

$$\sum F = 0 \quad (1)$$

$$\sum \tau = 0 \quad (2)$$

여기서 F는 인체에 작용하는 외력,  $\tau$ 는 토크이다. 힘이란 물체상태를 변화시키는 원인이다. 이 원인들은 외력과 내력으로 나눈다. 물체의 질량중심은 내력이 아닌 외력에 의해서만 질량중심(center of mass)을 이동시킨다.

### 2) 주관절의 굴곡, 신전 시

동일 평면면에서 물건을 들거나 들지 않고 주관절을 굴곡, 신전할 때 상완골과 척골 사이의 각 변화에 따라 반작용력(J)과 상완이두근, 상완근에 연결된 건(tendon)에 발생하는 힘(B), 상완삼두근의 건에 발생하는 힘(T)을 계산한다. 이때 정지상태, 등각속도운동(constant angular velocity motion) 상태, 등각가속도운동(constant angular acceleration motion) 상태로 계산한다(Buchanan 등, 2004; Joyce 등, 1974).

### 2. 동역학 (dynamics)

$$\sum F = ma \quad (3)$$

$$\sum \tau = Ia \quad (4)$$

여기서 m은 질량, a는 가속도, I는 관성모멘트(moment of inertia), a는 각가속도이다.

### III. 계산 (Calculation)

상완골과 척골과의 사이 각이  $\theta$ 라고 가정하고, 상완근에 연결된 건과 척골이 이루는 사이 각이  $\theta_1$ 이라고 했을 때 간단히 계산 추정하였다.

#### 1. 주관절의 굴곡

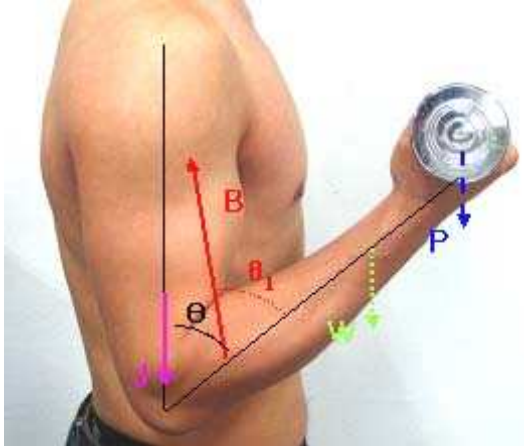


그림 1. Joint reaction force at the elbow during flexion

$$\Sigma F = 0$$

$$y \text{ 축 } B \sin \theta_1 - J_s \sin(\pi - \theta) - W \sin(\pi - \theta) - P \sin(\pi - \theta) = 0$$

$$x \text{ 축 } B \cos \theta_1 - J_s \cos(\pi - \theta) - W \cos(\pi - \theta) - P \cos(\pi - \theta) = 0$$

여기서 B는 건의 힘, J는 반작용력, W는 척골과 요골의 무게, P는 물체의 무게

$$y \text{ 축 } J_{sy} = B(\sin \theta_1 / \sin \theta) - W - P \quad (6)$$

$$x \text{ 축 } J_{sx} = B(\cos \theta_1 / \cos \theta) - W - P \quad (6-1)$$

$$\Sigma \tau = 0$$

$$L_w W \sin(\pi - \theta) + L_p P \sin(\pi - \theta) - L_B B \sin \theta_1 = 0 \quad (7)$$

$$B = ((L_w W + L_p P) \sin \theta) / L_B \sin \theta_1 \quad (7-1)$$

(7-1)식을 6, (6-1)식에 각각 대입하면

$$J_{sy} = (L_w W + L_p P) / L_B - W - P \\ = ((L_w / L_B) - 1) W + ((L_p / L_B) - 1) P \quad (8)$$

$$J_{sx} = ((L_w / L_B) - 1) W + ((L_p / L_B) - 1) P \quad (8-1)$$

여기서 L는 회전중심점에서부터 아래첨자 표시까지의 거리이다.

$$\Sigma F = ma \quad P = mg, W = Mg$$

$$B \sin \theta_1 - J_{ky} \sin(\pi - \theta) - W \sin(\pi - \theta) - P \sin(\pi - \theta) = (M+m)a_y \quad (9)$$

$$J_{ky} = B \sin \theta_1 / \sin \theta - W - P - (M+m)a_y / \sin \theta \quad (9-1)$$

$$B \cos \theta_1 - J_{kx} \cos(\pi - \theta) - W \cos(\pi - \theta) - P \cos(\pi - \theta) = (M+m)a_x \quad (10)$$

$$J_{kx} = -B(\cos \theta_1 / \cos \theta) - W - P + ((M+m)a_x / \cos \theta) \quad (10-1)$$

여기서  $a_x, a_y$ 는 각각 x, y 축 방향의 가속도, M은 척골과 요골의 질량, g는 중력 가속도이다.

$$\Sigma \tau = I\alpha$$

$$L_w W \sin(\pi - \theta) + L_p P \sin(\pi - \theta) - L_B B \sin \theta_1 = I\alpha \quad (11)$$

여기서 I는 관성모멘트,  $\alpha$ 는 각가속도.

$$L_w W \sin \theta + L_p P \sin \theta - L_B B \sin \theta_1 - I\alpha = 0$$

$$B = ((L_w W + L_p P) \sin \theta) / (L_B \sin \theta_1) + I\alpha / (L_B \sin \theta_1) \quad (11-1)$$

식(11-1)을 각각 (9-1), (10-1)식에 대입하면

$$J_{kyflexion} = ((L_w / L_B) - 1) W + ((L_p / L_B) - 1) P + I\alpha / L_B \sin \theta - (M+m)a_y / \sin \theta \quad (12-1)$$

$$J_{kx\text{flexion}} = [(L_w / L_B) - 1] W + ((L_p / L_B) - 1)P] (\sin\theta / \sin\theta_1) (\cos\theta_1 / \cos\theta) + I \alpha / (L_B \cos\theta) - (M+m)a_x / \cos\theta \quad (12-2)$$

2. 팔을 머리위로 올린 상태에서 주관절의 신전

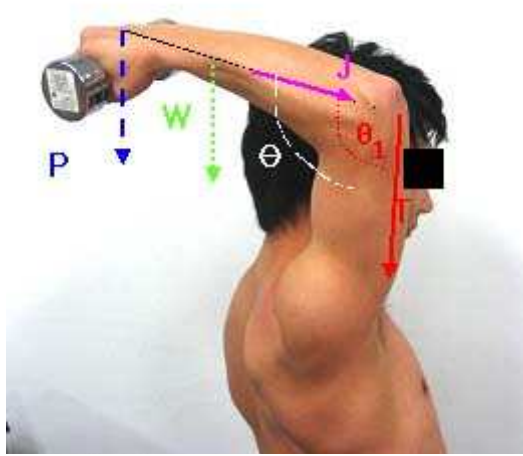


그림 2. Joint reaction force at the elbow during extension

$$\Sigma F = 0$$

$$J_s - T - W - P = 0 \quad (13)$$

여기서 T는 건의 힘, J\_s는 반작용력, W는 척골의 무게, P는 물체의 무게

$$\Sigma \tau = 0$$

$$L_T T - L_w W \sin\theta - L_p P \sin\theta = 0$$

$$T = ((L_w W + L_p P) \sin\theta) / L_T \quad (14)$$

(13)식에 대입하여 J\_s 구하면

$$J_s = ((L_w W + L_p P) \sin\theta) / L_T + W + P$$

$$= ((L_w \sin\theta / L_T) + 1) W + ((L_p \sin\theta / L_T) + 1) P \quad (15)$$

여기서 L는 회전중심점에서부터 아래첨자 표시까지의 거리 이다.

$$\Sigma F = ma \quad P=mg, W= Mg$$

$$J_{ky} - T \sin\theta - W \sin\theta - P \sin\theta = (M+m)a_y \quad (16-1)$$

$$J_{kx} - T \cos\theta - W \cos\theta - P \cos\theta = (M+m)a_x \quad (16-2)$$

여기서 m은 물체의 질량, M은 척골의 질량

$$J_{ky} = (T+W+P) \sin\theta + (M+m) a_y \quad (16-3)$$

$$J_{kx} = (T+W+P) \cos\theta + (M+m) a_x \quad (16-4)$$

$$\Sigma \tau = I\alpha$$

$$-L_w W \sin\theta - L_p P \sin\theta + L_T T = I\alpha \quad (17)$$

$$-L_w W \sin\theta - L_p P \sin\theta + L_T T - I\alpha = 0$$

$$T = ((L_w W + L_p P) \sin\theta) / L_T + I\alpha / L_T \quad (18)$$

(16-3), (16-4)식에 각각 식 (18)을 대입하면

$$J_{ky} = [((L_w \sin\theta / L_T) + 1)W + ((L_p \sin\theta / L_T) + 1)P + I\alpha / L_T] \sin\theta + (M+m) a_y \quad \text{신전} \quad (19)$$

$$J_{kx} = [((L_w \sin\theta / L_T) + 1)W + ((L_p \sin\theta / L_T) + 1)P + I\alpha / L_T] \cos\theta + (M+m) a_x \quad \text{신전} \quad (19-1)$$

$$J_{ky\text{flexion}} = ((L_w / L_B) - 1) W + ((L_p / L_B) - 1)P + I\alpha / (L_B \sin\theta) - (M+m) a_y / \sin\theta \quad \text{굴곡} \quad (12-1)$$

$$J_{kx\text{flexion}} = [((L_w / L_B) - 1) W + ((L_p / L_B) - 1)P] (\sin\theta / \sin\theta_1) (\cos\theta_1 / \cos\theta) + I\alpha / (L_B \cos\theta) - (M+m)a_x / \cos\theta \quad \text{굴곡} \quad (12-2)$$

#### IV. 결과 및 분석 (Result and Analysis)

주관절 운동시 운동분석학적 접근은 여러 근육들이 굴곡과 신전에 참여하기 때문에 주관절에 기여하는 중요한 세가지 힘으로 이 상황을 단순화시키 이때 발생하는, 1) 굴곡 시 발생하는 건의 힘 (B), 관절 반작용력 (J), 2) 신전 시 발생하는 건의 힘 (T), 관절 반작용력 (J)를 정적 상태와 동적 상태로 구분하여 계산했다.

물건을 들고 주관절 운동시에는 물리적으로 외력 (external force)을 주관절에 가한 것으로 볼 수 있다. 주관절에 외력을 가했을 때 정적, 동적 상태를 계산한 결과는 각각 식 (8), (8-1), 식 (12), (12-1)이다. 식 (8), (8-1)과 식 (12), (12-1)의 차이점은 세 번째 항  $I\alpha / (L_B \sin\theta) - (M+m) a_y / \sin\theta$ ,  $(\sin\theta/\sin\theta_1) (\cos\theta_1/\cos\theta) + I\alpha/(L_B\cos\theta) - (M+m) a_x/\cos\theta$ 이다. 이 항이 동적 상태에 발생하는 힘이다.

식 (12)는 굴곡 운동시에 기여하는 힘을 나타내었는데, 여기서 첫 번째 항은 척골의 무게에 의해 발생하는 힘이고, 두 번째 항은 물건에 의한 외력 기여로 발생한 힘, 세 번째 항은 동적 상태에 발생하는 힘이다. 만약  $\theta, \theta_1$ 가 90도에 가까우면 식 (12)의 세 번째 항은  $I\alpha / L_B - (M+m) a_y$ 이 되고, 식(12-1)은 물리적 의미가 사라진다. 즉 90도에 가까울수록 척골 축 방향의 힘은 사라진다는 의미이다.

마찬가지로 식 19는 신전 운동시에 기여하는 관절 반작용력을 표현한 식으로 각 항의 의미는 식 (12)와 동일하다. 주관절 굴곡근은 상완근과 상완이두근 이고, 신전근은 상완삼두근 이다.

주관절이 굴곡할 때  $J_{ky}$  값이 최대가 될 때는  $\sin\theta = 1$  일 때, 이다. 즉  $\theta = 90$  일 때 J 최대값은

$$J_{kyflexion} = ((L_w / L_B)-1) W + ((L_p / L_B) -1)P + I\alpha/(L_B) - (M+m) a_y \text{ 굴곡} \quad (12-1)$$

$J_{kx}$  값이 최대가 될 때는  $\cos\theta = 1$  일 때, 즉 0

도 일 때이다.

$$J_{kxflexion} = [((L_w / L_B)-1) W + ((L_p / L_B) -1)P] (1/ \tan\theta_1) + I\alpha/(L_B) - (M+m) a_x \text{ 굴곡} \quad (12-2)$$

이다. 회전 중심에서부터 길이 관계는  $L > L_p > L_w > L_B$ 이다. 이 관계로 식 (12-1)에서 첫 번째, 두 번째 항은 각각  $((L_w / L_B)-1) > 0$ ,  $((L_p / L_B)-1) > 0$ 이다. 만약 정적 상태일 때는 세 번째 항은 항상 0이기 때문에  $J > 0$ 이다. 그러나 동적 상태일 때는 세 번째 항이 양수 이거나 음수 값에 따라 J 값이 달라진다.  $I/ L_B - ML - mL > 0$ 가 성립할 조건은  $m > -M(L+3)/3(L-1)$ 이다. 우변의 양에서 L 가 1보다 크면 음수 값이 되어 질량 m이 양수이면 식 (12-1)에서 세 번째 항은 양수 값이 되어 동적 상태의  $J_k$  값이 정적 상태  $J_s$  값보다 항상 크다. 이 결과로 알 수 있는 의미는 주관절 굴곡 시 정지 상태, 등속상태 보다 등가속도 상태일 때가 관절 반작용력 J가 더 크다는 것이다.

주관절이 신전 할 때 J 값이 최대가 될 때는  $\sin\theta = 1$  일 때이다. 즉  $\theta = 90$  일 때 J 최대값은

$$J_{ky} = ((L_w \sin\theta / L_T)+1)W + ((L_p \sin\theta / L_T)+1)P + I\alpha/ L_T + (M+m) a_y \text{ 신전} \quad (19)$$

여기서  $L\alpha = a_y$ 이다. 회전 중심에서부터 길이 관계는  $L > L_p > L_w > L_T$ 다. 이 관계로 식 (19)에서 첫 번째, 두 번째 항은 각각  $((L_w / L_B)+1) > 0$ ,  $((L_p / L_B) +1) > 0$ 이다. 만약 정적 상태일 때는 세 번째 항은 항상 0이기 때문에  $J_{extension} > 0$ 이다. 또한 동적 상태일 때는 세 번째 항이 양수 값을 가지기 때문에  $J_{extension}$  값이 정적 상태 값에 더해진다. 이 결과로 알 수 있는 의미는 주관절 신전 시 정지 상태, 등속 상태 보다 등가속도 상태일 때가 관절 반작용력 J가 더 크다는 것이다. 그리고 굴곡 시와 신전 시의 관절 반작용력 J는 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$J_{flexion} < J_{extension} \quad (20)$$

## V. 결론 (Conclusion)

본 연구는 주관절 운동 분석 시에 뉴턴의 법칙을 적용시켜 정역학과 동역학을 구분하여 관절 반작용력을 계산하였다. 주관절 굴곡 시 정지 상태, 등속 상태 보다 등가속도 상태일 때가 관절 반작용력 J가 더 크다는 것이다. 주관절 신전 시 정지 상태, 등속상태 보다 등가속도 상태일 때가 관절 반작용력 J가 더 크다는 것이다. 그리고 굴곡 시와 신전 시의 관절 반작용력 J는 다음과 같은 관계가 성립한다.

$$J_{\text{flexion}} < J_{\text{extension}}$$

위와 같은 식은 인체의 움직임을 통하여 환자를 평가하고 치료하는 물리치료가 주관절의 정상적인 움직임 속에서 발생하는 힘들의 상관 관계를 이해하는데 도움을 줄 것이다. 주관절 질환을 가진 환자들의 비정상적인 근육활성화를 이해하고 정상적인 근육활성화를 하도록 치료하는데 기준이 되는 자료가 될 것이다.

## 참 고 문 헌

- Ahmet E, McLean S, Herzog W, et al. Model-based estimation of muscle forces exerted during movements. *Clinical Biomechanics*. 22;131-154, 2007.
- An KN, Hui FC, Morrey BF, et al. Muscles across the elbow joint: A biomechanical analysis. *J Biomech*. 14;659-669, 1981.
- An KN, Morrey BF. *Biomechanics of the elbow*. In: Morrey, B.F. (Ed.), *The elbow and its disorders*. W.B. Saunders. Philadelphia; 43-60, 2000.
- Armstrong AD, Dunning CE, Faber KJ, et al. Rehabilitation of the medial collateral ligament-deficient elbow: an in vitro biomechanical study. *J Hand Surg*. 25;1051-7, 2000.
- Aymard C, Chia L, Katz R, et al. Reciprocal inhibition between wrist flexors and extensors in man: a new set of interneurons? *J Physiol*. 15(487);221-235, 1995.
- Basmajian JV. Recent advances in the functional anatomy of the upper limb. *Am J Phys Med*. 48;165, 1969.
- Buchanan TS, Lloyd DG, Manal K, Besier TF. *Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements From Measurements of Neural Command*. *J Appl Biomech*. 20(4);367 - 395, 2004.
- Daria A, Gil E, Delgado E, et al. Recurrent dislocation of the elbow. *Int Orthop*. 14; 41 -45, 1990.
- Doheny EP, Lowery MM, FitzPatrick DP et al. Effect of elbow joint angle on force-EMG relationships in human elbow flexor and extensor muscles. *J Electromyogr Kinesiol*. 11;1-11, 2007.
- Durig M, Muller W, Ruedi TP, et al. The operative treatment of elbow dislocation in the adult. *J Bone Joint Surg*. 61A;239-244, 1979.
- Hamill J, Knutzen KM. *Biomechanical Basis of Human Movement*, Williams and Wilkins. Philadelphia; 146-201, 1995.
- Herbert RD, Gandevia SC. Changes in pennation with joint angle and muscle torque: in vivo measurements in human brachialis muscle. *J Physiol*. 484(2);523-532, 1995.
- Josefsson PO, Johnell O, Wenderberg B. Ligamentous injuries in dislocations of the elbow joint. *Clin Orthop*. 221;221-225, 1987.
- Joyce GC, Rack PM, Ross HF. The forces generated at the human elbow joint in response to imposed sinusoidal movements of the forearm. *J Physiol*. 240(2);351-374, 1974.
- Kapandji IA. *The physiology of joint*. Churchill Livingstone. Edinburgh; 1982.
- Levangie PK, Norkin CC. *Joint Structure and Function: A comprehensive analysis*, F.A. Davis company. Philadelphia; 226-250, 2001.

- Marsden CD, Obeso JA, Rothwell JC. The function of the antagonist muscle during fast limb movements in man. *J Physiol.* 335; 1-13, 1983.
- Morrey BF, Askew LJ, An KN, et al. A Biomechanical study of functional elbow motion. *J Bone Joint Surg.* 63A:872-876, 1981.
- Neumann DA. *Kinesiology of the musculoskeletal system*, Mosby. Philadelphia; 133-171, 2002.
- Nordin M, Frankel VH. *Basic biomechanics of the musculoskeletal system*, Lippincott Williams and Wilkins. Philadelphia; 340-357, 2001.
- O'Driscoll SW, Bell DF, Morrey BF. Posterolateral rotatory instability of the elbow. *J Bone Joint Surg.* 73A(3):440, 1990.
- Osborne G, Cotterhill P. Recurrent dislocation of the elbow. *J Bone Joint Surg Br.* 48B; 340-346, 1966.
- Parmer AK, Glisson RR, Werner FW. Ulnar variance determination. *J Hand Surg.* 7;376, 1982.
- Riemann BL, Lephart SM. *The Sensorimotor System, Part I: The Physiologic Basis of Functional Joint Stability.* *J Athl Train.* 37 (1);71-79, 2002.
- Tracy JE, Obuchi S, Johnson B. Kinematic and Electromyographic Analysis of Elbow Flexion During Inertial Exercise. *J Athl Train.* 30(3);254-258, 1995.