대한물리치료학회지 제11권 제1호
The Journal of Korean Society of Physical Therapy
Vol. 11, No. 1 pp 167~177, 1999.

무릎 관절의 생역학적 이해

대구대학교 대학원 재활과학과 물리치료전공
권 영 실
대구대학교 재활과학대학원 물리치료전공
이 진 희, 정 병 옥
대구대학교 재활과학대학원 물리치료학과
배 성 수, 김 진 상

Biomechanical Comprehension of Knee Joint

Kwon, Young-Shil, P.T., M.S.
Major in Physical Therapy, Dept.of Rehabilitation Science, Graduate school, Taegu University
Lee, Jin-Hee, P.T., M.S., Jung, Byong-Ok, P.T.
Graduate School of Rehabilitation Science, Taegu University
Bae, Sung-Soo, Ph.D., P.T., Kim, Jin-Sang, Ph.D.
Dept. of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Taegu University

<Abstracts>

Biomechanics is an important scientific foundation of physical therapy and is used to relate kinematics, kinetics, statics and dynamics for comprehencing human movement. The knee is well studied for demonstrating biomechanical analyses of joint because of its simplicity.

The purposes of this study were 1)to provide categories and concepts of biomechanics, 2)to apply these concepts to knee movement involving daily living and gait, and 3)to review current and preceeding researches about biomechanics of knee. Thus, physical therapiestes in clinic may be helped understand of movement which includes considerations of description and production related force, moment and power.

Key word :Biomechanics, knee joint,kinematics, kinetics

I. 서 론

사람의 움직임을 생각할 때 우리는 그 움직임이 중추신경계에서 어떻게 조절될 것인가에 대한 의문뿐만 아니라 그 움직임을 생성하거나 움직임에 영향을 주는 기계적 요소와 중력이라는 영향 하의 환경과의 상관 관계를 생각하지 않을 수 없다. 특히 물리치료사는 운동 프로그램을 환자에게 적용하는 경우에 있어 사람의 움직임에 대한 폭넓은 이해를 갖추어야 한다(Kisner & Colby,

1990). 사람의 움직임에 대한 학문인 인체 운동학(kinesiology)은 심리학(psycology), 운동 학습(motor learning), 운동 생리학(exercise physiology)과 함께 생역학(biomechanics)을 포함한다. 생역학은 생체의 힘, 즉 생체의 역학(mechanics)에 관한 학문이므로 물리학 중의 역학을 중심으로 기초적인 해부학, 생리학, 수학 등 여러 가지 다른 학문 분야와 연결되며(오정희, 1990), 인체를 다루는 정형외과의, 운동 코치, 재활 공학자, 보철 전문가와 특히 물리치료사에게 있어 꼭 필요한 연구 분야이다(Winter, 1979).

물리치료 현장에서 환자의 자세나 치료사의 자세, 위치 등을 결정할 때에 또는 외적인 힘이나 치료사 자신의 힘을 환자에게 적용할 때에 경험이 많은 숙련된 치료사는 몸으로 터득한 힘의 관계를 설정할 수도 있으나, 이 모든 것은 생역학적 특성에 기인하는 것이며 물리치료의 여러 영역에서 생역학은 중요한 요소가 되고있다.

생역학적 이해는 정형외과적 문제를 가진 환자를 맨손 치료할 때에나 신경계적 문제를 가진 환자를 운동 조절적 측면에서 치료할 때에도 반드시 필요하다. Wollacott (1990)는 운동 조절에 있어 체계 모형은 다중적 신경계와 생역학적 요소들이 균형이라는 목적을 획득하기 위해 상호작용한다고 하였고, 균형이나 보행을 언급할 때, 근력 향상 정도를 언급할 때에도 생역학적 요소는 늘 중요한 관심의 대상이 되고 있다.

환자의 상태를 파악하기 위한 기초 평가 또는 치료의 중재 이후 치료 효과를 알아보기 위해 또는 치료의 방향을 결정하기 위해 이루어지는 재평가에는 양적 평가에 필요한 많은 검사 도구들을 이용하게 된다. 각종 기계 공학의 발달로 생역학적인 대부분의 자료들을 수집, 분석해 결과를 보여주는 시스템이 확립되어가고 있다. 이 시점에서 우리는 그 결과 숫자들이 표현하는 내용이 무엇인지 잘 알고 있을 필요가 있다.

여러 연구 논문에서 다루어지는 생역학적 수치는 그 중요성에도 불구하고 몇몇 연구자들 사이에서만 관심이 될 뿐 임상에 관련된 치료사들과는 다소 거리감이 있다는 것이 현실이며, 치료적 기법들만이 강조되고 있는 현장에서 물리적이나 수학적인 지식 기반의 불명확함으로부터 오는 생역학에 대한 심리적 거부감을 없애는 것이 중요하다. 올바른 생역학적 지식 없이는 양질의 치료적 중재를 제공할 수 없기 때문이다.

무릎은 특히 관절의 생역학적 분석을 설명하는데 적절한 관절인데, 그 이유는 생역학적 분석들이 무릎에서 간단하게 적용될 수 있기 때문이다(Nordin & Frankel, 1989). 무릎의 동작이 세평면에서 동시에 일어나지만, 한 평면에서의 운동이 너무 크기 때문에 거의 모든 운동을 다 설명할 수 있다. 여러 근육이 힘을 생성해내지만 특별한 순간에 한 근육군이 전체적으로 지배하며 생산해 내는 힘이 충분히 커서 그것이 무릎에 작용하는 근 힘의 대부분을 설명할 수 있다. 그러므로 기본적인 생역학적 분석은 한 면에서 제한되어 설명될 수 있고 기본적 힘과 돌림힘(moment, torque)의 크기를 예측할 수 있다.

이제까지의 연구에서 무릎 관절에 관련된 생역학적 분석은 정상 대상자(Grand & Childress, 1999)뿐만 아니라 뇌졸중(Olney et al, 1989)이나 뇌성마비(Olney et al, 1990) 등의 신경계 손상 환자와 무릎 통증, 무릎 관절 성형술(Jevsevar et al, 1993), 절단환자(Czerniecki, 1991), 보조기 착용환자(Lehmann et al, 1982), 무릎관절 완전대체술(Chao, 1989), 슬개대퇴 통증환자들(Powers et al, 1997)에 있어서 일상 동작을 포함한 다양한 움직임에서의 분석이 수없이 많이 이루어져 왔다.

인체는 움직이는 행위자이고 하지에서의 기본적 동작은 신체를 이동시키는 것이다. 가장 보편적 이동 기술로는 보행을 들 수 있으므로, 하지에서 일어나는 보행에 있어 무릎 관절의 생역학적 요소를 고려해보는 것이 가장 일반적 요소가 될 것이다.

따라서 본연구에서는

(1) 무릎 관절의 해부학적 구조를 살펴보고, 생역학적으로 작용하는 힘의 성질을 알아보며

(2) 보행을 중심으로한 일상 동작 동안 무릎 관절에서 생역학적 기본 개념을 적용하며

(3) 무릎 관절의 생역학적 분석과 관련된 여러 연구 논문의 결과들을 검토해볼 것이다

II. 무릎 관절의 해부학적 구조

대퇴골의 아래쪽과 경골의 위쪽 끝 그리고 슬개골(patella) 사이의 관절을 무릎관절(knee joint)이라 한다. 무릎 복합체라고도 불려지는 이 관절은 굽혀지고 펴지는 동작을 통해 하지 말단인 발을 하지 상단인 고관절에 가깝게 붙이거나 멀리하는 데에 관계하며(Kapandji, 1982), 동적인 상태와 정적인 상태에서 기능적으로 매우 큰 역할을 한다(Norkin, 1992). 무릎 관절은 체중 지지에 관계하는 지레팔의 길이 때문에 스트레스를 받기 쉽지만 완

전 신전 위치에서는 큰 안정성을 가지며, 반면에 큰 굴곡 가동성을 가진다. 그러나 관절면의 구성이 단순하기 때문에 특히 큰 가동성을 요할 때는 염좌(sprain)나 탈구(dislocation)가 일어나기쉽다(Kapandji, 1982).

한 개의 관절낭 안에는 두가지의 서로 다른 관절로 구성되는데, 경골대퇴(tibiofemoral) 관절과 슬개대퇴(patellofemoral) 관절이다. 경골대퇴 관절은 대퇴 원위단과 내부의 반월판, 그리고 경골 근위단으로 이루어지며 슬개대퇴 관절은 슬개골과 대퇴골 사이의 관절이며 상부 경골비골 관절은 무릎관절에 속하지 않는다(Norkin, 1992). 경골대퇴 관절은 일반적으로 변형된 접번관절로 고려된다.(Rosse & Clawson, 1980),

대퇴골의 관절면은 볼록하고 비대칭적인 내측과와 외측과가 대퇴골의 원위단에 위치한다. 내측과의 관절면이 외측과의 관절면보다 더 길고(Frankel & Nordin, 1989), 대퇴과의 원들레는 경골과의 원들레보다 두배 더 크다(Kapandji, 1982). 이 과는 앞쪽으로는 슬개골 면이라고 불리는 비대칭적이고 얇은 안장모양의 홈으로 나누어지며, 뒤쪽으로는 과간와(intercondylar fossa)라고 불리는 깊은 U자 모양의 절흔으로 나누어진다(Norkin, 1992).

대퇴골의 관절면에 상응하는 경골의 관절면은 경골 근위단에 위치하는 두 개의 오목하고 비대칭적인 고평부이다. 내측 경골 고평부는 외측 경골 고평부보다 50% 더 크며, 내측 고평부의 관절연골은 외측 고평부의 관절연골보다 더 두껍다(Frankel & Nordin, 1989). 이 두 개의 고평부는 과간융기(,intercondylar eminence)에 의해 나누어진다. 무릎이 신전될 때 이 과간융기는 과간와와 만나게 된다. 슬관절 내부에 경골고평부 중간에서 대퇴골 과간 지역까지 뻗어있는 십자 인대가 앞 뒤로 서로 교차하며 부착되어있다.

경골의 고평부 위에 위치하는 비대칭적인 두 개의 쐐기모양 섬유성 관절 판을 반월판이라고하며 내측과 외측 반월판은 윤상인대에 의해 관절낭에 부착되며 반월대퇴인대와 반월경골인대에 의해 대퇴과와 경골과에 부착된다(Norkin, 1992). 신전에서 굴곡 움직임동안 두 개의 반월판은 후방으로 움직이고 외측 반월판이 내측 반월판보다 더 많이 전위된다(Magee, 1997). 내측 반월판은 외측 반월판에 비해 훨씬 더 견고하게 부착되어있어 가동성이 더 작기 때문에 손상이 더 자주 발생한다.

관절낭은 대퇴골의 아래쪽 끝 주변에서 기시하여 경골 위쪽 끝 주변부까지 걸쳐있고 경골쪽 결인대, 비골쪽 결인대가 대퇴골과 경골 및 비골을 강화시키고 있다.

대퇴사두근건 내에 있는 큰 종자골인 슬개골은 무릎관절의 강한 신근의 지레장치가되는데(김용주,1991), 경골대퇴관절의 앞쪽에 위치하며 편평하고 삼각형에 가까우며 외측 관절면이 더 넓다. 굴곡에서 신전을 하는 동안에 슬개골의 서로 다른 부분이 대퇴골과와 관절을 이룬다(Goodfellow, 1976). 슬개골은 운동축으로부터 멀리 떨어진 대퇴사두건을 잡고 있기 때문에 신전 마지막 30도 동안 신전 효율을 증가시킨다. 슬개골은 또한 대퇴사두건의 길잡이 역할 뿐만 아니라 대퇴사두근 기전의 마찰을 감소시키고 무릎에서 관절낭 긴장을 조절하고 대퇴골과의 연골에 대해 보호역할을 하며 미적인 모양을 향상시켜준다(Magee, 1997). 활동에 따른 슬개골의 부하량은 걷기 시 체중의 0.3배, 계단 오르기시 체중의 2.5배, 계단 내려가기 시 체중의 3.5배, 쪼그려 앉기 시 체중의 7배에 해당한다(Magee, 1997).

정적 체중 부하 상태에서 하지의 배열과 관련된 문제를 찾기 위해 주로 대퇴사두근각(Q angle)이 측정되는데 이것은 대퇴사두근의 작용선과 슬개근건이 이루는 각도이며 전두면 상에서 전상장골극에서 슬개골 중심을 연결한 선과 슬개골 중심에서 경골조면 사이를 이루는 각도이다(Paulo 등, 1980). 일반적인 정상 성인의 대퇴사두근각은 15도 정도이며(Adno 등, 1993) 여성은 더 넓은 골반 때문에 각도가 더 증가된다(O'Donoghue, 1984).

III. 생역학적 기능에 작용하는 힘

생역학적으로 작용하는 힘의 크기는 화살표의 크기로 나타내고 방향은 화살표가 향한 방향이다. 방향을 가지기 때문에 벡터량이라고 한다. 생역학적 기능에 작용하는 힘은 여러 가지가 있다.

첫째, 인장력으로써 신체가 그 조직을 신장 혹은 길이를 길게하는 힘을 말하며 반면에 신체나 그 조직을 단축 혹은 압축하는 것을 압축력(compression force)이라한다. 둘째, 전단력(shearing force)은 신체 조직이 조직의 옆방향으로 미끄러지는(slide) 힘을 말하고 조직이 비틀리게 되는 힘을 비틀림힘(torsion force)이라고 한다. 셋째, 굽힘힘(bending force)은 조직에 가해질 때 한쪽은 압축이 되고 반대쪽은 장력이 걸게 하는 힘이다.

힘이 무릎 관절에 작용할 때 스트레스(stress)와 스트레인(strain)이라는 용어를 사용하게된다. 스트레스는 힘이 가해진 면적으로 그 힘을 나눈 값이다. 스트레인은 힘이

가해졌을 때 조직이 길어진 길이 만큼을 원래 길이로 나눈 값(%)이다. 조직을 평가함에 있어서 힘에의한 조직의 길이 변호를 그래프로 나타낸 것이 스트레스-스트레인 곡선이라한다.

스트레스-스트레인 곡선에서 조직 혹은 물체의 여러 가지 특성을 결정할 수 있다. Fig. 1에서 S1까지는 직선에 가까우며, 그 조직 혹은 물체의 탄성(elasticity)이다. 곡선의 시작 부부은 토- 영역(toe region)이라하며 선형이 아니다. 탄성 영역은 힘이 제거되면 조직 혹은 물체가 변형으로부터 원래의 형태로 되돌아온다. 그러나 탄성한계보다 더 큰 힘이 작용하여 원래의 형태 혹은 길이로 돌아오지 않게 된 곡선의 영역, 즉 S1-S2를 가소영역(plasticportion)이라고 하며 즉 F1보다 강한 스트레스가 작용하는 것이다. E2는 그 물체의 파손점이 된다. 연성물질은 이 영역의 길이가 길어질 것이고 강성 물질일 때는 이 영역의 길이가 짧아진다.

상기한 용어와 개념을 적용하여 무릎 관절의 여러 가지 구성 요소의 관계를 분석할 수 있고, 상호관계의 생역학을 이해할 수 있다. Fig. 2 (Dumbleton & Black, 1881)에서는 그 조직의 특성과 다양한 스트레스 조직들이 어떻게 변화하는지 이해할 수 있으며 노화와 시간에 의한 영향도 알 수 있다. 하중에 대한 조직의 반응에 영향을 미치는 여러 가지 요소들을 요약했다.

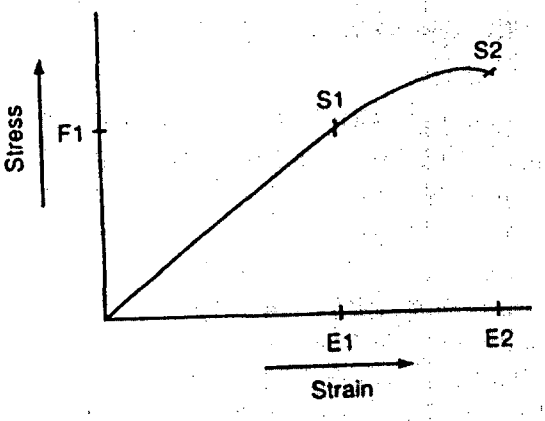

Fig. 1. Stress-Strain curve

IV. 무릎 관절의 운동학

앞에서 언급했듯이 무릎 관절에서는 세 면에서 운동이 다 일어나지만 특히 시상면에서의 운동이 가장 크다.

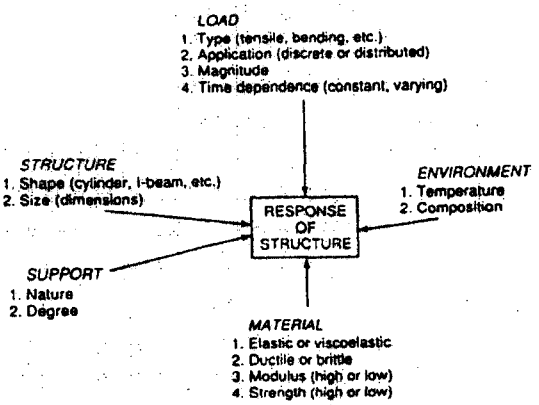

Fig. 2. Factors that affect the response of a structure to load

Fig. 3은 대퇴골 원위단을 가로지르는 관상축을 중심으로 시상면에서 일어나는 각운동을 나타내고 있는데 오른쪽 무릎을 바깥쪽에서 본 그림이므로, 그림에서 시계 방향으로의 운동을 굴곡, 반시계 방향으로의 운동을 신전이라고 하며 그 각변위는 도(degree)로 나타낸다. 완전 신전에서 완전 굴곡까지의 동작은 0에서 140도까지 이다(Kapandji, 1982). 굴곡, 신전이라는 용어가 한 축에 대한 서로 다른 방향을 나타내기 때문에 한 방향 운동을 양의 값, 반대 방향을 음의 값으로 표시할 수도 있다(Fig. 4참조).

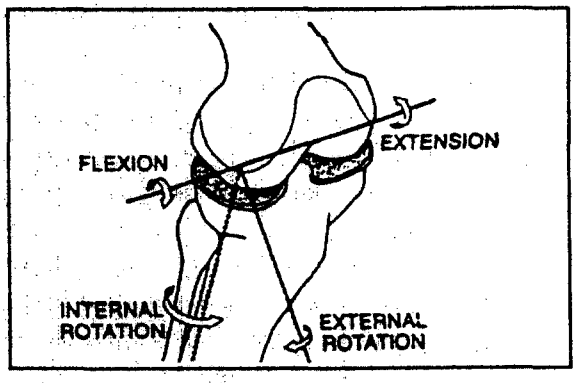

Fig. 3 Angular movement of knee joint

무릎 관절의 횡단면에서의 운동인 내회전이나 외회전은 시상면에서의 위치에 영향을 받는다. 무릎이 90도로

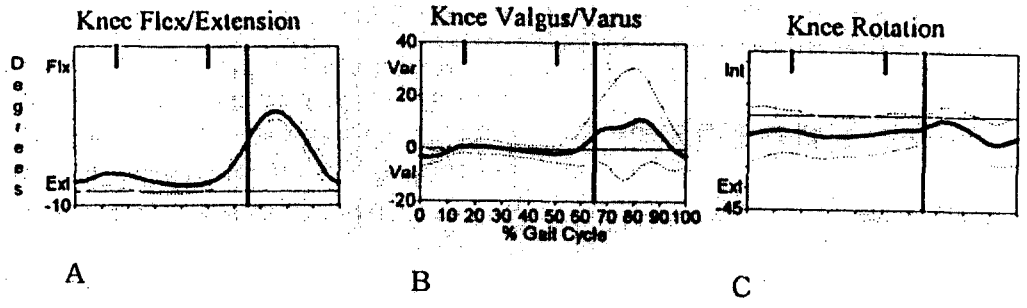

Fig. 4. Knee motion during gait
A: Knee Flexion/Extension, B: Knee Valgus/Varus, C: Knee Rotation

굴곡되어있을 때 회전 범위는 최대로 되며 외회전 범위는 0-45도, 내회전 범위는 0-30도 정도이다(Kapandji, 1982). 무릎이 완전히 신전되어있을 때 회전 요소는 거의 완전히 잠겨있다. 완전히 굴곡되어있을 때에도 제한받는다. 무릎이 굽혀지고 있는 중이거나 펴지고 있는 중일 때 경골의 회전운동이 동시에 일어난다. 무릎이 완전히 굴곡된 위치에서 완전히 신전된 위치로 대퇴골 위로 미끌어질 때 대퇴골 내과의 곡면을 따라 내려갔다가 다시 올라가면서 동시에 외회전된다. 완전 신전 위치에서 완전 굴곡 위치가 될 때는 반대로 내회전이 일어난다(Nordin, Frankel, 1989). 이것을 'screw-home mechanism'이라 한다. 신전된 마지막 자세에서 경골은 외회전 된 상태이고 굴곡된 마지막 자세에서 경골은 내회전 된 상태이다. 이것은 전통적으로 내측과가 외측과 보다 길기 때문에 일어난다고 알려져 있다(Fig. 3 참조).

무릎관절의 전두면에서의 운동은 내전과 외전인데 이 동작 역시, 관절의 굴곡 정도에 비슷하게 영향을 받는다. 무릎이 완전히 신전되어있으면 전두면의 운동은 거의 일어나지 않는다. 무릎이 30도까지 굴곡될 때, 수동적 내전 외전은 증가된다. 무릎이 30도 이상 굴곡되어있으면, 연부조직의 기능 제한으로 전두면 운동은 다시 감소된다.

일상 동작 중 보행 동안의 무릎 관절 동작은 세평면에서 측정이 가능하다. Murray 등(1964)에 의해 처음으로 전자각도계를 이용하여 보행동안 시상면에서의 관절 각도가 측정되었으며, 그 이후Kettelkamp 등(1970)에 의해 횡단면과 전두면에서의 각도가 측정되었다. Fig. 4는 보행 분석기를 이용한 세평면의 각변위를 나타내고 있는데 굴곡은 양의 값으로, 신전은 음의 값으로 나타내지며, 전두면에서 내전 또는 내반(+), 외전 또는 외반(-), 횡단면에서 내회전(+), 외회전(-)을 각각 양의 값과 음의 값으로 나타내고 있다. 관련 장애나 질병이 없는 정상 보행의 예에서, A는 약 5도 정도의 굴곡 상태로 시작해 입각기 초기 반대 발떼기인 약 14%cycle에서 굴곡하는 작은 봉우리를 하나 만든다. 입각기 중간 반대발 접지기에 다시 5도 정도의 굴곡 상태로 되었다가 입각기가 끝나가면서 급격히 굴곡이 증가하여 유각기 초기에서 보행주기의 70%이후 80%까지 최고 굴곡을 보였다가 다시 급격히 감소하여 유각기가 끝날 때 쯤에는 다시 5도정도 굴곡 상태가 된다. 보행 전 주기에 걸쳐 완전 신전은 한번도 나타나지 않았다. B의 전두면의 분석에서 처음 보행의 입각기 시작에서는 약간의 외반(valgus)으로 시작해서 전체 입각기 동안 반대 발떼기인 14%보행 주기에서 내반(varus)이 증가했다가 다시 0도에 가깝게 있으며 유각기 중에 최고의 내반을 보이다가 유각기가 끝나감에 따라 다시 외반으로 돌아간다. C의 횡단면 분석에서는 보행 전체에 걸쳐 절대값 5도에서 15도 정도의 외회전을 나타내고 있다.

Jevsevar DS 등(1993)의 연구에서는 40세 이하 다섯 명의 정상 대상자에서 이동 일상 생활동작 동안 무릎에서의 관절 가동 범위와 각속도 등을 측정한 값을 나타내고 있다. 시상면 관절 가동 범위의 평균값은 계단 오르기의 경우 98. 6도, 계단 내려오기에서는 90. 3도, 걷기에서 64. 6도, 의자 앉기에서 96.9도의 값을 보여 계단 오르기에서 가장 높은 관절가동범위를 필요로하는 것을 알 수 있다. 이 연구에서는 각속도 값도 나타나 있는데, 유각기 신전 각속도는 계단오르기 167°/s, 계단 내려오기 269.7°/

s, 보행시에 385. 1°/s 와 같은 값을 나타내었다. 유각기 굴곡 각속도는 계단오르기 378.2°/s, 계단 내려오기 195. 7°/s, 걷기 159°/s 의 값을 보여 계단오르기에서 굴곡 각속도가 가장 높고 걷기에서 가장 낮다는 것을 보여준다.

V. 무릎 관절의 운동역학

1. 정역학(stastics)

만약 사람이 한쪽 다리로 정지 상태로 서 있다고 가정해보면(Fig.5), 다른 물체들에 의해 그 다리에 작용하는 세 힘이 존재한다. 첫번째는 발바닥에서 바닥이 위로 미는 힘 F1이다. 관절과 주위 근육들을 통해 발에 작용하는 몸의 나머지 부분과 여러가지 밀고 당기는 힘을 합쳐 F2로 나타내고 발에 아래쪽으로 작용하는 중력의 당김힘은 F3이다. 힘 F1은 바닥에서 위로 F3은 위에서 아래로, F2는 중간 어딘가에서 작용한다. 이 다리가 평형상태에 있으면 이 힘들의 합은 0이다.

F1 + F2 + F3 = 0

이것을 병진 평형 상태라한다. 여기서 알고있는 수치들을 대응시키면 F2의 값을 알 수 있다.

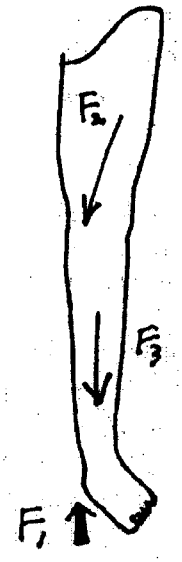

Fig. 5. Equilibrium of lower extremity

2. 동역학(dynamics)

1) 돌림힘

관례적으로 여러 연구에서 무릎 관절의 등속성 운동이나 등척성 운동, 등장성 운동등과 관련하여 신체가 고정된 자세에서 힘을 낼 때는 주로 토오크(torque)/ 우력 이라는 용어가 쓰이고(Nicholas emd, 1989;Borges O, 1989; Appen & Duncan, 1986) 움직임을 동반한 자세에서 힘을 나타낼 때에 주로 모멘트(moment)라는 용어가 쓰이고 있지만(Jevsevar 등, 1993:Czerniecki, 1991) 이 두 용어는 같은 물리적 의미로 쓰이므로(Nordin & Frankel, 1989) 여기서는 두가지 다 돌림힘이라고 하였다.

이제 무릎에 작용하는 돌림힘에 대해 생각해보자. Fig. 6에서는 계단을 올라가고 있는 상태에서 대퇴경골 관절의 동작 중심을 축으로 일어나는 돌림힘에 대한 계산이다. 돌림힘 분석은 무릎건(patellar tendon)을 통해 생산된 돌림힘의 최소크기를 결정하는데 이용되며, 이 무릎건에서 발생하는 돌림힘은 대상자가 계단을 오를 때 체중에 의해 생산되는 하퇴에 대한 돌림힘과 반대평형을 이룬다. 계단을 오를 때 하지에 대한 굴곡 돌림힘은 체중에서 하퇴의 질량을 뺀 값(W, 지면반력)과 축에서 그힘에 대한 작용선까지의 거리 a(돌림힘 팔)까지의 곱이다. 반대평형을 이루고 있는 신전 돌림힘은 무릎건을 통해 작용하는 대퇴네머리근 힘(P)과 그 힘의 지래팔(b) 사이의 곱이다. 이 하지는 평형상태에 있으므로 두 돌림힘 합은 영이 된다.

$$\Sigma M = 0$$

여기서 반시계 방향인 굴곡돌림힘을 음으로 시계 방향인 신전 돌림힘을 양으로 정하면

$P \times b - W \times a = 0$ 그래서 $P = W \times a / b$

여기서 W는 지면 반력이고 체중에서 하퇴의 질량을 뺀 값이다. a와 b 의 값은 실측을 통해 알수 있으므로 여기에 작용하는 대퇴네머리근의 힘은 계산될 수 있을 것이다.

이러한 돌림힘은 힘과 작용점에서 축까지 수직거리의 곱이므로 똑같은 상황 하에서도 개인마다 차이가 나고, 한 개인 안에서도 상황마다 차이가 나는 것은 당연하다.

무릎을 굽히고 펴는 동작을 할 때의 힘에 대해서 생각해 보도록 하자. 무릎 돌림힘에 대하여 여러 연구(Alexander & Molnar, 1973; Borges, 1989)에서 연령, 성별, 속도, 중력의 영향에 의해 차이를 보고했다. 등속성

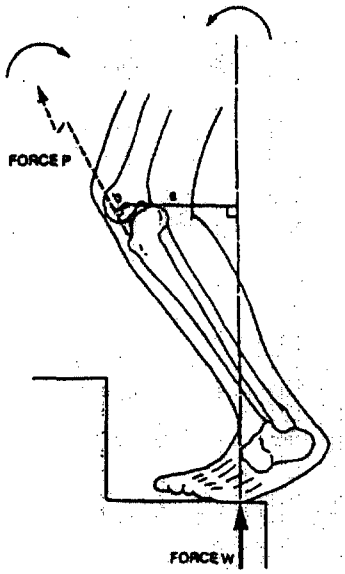

Fig. 6. Moment of knee joint during stair climbing (Nordin & Frankel, 1989)

검사 동안 60°/s, 120°/s 속도에서 신전근과 굴곡근의 최대돌림힘 값은 신전근에서 더 큰 값을 보이고 있다(Appen & Duncan, 1986). 속도가 증가함에 따라 최대돌림힘은 감소하였다 (Gilliam 등 1979).

분절된 동작에서의 돌림힘 값은 위와 같이 각각 절대값의 크기만을 비교하면 되지만, 연속적인 동작일 경우에는 연구자들과 임상 사회에서 관절 돌림힘을 표현하는데 있어 여러 의견이 분분하다. 그러나 보통은 1991년 International Society of Biomechanics에서 규정된 내용을 따른다.(Onley, 1996) 여기서는 신전근과 저측 굴곡근 내부 관절 돌림힘을 '양의 값'으로 쓰기로 결정하였다. 이 내부 돌림힘은 근활동에 기인한다. 예를 들어 보행에서 초기 입각기 동안 무릎은 주로 짧게 굴곡되었다가 신전되는데 이때 무릎 신전근에 의하여 생성되는 순수 무릎 신전근 돌림힘과 동반되어일어난다. 이것을 우리는 무릎 신전근 돌림힘라고 정의하고 양의 값으로 나타낸다. 따라서 굴곡근 돌림힘은 음의 값이 된다.

보행에서 나타나는 무릎 신전근 돌림힘을 보면, 처음에 굴곡 돌림힘값을 보였다가 다시 신전근 돌림힘을 보이고 입각기 중기에 다시 약간의 굴곡근 돌림힘을 보였다가 다시 입각기 말에 신전근돌림힘을 나타내었다가 다시 굴곡근 돌림힘으로 옮겨가는 연속적인 변화를 볼 수 있다.

2) 근일

근육이 수행한 일도 고려할 수 있다. 각운동에서 일은 돌림힘과 각변위의 곱으로 나타낸다. 선운동에서와 마찬가지로 단위는 주울(J)로 나타낼 수도 있다. 근육이 구심성 수축을 할 때 양(+)의 일을 수행한다. 근육이 작용하는 방향과 그 결과 일어난 운동의 방향이 일치할 때 양의 일을 수행했다고 할 수 있다.

관절을 펴려는 근육의 돌림힘을 양(+)이라하고, 그 각변위의 방향 즉 펴는 방향을 양(+)이라 하면 근육 돌림힘과 관절의 변위각의 곱도 역시 양(+)으로 나타난다. 관절을 굴곡시키려는 힘이 작용하여 수축할 때 관절을 굴곡시키려는 돌림힘을 음(-)이라하고 관절의 각변위가 굽혀지는 방향을 음(-)이라고 간주할 수 있다. 근육의 돌림힘과 관절의 변위각의 곱은 역시 양의 부호를 갖는다.

근육이 수행한 음의 일은 원심성 수축일 때 일어난다. 즉 관절에 작용하는 돌림힘의 방향과 관절이 움직이는 방향이 반대일 경우 근육이 수행한 일은 음의 부호(-)이다. 이는 보통 체절에 가해진 외력이 근육 돌림힘보다 큰 돌림힘을 반대 방향으로 작용할 때 나타나는 현상이다. 굴곡 돌림힘(-)이 작용하면서 관절이 펴지는 방향으로 각변위(+)를 보인다면, 이들의 곱으로 얻어지는 일은 음의 부호를 갖고, 따라서 근육이 수행한 일은 음(-)이 된다. 같은 방법으로, 관절이 펴지는 방향으로 근육돌림힘이 작용하면서(+) 그 반대 방향으로 각변위가 나타난다면 (-), 즉 굽혀지고 있다면, 이 때에도 음의 일(-)이 된다 (Fig. 7).

3) 일률

주어진 관절에 대하여, 근육의 일률은 정미 근육돌림힘과 각속도의 곱으로 나타낸다.

$$Pm = Mj\omega j \ (W)$$

여기서 Pm은 watt로 나타내는 근육의 일이고 Mj은 근육돌림힘(Nm), ωj은 관절의 각속도(°/s)를 나타낸다. 위에서 일과 같이 일률도 양일 수 있고 음일 수도 있다. 일률이 양인 경우 근돌림힘에 의해 일이 생성되었고 에너지를 생성한 것이되고, 음인 경우 실제로 외력이 일을 수행하였고, 에너지가 체절로 부터 근육으로 전달된 것이고, 즉 근육이 에너지를 흡수한 것이다. 옆으로 누운 자세에서 다리을 펴고 굽히는 동작에서 간단히 살펴보기로 하자. 아주 간단한 이 동작에서도 일률의 방향은 여러번 바뀐다. 다리를 굽힌 상태에서 펼 때 대퇴네머리근이 작

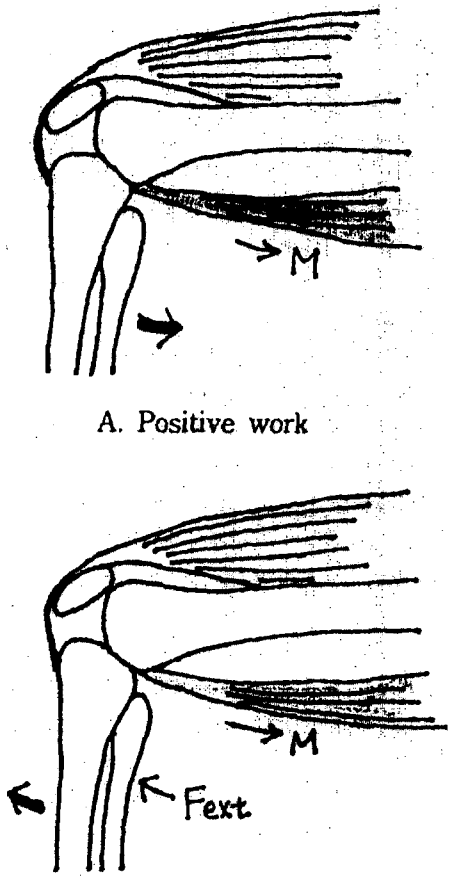

Fig. 7. Positive work and negative work

용하고 각속도방향이 같아 하퇴에 대해 양의 일을 한다. 다리를 펴는 동작이 끝날 무렵에는 각속도는 펴는 방향이지만 무릎 굽힘근이 작용하여 하퇴의 움직임을 감속시킨다. 이때 무릎굽힘근은 음의 일을 하고 있다. 즉, 기계적인 에너지를 흡수하고 있다. 일단 하퇴가 정지하였다가 다시 굽혀지기 시작하면(방향이 음) 아직 작용하고 있는 무릎굽힘근에 의해 굽혀지기 시작하고 돌림힘(음)와 각속도의 방향은 같아 양의 일을 하고 있다. 동작이 끝나갈 때가 되면 대퇴네머리근이 늘어나면서 하퇴를 감속시킨다. 이때 일률은 음의 부호를 갖는다.

무릎 굽힘근과 펴짐근에 대한 일과 일률은 많이 연구되었는데, 일의 총량은 최대 돌림힘과 같이 무릎의 속도가 증가함에 따라 감소함을 보였고, 평균 일률은 증가함을 보였다.

보행에서 나타난 전체 일률을 살펴보면(Fig. 8), 여기

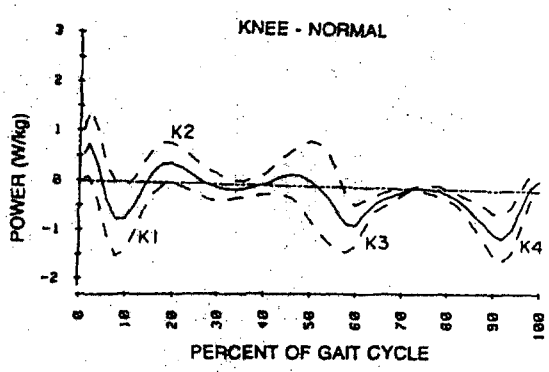

Fig. 8. Power of Knee joint during gait (Olney, 1990)

서는 체중에 의한 영향을 배제하기 위해 일률(W)을 체중비로 나눈 값이다 처음 체중 흡수기 동안 K1은 원심성 수축의 일을 나타내면 K2는 중간 입각기동안 작은 구심성 수축을 나타내고 K3는 발끝 밀기와 초기 유각기 동안 원심성 수축을 나타내고 K4는 유각기 끝에서 무릎 굽힘근에 의해 나타나는 원심성 수축을 나타낸다.

이러한 돌림힘과 일률을 보다 정확히 해석하기 위해 근전도 기록이 함께 검사된다. Fig. 9는 보행 주기동안 네 퇴네머리근과, 무릎굽힘근의 근 활동을 나타낸 것이다. 입각기 초기에 두 길항근이 함께 작용하는 것을 볼 수 있으며, 입각기 이후와 유각기 처음 동안에는 그 활동량이 많이 감소되고 유각기 말기 동안에 다시 증가되기 시작한다. 근활동이 줄어들었을 때에도 힘들이 작용하여 관절 각도가 바뀌는 것으로 보아 이때에는 중력이나 지면반력과 같은 외적인 힘의 요소들이 더 많이 작용하고 있다는 것을 유추할 수 있다. 이와 같이 운동학적 분석 결과와 더불어 운동역학적 분석 결과를 함께 비교해 보면 활동동안 어떤 동작을 위해 어떤 힘들이 어떻게 작용하고있는지 알 수 있다.

VI. 무릎 관절의 생역학과 관련된 연구들

여러 연구들에서 이러한 생역학적 분석들이 다양한 상태에서 다양한 대상자들을 대상으로 실험되고 있다.

자세와 균형에 관한 연구에서 Horak 과 Nashner(1986)는 균형 유지를 위한 발목 전략과 엉덩이 관절 전략을 언급하였는데, 이 두 가지 순수 전략과 이 전략들의 복합

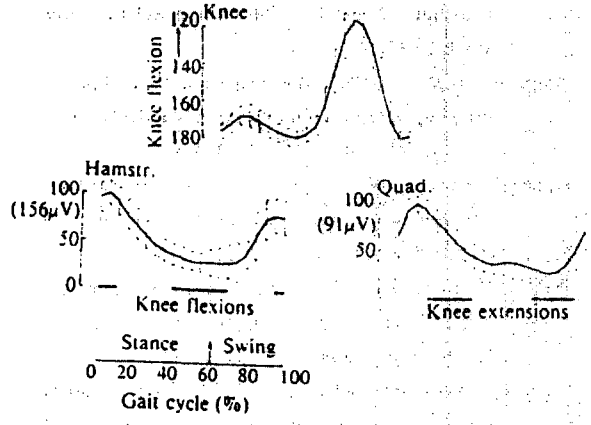

Fig. 9. EMG of muscles around knee joint during gait (Knuttsson, 1979)

활동 동안 무릎 관절의 각도 변화는 있다하더라도 거의 관찰되지 않았다고 보고해, 자세 흔들림 동안 외적인 균형 위협에 대한 균형 유지 전략에 있어 무릎 관절은 거의 관계하고 있지 않음을 나타냈다.

Lafortune MA 등(1992)은 보행 동안 무릎에서의 삼차원 운동학 분석연구를 통해서 실질적인 각운동과 선운동은 각각의 관절 좌표계의 축에서 일어나는 것을 관찰하였다. 결과적으로 보행동안 무릎관절에서는 'screw-home mechanism'이 일어난다는 것을 지지할 수 없다고 하였다. Simonsen 등(1995)은 힘판과 카메라를 이용하여 정상보행 동안 부하시와 무부하시에 하지 관절에서 힘을 측정하였는데, 무부하는 그냥 걷게하고 부하는 10Kg과 20Kg의 무게를 양손에 들고 걷게하였다. 최대돌림힘과 뻐대 뻐 힘 값들은 엉덩이 관절과 발목관절에서만 무부하에서 부하상태로 증가한 것을 보여주었다. 이 결과를 통해 양손에 짐을 들고 걷거나 들지 않고 걷거나 무릎 관절의 최대 돌림힘과 뻐대 뻐 값들은 별로 영향을 받지 않는다는 것을 유추할 수 있다.

무릎 통증과 관련하여, Radin EL(1991) 등은 흥미로운 생역학적 연구 결과를 발표하였다. 이들은 관절 건강의 보전에 체절의 적절한 타이밍의 신경근 조절이 중요한 역할을 할 것이라는 가설하에 무릎관절과 관련된 통증이 있는 대상자를 골관절염이전군으로 하고 정상군과 대조실험을 하였다. 분당 발짝수나 보행 속도, 말기 입각기의 무릎 굽힘 각도, 최대 유각기 각속도, 전체적 수직 지면반력 등에서는 두 집단간 유의한 차이가 없었으나 발뒤꿈치 치기(heel strike)의 몇 밀리초 동안 두 집단 사이의 유의한 차이를 발견하였다. 즉, 무릎 통증 군에서는 이 짧은 기간동안 더 강한 충격으로 발뒤꿈치가 바닥을 치고 있었다. 발뒤꿈치 치기 직전에 정강이의 각속도가 더 커져 빠른 속도로 바닥을 치는 것이었다. 그에 따라 지면반력도 급격히 증가하였다. 이런 충격 부하의 반복과정으로 골관절염이 기인하는 것으로 유추되었다.

Winter DA(1983)는 정상 보행에서 단위 질량과 거리당 주울로 기계일을 검사하였다. 7명의 대상자가 느린 속도, 중간 속도, 빠른 속도 걷기를 해 21회의 시도 결과 이들 기계일(평균 0.73J/kgm, 최대 1.65J/kgm)은 입각기 동안 최대 무릎 굴곡(평균 6도, 최대 33도)과 유의한 양의 상관관계가 있음을 밝혔다.

Powers CM(1997) 등은 무릎대퇴 통증(patellofemoral pain)과 대퇴네머리근 돌림힘이 이동 기능과 관련될 것인가에 대해 연구하였는데. 걷기, 계단 오르내리기, 경사로 오르내리기에서 보행 분석이 측정되었고, 동시에 무릎 신전근의 등척성 돌림힘이 측정되었다. 정상대상자와 비교하여, 통증군의 보행 보상 작용은 걷기 속도를 줄이는 것이었다. 무릎 신전근 돌림힘은 보폭 요인들이 향상됨에 따라 돌림힘이 증가해 보행에서만 예언자가 될 수 있었으며, 무릎대퇴통증과 나머지 이동 기능과는 관련이 없었다는 것을 보고하였다.

Czerniecki JM(1991) 등은 무릎 아래 절단자에서 뛰기 동안 관절 돌림힘과 근 일률을 측정하여 SACH(solid ankle cushion heel)을 착용한 대상자에게서 근일률 출력과 근 일의 분포와 크기가 주요한 차이를 보이는 것을 밝혔다. 첫째, 하지에서 수행된 전체일이 감소되었고 둘째, 정상 대상자에서는 발목 저측굴곡근이 주요 에너지 생성 요인이며 무릎 신전근이 에너지 흡수 요인인것에 반해 이 대상자들은 엉덩이 신전근이 주요 에너지 흡수와 생성 인자라는 것, 세째, 구심성과 원심성 무릎 신전근 일률 출력이 감소되었고, 비정상 구심성 무릎 굽힘근 근력이 뒤꿈치 접촉이후 순간적으로 기록되었다는 결과를 보여주었다.

이제 까지의 여러 연구에도 불구하고 운동학과 운동역학적 시스템은 체절 링크 모형이나 자유 신체도를 바탕으로 여러 물리적 관계식들을 유추한 결과이므로 엄밀하게 정확하다고 말할 수는 없다. 이런 계산법들은 한 순간에 한 관절에 작용하고 있는 실제하는 힘 하나하나를 따로 떼어내어 분석 할 수는 없는 한계가 있고, 정상 대상자라하더라도 개인마다 그 차이가 심하다. 그러나 그 신뢰도가 다각도로 연구되어있으며, 어떤 검사에서건 정확한 인체계측을 바탕으로 정확한 자료가 수집이 된다면

종합적인 면에서는 인체의 동작 분석에 기여하는 바가 크다고 할 것이다.

VII. 결 론

이상에서 우리는 시상면에서의 운동이 특히 두드러지는 무릎 관절을 대상으로하여 운동학적인 그리고 운동역학적인 요소를 중심으로 생역학적 특성을 분석하는 방법들을 살펴보았다.

기본적인 개념에서는 선운동과 각운동에서 여러가지 운동 요소들을 살펴보고 그 계산법들이 언급되었으며 물리적 법칙들에 바탕을 두고 힘과 관련된 요소들이 소개되었다.

무릎 관절에서 그 개념들이 적용되어졌는데 평형 상태와 여러가지 일상 동작에서, 움직임의 모양만을 언급하는 운동학적인 변수로 각변위인 관절 가동 범위를 중심으로 살펴보았으며, 힘의 요소와 관련된 운동역학에서는 축과 작용점과의 거리와 힘의 곱으로 나타내어지는 돌림힘, 돌림힘과 이동 거리와의 곱인 일, 단위시간당 일의 율인 일률등을 중심으로 무릎 관절에 작용하는 힘과 근 활동을 살펴보았다. 또한 여러가지 문헌에서의 연구 결과들이 간단히 소개되었다.

정확성의 한계에도 불구하고 이제 까지의 연구들에서 상당한 생역학적 지식들이 발전해오고 있는데, 다양한 생역학적 해석을 바탕으로 임상에서 보다 좋은 치료적 중재를 시행하기위해 직접 환자를 평가하고 운동치료 프로그램들을 계획하는데 있어 유용한 도구로서의 생역학적 지식을 활용하게 되기를 기대하는 바이다.

참 고 문 헌

김용주, 김용천, 민경옥, 임상운동학-기능해부포함-, 현문사, 1991, 369-406

박태영 (역), 생명물리학, 제 1판, 서울, 정문각, 1997, 5-20

신문균 외, 인체해부학, 제판, 서울, 현문사, 1997, 135-159

오정희, 이기용, 박찬의, 임상운동학, 개정2판, 서울, 대학서림, 1990, 19-44

Ando T et al. A new method using computed tomographic scan to measure the rectus femoris-patellar tendon Q-angle comparison with conventional method. Clin Orthop Rel Res. 289, 1993, 213-219

Alexander J, Molnar GE. Muscular strength in children: Preliminary report on objective standards. Arch Phys Med Rehabil 54, 1973, 424-427

Appen L, Duncan PW, Strength relationship of the knee musculature: Effects of gravity and sport. J Orthop Sports Phys Ther 7, 1986, 232-235

Borges O. Isometric and isokinetic knee extention and flexion torque in men and women aged 20-70, Scand J Rehab Med 21, 1989, 45-53

Chao EY, Laughman RK, Stauffer RN. Biomechanical gait evaluation of pre and postoperative total knee replacement patients. Arch Orthop Truma Surg, 97(4), 1980:309-17

Czerniecki JM, Gitter A, Munro C. Joint moment and muscle power output characteristics of below knee amputees during running: the influence of energy storing prosthetics feet. J Biomech, 24(1), 1991, 63-75

Drillis R, and Contini, R, Body segment parameters. Report No.1163-03, Office of Vocational Rehabilitation, Department Health, Education and Welfare, New York, 1966 in Winter DA. Biomechanics of Human Movement, John Wiley & Sons, Inc. 1979, 63-81

Dumbleton JH, Black J. Principles of mechanics, p359 In Black J, Dumbleton JH(eds), Clinical Biomechanics. Churchil Livingston, NewYork, 1981

Gard SA, Childress DS. The influence of stance-phase knee flexion on the vertical displacement of the trunk during normal walking. Arch Phys Med Rehabil, 80(1), 1999, 26-32

Gilliam TB et al. Isokinetic torque levels for high school football players Arch Phys Med Rehabil 60, 1979;110-114

Harris GF, Wertsh JJ. Procedures for gait analysis. Arch Phys Med Rehabil. 75, 1994, 216-225

Horak FB, Nashner LM. Central programming of postural movements; Adaptation to altered support-surface configuration. J Neurophys, 55(6), 1986, 1369-1381

Jevsevar DS et al, Knee kinematics and kinetics during locomotor activities of daily living in subjects

with knee arthroplasty and in Healthy control subjects, Phys Ther 73, 1993, 229-242

Kapandji IA, The Physiology of the Joint. vol2, 5ed, NY, Churchill Livingstone, 1982, 73-135.

Kettelkamp DB et al. An electrogoniomeric study of knee motion in normal gait. J Bone Joint Surg. 52A, 1970, 775-790 in Nordin M, Frankel VH, Basic Biomechanics of the musculoskeletal system, 2ed, Pennsylvania, LEA & FEBIGER, 1989, 115-134

Kisner C, Colby LA. Therapeutic exercise Foundations and techniques, 2ed, Seoul, F.A. DAVIS가 PHILADELPHIA, 1990, 3-18

Knutsson E, Richards C, Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients, Brain, 102, 405-430, 1979

Magee DJ, Orthopedic Physical Assessment, W.B. Saunders, 1997

Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking pattens of normal men. J Bone Joint Surg, 46A, 1964;335-369 in Nordin M, Frankel VH, Basic Biomechanics of the musculoskeletal system, 2ed, Pennsylvania, LEA & FEBIGER, 1989, 115-134

Nicholas JJ, Robinson LR, Logan A, Robertson R. Isokinetic testing in young nonathletic able-bodied subjects. Arch Phys Med Rehabil 70, 1989: 210-213

Nordin M, Frankel VH, Basic Biomechanics of the musculoskeletal system, 2ed, Pennsylvania, LEA & FEBIGER, 1989, 115-134

Norkin CC, Levangie PK, Joint structure & function, A comprehensive analysis, 2nd, FA Davis Co, 1992.

O'Donoghue DH, Treatment of injuries to Arthlete, 4th ed, W.B.Saunders Co. 1984

Olney SJ, Colborne GR, Martin CS. Joint angle feedback and biomechanical gait analysis in stroke patients : a case report, Phys Ther, 69(10), 1989, 863-70

Olney SJ, Macphail HA, Hedden DM and Boyce WF. Work and power in hemiplegic cerebral palsy gait. Phys. Ther. 70(7), 431-438

Olney SJ, Richards C, Hemiparetic gait following stroke. Part I :Characteristics, Gait & Posture 4, 136-148, 1996

Paulos L et al. Patellar malalignment: A Treatment rationale. Phys Ther. 60(12), 1980, 1624-1632

Powers CM et al, Are patellofemoral pain and quadriceps femoris muscle torque associated with locomotor function? Phys Ther, 77(10), 1997, 1063-75

Rosse C, Clawson DK. The Musculoskeletal System in Health and Disease. Harper & Row, Hagerstown, Md., 1980

Radin EL et al, Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain, J Orthop Res, 9(3), 1991;398-405

Rodgers MM, Musculoskeletal Condiderations In Production and Control of Movement, In Motor Control and Physical Therapy : Theoretical Framework and Practical Applications, 1st, TN, Chuttanooga Group, Inc, 1991, 47-61

Tipler PA, Physics for Scientists and Engineers, 3ed. Worth Publishers, 1991, 162-208

Winter DA, Biomechanics of Human Movement, John Wiley & Sons, Inc. 1979

Wollacott MH, Shumway-Cook A. Changes in posture control across the life span-a system approach. Phys Ther. 70, 1990, 799-807