

무릎관절의 3차원 회전량 측정을 위한 개선된 외골격 링크장치 형태의 측정기구 개발

김 영 은 · 안 정 호*

=Abstract=

Development of a Modified Exoskeletal Linkage Type Instrument for 3-D Motion Measurement of the Human Knee Joint

Young Eun Kim, Jeong Ho Ahn*

A new type of electrogoniometer to measure the three dimensional motion of the human knee joint was developed. This instrument is composed of six potentiometers: four arranged for two universal joints, one for pin joint, and one for axial rotation measurement. The voltage change in six potentiometers were collected through A/D converter for acquisition, storage and analysis. With a developed instrument, gait analysis was performed. Compared to earlier developed triaxial type goniometer, new instrument shows its convenience in application and accuracy in measurement.

Key words : Electrogoniometer, Knee joint, 3-D Motion, Universal joint, Pin joint

서 론

무릎관절의 운동은 하지(lower extremity)의 각기 다른 관절의 운동과 매우 긴밀한 연관관계를 가지고 있다. 따라서 무릎관절에 대한 생체역학적인 해석은 매우 중요하고 실제적인 문제로 인식되고 있다. 이와 같은 해석은 무릎관절의 기능적 손상으로 부터의 회복이 요구 될때나, 질병으로 인한 치료를 요할 경우 매우 긴요히 사용될 수 있다. 따라서 무릎 관절의 해부학적, 기능적 특성에 대한 충분한 이해가 선행 된다면 진단, 치료 및 보철기구 설계에 매우 유용한 자료로 사용될 수가 있을 것이다.

그동안 많은 연구자들은 무릎관절의 정량적 운동량을 측정하기 위하여 많은 노력들을 기울여 왔다. 지금까지 개

발된 기구들은 주로 다음과 같은 방법들을 이용하고 있다. 즉 High Speed Stereophotographic 방법, Video Camera를 이용하는 방법, 가속도계를 이용하는 방법, Biplanar X-ray 방법, Electro-Optical 방법, 그리고 외골격 링크 장치(Exoskeletal linkage)를 이용하는 방법 등이 있다. 각 방법들은 각기 장단점이 있으나 앞에서 언급한 방법중 마지막 방법이 기구의 부착, 제작가격 그리고 컴퓨터로의 데이터 전송등에서 이점을 보여 가장 보편적으로 사용되고 있다. 외골격 링크 장치란 수족(limb-joint)의 외부에 링크장치 형태로 제작된 기구를 부착시켜 측정하고자 하는 관절에서 발생하는 운동량을 측정할 수 있는 측정기구를 일컫는다. 이와같은 외골격 링크장치를 이용한 기구 중에서 가장 대표적인 것은 Chao¹⁾에 의하여 개발된 장치를 들 수 있다.

단국대학교 기계공학과

Dept. of Mechanical Engineering Dankook University

* 숭실대학교 기계공학과

* Dept. of Mechanical Engineering Soongsil University

통신저자: 김영은, (140-714) 서울 용산구 한남동 산 8, Tel. (02) 709-2561, Fax. (02)790-3089

이 장치는 3축 방향으로의 회전이 가능토록한 짐벌(gimbal) 형태의 기구를 제작하여 3축 방향으로의 회전량을 동시에 측정토록 고안 되었다. 그러나 이 장치는 측정장치를 외골격에다 부착할 뿐만 아니라 3축 방향으로의 전이(translation)를 허용할 수 없도록 설계 되었기 때문에 오차를 유발 시키게 된다. 또한 무릎의 회전 중심축과 측정기 센서의 회전축을 정확히 일치 시키지 못하면 측정값의 신뢰도가 떨어 진다는 단점을 가지고 있다. 실제로 이와 같은 장치를 적용할시 회전축을 일치 시키기란 매우 어려운 문제이다. 따라서 그동안 많은 연구자들은 (Shoemakes 와 Markolf²⁾, Kuo 등³⁾, Louie 와 Mote⁴⁾, 그리고 Quinn 등⁵⁾)

이와같이 전이에 의하여 발생하는 오차를 줄일 수 있는 장치를 고안하는 노력을 계속하였다. 보완된 측정장치는 대부분 평행사변형 형태의 링크 장치(parallelogram linkage)를 덧붙인 형태를 보이고 있다. 그러나 이와 같은 장치들은 단지 회전량을 전달 시켜 주는 역할을 할 뿐이었다. 따라서 앞에서 언급하였던 문제점을 역시 내포할 뿐만 아니라, 전이량의 측정도 불가능 하였다. 이와같은 방법 이외에 무릎의 3차원 공간상의 운동(spatial motion)을 측정하기 위한 기구의 개발도 오래전 부터 시도 되었으나 직접 각 운동량을 측정 하지 못할 뿐만 아니라 측정 후에 많은 후처리 계산(data reduction)을 요하기 때문에 3축 형태의 측정장치(triaxial goniometer)가 주로 많이 사용 되었다. 그리고 최근 들어서 앞서 언급한 문제점을 개선 하고자 기존의 개발된 장치들을 개량시킨 장치들이 개발 되었다. 그 중 대표적인 것으로 Mills와 Hull^{6, 7)}에 의하여 개발된 장치를 들 수 있는데, 3축 방향으로의 회전뿐만 아니라 3 방향으로의 전이량도 각기 측정할 수 있는 기구로 고안 되었다. 그러나 이 장치도 3축 방향의 회전량은 회전축 방향으로 부착시킨 전위차계로 부터 직접 측정 하도록 설계되었기 때문에 앞서 Chao 등에 의하여 개발된 장치와 같은 문제점을 내포하고 있다. 즉 센서의 회전축과 무릎의 회전축을 정확히 일치 시켜야 한다는 제한점을 내포하고 있다. 따라서 본 연구에서는 해부학적 기준축과 기구의 회전축을 일치시키지 않아도 무릎 관절의 정확한 회전량을 측정할 수 있는 3차원 외골격 링크장치 형태의 새로운 측정기구를 개발하고자 한다.

회전 및 전이량 설정

대퇴골(femur)과 경골(tibia)을 그림 1 에서와 같이 각기 강체 A 와 강체 B로 생각하자. 두 강체를 서로 평행되게

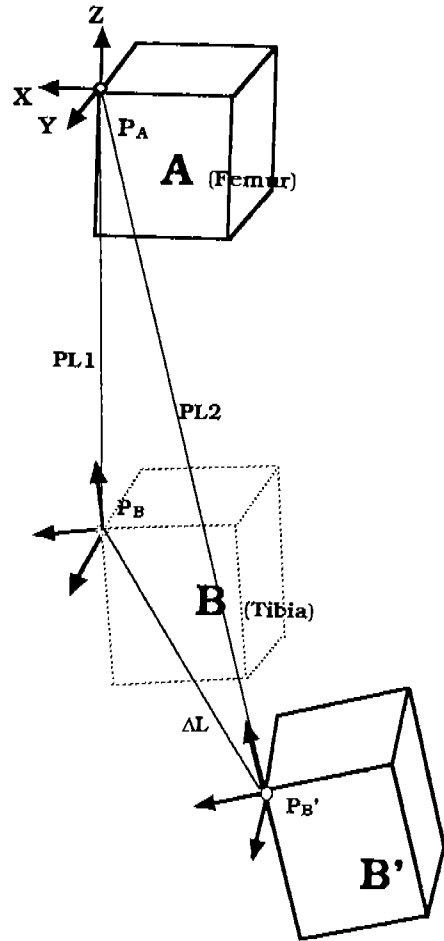


그림 1. 관절에서의 좌표계
Fig. 1. Joint Coordinate System

정렬한 후 기준 위치로 설정한다. 측정기구를 다리에 체결한 다음의 처음위치(즉 보행전의 직립상태)는 그림 1에서 점선으로 표기된 강체 B의 위치에 해당되며 보행이 시작됨에 따라 강체 B는 전이(translation)와 3축 방향으로의 회전(rotation)을 일으키게 된다(강체 B'). 따라서 강체 B 위에 설정된 좌표계로 부터 강체 B'위에 설정된 좌표계로의 변위량을 측정하면 무릎 관절에서 발생하는 3차원 운동량의 측정이 가능해 진다. 강체 B에 설정한 좌표축이 운동을 함에따라 강체 B' 위의 좌표축으로 이동하게 되고 이 두 개의 기준 좌표축의 회전을 측정하면 각 회전각들을 얻을 수가 있다. 즉 강체 B에 설정한 좌표축에 수직되는 3개의 평면을 가정한후 강체 B'의 좌표축을 이 평면에 투사시키게 되면 3가지의 회전량 즉 굴곡/신전(flexion/extension), 외반/내반(abduction/adduction), 그리고 내전/외전(internal/external rotation) 각들을 각기 얻을 수 있다. 경

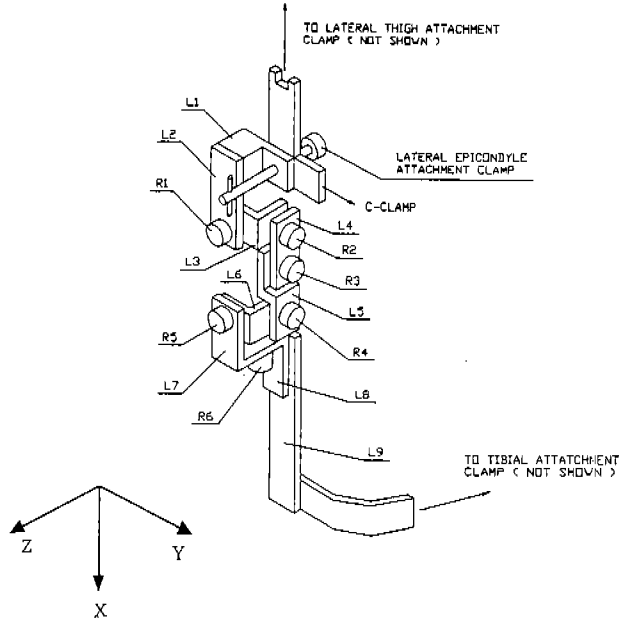


그림 2. 개발된 기구의 개략도
Fig. 2. Schematic Diagram of a Developed Instrument

골에 부착된 측정기구의 부착점 (P_B)의 보행시의 3차원 이동량은 점 P_B 로부터 P_B' 까지의 벡터 ΔL 로 표시할 수가 있고 이 벡터의 각 성분들이 결국 각 좌표축으로의 상대적 전이량에 해당하게 된다. 이와같은 원리를 이용하여 무릎관절의 운동량 측정을 위한 외골격 링크장치를 다음과 같이 구성 하였다.

Electrogoniometer의 구성

강체 A에 대한 강체 B의 상대적 운동량을 측정함으로써 무릎관절에서 대퇴골에 대한 경골의 상대적 운동량을 측정할 수 있다. 본 연구에서 개발한 링크장치는 6개의 전위차계 (potentiometer, R1에서 R6까지)와 이 전위차계들을 연결 시켜주는 7개의 링크(L2에서 L8까지)들로 구성되어 있다. 이와같이 구성시킨 측정기구의 개략도를 그림 2에서 보여주고 있다. 링크 L1과 링크 L9는 각기 대퇴골과 경골에 부착시킬 고정장치와 연결된 링크들을 나타내고 있다.

두 강체간의 3차원 운동은 2개의 유니버설 조인트(universal joint)와 1개의 핀 조인트(pin joint)를 이용하면 쉽게 나타낼 수 있다. 단 이와같이 기구를 제작할 경우 X축 방향의 회전은 제약을 받게 된다. 따라서 축 방향의 회전을 자유롭게 하여 준다면 (즉 1개의 회전 센서를 부착시킨

다면) 이와같은 문제점도 보완할 수 있다. 이 장치를 이용하여 좌표축의 이동을 다음과 같이 구할 수 있다.

$$\{X_j\} = [T_{ij}] \{X_i\} \quad (1)$$

윗식에서 강체 B의 원점에 설정한 P_B 의 위치 $\{X_i\}$ 는 강체 B가 B' 으로 이동함에 따라 $\{X_j\}$ 로 바뀌게 된다. 이때 운동이 시작되기 전의 초기 위치 $\{X_i\}$ 의 값은 강체 B가 강체 A와 평행인 기준 상태로 부터 얻어진다. 윗식에서 $[T_{ij}]$ 는 4×4 의 변환 행렬 (transformation matrix)로서 기준 i 좌표계 (강체 A에 설정된 좌표계)에 대한 j 좌표계 (강체 B에 설정된 좌표계)의 전이와 회전량에 대한 정보를 포함하고 있다.

$$[T_{ij}] = \left[\begin{array}{c|c} R_{ij} & D_{ij} \\ \hline 000 & 1 \end{array} \right] \quad (2)$$

식(2)에서 $[R_{ij}]$ 는 3×3 의 회전 행렬식이고 $[D_{ij}]$ 는 3×1 의 이동행렬식을 나타낸다. 이 경우 $[R_{ij}]$ 는 각 전위차계를 통하여 받아 들여지는 회전량이고 $[D_{ij}]$ 는 각 링크의 길이를 의미하고 있다. 따라서 대퇴골에 대한 경골의 위치는 그림 2에서 보여주고 있는 전위차계로 부터 읽혀 들여지는 회전각들과 기구의 설계시 임의로 선정된 L1부터 L9까지의 링크 길이들을 이용하여 쉽게 구할 수 있다.

그리고 각 전위차계의 기준값은 개발된 기구가 일정하게 정렬될수 있는 지그장치를 제작한 후 여기에 측정기구를 고정한 다음 각 전위차계를 통하여 측정되는 각도를 기준값으로 택한다. 다음 측정기구를 다리에 부착한 후 R1부터 R6까지의 전위차계를 통하여 얻어지는 회전각도 값을 사용하여 좌표 변환을 하면 강체 B의 초기 위치를 얻을 수 있다. 즉 R1에서 측정되는 각도 만큼 z축을 회전축으로 회전 시킨후 L3만큼 y축으로 이동 시킨다. 같은 방법으로 R2에서의 회전각 만큼 y축을 중심으로 회전시킨 후 L4만큼 x축 방향으로 직선 이동시킨다. 이와같은 순서에 따라 좌표축을 이동 및 회전시키면 강체 B의 위치를 얻을 수 있다. 경골의 처음 위치가 계산되면 보행을 함에 따라 이동되는 경골의 위치를 앞에서와 같은 방법으로 계산할 수 있다. 2개의 회전량 즉 굴곡/신전 (flexion/extension)과 내반/외반 (adduction/abduction) 각은 강체 B(즉 경골)에 설정한 좌표축의 회전각을 계산하여 구할 수 있다. 그리고 내전/외전 (internal/external rotation)각은 전위차계 R6값을 측정 함으로써 바로 알 수가 있다.

고정장치는 윗쪽 고정장치의 경우 무릎의 내 외측 과상 돌기 부분에 고정할 수 있도록 제작 하였으며 C clamp 형태의 지지대를 통하여 측정장치와 연결되도록 제작 하였다. 아랫쪽 고정장치는 경골의 medial surface에 밀착될 수 있도록 제작한 고정기구와 연결시켰다.

각 전위차계로 부터 얻어지는 회전각들은 Metrabyte사의 100 kHz A/D converter를 통하여 PC로 전송 시켰다. 전위차계는 용량이 1회전당 5kΩ이며 single turn type인 Midori사의 CP-2FC를 사용하였다.

결과 및 고찰

무릎관절에서 발생하는 기구학적인 운동특성을 본 연구에서 개발한 측정 장치를 이용하여 측정한 후 기존의 발표된 연구 결과들과 비교 검토하여 개발된 기구의 타당성을 검증하였다. 개발된 측정장치를 대퇴골과 경골부위에 착용시킬 경우 근육의 움직임에 의한 연결부위의 이동을 막을수 있는 대책이 무엇보다도 필요하다. 이를 위하여 무릎 안과 밖의 과상돌기에 확고한 고정을 실시하였다. 측정방법은 고정된 기립자세로 부터 보행을 시작하면서 데이터를 수집하였으며 측정장치의 관성에 의한 진동을 방지하고자 자연스러운 느린 걸음 상태에서 측정을 실시하였다. 5명의 정상인을 대상으로 측정한 결과 이미 알려진 보행시 무릎의 기구학적 운동 특성과 매우 유사한 결과를 얻을 수 있었다. 보행시 무릎관절의 일반적인 굴전 및 신전의 형태는 이상형태 (biphasic pattern)를 보이고 있다. 즉 stance phase에서 신전후 약간의 굴전이 수반되며 뒤따라 약간의 신전이 일어나고 이어서 큰 굴전이 뒤따르며 swing phase로 이어지게 된다(그림 3 참조).

굴/신전에 따른 내/외반 각도의 변화량을 그림 3 B)에서 보였다. 그림 3 A)와 비교하여 살펴보면 FF (Foot Flat) 상태에서 약간의 굴전이 발생되는데 이때 동시에 내반이 발생됨을 알수있다. Swing 상태에서는 내외반이 교대로 발생하고 있음을 알 수 있다. 그러나 이와같은 회전량은 굴전 각 또는 내외전각에 비하여 상대적으로 매우 작음을 알 수 있다. 한편 신/굴전시에 발생하는 내/외전의 형태는 지금까지 알려진 것과 대체로 비슷한 양상을 보이고 있다. 즉 굴전시에는 내전이 함께 발생되고, 신전시에는 외전이 함께 발생한다는 보행시의 운동특성 (Kettelkamp의 보행시의 운동특성⁸⁾)과 일치하는 운동특성을 본 연구에서 개발한 측정 장치를 이용하여 측정할 수 있었다. Lafortune 등⁹⁾은 대퇴골과 경골에 intra-cortical pin을 이용하여 표식 (marker)들을 붙여 수행한 실험 결과 HS (Hill Strike)에서

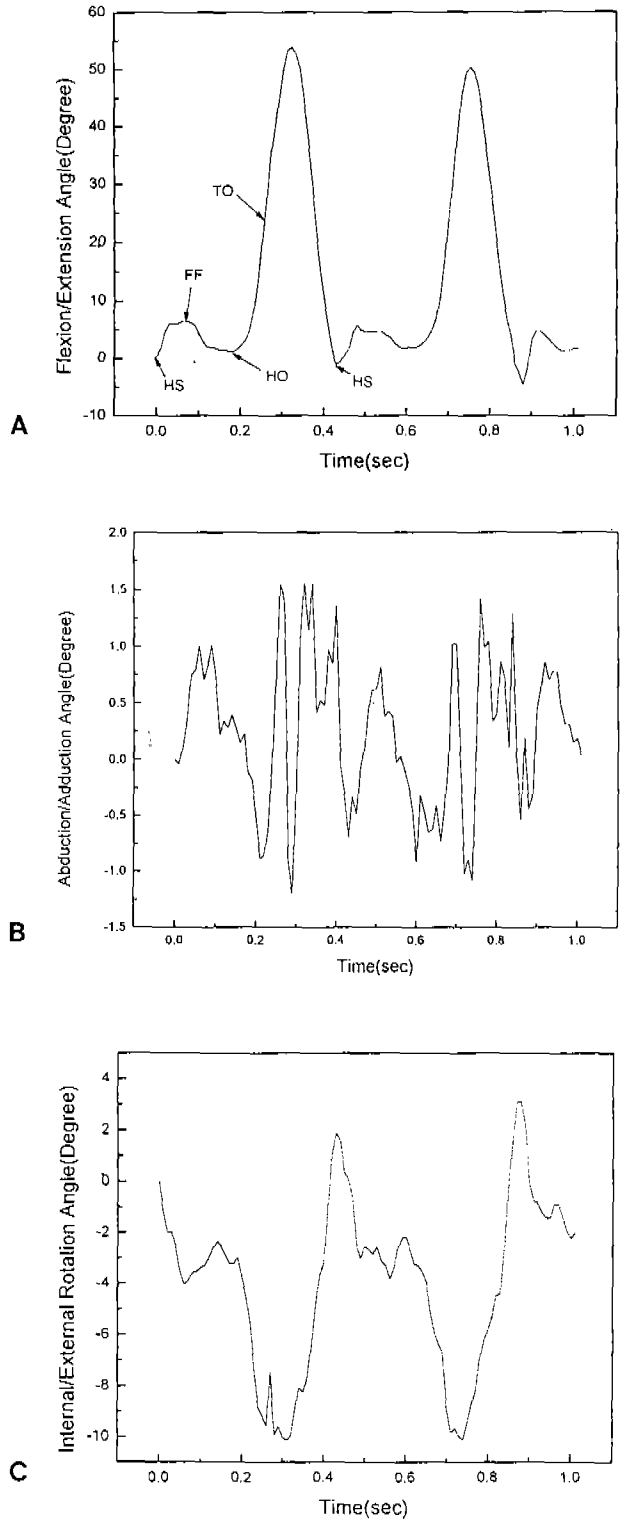


그림 3. 보행시 무릎관절의 회전 형태
 A) 굴전/신전 B) 외반/내반 C) 내전/외전
Fig. 3. Angular Patterns of Tibiofemoral Joint during Walking ; A) Flexion/extension B) Abduction/adduction C) Internal/external rotation

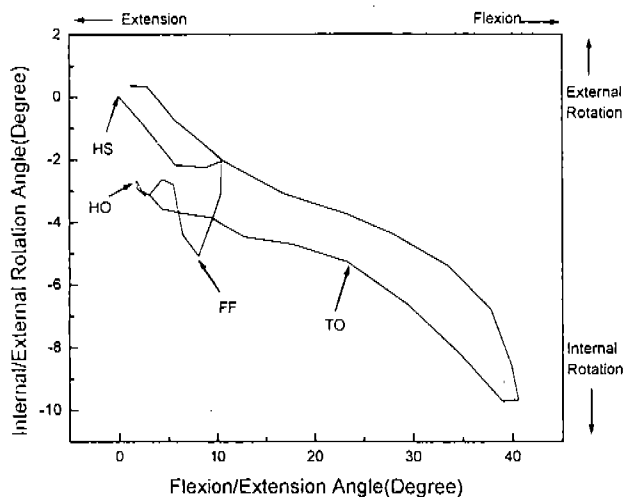


그림 4. 한 보행 주기 내에서 굴/신전에 따른 내/외전 회전량
 Fig. 4. Internal/external Rotation Angle against Flexion/extension Angle during One Gait Cycle

TO (Toe Off) 사이에서 2번의 내전이 발생되며 그 최대 크기는 평균적으로 약 5° 정도 라고 발표하였다. 본 연구에서 개발된 기구를 이용한 측정에서도 같은 형태의 운동특성을 보이며 역시 5° 정도의 내전이 측정되었다. 그리고 TO 이후 최대 9° 정도의 외전이 측정 되었으며 이와같은 결과도 Lafortune 등에 의한 결과와 일치하고 있다. 그리고 회전운동 사이의 보다 정확한 운동형태를 관찰하기 위하여 한 걸음 주기 안에서 이들간의 상대운동량을 비교하여 본 결과(그림 4 참조) 일반적인 운동특성과는 달리 stance 상태에서는 복잡한 운동특성을 보여주고 있다.

즉 HS에서 부터 FF까지는 내전이 발생되고, FF에서 부터 HO (Hill Off) 까지는 외전이 발생된다. HO 이후로는 내전이 발생되다가 최대 굴전각에 도달한 후 신전과 함께 외전으로 바뀌고 있다. 이와같은 결과는 기존의 측정기구들로는 찾아진 바 없으며, 특히 stance 상태에서의 내,외전의 변화는 매우 흥미로운 결과를 보이고 있다. 이와같은 차이는 기존의 측정기구들의 무릎관절의 운동량 정의를 위해 설정한 좌표계 (Grood 와 Suntay 좌표계, Lafortune 좌표계, Genucon 좌표계 등)¹⁰중 한 좌표계를 설정하여 이에 맞도록 기구를 설계하였기 때문이라 여겨진다. 그리고 지금까지 만들어진 대부분의 기구들은 Grood와 Suntay의 좌표계를 이용하였으며, 이 경우 3방향으로의 전이량이 회전량에 영향을 주게 되나 이에 대한 고려를 충분히 하여 주지 못한다 원인이 있다. 또한 3개의 회전축과 기구의 회전축을 정확히 일치시키기란 거의 불가능한 상태이기 때문

에 이와같은 미세한 변화를 측정할 수가 없었으리라 여겨진다.

그러나 본 연구에서 개발한 기구도 외골격 링크장치를 이용한 측정장치의 문제점을 역시 내포하고 있다. 경골 부위에 연결되는 장치는 부착 위치상 근육의 움직임에 영향을 받고 있지 않으나 무릎의 내,외측 과상돌기에 고정 시킨 부분은 보행시 근육의 움직임에 따른 영향을 완전히 배제 시킬수는 없었다. 그러나 개발된 기구를 Knee joint laxity를 측정하는데 사용한다면 상대적으로 무릎 주위에 분포한 근육에 영향을 적게 받게 되어 기존의 기구보다도 효율적일 것이라 여겨진다. 또한 앞서 언급한 대로 좌표축 설정 및 이에 대한 기구의 회전축을 일치 시킬 필요가 없기 때문에 매우 간편하고 효율적인 측정이 가능하다.

결 론

새로운 형태의 외골격 링크장치를 이용한 무릎 관절의 회전량을 측정할수 있는 장치를 개발 하였다. 장치는 6개의 전위차계를 이용하여 2개의 유니버설 조인트와 1개의 편 조인트 그리고 1개의 단순회전장치로 구성 하였다. 개발된 측정기구를 이용하여 보행해석(gait analysis)를 하여 본 결과 기존에 발표된 보행특성과 잘 일치하는 만족할 만한 결과를 얻을수 있었다. 아울러 기존의 기구들로서는 찾을 수 없었던 결과를 stance phase상태에서 발견할 수 있었다. 즉, 굴전/신전의 회전량과 내/외전 회전량과의 관계를 살펴보면 HS, FF, 그리고 HO 상태에서 뚜렷한 변화를 보이고 있다. 본 연구에서 개발된 기구도 외골격 링크장치를 이용한 측정기구의 문제점인 근육에 의한 고정도의 불완전성을 완전히 배제할 수는 없었으나, 기구의 착용시 문제점이 되는 해부학적 기준축과 기구의 회전축을 일치시켜야 하는 문제점은 해결할 수가 있어 보다 정확한 결과를 측정할 수 있었다.

References

1. Chao, E. Y. S. *Justification of triaxial goniometer for the measurements of joint rotation.* J. of Biomechanics, Vol. 13, pp. 989-1006, 1980
2. Essinger, J. R., Leyvraz, P. F., Heegard, J. H., and Robertson, D. D. *A mathematical model for the evaluation of the behavior during flexion of condylar-type knee prostheses* J. of Biomechanics, Vol. 22, pp. 1229-1241, 1989
3. Chao, E. Y. S., Laughman, R. K., Schneider, E., and Stauffer, R. N. *Normative data of knee joint motion and ground reaction force in adult level walking* J. of Biomechanics, Vol. 16,

- pp. 219-233, 1983
4. Laughman, R. K. , Staffer, R. N., Ilstrup, D. M., and Chao, E. Y. S. *Functional evaluation of total knee replacement* J. of Orthopaedic Research, Vol. 2, pp. 307-313, 1984
 5. Quinn, T. P., Mote, C. D. Jr., and Skinner, H. B. *The effect of ankle constraint on the torsional laxity of the knee during internal-external rotation of the foot* J. of Biomechanics, Vol. 24, pp. 511-525, 1991
 6. Mills, O. S. and Hull, M. L. *Apparatus to obtain rotational flexibility of the human knee under moment loads in vivo* J. of Biomechanics, Vol. 24, pp. 351-369, 1991
 7. Mills, O. S. and Hull, M. L. *Rotational flexibility of the human knee due to varus/valgus and axial moments in vivo* J. of Biomechanics, Vol. 24, pp. 673-690, 1991
 8. 김인상. 관절과 골절치료 일증사. pp. 440-449, 1988
 9. Lafortune, M. A., Cavanagh, P. R., Sommer, H. J. III, and Kalenak, A. *Three-dimensional kinematics of the human knee during walking* J. of Biomechanics, Vol. 25, pp. 347-357, 1992
 10. Pennock, G. R. and Clark, K. J. *An anatomy based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee* J. of Biomechanics, Vol. 23, pp. 1209-1218, 1990
 11. Isacson, J. Gransberg, L., and Knuuttson, E. *Three dimensional electrogoniometric gait recording* J. of Biomechanics, Vol. 19, pp. 627-635, 1986
 12. Sommer, H. J. III and Miller, N. R. *A Technique for the calibration of instrumented spatial linkage used for biomechanical kinematic measurements* J. of Biomechanics, Vol. 14, pp. 91-98, 1981
 13. Grood, E. S. and Suntay, W. J. *A joint coordinate system for the clinical description of three dimensional motions: Application to the knee* J. of Biomechanical Engineering, Vol. 105, pp. 136-144, 1983
 14. Shiavi, R., Limbird, T., Frazer, M., Stivers, K., Strauss, A., and Abramovitz, J. *Helical motion analysis of the knee-I. Methodology for studying kinematics during gait* J. of Biomechanics, Vol. 20, pp. 459-469, 1986