

전방십자인대 손상환자의 보행분석

연세의대 재활의학교실

나영무 · 김 철 · 문재호 · 박창일

=Abstract=

Gait Analysis of Anterior Cruciate Ligament Injury

Young Moo Na, M.D., Chul Kim, M.D., Jae Ho Moon, M.D. and Chang Il Park, M.D.

Department of Rehabilitation Medicine, Yonsei University, College of Medicine

Knee joint is one of the important determinants that determine gait pattern. There are few studies on the normal and pathologic gait pattern using 3-dimensional motion analyzer in Korea. The authors measured the extent of gait deviation of 20 anterior cruciate ligament injured patients compared to 20 normal men through the kinematic analysis.

The stride length was shortened 100.2 cm in the patient group compared to 128.3 cm in the normal group. After the application of Donjoy knee brace the stride length of the patient group was increased.

The gait speed was decreased significantly in the patient group. The motion angle of maximal knee flexion in the swing phase was greatly decreased in the patient group and that of minimal knee flexion in the stance phase was decreased in the patient group. There is no statistical difference between the patient group and the normal group in measurements of the ankle motion angle throughout the gait cycle. The angular velocity of the knee and ankle joint was significantly slow in the patient group but that of hip was fast in the patient group compared to normal group.

We concluded that pathologic gait pattern in the anterior cruciate ligament injured patients is influenced by insufficient knee flexibility, restriction of range of motion and pain. Therefore early rehabilitative program to correct pathologic gait pattern after reconstruction surgery of the anterior cruciate ligament injured patients is highly recommended.

Key Words: Gait, Motion analyzer, Anterior cruciate ligament injury

서 론

보행이란 신체를 자연적으로 한 곳에서 다른 곳으로

이동시키는 것을 말하며 관절의 가동성과 근육의 활동이 시간적으로나 강도면에서 잘 조화 됨으로써 이루어진다. 그러나 어떠한 이유로 해서 관절의 가동성과 근육의 활동에 이상이 생기면 곧 병적보행이라는 형태로 나타나게 된다¹⁰⁾. 이러한 보행이상을 분석하여 치료에 응용하고자 하는 여러방법이 시도 되었다¹⁷⁾. 1836년 Weber등¹⁷⁾은 보행의 분석을 위해서 연속적인 사진촬영

*본 논문은 1994년 연세대학교 의과대학 연구비 보조를 받은 것임

영과 관찰적인 연구를 시작하였다. 그 이후로 Schwartz은 보행동작의 기전(kinesiology)을 분석하였고 1981년 Inman등⁸⁾에 의하여 보행의 체계적인 분석과 관찰이 본격적으로 시행되었다. 그 후 보행분석의 연구는 괄목할 만큼 발전하여 현재는 60~200 Hz의 Video Camera, Computer, Reflective Marker, Foot Switch, Force Plate로 구성된 삼차원 보행분석기를 사용하여 시행하고 있으며 현재는 재활의학, 정형외과학, 스포츠 및 산업의학 분야에서도 활발한 연구가 진행되고 있다.

보행분석은 크게 동작분석(Kinematics), 힘분석(Kinetics) 과 근활성도(Dynamic EMG)등으로 구분된다¹⁸⁾. 동작분석이란 보행분석의 가장 중요한 요소로서 보행시 관절의 각도, 위치와 속도등을 시간적인 변화에 따라 측정하며 힘분석은 관절 각각의 위치에서 힘의 방향 및 양을 측정한다. 근활성도 역시 관절 각각의 위치에서 근육의 활성화 되는 정도를 측정한다. 정상 보행분석의 결과는 하지 각 관절의 질환에 따른 보행이상의 정도를 수치화하여 파악하고 이에 따라 보행치료의 방침을 제공해 준다. 보행에 영향을 주는 중요한 요소가 슬관절인 만큼 슬관절 손상에 대한 병적 보행의 연구는 중요하다. 주로 과격한 스포츠에 의한 손상, 교통사고등에 의해 야기된 전방십자인대의 손상은 보행주기에서 중요한 슬관절에서의 손상이기 때문에 상당히 중요하게 다루어져야할 분야이다. 즉 보행을 결정하는 6가지 요소중 2가지가 슬관절과 밀접한 관계를 갖기 때문에 보행의 생역학적 기전에 상당한 중요성을 갖는다. 슬관절 손상으로 보행에 이상이 오면 이에따라 족관절, 고관절의 변형, 과도한 에너지 소모등이 초래되기 때문에 보행분석의 결과에 따라 이상 형태의 보행을 교정하여야 한다. 그러나 국내에서는 병적보행에 관한 보고, 심지어는 정상보행에 관한 보고도 소수에 불과하다^{1,2,3)}. 이에 저자들은 3차원 보행분석기를 사용하여 정상 성인의 보행분석과 전방십자인대 손상환자의 보행분석을 통하여 서로 비교하고 이를 바탕으로 향후 보행치료에 기여하고자 본 연구를 시행하는 바이다.

연구대상 및 방법

연구대상은 20명의 전방십자인대손상이 있는 환자

군과 20명의 정상 성인을 대상으로한 대조군으로 하였다. 환자군은 고관절 및 족관절에 문제가 없는 외상에 의해 전방십자인대가 손상되어 보강수술을 받고 8주가 경과하여 보행을 할 수 있는 환자를 대상으로 하였으며 환자군의 평균연령은 25.4세였고 대조군은 23.4세였다.

1) 동작분석

장비는 영국 MIE사의 3대의 Video Camera, Transmission Units, Passive Marker, Computerization System(IBM PC)으로 구성된 3차원 동작분석 시스템(MIE System)으로 하였다.

Calibration은 3m 간격의 3대의 카메라와 9개의 reflective marker가 붙어 있는 1m×1m×1m의 쇠로된 정육면체의 calibration frame으로 2차원 및 3차원 calibration을 하였으며 해부학적 지표(landmark)로서 환자의 장골능(ilic crest), 대전자부(greater trochanter), 슬관절(knee joint), 족관절 외과(lateral malleolus), 제5족지 중족골 골두(metarsal head) 부위의 피부에 passive marker를 부착하였다.

Frame 후방 2m로부터 마루바닥을 보행케 하며 3대의 카메라로 동시에 50 Hz로 연속촬영을 하여 3초 동안의 자료를 얻는다. 피검자는 검사에 앞서 보통의 보폭과 속도로 보행연습을 한다. 앞서 얻어진 자료를 먼저 삼차원 자료화 시키고 수치화 단계를 거쳐서 이로부터 얻고자 하는 marker간의 각도, 거리, 속도등을 산출한다. 이와 같이 하여 보행모수(gait parameter)를 구하여 정상군과 환자군의 결과를 비교하고 입각기, 유각기시 각각 슬관절과 족관절의 최대 및 최소 각도를 구하고 고관절의 최대굴곡각도 및 최대신전 각도를 구하며 슬관절, 족관절의 보행시 각속도를 구하여 정상군과 환자군을 비교하였다.

결 과

1) 연령 분포

정상군의 평균연령은 25.4세였고 환자군의 평균연령은 23.4세 였으며 대상자 모두가 20대였다.

2) 보행모수의 비교

보행간거리(stride length)는 정상군에서 128.3

Table 1. Comparison of Gait Parameters

Parameters	Control	Patients	Patients with brace
Stride Length(cm)	128.3±6.5	100.2±5.4*	115.3±4.4
Swing/Stance Time(%)	65.6±3.5	68.3±4.1	65.1±3.1
Speed(km/h)	4.0±0.3	2.8±0.2*	3.5±0.2

Values are mean and standard deviation

*p<0.01

Table 2. Degree of Knee at Each Phase

	Control	Patients
Stance Phase Maximum	15.5±3.6	16.4±3.8
Stance Phase Minimum	3.2±1.1	12.2±4.5*
Swing Phase Maximum	57.8±6.6	47.9±4.8*
Swing Phase Minimum	0.4±2.4	2.8±2.7
Maximum ROM	57.4±5.8	45.1±4.4*

Values are mean and standard deviation(°)

*p<0.01

cm로 환자군의 100.2 cm보다 길었고 환자군의 보조기 착용시는 115.3 cm였다. 유각기시간대 입각기시간의 비는 환자군에서 높게 나타났다. 보행속도는 정상군에서 4.0 km/h, 환자군에서 2.8 km/h로 큰 차이가 있었다(Table 1).

3) 입각기 및 유각기시 슬관절의 최대 및 최소굴곡각도

입각기시 슬관절의 최대굴곡각도는 정상군에서 15.5°, 환자군에서 16.4°로 차이가 없었고, 최소굴곡각도는 정상군에서 3.2°, 환자군에서 12.2°로 환자군에서 더 굴곡되었다. 유각기시 슬관절의 최대굴곡각도는 정상군에서 57.8°, 환자군에서 47.9°로 환자군에서 굴곡되는 정도가 적었고, 최소굴곡각도는 정상군에서 0.4°, 환자군에서 2.8°로 차이가 없었다. 전 보행주기 동안 슬관절의 최대 가동범위는 정상군에서 57.4°, 환자군에서 45.1°로 환자군에서 작게 나타났다(Table 2).

Table 3. Degree of Ankle at Each Phase

	Control	Patients
Stance Phase Maximum	9.9±2.8	8.8±3.5
Stance Phase Minimum	-12.6±2.8	-15.5±2.5
Swing Phase Maximum	15.9±6.5	10.5±6.1
Swing Phase Minimum	-5.1±2.8	-4.8±2.8
Maximum ROM	28.5±4.6	25.5±4.4

Values are mean and standard deviation(°)

Table 4. Degree of Maximum Hip Flexion and Extension

	Control	Patients
Maximum Hip Flexion	15.4±4.5	10.1±2.1*
Maximum Hip Extension	16.0±3.4	14.5±3.5
Maximum ROM	31.4±4.1	24.6±3.5*

Values are mean and standard deviation(°)

*p<0.05

4) 입각기 및 유각기시 족관절의 최대 및 최소각도

입각기시 족관절의 최대각도는 정상군에서 9.9°, 환자군에서 8.8°, 최소각도는 정상군에서 -12.6°, 환자군에서 -15.5°로 차이가 없었다. 유각기시 족관절의 최대각도는 정상군에서 15.9°, 환자군에서 10.5°였고, 최소각도는 정상군에서 -5.1°, 환자군에서 -4.8°로 차이가 없었다(음수는 배측굴곡, 양수는 족저굴곡을 의미함) 전 보행주기 동안 족관절의 최대 가동범위는 정상군에서 28.5°, 환자군에서 25.5°로 차이가 없었다(Table 3).

5) 고관절의 최대굴곡 및 최대신전각도

최대굴곡각도는 정상군에서 15.4°, 환자군에서 10.1°로 환자군에서 굴곡각도가 작았고, 최대신전각도는 정상군에서 16.0°, 환자군에서 14.5°로 차이가 없었다. 전 보행주기 동안 고관절의 최대 가동범위는 정상군에서 31.4°, 환자군에서 24.6°로 차이가 있었다(Table 4).

Table 5. Angular Velocity of Knee and Ankle

	Control	Patients
Maximum hi flexion anglular velocity	125.4	145.5*
Stance phase knee anglular velocity	167.6	105.4*
Swing phase knee anglular velocity	308.4	259.9*
Maximum ankle anglular velocity	314.2	172.4*
Minimum ankle anglular velocity	-200.6	-134.8*

Values are mean and standard deviation(°/sec)
*p<0.01

6) 슬관절 및 족관절의 각속도

입각기시 슬관절의 최대각속도는 정상군에서 167.6°/sec, 환자군에서 105.4°/sec, 유각기시 슬관절의 최대각속도는 정상군에서 308.4°/sec, 환자군에서 259.9°/sec였고 족관절의 최대각속도는 정상군에서 314.2°/sec, 환자군에서 172.4°/sec, 최소각속도는 정상군에서 -200.6°/sec, 환자군에서 -134.8°/sec로 환자군에서 모두 감소되었다(Table 5).

7) 고관절의 최대굴곡 각속도

고관절의 최대굴곡각속도는 정상군에서 125.4°/sec, 환자군에서 145.5°/sec로 환자군에서 증가되었다(Table 5).

고 찰

병적보행은 여러가지 질환에 의해서 발생하며 주로 변형은 하지의 질환에 의한다. 보행을 결정하는 6가지 요소로서 슬관절이 보행기전에 중요한 역할을 하고있다¹⁰⁾. 슬관절의 손상은 골, 인대 및 반월판연골등 여러가지 구조의 손상을 일으킬 수 있고 이밖에도 후유증으로서 관절염 및 강직등에 의한 보행이상도 생길수 있다⁹⁾. 이중에서 특히 전방십자인대의 손상은 슬관절의 안정성에 많은 영향을 주어 보행에 많은 변화를 초래한다. 즉 슬관절 근육군의 약화, 구축, 불안정성 등의 후유증이 따르며 결국 병적보행을 초래한다¹⁰⁾.

보행간거리(stride length)는 환자군에서 현저하게 짧게 나타났고 보행속도 역시 느리게 나타났다. 이는 수술후의 후유증으로서 남아 있는 통증과 관절의 유연

성이 적어지기 때문이라고 생각된다. 유각기시간대 입각기시간의 비율은 정상군과 환자군에서 통계학적 차이는 보이지 않았으나 환자군에서 입각기시간이 짧은 경향을 보였으며 보조기 착용후 개선되는 양상을 보였다.

황규성등³⁾은 정상인의 보행간거리가 20대에서 147.7 cm, 30대는 147.5 cm, 40대는 136 cm로 보고하였고, 윤승호등¹¹⁾은 정상성인 남자 10명을 대상으로하여 97.86 cm의 보행간거리를 보고하였다.

슬관절의 입각기최대각도의 의미는 보행주기의 15% 정도의 foot flat에서 midstance의 초기시의 슬관절의 굴곡각도를 의미하고 입각기최소각도는 보행주기의 약 40%, 유각기최대각도는 약 70%, 유각기최소각도는 약 97%시의 각도를 각각 의미하며 음부호는 과신전을 의미한다. 본 연구의 슬관절, 족관절의 각 시기에서의 최대 및 최소각도의 정상치는 Perry¹⁶⁾가 보고한 결과와 유사하게 나타났으나 고관절에서는 Perry¹⁸⁾의 결과보다 각도가 작게 나타났다. 환자군에서는 입각기최소각도와 유각기최대각도에서 정상군과 차이를 보였는데 이는 슬관절의 유연성의 부족과 슬관절의 좌굴요절(buckling)의 결과로 인한 것으로 사료된다. 더우기 전방십자인대손상 환자의 대퇴사두근이 약간 약화되어 있어 좌굴요절을 초래했을 것으로 사료된다. 보통 대퇴사두근이 약화되어 있으면 입각기시 슬관절의 과신전이 예상되나 본 연구에서 굴곡으로 나타난 것은 슬관절의 유연성이 불충분하고 대퇴사두근의 약화의 정도가 심하지 않은 이유로 생각된다. 또한 유각기의 말기 슬관절의 신전이 적은 것도 유연성의 부족과 대퇴사두근의 내측광근의 위축과 근력의 약화 때문이라 생각된다¹⁵⁾. 전체적으로 보행주기시 슬관절의 가동범위는 정상군에 비해서 환자군에서 적게 나타났으며 이는 Stauffer등²⁰⁾의 골관절염 환자의 분석에서 나타난 결과와 유사하였다.

Gyory등⁷⁾은 퇴행성 슬관절염 골관절염이 있는 65명의 환자의 동작분석에서 입각기시 슬관절의 굴곡 및 신전 각도가 매우 감소하였다고 보고하였고 Stauffer등²⁰⁾은 슬관절 가동범위의 감소, 등척성 근력의 감소등을 발표하였다. Messier등¹⁴⁾은 슬관절의 골관절염 환자에서 슬관절의 각속도가 감소하고, 유연성이 떨어지며 관절가동범위가 적어진다고 하여 슬관절 손상시와 유사한 결과를 나타내었다.

족관절에서는 슬관절과는 달리 정상군과 환자군에서 결과의 큰 차이를 보이지는 않았으나 환자군에서 약간의 배측굴곡의 경향을 보였다. 족관절 분석의 결과에서 음부호는 배측굴곡을 양부호는 족저굴곡을 의미한다.

슬관절 및 족관절의 각속도는 환자군에서 현저하게 작게 나타났다. 이 결과는 슬관절의 유연성의 결여와 역동적인 관절가동범위의 제한에 기인한 것으로 생각된다. 이 결과는 Meisser등¹⁴⁾, Matthew등¹¹⁾이 보고한 결과와 유사하게 나타났는데 1990년 Matthew등¹¹⁾은 전방십자인대 파열의 슬관절 손상환자에서 슬관절의 최대 굴곡 모우멘트가 140% 감소했다고 하였다. 이는 대퇴사두근의 근육수축을 감소시키고 피하려는 경향 때문이라고 하였다.

반면 고관절의 각속도는 정상군 보다 환자군에서 더 빠르게 나타났다. Frankel등⁹⁾, Radin등¹⁹⁾은 슬관절에서 속도가 감소하면 다른 관절에서 각속도와 관절가동범위에서 증가가 있다는 보상기전등을 설명하였다. 보상기전은 슬관절에서 속도가 느린만큼 고관절에서 속도를 빨리하여 보행속도를 유지한다는 것이다. 본 연구에서도 슬관절에서 각속도가 느렸으나 고관절에서는 빠르게 나타났다. 그러나 고관절의 관절가동범위에서는 차이가 없는 것으로 나타났다.

결 론

이상의 결과로 보아 전방십자인대의 손상후 병적보행은 주로 보행시 슬관절의 각도변위에 의해 나타났으며 이는 유연성의 부족과 관절가동범위의 제한 그리고 통증등에 의한것으로 생각된다. 따라서 전방십자인대 손상환자의 병적보행의 교정은 슬관절 수술후 조기 재활 프로그램에 의한 슬관절 주위 근육의 강화와 관절가동범위의 증진등으로 슬관절의 기능향상이 절대적으로 요구된다.

참 고 문 헌

1) 윤승호, 김봉옥, 이계운, 박상균: 3차원 동작 분석기를 이용한 정상보행 분석. 대한재활의학회지 1992; 16: 399-406

2) 한대륜, 김진호: Polgon Goniometer를 이용한 보행분석(I). 대한재활의학회지 1984; 8: 74-71

3) 황규성, 정민근, 이동춘: 韓國人의 步行特性에 관한 研究. Journal of the Human Engineering Society of Korea 1991; 10: 15-22

4) Andreacchi TP: Biomechanics and gait analysis in total knee replacement. Orthop Rev 1988; 17: 470-473

5) Berman AT, Zarro VJ, Bosacco SJ, Israelite C: Quantitative gait analysis after unilateral or bilateral total knee replacement. TJS 1987; 69: 1340-1345

6) Frankel VH, Nordin MA: Basic biomechanics of the skeletal system, 4th ed, Philadelphia: Lea & Febiger, 1980, pp125-140

7) Gyory AN, Chao EYS, Stauffer RN: Functional evaluation of normal and pathologic knees during gait. Arch Phys Med Rehabil 1976; 57: 571-577

8) Inman VT, Ralston HJ: Human walking, 4th ed, Philadelphia, Williams & Wilkins, 1981, pp 21-61

9) Kroll MA, Otis JC, Sculco TP: The relationship of stride characteristics to pain before and after total knee arthroplasty. Clin Orthop 1989; 239: 191-195

10) Lafortune MA, Cavanagh PR, Sommer HJ: Three dimensional kinematics of the human knee during walking. J Biomech 1992; 25: 347-357

11) Matthew B, Thomas P, Andriacchi: Gait adaptations by patients who have a deficient anterior cruciate ligament. The Journal of Bone and Joint Surgery 1990; 72-A: 871-877

12) Mattsson E, Olsson E, Brostrom LA: Assesment of walking before and after unicompartmental knee surgery. Scan J Rehabil Med 1990; 22(1): 45-50

13) Maureen KH, Kathleen MG: Clinical gait assessment in the neurologically impaired. Physical Therapy 1984; 64: 35-40

14) Messier SP, Loeser RF, Hoover JL, Semble EL: Osteoarthritis of the knee: Effects on gait, strength, and flexibility. Arch Phys Med Rehabil 1992; 73: 29-36

15) Nilsson KG, Karrholm J, Ekelund L: Knee motion in total knee arthroplasty. Clin Orthop 1990; 256: 147-161

- 16) Olsson E: *Gait analysis in hip and knee surgery. Scand J Rehabil Med Suppl* 1986; 15: 1-55
 - 17) Perry J, Bontrager E: *Development of a gait analyzer for clinical use. Trans Orthoped Res Soc* 1977; 2: 48-55
 - 18) Perry J: *Gait analysis. Thorofare, SLACK Co.* 1992, pp 224-243
 - 19) Radin EL, Yang KH, Riegger C, Kish VL, O'conner JJ: *Relationship between lower limb dynamics and knee joint pain. J Orthop Res* 1991; 9: 398-405
 - 20) Stauffer RN, Chao EYS, Gyory AN: *Biomechanical gait analysis of the diseased knee joint. Clin Orthop* 1977; 126: 246-255
 - 21) Weber W, Weber E: *Mechanik du Menschlichen. Gottingen, 1836, pp 75-95*
-