

힘측정판과 레이저 광을 이용한 정적 의족정렬장치의 개발

이기원 · 김기환 · 김영호

연세대학교 보건과학대학 의공학과, 의공학연구소, 의용계측 및 재활공학 연구센터
(2000년 5월 8일 접수, 2000년 7월 18일 채택)

Development of a Static Prosthesis-Alignment Device Using a Force Plate and a Laser Light

K.W. Lee, K.W. Kim, Y.H. Kim

Department of Biomedical Engineering, Institute of Medical Engineering,
Research Institute for Medical Instrumentation and Rehabilitation Engineering
College of Health Science, Yonsei University
(Received May 8, 2000, Accepted July 18, 2000)

요약: 의족착용자의 보행에 있어서 의족의 정렬은 매우 중요하나, 정량적이고 다양한 의족에 공통적으로 적용할 수 있는 정렬방법이 아직 소개되지 않고 있다. 본 연구를 통해서 load cell, 레이저, 이송 가이드로 구성되는 정적 의족정렬시스템을 개발하였다. 개발된 시스템을 24명의 남자성인과 4명의 하퇴의족착용자에게 적용하여 직립자세와 전방, 후방으로 기운 자세에서 족관절, 슬관절, 대퇴관절, 어깨관절 등과 하중선과의 상대적 위치를 측정하였다. 정상인의 중립자세에서 하중선의 위치는 외과, 슬관절, 견관절에서는 앞쪽에, 그러나 대퇴관절에서는 뒤쪽에 있었다. 정상인이 앞쪽으로 최대한 기운 자세에서 외과와 슬관절, 대퇴관절은 하중선의 뒤쪽에 위치하였으나 견관절은 앞쪽에 위치하였다. 그러나 뒤쪽으로 기운 자세의 경우, 하중선은 견관절을 제외한 모든 곳의 뒤쪽에 위치하였다. 의족착용자의 환측의 하중선은 족관절, 슬관절, 대퇴관절, 견관절 모두의 전방에 위치하였으며, 의족착용자의 건측에서의 하중선의 위치는 정상인의 경우와 통계적으로 유사하였다. 본 연구를 통해서 개발된 정적 의족정렬시스템은 의족 착용자는 물론, 정상인들의 하중선과 주요 관절과의 상대적 위치를 파악하는데 매우 유용하게 사용될 수 있을 것으로 기대된다.

Abstract: The alignment of the prosthetics is very important in an amputee's gait. In the present study, a static prosthesis-alignment device was developed. It consisted of a force plate with four load cells, a laser beam controlled by a step motor, and a control part programmed by PICBASIC. Using the static prosthesis-alignment device, we measured the distance between the load line and various joints of 24 normal volunteers in three standing postures, such as neutral, forward leaning, and backward leaning. Only neutral postures were evaluated on four trans-tibial amputees. The load line for the normal person's neutral position located anterior to the ankle, the knee, and the greater trochanter, but posterior to the shoulder joint. Forward and backward leaning of the normal person resulted in a significant anterior and posterior movements of the load line, respectively. The load line for the amputated side of the trans-tibial amputee also located anterior to the ankle, the knee, the greater trochanter, and the shoulder joint. The static prosthesis-alignment device will be very useful to align lower extremity prostheses, providing a good relative locations of the load line with respect to various joints.

Key words: Static alignment, Force plate, Laser light, Load line, Postures

서 론

이 논문은 1998년 한국학술진흥재단의 학술연구비에 의하여 지원되었음
통신저자 김영호, (220-710) 강원도 원주시 흥업면 매지리 234
Tel. (033)760-2492, Fax. (033)760-2197
E-mail: vkhkim@dragon.yonsei.ac.kr

의족착용자의 보행형태는 의족소켓, 의족의 발, 의족의 정렬(alignment)과 장착 등에 따라 크게 변화된다[1,2]. 의족의 정렬상태는 이들 중에서 매우 중요하며 직립자세에서의 평형유지 및 체중심(center of gravity)의 이동은 의족착용자의 보행에

막대한 영향을 미친다. 하지 일부의 절단에 의한 환자의 체중 감소는 체중심을 변화시킨다. 단하지지지(single-limb support)를 원활하게 수행하려면 의족착용자의 적절한 체중심 이동이 필수적이다[3,4]. 의족 착용자는 초기에 자신의 체중심을 선후 혹은 좌우로 적절히 이동시키는 훈련을 받게 되며, 환측 하지에 대한 하중수용(weight bearing)이 증가할수록 체중심의 이동 뿐 아니라 실제 보행이 향상된다.

의족의 정렬은 크게 정적(static) 혹은 벤치(bench) 정렬과 동적(dynamic) 정렬로 나누어진다. 정적 혹은 벤치 정렬은 최초의 의족착장 전에 이루어지며 소켓의 fitting 및 안락감, 의족의 길이 등을 점검한다[3,4]. 이 경우 보통 인시 의족을 사용하기 때문에 환자로 하여금 편안하고 효율적인 보행이 되도록 정렬상태를 언제든지 변화시킬 수 있다. 정적 정렬이 끝난 후, 환자가 자신의 체중을 환측에 최대로 수용하는 동안 파일론(pylon) 또는 파이프 등과 조정이 가능한 지그를 이용한 동적 정렬을 통하여 최적의 보행을 유도한다. 동적 정렬에서는 정적 정렬에서의 점검사항 이외에 보행상태, 에너지 사용의 효율성, suspension의 적절성 등을 추가로 점검한다[3,4]. 그러나 동적 정렬은 의족 제작기사의 많은 경험이 요구되며 매우 까다로운 과정이므로, 일반적으로 이 과정을 생략하기도 한다[1,3,4]. 실지 임상에서 최적의 의족정렬을 위하여 최초의 정적 정렬에서부터 최종의 정렬까지는 수 주일이 소요된다.

시상면(sagittal plane)에서의 의족착용자의 정렬에 있어서, 환측다리의 대전자(greater trochanter)로부터 시작되는 TKA 선(trochanter-knee-ankle line)이 매우 중요하다[5,6]. 슬관절 중심과 TKA 선의 상대적 위치에 따라 입각기(stance phase)에 슬관절 안정성이 매우 달라진다. TKA 선이 슬관절 중심의 앞을 지나는 경우, 직립자세에서 환자의 체중에 의한 신전모멘트(extension moment)가 작용하여 슬관절이 안정하다. 그러나 지나친 경우, 오히려 유각기(swing phase)에 의족의 슬관절 굴곡을 위해서 고관절 굴곡모멘트(flexion moment)가 과도하게 요구된다. 반면에, TKA 선이 슬관절의 후방을 지나는 경우, 환자의 체중에 의한 중력모멘트에 의해서 의족의 슬관절 굴곡을 초래하게 된다. 따라서 중간 정도의 단단부(stump)의 길이가 적당한 경우, 외측 수직선(lateral vertical reference line)이 슬관절과 족관절을 지나게 하고, 단단부의 길이가 짧은 환자의 경우 외측 수직선이 족관절의 후방을 지나며, 반대로 단단부의 길이가 긴 경우 족관절의 전방을 지나는 것이 바람직하다[7,8].

전 세계적으로 의족에 관한 연구가 급속도로 진행되어 현재에는 유각기 뿐 아니라 입각기의 슬관절 굴곡 등을 제어할 수 있는 첨단 의족들도 개발되었다. 그러나 아무리 우수한 의족을 착용하여도 의족의 정렬이 적절하지 못하면 의족착용자의 양호한 보행패턴을 기대할 수 없다. 의족 제작회사들이 서로 다른 의족의 정적 정렬방법을 제시하고 있으나[6-8], 이러한 일반적 가이드 라인은 환자 개개인의 특성을 고려하기 어렵다. 이는 그러한 의족의 정렬방법이 정량적으로 이루어지지 못함에 기인된다고 하겠다.

따라서 본 연구의 목적은 정상인 또는 의족착용자가 수직으로 선 직립자세에서 레이저 빔을 발생시켜 압력중심 또는 하중선(load line)을 나타낼 수 있는 의족정렬시스템의 개발에 있다. 또한 개발된 시스템을 정상인과 의족 착용자들에게 적용하여 하중선과 관절과의 상대적 위치를 파악하고자 하였다.

시스템 구성

네 개의 로드 셀 ((주)카스, 한국)을 사용하여 사각 판(70cm × 50cm)의 네 모서리에 각각 설치하여 힘측정판을 제작하였다. 그림 1은 제작된 힘측정판과 각 로드 셀에서의 수직하중을 나타낸다.

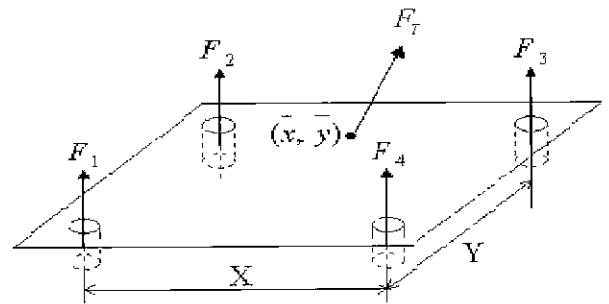


그림 1. 4개의 로드셀을 가진 힘측정판
Fig. 1. Force plate with four load cells

$$F_7 = F_1 + F_2 + F_3 + F_4 \tag{1}$$

$$\bar{y} = \frac{Y}{2} \left\{ 1 + \frac{(F_3 + F_4) - (F_1 + F_2)}{F_7} \right\} \tag{2}$$

위 식에서 F_1, F_2, F_3, F_4 는 네 개의 로드 셀에서의 수직하중을 의미하고, Y 는 힘측정판의 세로 길이(70cm), \bar{y} 는 압력

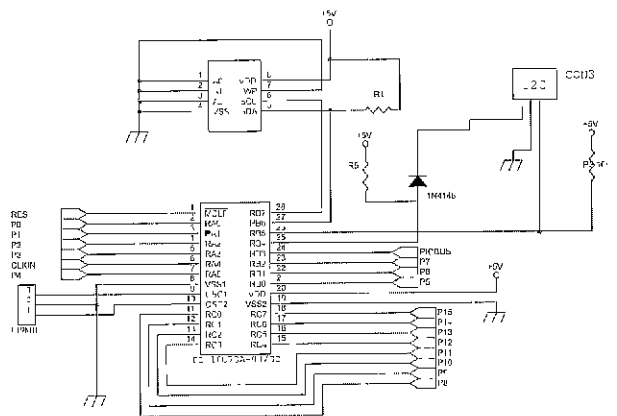


그림 2. PICBASIC 회로도
Fig. 2. PICBASIC circuit

중심의 위치를 나타내며 하중선의 위치와 동일하다. 힘측정판의 한 쪽 변에는 레이저 광을 탑재시킨 모터 부분을 장착하였다. 로드 셀로부터 입력받은 신호를 증폭한 뒤 제어부인 PICBASIC에 내장된 PIC16C73을 이용하여 A/D 변환한 후, 식 (1)을 이용하여 합성력(resultant force) F_r 를 계산하였다. 압력중심(center of pressure)은 식 (2)에 의해서 계산되며 이 위치에 레이저 광이 이동되도록 스텝 모터를 구동하였다. 그림 2는 PICBASIC의 회로도이다.

PICBASIC에서 연산된 결과 값으로 256Hz의 PWM (Pulse Width Modulation) 파형을 발생하여 스텝 모터 칩인 5804에 입력되어 모터를 구동하였다. 그림 3은 스텝모터와 구동 기판을 나타낸다.

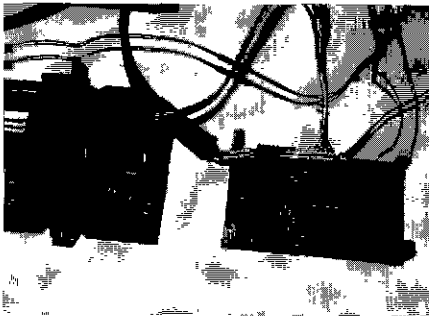
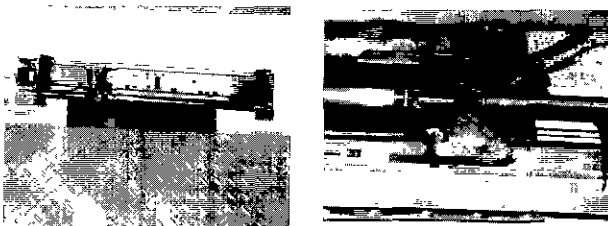


그림 3. 스텝모터와 구동 기판
Fig. 3. The step motor and its electronic circuit

레이저 포인터와 유리막대를 이용하여 폭 4mm의 레이저 광을 만들었으며, 레이저 포인터는 5V에서 작동하도록 하였다. 그림 4(a)와 4(b)는 힘측정판에 연결된 레이저 이동부와 레이저 부분을 보여주고 있다.



(a) 레이저 이동부 (b) 레이저 부

그림 4. 레이저 이동시스템
Fig. 4. Laser guide system

그림 5는 정적정렬시스템의 전체 회로도이다. LM324에 연결된 F1, F2, F3, F4는 로드 셀로부터 입력되는 아날로그 값이며, PICBASIC의 8번 핀은 5804 칩의 14번 핀에 연결하여 모터의 방향 결정하였다. 그림 6은 완성된 정적 의족정렬시스템의 실제 사진이다.

시스템의 전원이 들어오면 레이저 광이 작동되며 레이저 광이 힘측정판의 중앙 위치에 오도록 하였다. 시스템 초기화 후

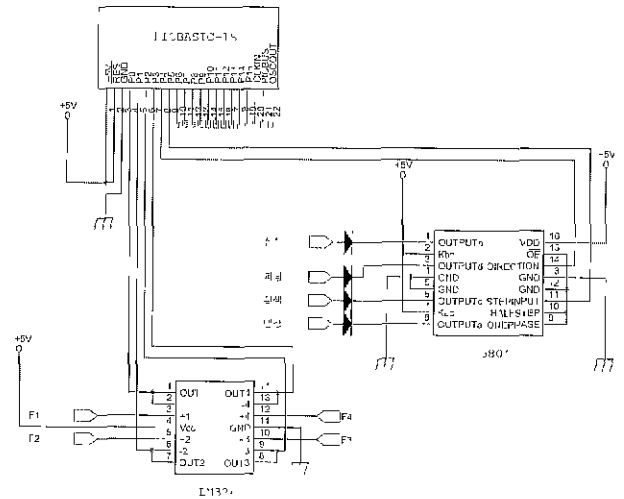


그림 5. 개발된 정적 정렬시스템의 전체 회로도
Fig. 5. The whole circuit of the developed static alignment system



그림 6. 완성된 정적 정렬시스템
Fig. 6. The picture of the static alignment system

피검자로부터 데이터를 획득하였다. 얻어진 데이터를 이용하여 압력중심을 계산하고 하중선에 해당하는 위치까지 모터를 이동시키며 이를 반복 수행하였다. 그림 7은 완성된 정적 의족정렬시스템의 프로그램 flow chart를 보여주고 있다.

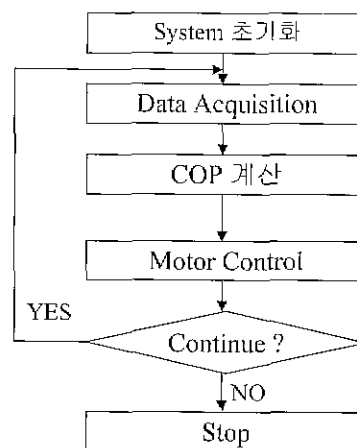


그림 7. 정적 정렬시스템의 프로그램 flow chart
Fig. 7 Program flow chart for the static alignment system

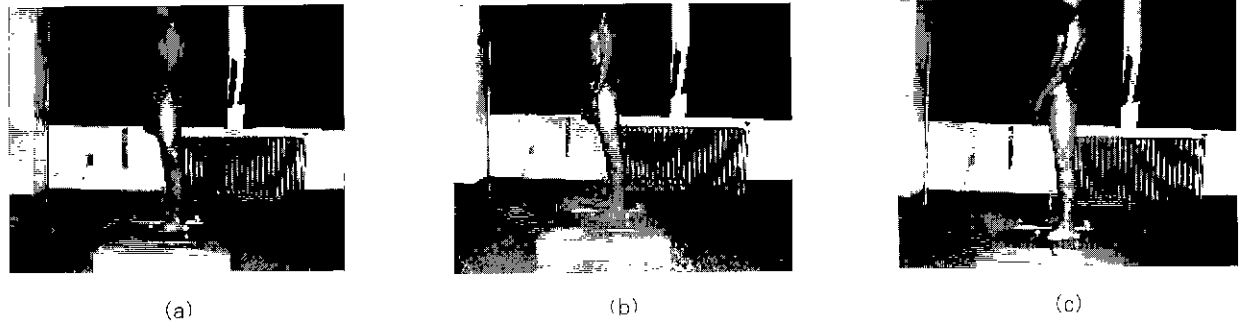


그림 8 자세에 따른 하중선과 관절과의 거리를 측정하기 위한 운동분석 실험
(a) 중립위치, (b) 앞으로 기운 자세, (c) 뒤로 기운 자세

Fig. 8. Motion analysis experiments to measure the distance between the load line and joints at different postures
(a) neutral posture, (b) forward leaning, (c) backward leaning

적 용

개발된 정적 정렬시스템을 이용하여 양측하지에 특별한 근 골격계 질환이 없고 자세균형에 문제가 없는 21명의 정상인 남성(나이: 26.5±2.4세, 체중: 63.1±3.7kg, 키: 174.4±6.3cm) 과 남자 하퇴의족 착용자(trans-tibial amputee) 4명(나이: 45.3±6.5세, 체중 57.6±7.2kg, 키: 166.3±7.8cm)을 대상으로 실험을 수행하였다. 하퇴의족 착용자 4명 모두가 PTB(patella tendon bearing) 소켓과 SACH(solid-ankle cushioned-heel) 발을 착용하고 있었다. 피검자들의 외과(malleolus), 발뒤축(heel), 둘째 발가락(second toe), 슬관절(knee), 대전자(greater trochanter), 견관절(shoulder) 등에 직경 25mm의 구형 반사표지(reflective marker)를 부착하였다. 정상인들은 슬관절과 척추를 똑바로 편 다음 중립위치(neutral position), 앞으로

최대한 기운 자세(forward leaning), 뒤로 최대한 기운 자세(backward leaning)에서 10초간 정적인 상태를 유지하고 실험을 수행하였다. 그러나 하퇴의족 착용자들은 중립위치에서만 실험을 수행하였다. 앞으로 혹은 뒤로 기운 자세에서는 각각 발뒤축과 발가락이 들리지 않은 한도 내에서 실험하였다. 누대의 직외선카메라를 이용하여 각 반사표지의 위치를 관찰하였으며 이에 대한 분석을 위하여 동작분석시스템(Qualysis, 스웨덴)을 이용하였다. 각 자세에 대해서 레이저 광으로 나타나는 하중선과 각 반사표지의 거리를 측정하였다. 정상인 및 하퇴의족 착용자들 모두에 대해서 좌측, 우측 다리에 대한 실험을 별도로 수행하였으며, 실험의 오차를 줄이기 위하여 동일한 피검자에 대해서 같은 실험을 3회 반복 수행하여 평균과 표준편차를 구하여 분석하였다.

표 1은 힘측정판에 왼발과 오른발을 올려놓고 가장 편안한 직립자세에서 외과, 슬관절, 대전자, 견관절 등 네 곳과 하중선

표 1. 각 관절과 하중선과의 거리

단위: cm

			외과 - COP	슬관절 - COP	대전자 - COP	견관절 - COP
Neutral	L	평균±표준편차	-5.2 ± 1.7	-1.9 ± 1.1	1.6 ± 1.3	-1.4 ± 1.4
		범위	-9.5 ~ -2.7	-4.2 ~ -0.3	-1.0 ~ 3.5	-1.0 ~ +0.2
	R	평균±표준편차	-5.5 ± 1.7	-2.0 ± 0.9	2.2 ± 1.4	-0.5 ± 1.8
		범위	-9.5 ~ -3.0	-3.6 ~ -0.6	-0.7 ~ 4.0	-3.2 ~ -0.5
Forward leaning	L	평균±표준편차	-14.6 ± 2.2	-9.3 ± 2.8	-2.7 ± 2.6	2.7 ± 3.7
		범위	-18 ~ -9.3	-12.0 ~ 1.7	-8.2 ~ +0.5	-5.5 ~ +7.2
	R	평균±표준편차	-14.9 ± 1.9	-8.9 ± 2.6	-1.7 ± 3.0	2.8 ± 3.2
		범위	-17.0 ~ -10.1	-11.0 ~ -2.9	-6.1 ~ +1.2	-8.5 ~ -3.7
Backward leaning	L	평균±표준편차	0.5 ± 1.6	3.7 ± 2.0	5.5 ± 2.0	-3.0 ± 2.8
		범위	-2.0 ~ +3.6	+0.5 ~ +7.8	+2.8 ~ +9.5	7.2 ~ +3.7
	R	평균±표준편차	0.4 ± 1.4	3.4 ± 1.6	5.4 ± 2.0	-2.0 ± 4.1
		범위	-3.0 ~ +3.2	+0.1 ~ +5.7	+1.2 ~ -9.2	-9.1 ~ +4.0

주: 1) 표에서 '-'는 하중선이 앞쪽의 위치, '+'는 뒤쪽의 위치에 있음을 의미함
2) COP : 압력 중심 (Center of Pressure)

표 2. 하퇴의족 착용자에 대한 각 관절과 하중선과의 거리

	환측		건축		p 값
	평균±표준편차	범위	평균±표준편차	범위	
외과 - COP	-5.6±3.9	-8.5 ~ -1.3	-5.6±2.7	-8.7 ~ 2.4	0.494
슬관절 - COP	-3.3±1.6	-4.6 ~ -1.1	-2.8±1.2	-4.0 ~ -1.2	0.212
대전자 - COP	-2.8±2.5	-5.5 ~ 0.5	2.5±1.8	0.2 ~ 4.7	0.047
건관절 - COP	-4.5±2.7	-6.9 ~ 0.8	-3.2±3.1	-6.5 ~ 1.0	0.124

단위. cm

주: 1) 표에서 '-'는 하중선이 앞쪽의 위치, '+'는 뒤쪽의 위치에 있음을 의미함.
 2) * 는 통계적으로 유의함을 의미함 (p<0.05).
 3) COP : 압력 중심 (Center of Pressure)

과의 거리에서의 평균값, 표준편차, 그리고 범위이다. 표 1에서 정상인의 중립자세에서 하중선의 위치는 외과, 슬관절, 건관절 앞에, 그러나 대전자 뒤에 있었다. 신장에 따라 다소 차이는 있으나 평균적으로 사람들은 두 발을 약 5~10cm 벌리고 서게 되며[9,10], 일반적으로 직립자세에서 체중심은 두 번째 천추(sacral vertebrae)의 바로 앞에 위치하는데, 본 연구에서도 전후방향의 체중심 위치를 관찰할 수 있었다. 또한 위의 결과는 정상인의 경우 하중에 의해서 족관절의 매굴 모멘트를 가자미근(soleus)의 수축으로 저굴 모멘트(plantarflexion moment)를 발생시켜 정적 평형을 유지하는 것과 같다.

정상인의 경우, 앞으로 최대한 기운 자세에서 하중선은 외과와 슬관절, 대전자의 앞쪽에 있는 반면 건관절은 뒤쪽에 위치하였다 이 때 하중선은 중립자세에 비해서 외과의 앞쪽으로 약 9.4cm 크게 이동하였으며 슬관절과 대전자도 각각 7.1cm, 4.3cm 전방으로 이동하였나(p<0.05). 건관절도 유사한 현상을 나타냈으나 통계적으로 유의하지 않았다. 뒤쪽으로 기운 자세의 경우, 하중선은 건관절을 제외한 모든 곳의 뒤쪽에 위치하였다 이 자세에서는 하중선은 외과, 슬관절, 대전자의 후방으로 각각 5.7cm, 5.6cm, 3.9cm 이동함을 알 수 있었다. 뒤로 기운 자세에 비하여 앞으로 기운 자세에서 더 많은 관절의 선형 이동이 있음은 정상인의 운동범위가 전방으로 더 크기 때문이라고 생각된다.

정상인에 대해서 좌측과 우측발을 올려놓고 각 표지로부터 하중선까지의 거리를 측정하여 paired t-test를 통해서 비교한 결과 모든 경우에 유의한 차이를 보이지 않았다 (p<0.05). 이는 정상인을 대상으로 실험한 결과 좌측과 우측의 결과가 유사함을 의미한다.

의족착용자의 환측의 하중선은 족관절, 슬관절, 대전자, 건관절 모두의 전방에 위치하였다. 일반적으로 의족제작기사들은 의족착용자의 입가기 슬관절 안정성을 위해서 슬관절의 전방으로 하중선이 지나가도록 정렬을 하며, 이에 따라 대전자와 건관절도 영향을 받은 것으로 생각된다. 의족착용자와 정상인을 비교하였을 때, 족관절과 하중선의 거리는 유의한 차이를 보이지 않았다. 정상인에 비하여 의족착용자의 환측의 정렬상태는 하중선이 슬관절의 더욱 앞쪽으로 지나지만 통계적 유의성은

발견되지 않았다 한편 의족착용자의 환측 다리에서 하중선은 대전자로부터 후방으로 밀어진 위치를 지나감에 유의하게 발견되었다(p<0.05). 하퇴의족 착용자의 환측 어깨와 하중선과의 거리는 정상인의 결과와 유사하였다 의족착용자의 건축 다리의 경우 각 표지에서 하중선의 거리는 정상인의 결과와 통계적으로 유사함을 알 수 있었다(p<0.05). 본 연구에서 정상인에 비해서 하퇴 의족착용자의 환측 대전자와 하중선의 거리만이 통계적으로 유의한 차이를 보였다. Blumentritt[8,11]은 하퇴의족 착용자의 경우 하중선이 슬관절의 1~3 cm 앞을 지나도록 정렬방법을 제안한 바 있다. 본 연구에 참여한 세 명의 하퇴의족 착용자들은 그 범위 내에서 정렬되어 있음을 확인하였으나 한 명은 하중선이 슬관절의 4.6cm 앞을 지나감으로 인하여 입각기에 슬관절이 과도하게 안정하였다 본 연구에 참여한 의족착용자의 수가 적었기 때문에, 향후 보다 많은 실험을 통해서 이를 지속적으로 관측하고자 한다.

개발된 의족 정렬시스템은 서있는 자세의 환자들을 대상으로 수직지면반발력(vertical ground reaction force)과 압력중심을 측정하여 이를 가시화(visualization) 함으로써 정적 정렬상태를 측정할 수 있게 되었다 이는 Otto-bock의 독일의 정렬방법이나 TKA line을 이용한 정렬방법과 같이 의족에 따라서도 다르지 않고 정량적인 정렬을 수행하여 적용할 수 있다. 또한 개발된 의족정렬시스템은 환자 뿐 아니라 정상인의 자세를 평가하는 데 유용하게 사용될 수 있다.

결 론

로드 셀을 이용하여 합성력과 압력중심을 계산하여 스태모터를 이용하여 레이저 광으로 하중선을 도시하는 정적 의족정렬장치를 개발하였다. 이를 정상인과 하퇴의족 착용자에게 적용하여 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 정상인의 중립자세에서 하중선의 위치는 외과, 슬관절, 건관절 앞에, 그러나 대전자 뒤에 있었다.
2. 정상인의 경우, 앞으로 최대한 기운 자세에서 외과와 슬관절 대전자는 하중선의 뒤쪽에 위치하였으나 건관절은 앞쪽에 위치하였다 이 때 하중선은 중립자세에 비해서 족관절의

앞쪽으로 약 9.4cm 크게 이동하였으며 슬관절과 대전자도 각각 7.4cm, 4.3cm 전방으로 이동하였다($p < 0.05$)

3. 뒤쪽으로 기운 자세의 경우, 하중선은 건관절을 제외한 모든 곳의 뒤쪽에 위치하였다. 이 자세에서는 하중선은 외과, 슬관절, 대전자의 후방으로 각각 5.7cm, 5.6cm, 3.9cm 이동하였다.

4. 의족착용자의 환측의 하중선은 모두 족관절, 슬관절, 대전자, 견관절의 전방에 위치하였으며, 환측 다리에서 하중선은 대전자로부터 후방으로 떨어진 위치를 지나감이 유의하게 발견되었다.

5. 하퇴외측 착용자의 건측 다리에 대한 하중선의 위치는 정상인과 통계적으로 유사하였다.

참 고 문 헌

1. M.S. Pinzur, W. Cox, J. Kaiser, J. Morris, A. Patwardhan, and L.V. Vrbos, "The effect of prosthetic alignment on relative limb loading in persons with trans-tibial amputation: a preliminary report", J. Rehabil. Res. Dev., Vol. 32, pp.373-378, 1995
2. S.E. Solomonidis, "Gait analysis of the lower limb amputee-the effect of alignment". In Gangbilsanalyse edited by U Boenick and M Nader. Duderstadt: Mecke Druck und verlag, pp. 290-297, 1991
3. D.C. Shurr and T.M. Cook. Prosthetics and orthotics. Appleton & Lange, 1992
4. J.H. Bowker and J.W. Michael, Atlas of limb prosthetics Surgical, prosthetic, and rehabilitation principle, Am. Acad. Orthop. Surg., Mosby Year Book, 1992
5. C.W. Radcliffe, "Functional considerations in the fitting of the above-knee prosthesis", Art Limbs, Vol. 2, pp.35-60, 1955
6. C.W. Radcliffe. "Four-bar linkage prosthetic knee mechanism, kinematics, alignment and prescription criteria", Prosthetics & Orthotics International, Vol. 18, pp.159-173, 1994
7. M.S. Zadehi, W.D. Spence, S.E. Solomonidis, and J.P. Paul, "Alignment of lower limb prostheses", J. Rehab. Res. Dev. Vol. 23, No. 2, pp.2-19, 1986
8. G. West, "Comparing prosthetic alignment". Aust. Orthot Prosthet. Mag Vol. 2, pp.4-8, 1987
9. M.P. Murray, "Gait as a total pattern of movement", Am J. Phy. Med. Rehabil. Vol. 16, pp.290-333, 1967
10. E. Pezzer, D.W. Wright, and C. Mason. "Human locomotion", Bull. Prosthet. Res., Vol. 10, pp.48-105, 1969
11. S. Blumentritt. "A new biomechanical method for determination of static prosthetic alignment", Prosthetics & Orthotics International, Vol. 21, No. 2, pp.107-113, 1997