

하퇴의지착용자에 대한 인공족관절 유형(고정형, 단축형, 다축형)에 따른 지면반발력 및 에너지 소모의 측정

김성민¹ · 배하석² · 박창일²

¹한국보건산업진흥원 의약산업단, ²연세대학교 의과대학 재활의학과
(2001년 7월 20일 접수, 2001년 12월 18일 채택)

Measurement of Ground Reaction Force and Energy Consumption for Ankle Assembly(Fixed-axis, Single-axis, Multi-axis Type) of Trans-Tibial Amputee

S.M. Kim¹, H.S. Bae², C.I. Park²

¹Department of Medical Devices and Pharmaceutical Industry, Korea Health Industry
Development Institute ²Department of Rehabilitation, College of Medicine, Yonsei University
(Received July 20, 2001. Accepted December 18, 2001)

요약: 본 연구에서는 하퇴 절단환자에서 고정형, 단축형, 다축형 인공족관절 장착시 지면반발력과 에너지 소비량을 측정하여 하퇴의지에 대한 생체역학적 평가를 하였다. 실험에는 각각 2명의 남성과 여성 하퇴 절단 환자가 3종류의 의지를 착용하고 참여하였으며, 3차원 보행분석은 9개의 기준점에 대하여 전체 입각기에 대한 지면 반발력의 체중에 대한 비율로 나타내었다. 하퇴의지 에너지 소비량은 피 실험자들이 각각 2km/h, 3km/h 그리고 가장 걷기 편한 속도로 런닝머신 위에서 보행하게 하면서 측정하였다. 실험결과는 지면반발력에서 다축형 인공족관절 장착시 추진력과 후진력의 보행특성에 대하여 우위를 보이며, 고정형 인공족관절 장착시에는 보행균형과 무게중심의 이동에 대해 상대적인 우위를 보였다. 에너지 소비량은 2.3km/h 이상의 보행속도에서 단축형 인공족관절 장착시 다른 두 의지에 비해 적은량의 에너지 소비를 보였다.

Abstract: In this study, ground reaction force(GRF) and energy consumption of fixed, single-axis and multi-axis prosthetic ankle assemblies were investigated to show the biomechanical evaluation for trans-tibial amputees. In the experiments, two male and two female trans-tibial amputees were tested with fixed, single-axis and multi-axis prosthetic ankle assembly. A three-dimensional gait analysis was carried out to derive the ratio of GRF to weight as the percentage of total stance phase for nine points. Energy consumption of each prosthetic ankle assembly was measured while subjects walked at 2km/h, 3km/h and the most comfortable walking speed on the treadmill. The results showed that multi-axis ankle was superior to the other two ankle assemblies for the characteristic of forwarding and breaking forces. Fixed ankle was relatively superior to the other two ankle assemblies for gait balancing and movement of the center for mass. Compared to the other ankle assembly, single-axis type showed lower energy consumption over 2.3km/h walking speed.

Key words: Gait analysis, Ground reaction force, Energy consumption

서 론

보행분석에 있어서 가장 중요한 인자 가운데 하나가 지면반

발력과 에너지 소비량이라 할 수 있다. 비정상 보행분석에 있어서 지면반발력을 이용한 두 가지의 응용이 있는데 하나는 kinematic 데이터와 inverse dynamic 모델을 이용하여 관절에 가해지는 힘과 근육에 작용하는 모멘트 값을 산출하는 것이며, 다른 한가지는 환자의 보행패턴과 정상인의 보행패턴을 지면반발력으로 비교하여 병적보행을 분석하는 것이다. 보행시 지면반발력의 기본형태[1]는 20세기 초에 이미 연구되기 시작

하였으며, 이후 보행기와 주행기 동안의 지면반발력의 변화에 대한 연구, 걸을 때와 달릴 때의 지면반발력의 변화를 비교하는 연구[2]가 수행되었다. 지면반발력은 앞으로 전진하려는 힘과 균형을 이루려는 힘을 제공하며, 또한 보행은 전진과 균형의 복잡한 과정이므로, 지면반발력의 크기와 방향은 몸의 무게 중심 이동의 방향 및 크기를 정확히 반영하며 따라서 이를 측정하는 것은 보행분석에 있어서 중요한 역할을 할 수 있다.

지면반발력과 함께 또한 중요한 인자는 의지의 에너지 소비량이라 할 수 있다. 이미 대퇴의지에 대한 실험을 통한 결과분석으로 open-knee mechanism과 locked-knee mechanism을 사용한 의지의 비교가 있었으며[3], 젊은 환자들의 경우 open-knee joint를 사용했을 때 더 많은 산소를 소모한다는 것을 알아내었다. 또한 기계식 유각기 제어(mechanical swing phase control)와 공압식 유각기 제어(pneumatic swing phase control)를 사용한 슬관절에 대한 연구[4]에서는 공압식 유각기 제어(pneumatic swing phase control)를 사용한 슬관절이 상대적으로 많은 에너지 소비를 한다는 것을 밝혀내었다.

본 연구에 대한 선행 연구로서 대퇴의지에 따른 지면반발력과 에너지 소비량을 측정하였으며[12], 본 연구에서는 기존 지면반발력 측정에 의한 보행분석 연구에서 인공발의 종류에 따른 지면반발력의 차이에서 생기는 오차를 최소화하기 위하여 동일한 인공발에 족관절만 고정형, 단축형, 다축형으로 바꾸어 3차원 지면반발력과, 에너지 소비량을 측정하여 족관절에 대한 정확한 비교를 통하여 하퇴의지를 착용한 환자의 보행에 대한 운동역학적 기전의 이해와 운동형상학적 해석을 돕고 향후 한국인의 체형에 적합한 하퇴의지의 개발에 필요한 생체역학적 기초자료를 얻고자 한다.

연구 방법

1. 지면반발력(Ground Reaction Force, GRF) 측정

본 연구는 현재 재활연구공학센터에서 개발한 세 종류의 인공족관절 의지, 즉 고정형, 다축형, 단축형에 대한 성능 평가를 목적으로 진행하였다. 그림1은 실험에 사용된 인공족관절을 보여준다. 고정형은 발목관절의 모든 운동이 제한되어 있는 형식이며, 단축식은 발목의 운동이 저축굴곡(plantarflexion)과 배축굴곡(dorsiflexion)만이 허용된다. 다축식은 모든방향의 운동이 가능하나 운동범위는 크지 않게 설계되어 있다. 다축식의 인공족관절은 관절부의 관절각을 제한하는 쿠션(cushion)부의 조절을 통해 절단환자 개개인의 보행특성에 맞게 조절될 수 있다. 실험에 참가한 남성 2명(몸무게 각각 75, 68kg) 여성 2명(몸무게 각각 53, 48kg)의 하퇴 절단환자는 균일한 보행패턴을 유지하기 위해 각 의지를 착용 후 평소 보행 속도로 보행 속도가 일정해질 때까지 반복하여 보행로를 걸은 후(오차 5%이내) 직선 보행로에 내장되어 있는 3개의 힘측정판(Kistler Ltd., Swiss 1개, AMTI, Advanced Medical Technology, Inc., U.S.A. 2개)을 사용하여 발이 힘측정판에 정확히 접지가 되었을 때를 선택하여 10회 측정을 하였으며, 힘측정판은 지면

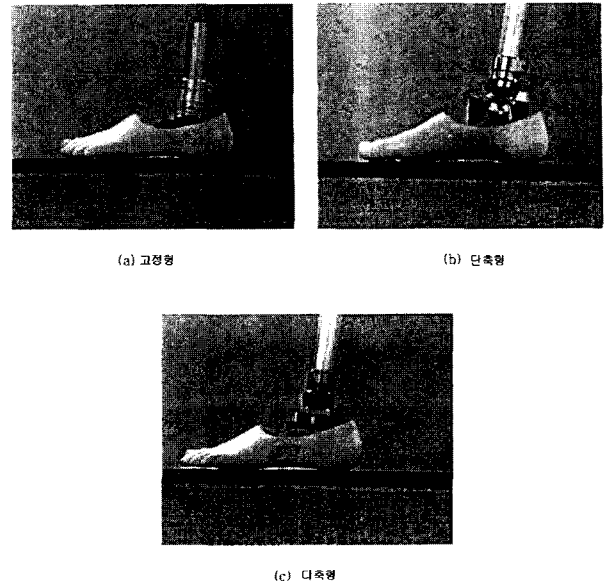


그림 1. 실험에 사용된 인공인공관절

그림 1. 인공 족관절 - (a) 고정형, (b) 단축형, (c) 다축형
Fig. 1. Ankle assemblies - (a) fixed (b) single-axis, (c) multi-axis

반발력(Ground reaction force)의 vertical, anteroposterior 그리고 mediolateral component에 비례하는 신호를 발생하여 이를 Vicon 370 SYSTEM에 내장된 computer software가 분석하게 된다. sampling rate는 120 Hz였으며, 여기서 얻어지는 측정치를 이용하여 이들 중 일정한 패턴이 나타나는 값들의 평균값을 구하였다[5].

지면반발력의 3차원 데이터는 수직축 방향에서 초기, 말기 입각기에서 2회의 정점과 중간 입각기 부근에서 굴곡이 나타났고, 전후방향에서는 입각기 초기에 후방으로 향하는 정점과 후기의 전방으로 향하는 정점이 나타나며, 좌우방향에서는 외측으로 향하는 2회의 정점과 중간에 굴곡을 보였다. 따라서 정점 및 방향이 바뀌는 시기 등을 기준으로 각 축에 대해 제 1 절정력(first vertical force peak), 제 1 절정력 시기(time of first peak), 제 2 절정력(second vertical force peak), 제 2 절정력 시기(time of second peak), 절정중단력(peak breaking force), 절정중단력 시기(time of peak breaking force), 제동충격력(breaking impulse), 영점교차시기(time of zero cross), 추진절정력(peak propulsive force), 추진절정력 시기(time of peak propulsion), 추진충격(propulsive impulse), 속도(speed (m/sec)), 입각기간(stance duration(sec)) 등의 파라미터를 정하였다[6].

각 기준점이 나타나는 시점을 전체 입각기간에 대한 백분율을 구하여 보행간극의 변화에 따른 차이를 비교하였으며, 지면반발력의 크기는 얻어진 수직 축방향의 힘을 이용 체중을 구하고 이에 대한 비율로 표시하였다.

2. 에너지소모량(Energy Consumption) 측정

표 1. 각 의지별 전후측 지면반발력 실험데이터

Table 1. Comparison of Anteroposterior GRF According to Types of Ankle-Foot Assembly

	전후측 지면반발력(Force/Body weight)			
	Fixed Type	Multi-axis Type	Single-axis Type	Normal
Peak breaking force	0.16(±0.08)	0.15(±0.07)	0.16(±0.09)	0.17
Peak propulsive force	-0.16(±0.06)	-0.15(±0.07)	-0.16(±0.06)	-0.20
Time of peak breaking force	18.77(±1.65)	14.92(±6.29)	17.74(±3.34)	14.51
Time of zero cross	53.24(±3.54)	52.73(±8.64)	55.57(±5.59)	53.54
Time of peak propulsive force	82.28(±1.63)	82.42(±1.13)	83.25(±1.41)	87.68

표 2. 각 의지별 좌우측 지면반발력 실험데이터

Table 2. Comparison of Mediolateral GRF According to Types of Ankle-Foot Assembly

	좌우측 지면반발력(Force/Body weight)			
	Fixed Type	Multi-axis Type	Single-axis Type	Normal
First valley peak force	-0.03(±0.01)	-0.02(±0.008)	-0.04(±0.01)	-0.03
First vertical peak force	0.05(±0.02)	0.05(±0.02)	0.05(±0.02)	0.04
Second valley peak force	0.03(±0.02)	0.03(±0.01)	0.03(±0.02)	0.03
Second vertical peak force	0.06(±0.04)	0.05(±0.03)	0.05(±0.03)	0.05
Time of first valley peak force	8.82(±1.63)	8.38(±4.09)	6.81(±2.58)	5.71
Time of first vertical peak force	35.59(±10.78)	33.58(±8.70)	41.88(±4.10)	24.45
Time of second valley peak force	54.01(±8.72)	58.57(±8.28)	59.19(±7.65)	46.33
Time of second vertical peak force	78.93(±3.90)	82.36(±8.88)	79.59(±2.12)	74.72

표 3. 각 의지별 수직측 지면반발력 실험데이터

Table 3. Comparison of Vertical GRF According to Types of Ankle-Foot Assembly

	수직측 지면반발력(Force/Body weight)			
	Fixed Type	Multi-axis Type	Single-axis Type	Normal
First vertical peak force	1.14(±0.55)	1.10(±0.53)	1.12(±0.53)	1.07
Valley peak force	0.82(±0.32)	0.80(±0.32)	0.85(±0.38)	0.76
Second vertical peak force	1.05(±0.46)	1.06(±0.46)	1.05(±0.47)	1.12
Time of first vertical peak force	26.48(±3.37)	29.75(±1.41)	32.40(±10.71)	22.57
Time of valley peak force	50.75(±4.74)	53.11(±4.67)	51.97(±6.52)	45.52
Time of second vertical peak force	75.95(±4.40)	74.13(±2.74)	73.93(±4.62)	75.84

표 4. 각 하퇴의지에 대한 산소소모량 측정 실험결과

Table 4. Comparison of Energy Consumption According to Types of Ankle-Foot Assembly

	Fixed Type			Multi-axis Type			Single-axis Type		
	2.00	3.00	3.42	2.00	3.00	3.49	2.00	3.00	3.47
Gait Speed (Km/h)									
VO2 (ml/kg/min)	6.61 (±0.66)	7.70 (±0.89)	8.33 (±1.76)	5.97 (±0.57)	7.12 (±0.71)	8.25 (±1.06)	6.18 (±0.35)	6.74 (±0.51)	7.55 (±0.28)
VO2 (ml/kg/m)	0.20 (±0.02)	0.15 (±0.01)	0.15 (±0.01)	0.18 (±0.01)	0.14 (±0.01)	0.14 (±0.01)	0.19 (±0.01)	0.14 (±0.01)	0.13 (±0.02)
VO2 (l/m)	0.39 (±0.06)	0.42 (±0.09)	0.44 (±0.17)	0.33 (±0.08)	0.40 (±0.09)	0.42 (±0.16)	0.35 (±0.08)	0.36 (±0.11)	0.36 (±0.04)
VE/VO2	29.16 (±2.32)	26.88 (±1.43)	28.87 (±7.67)	32.77 (±2.54)	30.14 (±3.21)	30.18 (±3.99)	30.98 (±0.85)	27.52 (±1.72)	31.10 (±3.13)
Heart rate (beats/min)	107.0 (±16.33)	114.9 (±17.51)	109.7 (±13.59)	100.9 (±12.89)	107.3 (±15.56)	105.7 (±9.02)	104.3 (±10.68)	120.3 (±2.82)	106.6 (±18.64)

표 5. 각 의지별 Oxygen Uptake와 Speed에 따른 이차함수관계

Table 5. Estimated 2'nd Order Equation According to Oxygen Uptake and Gait Speed

하퇴의지 종류	Oxygen Uptake와 Speed에 따른 이차함수관계 (Y=Oxygen Uptake(ml/kg/min), X=Gait Speed(Km/h))
Fixed Type	$Y=0.2229X^2 + 5.7110$
Multi-axis Type	$Y=0.2719X^2 + 4.8309$
Single-axis Type	$Y=0.1626X^2 + 5.4649$

인공족관절의 종류에 따른 에너지소모율을 비교하기 위하여 피검자들은 각각의 인공족관절을 착용한 후 평지 보행로에서 스스로 선택한 가장 편한 속도와 본 실험에서 지정한 속도(2km/h, 3km/h)로 Treadmill에서 걷게 하면서 산소소모량 측정기인 KB1-C(Aerosporst INC, U.S.A)를 이용하여 산소 소모량을 측정하였다. 측정은 총 10분간 측정하였으며, 전반부 5분은 적응기간으로 제외하였고, 후반부 5분의 측정값을 이용하여 에너지 소모량을 측정하였다.

각각의 검사사이에는 5분간의 휴식기간을 두고 분당 심박수가 측정 최초 1분간 심박수의 ±5범위내에 도달하게 되면 다음 검사를 시작하도록 하였다.

결과 및 토의

1. 지면반발력(Ground Reaction Force)

보행에서 보행자가 전방을 향해 나아가려는 추진력(Forwarding Force)과 후진력(Breaking Force)을 보여주는 전후측 지면반발력(Anteroposterior GRF)에서 나타난 측정결과를 보면 표 1에서와 같이 정상인에 비해 절정중단력(peak breaking force)에서는 6~12%, 추진절정력(peak propulsive force)에서는 20~25% 감소되어 나타났다. 또한 그림 2에서 입각기(%)에서 나타난 간격을 살펴보면, 추진력이 발생하는 시기의 값은 다축형에서 정상인의 값과 비슷한 간격을 보여주었고 있으나, 후진력이 발생하는 시기의 값은 다른 의지와 차이를 보이지 않으며, 정상인에 비해 빠른 시점에서 발생되고 있음을 알 수 있다. 따라서 전후측 지면반발력 측정에서 나타난 결과는 실험에 사용된 모든 의지의 반발력 패턴은 서로 비슷한 경향을 보여주고 있다.

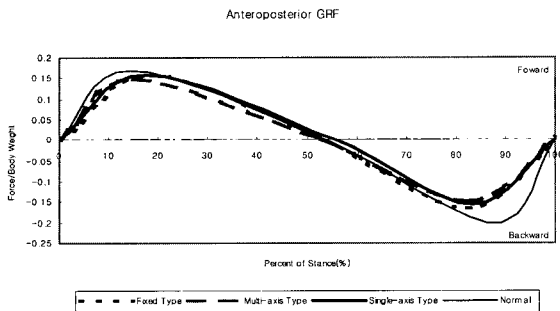


그림 2. 전후측 지면반발력
Fig. 2. Anteroposterior Ground Reaction Force

절단측 하지에서 발생하는 좌우측 지면반발력(Mediolateral GRF)를 살펴보면, 표 2에서 나타난 결과와 같이 지면반발력은 제 1 골절정력(first valley peak force)에서는 정상인에 비해 다축형과 단축형이 약30%정도 감소하거나 증가하였고, 제 2 절정력에서는 고정형이 약 20% 증가하여 측정되었으며, 나머지 기준점들은 정상인과 비슷한 경향을 보여주고 있다. 보행시간에 대한 특성면에서 살펴보면 그림 3에서와 같이 모든 점들에서 정상인에 비해 늦게 나타나는 경향을 보여주고 있다. 하지만 Percent of stance의 50%을 기준으로 하여 좌우측을 비교했을 때 고정형의 경우가 나머지 두종류의 의지에 비해 비교적 대칭적으로 나타났다. 따라서 본 실험에서는 고정형 인공족관절이 힘의 균형면에서는 비교적 우수한 면을 나타내고 있다.

마지막으로 보행에서 보행자의 몸무게의 적절한 이동을 나타내 주는 수직방향에 대한 지면반발력(Vertical GRF)측정결

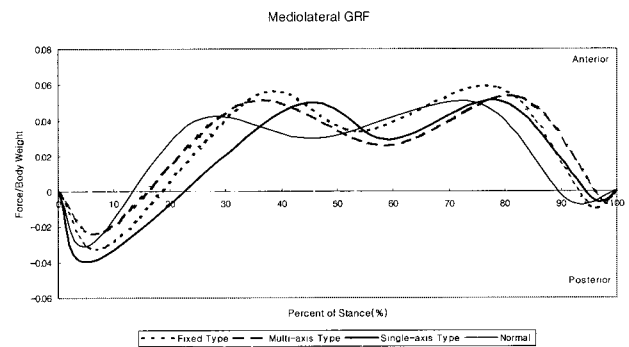


그림 3. 좌우측 지면반발력
Fig. 3. Mediolateral Ground Reaction Force

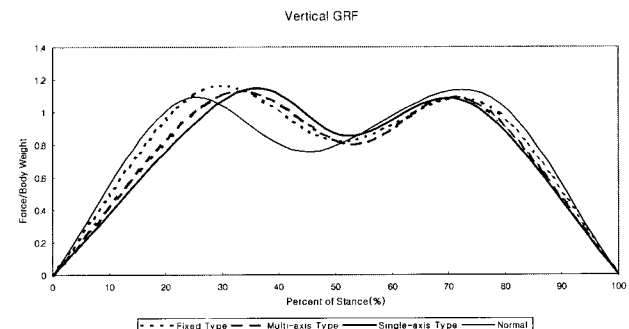


그림 2. 수직측 지면반발력
Fig. 4. Vertical Ground Reaction Force

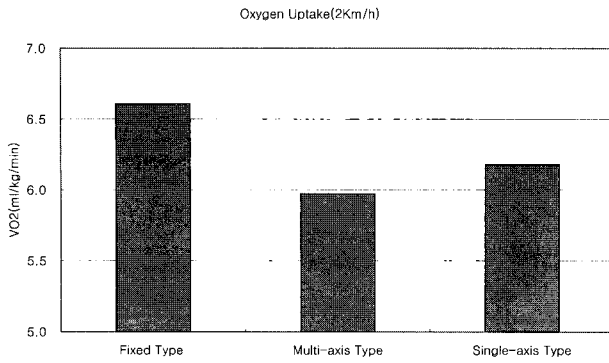


그림 5. 2Km/h 보행속도에서 나타난 각 의지별 산소소모량
Fig. 5. Energy Consumption According to Types of Ankle-Foot Assembly at 2Km/h

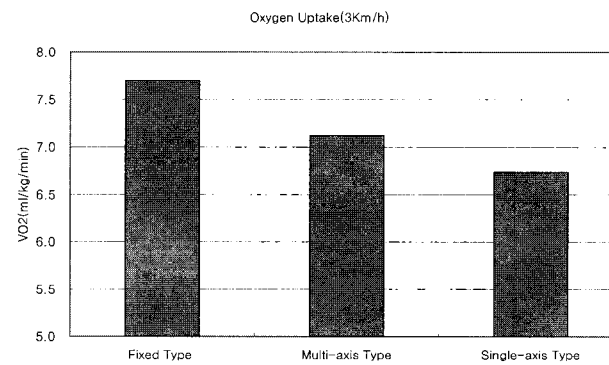


그림 6. 3Km/h 보행속도에서 나타난 각 의지별 산소소모량
Fig. 6. Energy Consumption According to Types of Ankle-Foot Assembly at 3Km/h

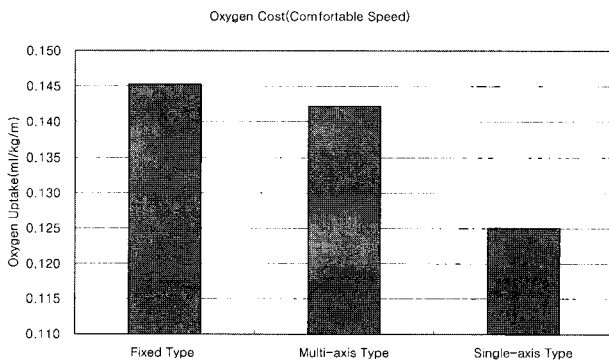


그림 7. 각의지의 단위거리당 산소소모량
Fig. 7. Oxygen Cost According to Types of Ankle-Foot Assembly

과를 살펴보면 표 3과 같이 나타난다. 실험에서의 모든 의지에서 나타난 특성을 살펴보면, 정상인에 비해 first peak에서 나타난 힘에 대한 특성은 정상인에 비해 매우 높은 값을 보여주는 반면 second peak에서 나타난 힘의 특성은 낮게 측정되어 정상인과 정반대의 특성을 보여주고 있다. 따라서 시간에 대한 특성을 고려했을 경우 그림 4과 같이 정상인과 많은 차이를

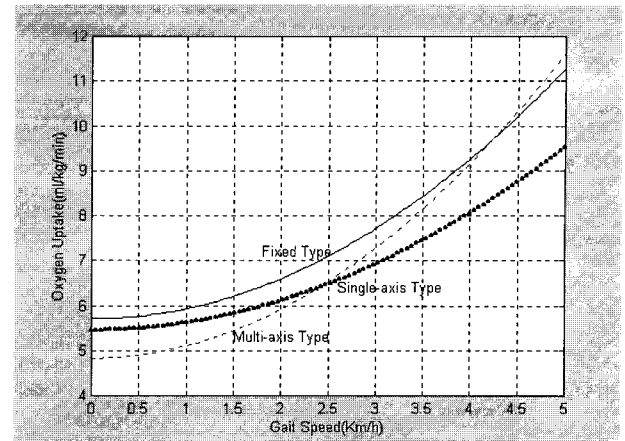


그림 8. 보행속도에 따른 각 의지별 에너지소모량
Fig. 8. Estimated Energy Consumption According to Oxygen Uptake and Gait Speed

보여주고 있으나, 고정형의 의지에서 가장 정상인에 가까운 패턴이 나타났다.

본 실험에서 나타난 결과를 요약해 보면, 고정형, 다축형, 단축형 세 종류의 인공족관절 장착시 실제 정상인의 보행을 통한 지면반발력과는 많은 차이를 보여주고 있어, 직접적인 비교에 많은 차이를 보이고 있다. 따라서, 본 실험의 결과는 시간적인 특성에서 얼마만큼 정상보행 패턴에 가깝게 나타나는지를 살펴보았다. 보행시 발생하는 추진력과 후진력에 대한 특성면에서는 다축형 인공족관절이 비교적 우수한 면을 보였으며, 절단된 하퇴에 대한 힘의 균형면에서는 고정형 인공족관절이 우수한 특성을, 그리고 보행시 무게중심의 적절한 이동을 나타내는 부분에서는 고정형 인공족관절이 비교적 우수한 특성을 보여 주었으며 향후 건축데이터의 측정과 이를 통한 환족족관절에 대한 비교분석을 추가한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

2. 에너지소모량(Energy Consumption)

고정형, 다축형, 단축형 세 종류의 하퇴의지에 대한 산소소모량 측정 실험결과는 표 4과 같이 나타났다. Casillas 등[11]에 따르면 below-knee 절단환자의 energy-storing foot의 산소소모량(ml/kg/min)은 보행속도가 각각 2.4km/h, 4km/h, 6km/h 일 때 11.46, 14.67, 22.11로 측정되었다. 본 실험에서 지정한 속도에 대한 결과를 분석해 보면, 우선 2Km/h의 일정한 보행속도에서 나타난 산소소모량은 고정형은 6.61ml/kg/min, 다축형은 5.97ml/kg/min, 단축형은 6.18ml/kg/min로 다축형에 비해 고정형 인공족관절이 약 10.7%, 단축형 인공족관절은 약 3.5%로, 고정형 인공족관절의 경우 비교적 높게 측정되었다(그림 5).

보행속도가 3Km/h에서 나타난 산소소모량은 고정형은 7.70ml/kg/min, 다축형은 7.12ml/kg/min, 단축형은 6.74ml/kg/min로 고정형 인공족관절은 단축형 인공족관절에 비해 약 14.2%의 산소소모가 높게 나타났으며, 다축형 인공족관절은

약 5.6%로 조금 높은 측정 결과를 보여주었다(그림 6). 따라서 일정속도로 보행을 유지할 경우 나타난 산소소모량에 대한 측정 결과는 고정형 인공족관절의 경우 가장 산소소모량이 많이 나타났으며, 다축형과 단축형 인공족관절은 많은 차이를 보이지 않았다.

피검자들이 가장 편안걸음으로 걸을 수 있는 자율보행에서 나타난 결과를 살펴보면 고정형은 8.33ml/kg/min, 다축형은 8.25ml/kg/min, 단축형은 7.55ml/kg/min로 나타나 고정형과 다축형 인공족관절은 서로 유사한 결과를 보이는 반면, 단축형 인공족관절의 경우 이들에 비해 상대적으로 적은 산소소모량(약 10%)이 측정되었다. 자율보행속도를 살펴보면 고정형은 3.42km/h, 다축형은 3.49km/h, 단축형은 3.47km/h로 나타나 평균 보행속도 3.46 ± 0.04 km/h 사이에 포함 되어 있으며, 보행시 요구되는 산소소모량 측정에서 나타난 결과는 단축형이 가장 적은 산소소모량을 보여 주고 있다(그림 7).

Ventilatory equivalent for oxygen(VE/VO₂)을 측정한 결과 고정형의 경우 2Km/h에서는 29.16, 3Km/h에서는 26.88, 자율보행속도에서는 28.88로 나타났으며, 다축형의 경우 2Km/h에서 32.77, 3Km/h에서는 30.14, 자율보행속도에서는 30.18, 그리고 단축형의 경우 2Km/h에서 30.98, 3Km/h에서는 27.52, 자율보행속도에서는 31.01로 동일한 속도의 보행에서도 의지의 종류에 따라 달라지는 것을 실험을 통해 알 수 있다.

본 실험에서 측정된 데이터를 이용하여 oxygen uptake와 speed사이에서의 이차함수 관계를 구성하여 다양한 속도에서 나타나는 에너지 소모량을 예측할 수 있으며, 일반적으로 운동하지 않은 상태, 즉 우리가 서 있을 때 기본적으로 소모되어지는 에너지로 균형과 자세를 잡는데 사용되는 에너지의 양을 알 수 있다[7]. 표 5에서 나타난 이차함수 관계는 본 연구의 실험 결과에서 나타난 데이터를 최소자승법(Least Square Method)으로 구한 것이다. James[8]에 의하면 unilateral above-knee환자의 경우 이차함수의 Y축 절편이 8.6(정상인 4.7), Jaeger 등[9]의 실험결과에 따르면 5.9(정상인 3.8), 양다리 절단환자의 경우[10] 9.3(정상인 3.3)으로 측정되었다. 표 5에서 이차함수의 Y축 절편에 해당하는 값들을 살펴보면 고정형이 5.7, 다축형은 4.8 그리고 단축형이 5.5로 나타났다. 그림 8은 표 5의 이차함수를 그래프로 표현한 결과로 실제 측정되지 않은 구간에 대하여 근사적인 결과를 얻을 수 있다. 따라서 초기 에너지소모가 많은 고정형 인공족관절에서는 그래프 상에서도 나타난 곡선의 기울기 변화가 심하게 나타났다. 이는 보행속도가 증가에 따른 급격한 에너지 소모가 요구되어지는 것을 알 수 있다. 다축형 인공족관절의 경우 초기에너지 소모가 가장 적게 나타났지만, 곡선의 기울기는 가장 급격한 변화를 보여 실제 환자가 4.3Km/h이상의 빠른 보행시 에너지 소모는 고정형보다 크게 나타나게 된다. 하지만 단축형은 초기 에너지 소모면에서는 다축형에 비해 뒤떨어지지만 곡선의 기울기가 가장 완만하게 나타나 2.3Km/h 이상의 보행에 있어서 다축형의 에너지 소모량보다 적게 소모해 실제 보행에 있어 속도변화에 따른 가장 경제적인 에너지소모량을 나타냈다.

따라서 본 실험의 결과를 정리하면 전반적으로 단축형이 에너지 소모면에서 비교적 우수한 성능의 제품으로 나타났다.

결론

본 실험은 남성2명 여성2명의 피검자에게 3종류의 인공족관절을 착용시켜 지면반발력과 에너지 소모량을 측정하였다. 그 결과는 다음과 같이 정리할 수 있다.

고정형 인공족관절의 경우 지면반발력측정에서 비교적 우수한 경향이 나타나는 반면, 보행에서 환자가 소모시키는 에너지의 양은 비교적 높게 나타나는 경향을 보여주었다. 이에 비해 다축형과 단축형 인공족관절은 에너지 소비 면에서는 비교적 효율적이지만, 지면반발력에서는 고정형 인공족관절에 비해 우수하지 못한 결과를 보여주고 있어, 본 실험을 통하여 세 의지에 대한 각각의 통합적인 평가를 단정지을 수는 없다. 그러나 실제 보행시 에너지 소비가 지면 반발력에 비해 중요한 점은 감안하면 단축형 인공족관절 장착시 다른 인공족관절에 비해 우수한 것으로 평가된다.

본 연구의 결과가 향후 여러 가지 형태의 다양한 하퇴의지를 착용한 하퇴절단환자의 보행에 대한 운동역학적 기전의 이해와 운동형상학적 해석을 돕고 향후 한국인의 체형에 적합한 하퇴의지 개발에 필요한 생체역학적 기초자료의 적용될 수 있기 위해서는 향후 본 연구에서 개발되어 사용된 고정형, 다축형, 단축형의 의지와 현재 보급되어진 상용제품과의 비교시험이 많은 환자들을 대상으로 하여 요구되어진다.

참고문헌

1. Amar J, The human motor. EP. Dutton, New York, 1920
2. Hamil J, bates BT, Knutzen KM "Ground reaction force symmetry during walking and running", Res Quart Exer Sports, Vol. 55, pp. 289-293, 1984
3. Isakov E, Susak Z, Becker E, "Energy expenditure and cardiac response in above-knee amputees while using prostheses with open and locked knee mechanisms", Scand J Rehabil Med Suppl, Vol. 12, pp. 108-111, 1985
4. A.M Boonstra, MD, PhD, J. Schrama, V. Fidler, PhD, W.H. Eisma, MD "Energy cost ambulation in transfemoral amputees: A knee joint with a mechanical swing phase control vs a knee joint with a pneumatic swing phase control", Scand J Rehabil Med, Vol. 27, pp. 77-81, 1995
5. Michael R., MD, PhD, Margaret E. McBride, MPE, David J. Sanderson, PhD, D. Duncan Murray, MD "Comparative Biomechanical Analysis of Energy-Storing Prosthetic Feet", Arch Phys Med Rehabil, Vol. 73, pp. 451-458, 1992

6. K. POSTEMA, H. J. HERMENS, J. DEVRIES, H. F. J. M. KOOPMAN and W. H. EISHA, "*Energy storage and release of prosthetic feet Part 1 : biomechanical analysis related to user benefits*", *Prosthet Orthot Int*, Vol. 21, pp.17-27, 1997
7. Workman JM, Amstrong BW, "*Metabolic cost of walking : equation and model*", *J Appl Physiol*, Vol. 115, pp. 1015-1021, 1960
8. James U, "*Oxygen uptake and heart rate during prosthetic walking in healthy male unilateral above-knee amputees*", *Scand J Rehabil Med*, Vol. 5, pp. 71-80, 1973
9. Jaegers SMHJ, Vos LDW, Rispens P, Hof AL, "*The relationship between comfortable and most metabolic efficient walking speed in persons with unilateral above-knee amputation*", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 74, pp. 521-525, 1993
10. Hoffman MD, Scheldahl LM, Buley KJ, Sandford PR, "*Physiological comparison of walking among bilateral above-knee amputee and able-bodied subjects, and a model to account for the differences in metabolic cost*", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 78, pp. 385-392, 1997
11. Casillas J-M, Dulieu V, Cohen M, Marcer I, Didier J-P, "*Bioenergetic comparison of a new energy storing foot and SACH foot in patients with traumatic below-knee vascular amputations*", *Arch Phys Med Rehabil*, Vol. 76, pp. 39-44, 1995
12. 김성민, 박창일, 최성오, 신지철, 김덕용, 김남현, "대퇴의 지별 지면반발력 및 에너지소모의 측정과 생체역학적 평가", *대한의용생체공학회지*, Vol. 19 No. 3, 1999