

유한요소해석과 다구찌방법을 이용한 에너지 저장형 의족 용골의 설계에 대한 연구

이동희* · 장태성* · 이정주** · 윤용산**
(1999년 2월 8일 접수)

A Study on the Design of the Keel in the Energy Storing Prosthetic Foot Using the Finite Element Analysis and the Taguchi Method

Dong Hee Lee, Tae Seong Jang, Jung Ju Lee and Yong San Yoon

Key Words: Energy Storing Prosthetic Foot(에너지 저장형 의족), Finite Element Analysis(유한요소해석), Taguchi Method(다구찌 방법)

Abstract

In this study, new design method of prosthetic foot was suggested which can evaluate the performance of prosthetic foot by implementing amputee's gait simulation using the finite element analysis. The basic shape of ESPF(Energy Storing Prosthetic Foot) was designed which is suitable for the below-knee amputee considering mechanical properties and kinematic properties. And, the performance evaluations were performed using the Taguchi method with orthogonal array L₂₅. As a result, average main effect of factors for the ESPF's performance were calculated and then optimum condition of given shape was selected. Essential particulars for the performance evaluation from the simulation result were the quantity of external work needed in stance phase, the quantity of transferred energy from the ESPF through the knee, and the vertical displacement of knee at toe-off. Reasonable optimum condition was obtained from the using performance index. From this study, it was found that it is necessary for the design of ESPF to consider the geometrical data related to the magnitude of load on elastic material.

1. 서론

공학설계분야에서 컴퓨터 발전과 더불어 CAE/CAD(Computer-Aided Engineering / Computer-Aided Design) 기술이 발전되어왔다. CAE/CAD 기술을 활용함으로써, 설계단계에서부터 제품을 직접 평가할 수 있으며, 시제품의 제작 및 실험에 소모되는 비용을 줄일 수 있으므로, 제품의 성능을 향상시킬 수 있다. 이러한 이점으로 공학설계 문제에 있어서 CAE/CAD의 적용영역은 점점 넓어

지고 있는 추세이다. 본 연구에서는 CAE/CAD 기술을 생체공학 분야 즉, 에너지 저장형 의족의 용골 설계에 활용하고자 한다.

에너지 저장형 의족은, 1980년대 중반 이후 Phillips⁽¹⁾와 Poggi 등⁽²⁾에 의해 제안된 의족으로서 유연한 재료를 의족의 구조물로 사용하여 에너지의 저장 및 방출에 의해 보행자의 신진대사에너지 소모를 줄이기 위해 개발된 것이다. 즉, 유연한 구조물의 탄성에 의한 에너지 저장 및 방출을 보행에 이용하는 것이다. 이후, 에너지 저장형 의족을 착용한 보행자의 보행 특성 분석 및 의족의 성능 평가에 관한 많은 연구가 이루어졌다. Ehara 등⁽³⁾은 에너지 저장형 의족의 에너지 저장 특성을 파악하기 위해 에너지 저장형 의족이 등장하기 전에 개발된 여러 가지 기존 의족 착용자와 에너지 저장형 의족 착용자의 보행동안 각 조인

* 한국과학기술원 기계공학과

** 회원, 한국과학기술원 기계공학과

E-mail : jjlee@sorak.kaist.ac.kr

TEL : (042)869-3033 FAX : (042)861-1694

트에서의 힘과 일률 등을 산출하였다. Czerniecki 등⁽⁴⁾은 기존 의족과 에너지 저장형 의족 착용자가 일정속도로 달릴 때의 보행 분석을 통하여 에너지 저장형 의족이 보행에 도움을 주며, 보행시 소비되는 에너지가 감소한다는 사실을 지적하였다. Lehmann 등⁽⁵⁾은 에너지 저장형 의족과 기존 의족의 차이점을 파악하기 위해, 의족의 성능 평가 항목으로서 기계적 특성과 보행에 있어서 운동학적 특성 그리고, 충격인자(shock factor) 등을 제시하였다. 또한, 실험을 통해 의족간의 기계적 특성을 조사하고, 보행분석을 통해 운동학적 차이를 관찰하였으며, 에너지 저장형 의족 착용자의 보행이 정상인의 보행에 근접함을 보였다. 그러나, 기존 의족과 에너지 저장형 의족의 착용시 신진 대사 에너지 소모 면에서 작은 차이만이 있음을 지적했다. Postema 등⁽⁶⁾은 보행 분석을 통해 기존 의족과 에너지 저장형 의족의 성능 평가 항목으로서 저장에너지의 크기와 저장에너지에 대한 방출에너지의 비를 사용하였다.

현재 에너지 저장형 의족에 대한 평가는 앞에서 서술한 바와 같이 다른 기존 의족과 동일한 보행분석을 통해 이루어지고 있다. 이러한 보행 분석에서는 인체 분절을 강체로 간주하는 역동역학(inverse dynamics)을 이용하게 되므로, 에너지 저장형 의족에 존재하는 구조물의 변형에 대한 고려가 불충분하게 된다. 에너지 저장형 의족은 재료의 탄성에 의한 변형 및 복원을 이용한 것이므로, 변형을 고려한 평가 기법이 필요하다. 또한, 의족 설계 단계에서 보행 분석에 의한 의족 성능 평가를 수행하기 위해서는 시제품의 제작과 보행 실험을 필요로 하는 단점을 가지고 있다. 따라서, 설계단계에서 의족의 유연 구조물의 변형을 고려하여 성능 평가를 수행 가능하게 하는 시뮬레이션 기법은 매우 유용한 도구가 될 수 있다.

용골은 의족의 뼈대를 이루는 부분으로써 에너지 저장형 의족에 있어서 에너지의 저장 및 방출이 용골에서 이루어진다. 구조물의 변형을 고려할 수 있는 유한요소법(finite element method)을 이용한 용골 설계에 대한 연구는 Allard 등⁽⁷⁾에 의해 이루어진 바 있다. 이들은 의족 설계 파라미터로서 정적 하중 부하시 용골에 저장되는 변형에너지의 크기를 이용하였다. 그러나, 정하중 상태에서의 저장에너지 크기만을 에너지 저장형 의족의 성능 평가 기준으로 사용하는 것은 의족

의 동특성을 고려할 수 없어 적합하지 않다는 한계를 가지고 있다.

본 연구에서는 변형에 대한 고려가 가능한 유한요소해석을 이용하여 에너지 저장형 의족 용골의 보행 시뮬레이션을 구현하였다. 그리고 보행 시뮬레이션 중 실제적인 성능 평가 항목을 산출하여 의족을 평가하기 위해, 적은 실험 횟수로 제품에 영향을 미치는 인자를 효과적으로 추출함으로써 원하는 성능을 갖는 최적조건을 찾는 데 매우 유용한 다구찌방법⁽⁸⁾을 이용하였다. 이러한 일련의 의족 용골 설계과정을 통해, 조직적이고 체계적인 설계 방법을 제시하고자 한다.

2. 형상설계

Winter 등⁽⁹⁾은 하지 절단 장애인의 보행 분석을 통해, 하지 절단 장애인은 발목근육의 손실로 인해 발끝밀기(toe-off)에서 추진력을 적절히 제공받지 못할 뿐만 아니라, 초기 및 중간 지지구간(stance phase)에서 사두근(quadriceps)의 동시 수축(co-contraction)에 의해 무릎에 작용하는 모멘트가 상쇄됨으로써, 이에 따른 과도한 신진 대사 에너지를 소모한다는 사실을 지적하였다. 따라서, 이러한 하지 절단 장애인의 보행 특성을 보완할 수 있는 의족의 기본 형상을 제시하고자 한다. 기본 형상 설계안은 Fig. 1에 제시된 바와 같고, 다음과 같은 고려사항을 통하여 형상을 설계하였다.

2.1 운동학적 특성

기본 구조 형상에서 본 의족은 발목 조인트는 사용하지 않았고 척골조인트만을 사용한다. 일반적으로 의족에 있어서 조인트를 사용하게 되면 무게가 무거워지고 내구성이 약해서 지속적인 관리가 필요하며, 외란에 대해 안정성이 좋지 않다. 발목에 조인트를 사용하기 위해서는 체중의 영향을 조절할 수 있도록 정교하고 강한 힘을 낼 수

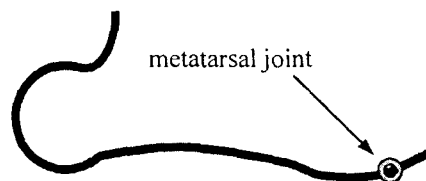


Fig. 1 Designed basic shape of prosthetic foot

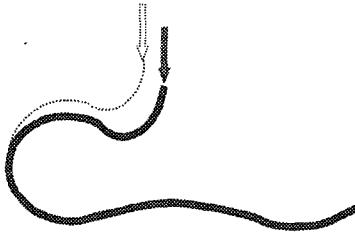


Fig. 2 Deformed shape by weight

있는 구동장치가 필요하게 된다. 또한 발목의 운동으로 인해 에너지 저장을 위해 필요한 의족의 변형을 기대할 수 없다. 그러므로, 발목조인트 대신 에너지 저장형 의족이 유연한 구조물이라는 데에 착안해 Fig. 2와 같이 하중에 의한 변형이 보행시의 몸의 전진 운동과 일치하도록 형상을 결정했다.

지면 및 체중에 의한 의족의 변형은 몸을 앞으로 전진하는 데에 기여하게 됨으로써 Winter가 지적한 초기 및 중간 지지에 생기는 과도한 신진대사에너지의 소모를 줄일 수 있을 것으로 기대된다. 척골조인트의 사용으로 운동성의 향상과 과도한 하중이 작용하지 않는 것을 기대할 수 있다. 안정성에 영향이 없도록 직립 정지 상태에서 조인트에 하중이 미치지 않도록 바닥면의 형상과 척골조인트의 위치를 적절히 정하였다. 척골 조인트에서는 복원토크를 생성할 수 있도록 회전 스프링을 사용하였다.

2.2 기계적 특성 - 에너지 저장성 및 방출성

두 개의 원호를 이용하여 지면의 반력과 체중에 의한 굽힘으로 탄성에너지를 저장할 수 있도록 하였다. 상부의 원호는 착지시 생기는 충격에 대해서, 하부의 원호는 중간지지구간에 받는 하중에 의해 변형되어 에너지를 저장하게 된다. 변형의 회복시에 발뒤꿈치의 효과를 얻기 위해 용골의 형상이 발뒤꿈치를 통해 연결되도록 하였으며, 지면과의 접촉시 잘 구를 수 있도록 접촉하는 부분을 원호 형상으로 취하였다.

3. 설계 변수 정의

에너지 저장형 의족의 성능에 주된 영향을 미칠 것으로 고려되는 설계변수 즉, 인자들(factors)을 선정하고, 허용 가능한 범위에서 각 인자의

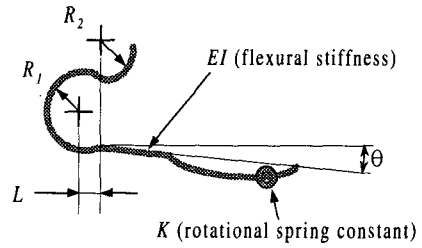


Fig. 3 Factors for basic shape of prosthetic foot

Table 1 Factors and their levels used in orthogonal array (units: R_1, R_2, L in cm, θ in deg, k in Nm/deg and EI in Nm^2)

Levels	Factors					
	A	B	C	D	E	F
	R_1	θ	R_2	L	k	EI
0	3	2	1	0	0.5	80
1	3.5	4	2	1	1.0	110
2	4	6	3	2	2.0	140
3	4.5	8	4	3	2.5	170
4	5	10	5	4	3.0	200

수준(level)을 정한 뒤 보행 시뮬레이션과 분산분석을 통해 구체적인 최적 형상을 결정하고자 한다. 즉, 직교배열표에 의해 각 시험조건(trial condition)을 결정하고, 보행 시뮬레이션으로부터 의족의 성능을 평가하는 과정을 따를 것이다. 여기서, 시험조건은 의족 보행의 동적 유한요소 시뮬레이션에 사용될 각 인자의 조건 즉, 직교배열표에 의해 주어진 각 인자들의 수준의 조합 상태를 의미한다. 의족 성능 평가는 보행에 필요한 외부일과 착용감을 기준으로 이루어진다. 이 두 평가 사항은 신진대사 에너지의 소모와 착용자의 편안함에 직접적인 연관성을 가지고 있으므로 에너지 저장형 의족에 있어서 실제적인 성능을 나타내게 된다. 이러한 성능 평가 사항의 적용은 이전에 이루어진 설계 방법 및 보행 분석을 통한 성능 평가에 대한 연구(4-7)와 차이를 가지게 된다.

직교배열표로는 5개의 인자와 1개의 오차항으로 이루어진 L_{25} 표준 직교배열표(10)를 이용하게 된다. 오차항을 인자로 이용하여 6개의 인자를 선정하고, 분산분석 후 기여도가 작은 인자의 항을 오차항으로 적용하게 된다.(11) 따라서, 6개의 설계변수에 대하여 각각 5개의 수준을 결정해주어야 한다. Fig. 3과 같이 주요한 기하학적 치수

Table 2 Properties of the material for the keel in the energy storing prosthetic foot (Carbon /epoxy laminates CU125NS)

Property	Symbol	Value
Young's modulus in fiber direction	E_1	114.7GPa
Young's modulus in transverse direction	E_2	7.58GPa
Shear modulus	G_{12}	4.77GPa
Poisson ratio	ν_{12}	0.28
Volume density	ρ	1510kg/m ³
Damping capacity in fiber direction	ϕ_1	0.01397
Damping capacity in transverse direction	ϕ_2	0.04912

와 재료의 물성치를 인자로 선정하였다.

6개의 변수에 대한 수준설정은 Winter의 인체 모델 데이터 및 재료 특성⁽¹²⁾을 참고하여 Table 1과 같이 정하였다. 이때 Winter의 인체 모델 데이터⁽¹²⁾에 근거하여, 의족의 발길이는 280mm, 폭은 97mm가 되도록 하였다. 각 인자에 대한 수준 설계는 다음과 같이 이루어졌다.

R_1 은 정상인의 발목 높이, 8cm를 기준으로 범위를 선정하였다. θ 는 변형 및 변형 회복시 지면으로부터 작용하는 힘의 크기에 영향을 크게 미칠 가능성이 있는 변수이다. 정상인의 착지시 지면과 이루는 각도(20°)를 고려하여 발뒤꿈치가 먼저 닿도록 범위를 선정하였다. R_2 는 파일런(pylon)과 의족을 연결하는 부위를 이루는 원호의 곡률반경을 변화시키는 원호의 중심점의 위치이다. L 은 길이의 변화에 따라 의족에 작용하는 하중의 크기를 변화시킨다. 파일런이 발의 중심에 위치하지 않도록 범위를 결정하였다. k 는 척골조인트의 회복력을 결정하는 회전 스프링의 회전 강성으로, 정상인의 보행 중 척골에서의 회전각의 크기와 발끝에 작용하는 하중의 크기의 관계로부터 범위를 선정하였다. 굽힘강성 EI 는 고강도 경량 재료인 탄소섬유/에폭시 복합재를 의족의 기본재료로 선정하였다. 국내에서 생산되는 대표적인 탄소섬유/에폭시 복합재의 물성치는 Table 2에 제시된 바와 같다. 두께의 변화에 의해 굽힘강성 EI 가 변화하게 된다.

굽힘강성 EI 의 변화에 따른, 발끝밀기 시점에 해당되는 정적 하중을 가할 때의 저장에너지의

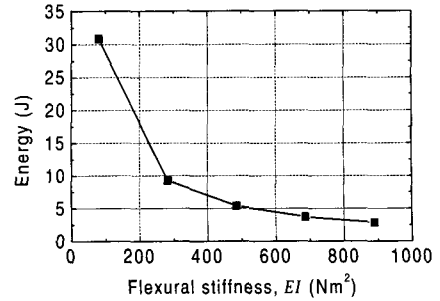


Fig. 4 Variance of recoverable strain energy with flexural stiffness (EI) change

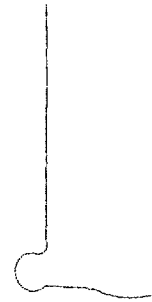


Fig. 5 Model for finite element analysis (ex. trial condition No.12)

크기 변화는 Fig. 4와 같다. 저장 에너지의 크기가 너무 작으면 보행시 에너지 저장 및 방출에 의한 도움을 얻을 수 없다. 저장에너지의 크기가 10J 이상이 되어야 한다는 가정에 의해 EI 의 범위를 80Nm²이상 200Nm²이하가 되도록 하였다.

4. 시뮬레이션 계획 및 결과

앞의 각 수준에 대해서 L_{25} 직교배열표를 이용하여 25가지의 시험조건(trial condition)을 구하였다. 각 시험조건에 대한 의족 보행 특성을 조사하기 위해 상용 유한요소해석 코드인 ABAQUS를 이용하여 동적 비선형 해석과정을 통해 의족 보행 시뮬레이션 결과를 얻었다. 의족 보행의 지지 구간 동안 신체로부터 전달되는 하중 및 지면의 접촉반력은 의족 유연 용골의 변형을 야기시키고, 이에 따른 탄성 에너지 저장이 의족 용골의 주된 기능이다. 이때, 유연 용골 내 변형은 굽힘이 지배적이라는 사실을 고려하여, 의족 모델을 단순화 하기 위해 유연 용골을 빔 요소로 모델링

하였으며, 요소로는 노드가 3개인 2차 빔요소(quadratic beam element)를 이용하여 Fig. 5와 같은 유한요소모델을 구성하였다. Leone⁽¹³⁾은 족부 교정기구(ankle-foot orthoses)의 거동을 유한요소해석하는데 빔 요소를 적용하여 타당성을 입증한 바 있다. 본 모델에서 발목 이하 부분은 81개의 빔 요소로 구성되었으며, 정강이 부분은 42개의 빔 요소로 구성되었다. 또한 의족의 보행 시뮬레이션에서 지지구간 동안은 의족 모델의 발바닥 부분이 지면과 접촉 상호작용을 하게 된다. 따라서 상호 접촉반력을 고려하기 위하여 발바닥 부분 노드에는 접촉 상호작용 해석이 이루어지도록 모델링하였다.

4.1 의족의 보행 성능 평가 항목

보행 시뮬레이션의 결과로부터 각 시험 조건에서 의족 착용자가 정상 보행을 따르기 위해 필요한 하중 및 보행 특성을 얻고, 이로부터 의족의 성능을 평가하고자 한다. 의족의 성능과 관련된 세 가지 평가 사항은 보행에 필요한 외부일의 크기와 보행 중 의족으로부터 무릎을 통해 신체로 전달되는 에너지 그리고, 발끝밀기에서의 무릎의 위치이다.

4.1.1 보행에 필요한 외부일

보행은 크게 지지구간(stance phase)과 회전구간(swing phase)으로 나눌 수 있다. 지지구간동안 지지한 다리에서 소모되는 에너지는 몸 전체를 전진하는 데에 필요한 양이며, 회전 구간동안 지면으로부터 떨어져 있는 다리의 에너지 소모는 회전하는 다리만을 회전, 전진시키는 데에 필요한 양이다. 따라서, 다리에서 지지구간동안 소모되는 에너지가 회전구간에서 소모되는 에너지의 양보

다 훨씬 크므로 성능 평가 항목으로 지지구간 동안 전진을 하기 위해 필요한 무릎에서의 외부일을 선정하였다. 동적 시뮬레이션에서 보행에 필요한 외부일은 x방향으로의 변위 $u_x(t)$ 를 충족시키기 위한 x방향으로의 하중 F_x 가 하는 일로 한정하였다. 지지구간동안 신체의 움직임은 디딤발을 축으로 하며 상단에 하중이 작용하는 Fig. 6과 같은 역진자(inverse pendulum)와 같이 간주할 수 있다. 근육의 운동은 양의 일뿐 아니라 음의 일도 신진대사에너지의 소모와 연관되어 있으므로 외부일을 계산할 때 다음과 같이 하중의 절대값을 취하여 계산하였다.

$$\text{External work} = \int |F_x| du_x$$

4.1.2 보행 중 의족에서 신체로의 전달에너지

의족을 착용하는 장애인에게 있어서 중요한 의족의 성능 중 하나는 착용감이다. 이로 인해 의족과 신체를 연결하는 소켓(socket)이 의족의 설계중 중요한 한 부분이 된다. 소켓의 설계에 더불어 보행 중 의족이 소켓으로 하여금 신체에 자극을 주지 않도록 한다면 착용감의 향상에 큰 도움을 줄 수 있다. 소켓을 통한 의족과 신체 연결 부위간에 작용하는 인장력에 의한 에너지 전달은 착용감과 무관하다. 압축력에 의해 에너지 전달이 이루어질 때에는 소켓이 신체에 압력을 작용하게 되므로, 착용감과 밀접한 관련을 가지게 된다. 압축력이 작용할 때 하중의 방향과 무릎접촉의 변위가 같을 경우 의족은 일을 받음으로써 신체로부터 에너지를 공급받게 된다. 반대로 압축력 작용시 하중과 무릎 변위의 방향이 반대가 될 경우 의족은 신체에 일을 하게 되고 소켓을 통해 지지부분은 일을 받게 됨으로써 에너지를 전달받게 된다. 무릎 위에 질량이 있게 될 때 에너지를 전달받는 경우 압축력 외에 관성에 의한 과도한 하중이 소켓과의 접촉면에 작용하게 된다. 따라서, 무릎을 통해 신체로 전달되는 에너지의 크기를 통해서 착용감을 어느 정도 정량적으로 평가할 수 있다.

4.1.3 발끝밀기에서의 무릎 위치

정상인은 보행 중 몸의 중심의 높이 차가 거의 없는 운동을 한다. 이러한 높이 차를 최소화시킴으로써 에너지의 소모를 줄일 수 있다. 지지 구

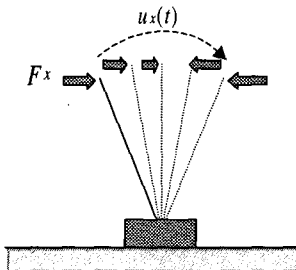


Fig. 6 Inverse pendulum model of shank in stance phase

간 중 무릎의 높이는 몸의 중심의 높이와 직접적인 관계를 가지고 있다. 의족을 착용한 족부의 발끝밀기 시점에서 y 방향 변위가 높을수록 의족을 착용하지 않은 족부가 지지구간동안 몸의 중심을 이동하는 데에 필요한 일의 크기가 줄어들게 된다. 반대로 발끝밀기 시점의 y 방향 변위가 낮을수록 몸의 중심을 올리기 위해 의족을 착용하지 않은 족부에서 지지구간 동안 수행하는 일은 증가하게 된다. 이와 같이 y 방향 변위는 온전한 족부의 지지구간동안 수행하는 일의 크기를 결정하게 되므로 성능 평가의 항목으로 선정하였다.

4.2 구속조건 및 외부하중이력의 적용

2차원 시상면(sagittal plane)에서 동역학을 이용한 걸음새 구현을 할 때, 이용할 수 있는 보행자료는 무릎에서의 3가지 변위-시간이력 $u_x(t)$, $u_y(t)$, $\phi_x(t)$ 와 하중-시간이력 $F_x(t)$, $F_y(t)$, $M_x(t)$ 이 있다. 이 중에서 다음과 같은 원칙을 적용하여 의족 착용자의 보행 시물레이션에 적용할 하중-시간 이력과 변위-시간 구속조건을 결정하였으며 시물레이션을 통하여 성능 평가를 수행하였다.

첫째, 시물레이션에 있어서 정상인의 보통 속도의 보행을 따르는 데에 필요한 외부일을 평가하므로 보행의 모사를 위하여, 정상인 보행 중 무릎에서의 변위-시간 함수 $u_x(t)$ 를 의족모델에 구동구속(driving constraint) 조건으로 적용하였다. 장애인이라도 상체에서의 이동속도가 일정하게 유지되려 하므로 변위-시간이력 $u_x(t)$ 를 구동구속 조건으로 적용하는 것은 타당하다고 고려된다.

둘째, 시물레이션의 구현에서 몸 전체의 운동에 대한 고려가 이루어져야 한다. 몸 전체의 운동이 고려되지 않고 이루어지는 하지 시물레이션은 상체의 전진에 대한 고려가 적용되지 않으므로 타당한 보행의 모사라 할 수 없다. 상체로부터 족부에 전달되는 체중에 의한 하중을 고려한다면 족부의 보행 시물레이션은 몸 전체의 전진을 포함하게 된다. 수직방향의 하중은 체중의 영향이 지배적이므로 정상인의 보행을 의족 착용자가 따르게 될 때 하중의 큰 변화는 생기지 않게 된다. 따라서, 정상인의 보행 중 상체로부터 무릎에 작용하는 수직방향의 하중-시간이력함수 $F_y(t)$ 가 무릎 조인트에 가해지도록 모델링하였다. 또한 발바닥 빔 요소에 속한 노드들이 지면과의 접

촉을 통해 발생하는 접촉 상호작용이 해석과정에서 고려되도록 하였다.

셋째, 보행시 근육 작용에 의해 관절에서 발생하는 토크가, 장애인의 경우 발목손실 때문에 정상인과 달라진다. 따라서, 의족 착용자의 보행 시물레이션에 있어서 정상인과는 다른 하지절단 장애인의 보행특성이 고려되어야 한다. Winter 등⁽⁹⁾의 하지절단 장애인에 대한 보행분석에 기초하여 의족보행 시물레이션에서는 무릎에 우력(couple)이 전체 지지구간동안 작용하지 않도록 하였다.

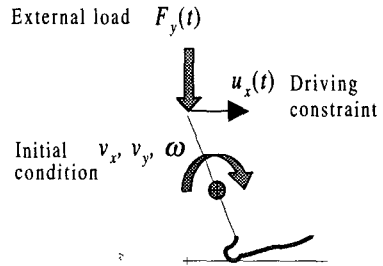
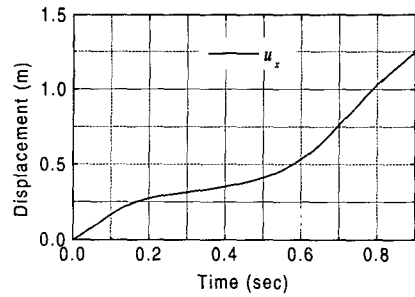
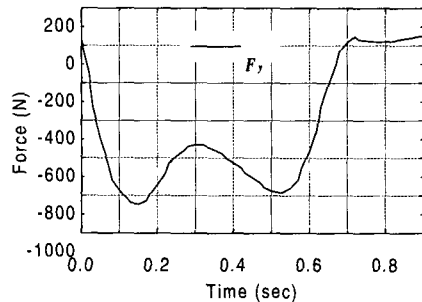


Fig. 7 External load, initial condition and driving constraint applied to prosthetic foot model



(a) $u_x(t)$ obtained in normal gait



(b) $F_y(t)$ obtained in normal gait

Fig. 8 $u_x(t)$ and $F_y(t)$ obtained in normal gait

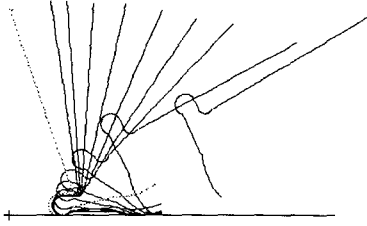


Fig. 9 Example of gait simulation

위의 세 가지 원칙을 통해서 Fig. 7에 제시한 바와 같이 구속조건과 하중 및 초기조건을 적용하여 보행 시뮬레이션을 구현하였다. 초기조건으로는 정강이 무게중심점에서의 속도와 각속도를 부가하였다. 시간에 따라 적용된 정상인의 보행 데이터 $u_x(t)$, $F_x(t)$ 는 Fig. 8에 제시하였다.

4.3 시뮬레이션

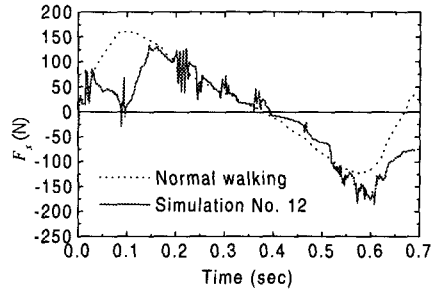
동적 시뮬레이션에서는 무릎에서의 운동조건을 이용하기 위하여 무릎이하를 관심영역으로 결정하였다. 시뮬레이션의 시작점은 뒤꿈치 착지(heel strike)가 일어나는 시점으로 하였다. 따라서, 초기 시점에 지면에 수직인 방향과 정강이가 이루는 각은 Winter⁽¹²⁾의 걸음새 분석 자료에 근거하여, 정상인과 같이 약 19°가 되도록 하였다. 또한, 뒤꿈치로부터 무릎까지의 길이는 Winter⁽¹²⁾의 인체측정 데이터(anthropometric data)에 근거하여 약 53.3cm가 되도록 하였다. 구속조건과 초기조건 및 외부하중의 적용에 의해 Fig. 9와 같이 시간에 따른 의족보행 시뮬레이션을 구현하였다. Fig. 10에서 각교배열표에 계획된 시험조건 No.12의 의족보행 시뮬레이션 결과와 정상보행 중 무릎에 작용하는 하중과 무릎조인트의 변위를 비교하였다.

Fig. 11은 시험조건 No.15의 보행 중 의족에 저장되는 변형 에너지의 변화를 나타낸 그래프이다. 걸음새 시뮬레이션에서의 각 시험조건에 대한 성능 평가 항목별 결과는 Table 3과 같다.

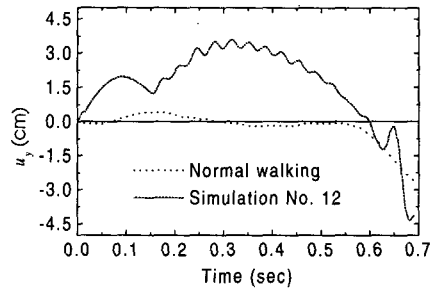
5. 분산 분석 및 최적 조합 선정

5.1 분산분석

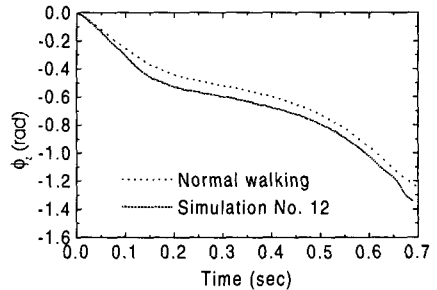
얻어진 의족보행 시뮬레이션 결과로부터 분산분석(ANOVA)을 수행하여 Fig. 12~14와 같이 각



(a) Comparison of F_x



(b) Comparison of u_x



(c) Comparison of ϕ_z

Fig. 10 Comparison between normal gait and prosthetic gait Simulation(trial condition No.12)

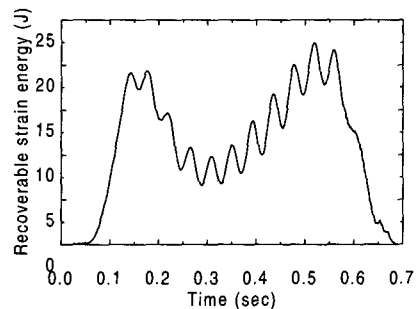


Fig. 11 Recoverable strain energy variation in gait simulation (Trial condition No.15)

Table 3 Dynamic simulation results

Items No.	External work needed for walking (J)	Energy transferred to body through knee(J)	Displacement of knee joint at toe-off event (cm)
1	62.5	15.37	4.2
2	59.5	24.99	7.9
3	62.5	26.64	5.5
4	68.7	22.86	5.5
5	72.4	22.93	5.7
6	55.3	16.54	7.0
7	66.2	15.34	13.0
8	68.6	11.03	9.7
9	70.1	41.17	3.9
10	73.1	42.39	2.2
11	70.8	17.83	14.9
12	58.0	29.53	4.4
13	56.4	12.82	12.2
14	63.5	37.65	7.2
15	78.7	31.45	6.8
16	58.0	18.61	8.4
17	65.9	23.09	9.3
18	71.5	21.22	11.7
19	76.3	19.81	11.1
20	70.4	47.25	6.4
21	79.8	7.36	14.4
22	70.4	13.98	15.0
23	66.9	34.26	4.5
24	78.8	23.99	6.4
25	72.2	21.46	9.0

성능 평가 항목에 대한 각각 인자의 수준별 평균 값을 알 수 있었고, Fig. 15~17과 같이 각 성능 평가 항목에 대한 각 인자의 기여도(contribution rate)를 구할 수 있었다. 분산분석결과 재료의 굽힘강성(EI, 인자F)은 외부일과 무릎의 위치에 대하여 거의 영향을 미치지 않음을 알 수 있었다.

5.2 외부일의 측면에서의 최적 조합과 검증

성능평가를 통하여 얻은 분산분석의 결과를 토대로 보행에 필요한 외부일의 크기를 최소가 되도록 하는 인자의 최적 조합을 얻을 수 있다. 최소의 외부일을 나타내는 인자의 수준 조합은 A₀-B₁-C₃-D₂-E₃이 된다. 최적조합에 의해 얻은 에너지 저장형 의족 용골의 형상은 Fig. 18과 같다. 최적 조합에 대한 외부일의 예측치는 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$W = \bar{W} + (A_0 - \bar{W}) + (B_1 - \bar{W}) + (C_3 - \bar{W}) + (D_2 - \bar{W}) + (E_3 - \bar{W}) = 50 \text{ Joule}$$

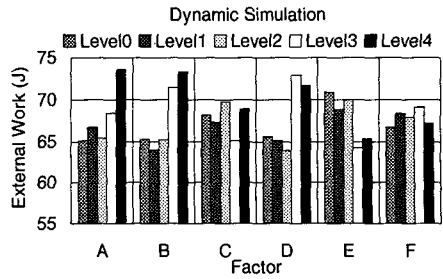


Fig. 12 Average factor effect for the external work

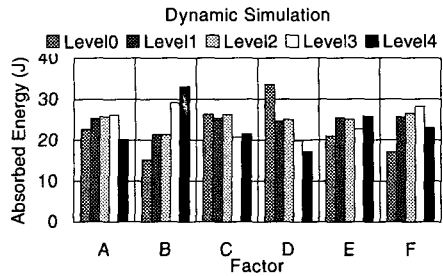


Fig. 13 Average factor effect for the transferred energy

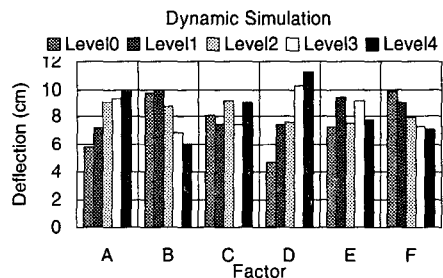


Fig. 14 Average factor effect for the knee displacement

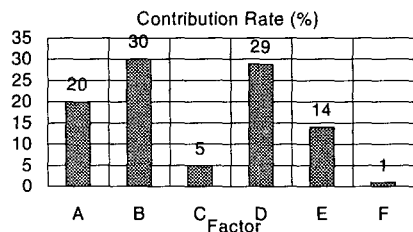


Fig. 15 Contribution of factors for external work

의족보행 시뮬레이션 결과로부터, 보행에 필요한 외부일을 최소로 하는 최적조합 조건에서의 x 방향 힘과 변위 관계는 Fig. 19에 제시된 바와 같다. 시뮬레이션 결과 외부일을 최소로 하는 최적

Table 4 Summary of main effects for each estimation item

Evaluation items		External work				Transferred energy to body			Displacement at knee		
Factors (contribution rate, %)		B (30.1)	D (29.0)	A (20.1)	E (14.1)	B (39.7)	D (30.9)	F (14.9)	D (41.9)	B (19.1)	A (18.5)
Performance increase ↑ ↓ decrease	Levels	1	0	0	3	0	4	0	0	4	0
		0,2	1	2	4	1,2	3	4	1	3	1
			2	1	1		1	1	2	2	2
		3	3	3	2	3	2	2	3	1	3
4	4	4	4	0	4	0	3	4	0	4	

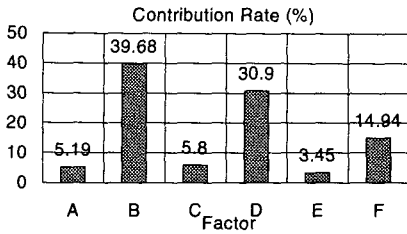


Fig. 16 Contribution of factors for the transferred energy

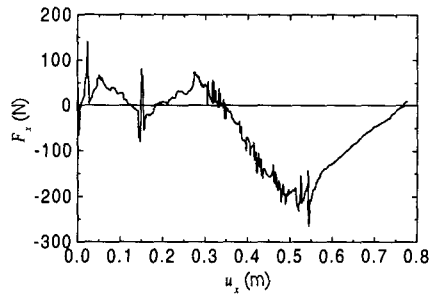


Fig. 19 Relation between F_x and u_x of optimum condition for the external work

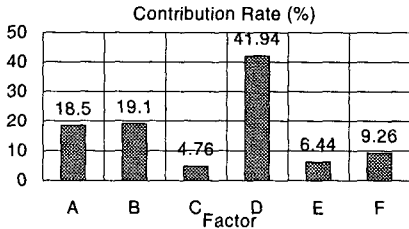


Fig. 17 Contribution of factors for the knee displacement



Fig. 18 Shape of the keel in the energy storing prosthetic foot obtained from the external work minimization

조합 모델에 필요한 외부일의 크기는 54.7J로서 예측치와 약 4J 가량의 차이를 나타냈다. 이 최적 조합을 적용하여 얻은 보행에 필요한 외부일의 크기가, Table 3에 이미 제시한 바 있는, 직교배열표에 의한 25가지 시험 조건에서의 최소 외부일보다 작으므로 이 최적조합은 타당한 결과라고 고려된다.

5.3 모든 성능 평가 항목을 고려한 최적 조합

동적 의족보행 시뮬레이션을 통해 얻은 모든 성능 평가 항목을 고려해 볼 때, 가장 좋은 성능을 갖는 최적 조합을 선정하고자 한다. 먼저 각 성능 평가 항목에 관련된 주요한 인자의 수준은 Table 3과 같다. 인자 B와 D에 있어서 모든 평가 항목에 대하여 가장 좋은 성능을 갖는 최적 수준을 다음과 같이 성능 평가 지수를 도입하여 선정하였다.

- ① 평가항목별로 각 인자에 있어서 가장 좋은 성능을 갖는 수준의 평균값으로 해당 인자의 수준들을 나누었다.
- ② 각 인자의 기여도를 고려하기 위해 평가항

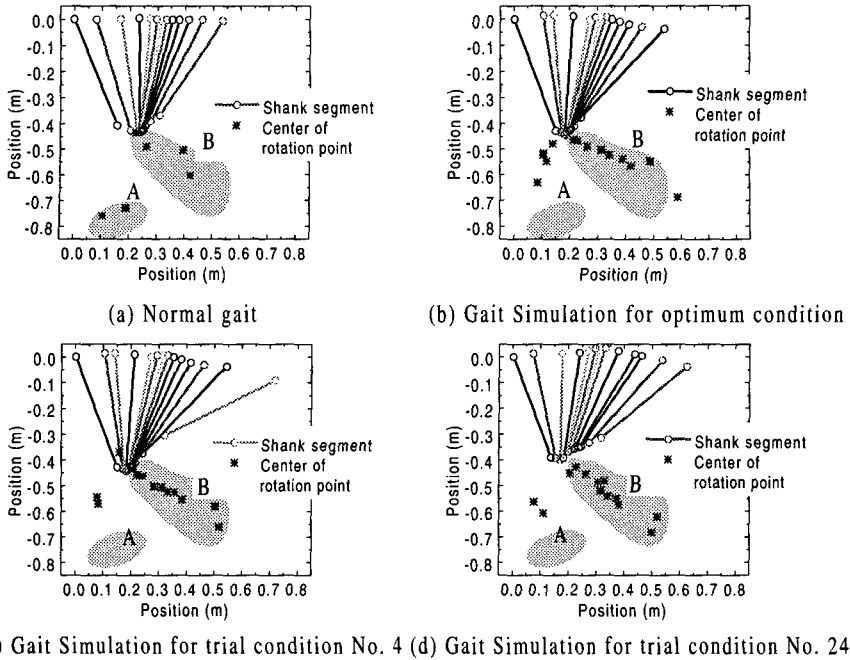


Fig. 20 Distribution of instantaneous center of rotation

Table 5 Performance index for the selection of optimum condition

Factor	Level				
	0	1	2	3	4
B	2.63	2.89	2.74	2.86	2.93
D	2.66	2.64	2.67	2.89	2.89

목에서의 “해당 인자의 기여도”를 ①의 결과에 곱하였다.

③ 모든 평가항목에서 해당 인자의 각 수준의 합이, 결국 모든 성능 평가 항목을 고려한 성능 지수가 된다.

성능 지수가 가장 작은 수준의 조합이 최적조합이 된다. 인자 B와 D의 수준별 평가 지수는 Table 4와 같다. 인자의 수준 중에서 최소의 성능 지수를 갖는 인자의 수준은 B₀, D₁이다. 따라서, 모든 성능 평가 항목을 고려할 때 의족의 최적 조합은 A₀-B₀-D₁-E₃-F₀으로 하는 것이 적절하다고 판단된다.

6. 고찰

6.1 기계적 특성과 의족 성능의 관계

전체적인 성능에 있어서 인자 B, D, A의 영향이 지배적임을 알 수 있다. Fig. 3과 Table 1을 참조할 때, 이 변수들은 의족의 형상을 결정하는 주요 변수로서 보행 중 의족의 빔 구조물에 작용하게 되는 굽힘 모멘트(bending moment)의 크기와 밀접한 관련을 가진다. 따라서, 에너지 저장형 의족의 설계에 있어서 보행에 따라 탄성재료에 작용하게 되는 하중(굽힘모멘트)에 영향을 미치는 인자에 대하여 충분한 고려가 이루어져야한다.

6.2 회전 중심의 분포

의족보행 시뮬레이션 결과로부터, 의족이 갖는 운동학적 특성인 보행중 정강이(shank)의 회전 중심 분포를 구할 수 있었다. 이것을 보행중 정상인 정강이의 회전 중심 분포와 비교해 보았다. Fig. 20(a)에서 정상인의 보행중 정강이 회전 중심은 보행 초기 시점에는 A영역에서 발목으로 이동한 후, B영역으로 이동한다. 그러나, Fig. 20(b), (c), (d)에서와 같이 의족보행 시뮬레이션 결과로부터 얻은 정강이 회전 중심 분포는 보행 초기에 정상인의 회전중심보다 높은 지점에 위치하는 것을 알 수 있다. 정상인의 경우 중간지

구간에서 정강이 회전 중심이 발목에 위치하였으나, 에너지 저장형 의족보행의 경우에는 발목 조인트를 사용하지 않으며, 의족 용골 구조의 변형이 발뒤꿈치 부분에 지배적으로 생성되기 때문에 정강이 회전 중심 분포가 다소 아래 영역으로 치우쳤다. 또한 척골 조인트의 사용으로 보행 후기에는 정상 보행시보다 정강이 회전 중심이 다소 전방으로 이동함을 관찰할 수 있다. 에너지 저장형 의족보행에서의 회전 중심의 분포와 정상보행에서의 회전 중심 분포를 비교할 때 비교적 큰 차이를 보이지는 않았으므로, 본 연구에서 행한 동적 의족보행 시뮬레이션은 보행을 모사한 타당한 결과로 고려될 수 있다.

7. 결론

본 연구에서는 하지 절단 장애인의 보행분석과 정상인의 운동학적 특성을 고려하여 우수한 에너지 저장성과 안정성을 가진 에너지 저장형 의족의 형상을 설계하였다. 구조물의 탄성변형을 평가할 수 있는 유한요소해석을 이용하여 장애인의 보행특성을 고려한 의족보행 시뮬레이션을 구현하였으며, 의족보행 시뮬레이션을 통해 에너지 저장형 의족의 성능을 평가하는 평가 방법을 제시하였다. 또한 에너지 저장형 의족의 성능 평가 항목으로서 지지구간동안 보행에 필요한 외부일의 크기, 의족으로부터 무릎을 통해 신체로 전달되는 에너지의 크기, 발끝밀기에서의 무릎의 위치를 적절히 제시하였다. 의족보행 시뮬레이션을 통해 설계된 에너지 저장형 의족의 정강이 회전 중심의 분포를 알아보았으며, 정상인과의 차이를 알아보았다. 본 에너지 저장형 의족 형상의 성능에 있어서, 탄성재료의 의족 용골에 작용하는 하중에 영향을 미치는 기하학적 치수의 선정이 중요함을 알 수 있었다.

후 기

본 연구는 과학기술부의 '98 과학기술 선도 기초연구과제인 "Bionic System 개발에 관한 연구: Medical Robots and Rehabilitation System 개발을 중심으로"의 일환으로 수행되었으며, 이에 대하여 감사드립니다.

참고문헌

- (1) Phillips, V.L., 1985, "Composite Prosthetic Foot and Leg," US Patent 4547913.
- (2) Poggi, D.L., Burgess, E.M., Moeller, D.E., and Hittenberger, D.A., 1987, "Prosthetic Foot Having a Cantilever Spring Keel," US Patent 4645509.
- (3) Ehara, Y., Beppu, M., Nomura, S., Kumini, Y., and Takahashi, S., 1993, "Energy Storing Property of So-called Energy-storing Prosthetic Feet," *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, Vol. 74, pp. 68~72.
- (4) Czerniecki, J.M., Gitter, A., and Munro, C., 1991, "Joint Moment and Muscle Power Output Characteristics of Below Knee Amputees During Running: The Influence of Energy Storing Prosthetic Feet," *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, pp. 63~75.
- (5) Lehmann, J.F., Price, R., Boswell-Bessette, S., Dralle, A., and Questad, K., 1993, "Comprehensive Analysis of Dynamic Elastic Response Feet: Seattle Ankle/Lite Foot Versus SACH foot," *Archives of Physical Medicine Rehabilitation*, Vol. 74, pp. 853~861.
- (6) Postema, K., Hermens, H.J., Vries, J.D., Koopman, H.F.J.M., and Eisma, W.H., 1997, "Energy Storage and Release of Prosthetic Feet Part 1: Biomechanical Analysis Related to User Benefits," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 21, pp. 17~27.
- (7) Allard, P., Trudeau, F., Prince, F., Dansereau, J., Labelle, H., and Duhaime, M., 1995, "Modelling and Gait Evaluation of Asymmetrical-keel Foot Prosthesis," *Medical and Biological Engineering and Computation*, Vol. 33, pp. 2~7.
- (8) 김동환, 김동진, 고대철, 김병민, 최재찬, 1998, "가공성을 고려한 다단계 금속성형공정의 예비성형체 설계방법: 다구찌방법을 이용한 신경망의 적용," *대한기계학회논문집 A권*, Vol. 22, No. 9, pp. 1615~1624.
- (9) Winter, D.A. and Sienko, S.E., 1988, "Biomechanics of Below Knee Amputee Gait,"

Journal of Biomechanics, Vol. 21, pp. 361~367.

- (10) 박성현, 1990, 응용실험계획법, 영지문화사.
- (11) Roy, R., 1990, *A Primer on the Taguchi Method*, Van Nostrand Reinhold.
- (12) Winter, D.A., 1979, *Biomechanics of Human Movement*, John Wiley & Sons.
- (13) Leone, D.J., 1987, "A Structural Model for Molded Thermoplastic Ankle-Foot Orthoses," *Transactions of the ASME-Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 109, pp. 305~310.