

하지 절단환자의 보행 능력 향상을 위한 에너지 저장형 의족의 유연 용골 설계를 위한 기초연구

장태성·이정주·윤용산·임정욱*

한국과학기술원 기계공학과, *경북대학교 의과대학 의학연구소
(1998년 7월 30일 접수, 1998년 9월 24일 채택)

A Basic Study on the Design of the Flexible Keel in the Energy-Storage Prosthetic Foot for the Improvement of the Walking Performance of the Below Knee Amputees

T.S. Jang, J.J. Lee, Y.S. Yoon, and J.O. Lim*

Dept. of Mech. Eng., Korea Advanced Institute of Science and Technology
*Medical Research Institute, Kyungpook National University
(Received July 30, 1998, Accepted September 24, 1998)

요 약 : 본 논문에서는 하지 절단 환자의 보행 성능을 개선하고, 활동성을 증대시킬 목적으로 에너지 저장형 의족의 유연 용골 설계를 위한 기초 연구를 수행하였다. 문헌에서 얻을 수 있는 2차원 시상면에서의 정상걸음새와 인체측정 데이터를 분석하여, 의족의 유연 용골 기초 구조 모델을 제시하였다. 기초 구조 모델은 단순한 빔과 선형 회전 스프링·댐퍼로 구성되었다. 고강도 경량 소재를 의족의 유연 용골 기초 구조에 적용하기 위해 탄소섬유 강화 복합재료를 용골의 기초 구조 소재로 선정하였다. 빔의 형상 변화에 따른 복원변형에너지를 유한요소해석에 의해 계산해내고, 빔 형상 변화가 설계변수가 될 수 있음을 제시하였다. 복원변형에너지를 많이 저장할 수 있는 유연 용골 구조의 설계를 위해, 직교배열표를 이용한 조직적 시뮬레이션 계획을 세우고, 유한요소 프로그램인 ABAQUS를 이용하여 계획에 따른 유한요소해석을 수행하고, 분산분석을 통해 효과적인 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조를 얻어냈다. 유연 용골 구조를 이용한 의족걸음새의 동적 시뮬레이션 모델을 완성하고, 한 보행 사이클 동안의 동적 해석을 수행하였다. 그리하여 의족 시스템 개발을 위한 효과적 설계 과정이 제시되었다.

Abstract : In this paper, the basic study on the design of the flexible keel of the energy-storage prosthetic foot was performed in order to improve the walking performance and increase the activities of the below knee amputees. Based on the analysis of the anthropometric data and the normal gait on two dimensional sagittal plane available in the literature, we presented a model of the basic structure of the flexible keel of the prosthetic foot. The model of the basic structure was composed of the simple beams, and linear rotational spring and damper. Laminated carbon fiber-reinforced composites were selected as the material of the basic structure model of the flexible keel in order to apply the high strength and light weight materials to the basic structure of the flexible keel of the prosthetic foot. The recoverable strain energy in response to the change of beam shape was calculated by the finite element analysis and it was suggested that the change of beam shape could be the design variable in flexible keel design. The simulation process was systematically designed by using orthogonal array table in order to design the flexible keel structure which could store the more recoverable strain energy. Finite element analysis was carried out according to the design of simulations by using the finite element program ABAQUS and the flexible keel structure of the energy-storage prosthetic foot was obtained from the analysis of variance(ANOVA). The dynamic simulation model of the prosthetic walking using the flexible keel structure was made and the dynamic analysis was carried out during one walk cycle. Based on the above results, an effective design process was presented for the development of the prosthetic foot system.

Key words : 에너지 저장형 의족(Energy-storage prosthetic foot), 유연 용골(Flexible keel), 유한요소해석(Finite element analysis), 직교배열표(Orthogonal array table), 분산분석(ANOVA)

서 론

1861년 J.E. Hanger에 의해 고무 완충기(rubber bumpers)를 이용한 단축 의족(Single-Axis Feet)이 고안된 이래 100여년 간 이와 유사한 형태의 의족이 하지 절단 환자의 보행을 도울 목적으로 널리 사용되어 왔다. 1950년대 초기에 버클리 대학(Univ. of California at Berkely) 생체역학 실험실에서 단축 의족에 대한 기능적 보안을 행하여 안정성을 향상시킨 SACH(Solid-Ankle Cushion-Heel) 의족을 개발하였다. 이후 배전-척전 기능(dorsiplantar function) 뿐 아니라 내전-외전(inversion-eversion)을 가능하게 하는 다축 의족(Multiaxis Feet)이 개발되었고, 1980년대 초기에 Campbell과 Childs에 의해 SAFE 의족(Stationary Ankle Flexible Endo-skeleton Feet)이 설계됨으로써, 유연 의족(Flexible Forefoot Feet) 개념이 대두되었다[1]. 후속으로 Kingsley사에서 STEN 의족을, Otto Bock사에서 DYNAMIC 의족을 개발하였다. 그러나 이들 모두 입각기(stance phase)에서 족부에 작용하는 외력에 의해 생성된 에너지를 효율적으로 이용하지 못하였다. 1983년에 SEATTLE 의족[2-4]이 개발됨으로써 용골 전단부(forefoot keel)에서 외팔보(cantilever beam)에 의해 에너지를 저장하고, 발끝밀기(push-off) 작용 때 저장된 에너지를 방출시키는 형태를 갖추게 되었다. 이러한 탄력 작용은 하지 절단 환자의 보행 활동을 향상시키는데 매우 유용했다. 이후 에너지를 효과적으로 저장하고 방출함으로써, 보행 성능을 극대화할 목적으로 CARBON COPY II 의족, QUANTUM 의족, FLEX-FOOT 의족 등이 개발되었고, 현재도 다양한 형태의 에너지 저장형 의족(energy-storage prosthetic feet)이 개발되고 있다. 최근 수행된 에너지 저장형 의족에 관한 연구는 하지 절단수술을 받은 환자가 더 활동적으로 보행을 할 수 있도록 에너지 흡수, 저장 및 방출 메커니즘을 고안 및 평가하고[5-7], 설계된 에너지 저장형 의족의 성능을 기존 의족과 비교하는[8] 것을 핵심으로 다룬다. 에너지 저장형 의족은 착지시 충격을 흡수하여 과도한 힘의 전달을 완화하고, 입각기 동안 족부에 가해지는 에너지를 저장하여 이 에너지를 보행시 추진력으로 이용함으로써 의족 조인트 기능을 향상시켜 원활한 운동을 가능하게 하는 기본적 메커니즘을 가진다.

이에 따라 국내에서 고성능 의족의 개발에 대한 관심이 증대되고 있어, 본 논문에서는 에너지 저장형 의족의 유연 용골(flexible keel) 설계를 위한 기초연구를 수행하였다. 인체 측정 데이터에 근거한 의족의 유연 용골 기초 구조 모델(basic structure model)을 가정하고, 착지 및 입각기에서 기초 구조 모델의 형상 변화에 따른 탄성 변형에너지를 조직적으로 평가함으로써, 보행에 도움을 주는 유연 용골 형상을 도출해내는 방법을 제시하였다. 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조는 강체가 아닌, 변형에 의해 에너지를 저장하고 방출하는 메커니즘이므로, 의족의 구조해석 및 동역학해석을 위해서 범용 유한요소 코드인 ABAQUS/Standard[9]를 이용하였다. 정상보행의 기구학적 운

동은 시상면(sagittal plane)에서 가장 지배적이므로, 유연 용골 설계 문제를 2차원 문제로 단순화하여 다루었다. 에너지 저장형 의족의 경량화 실현을 위해, 유연 용골 소재로서 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료를 이용하였다. 정상보행의 입각기에서 무릎관절에 작용하는 최대수직하중을 유연 용골 기초 구조 모델에 정적으로 가하였을 때, 유연 용골 기초 구조 모델의 복원변형에너지(recoverable strain energy)와 복원변형량을 유한요소해석(finite element analysis)에 의해 구하였다. 복원변형에너지 및 복원변형량에 영향을 줄 수 있는 인자를 추출하고, 이 인자들의 영향을 알아보기 위해 직교배열표에 의해 시뮬레이션을 계획 및 수행하고, 그 결과를 분산분석하였다. 이를 통해 복원변형에너지 및 복원변형을 고려한 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조를 얻었다. 설계된 유연 용골 구조를 이용한 의족보행의 동적 시뮬레이션 모델을 완성하였다. 설계된 유연 용골 구조를 이용하여 정상보행을 수행하는데 필요한 무릎관절에서의 반력을 유한요소해석에 의해 구함으로써, 유연 용골 구조의 동특성을 알아보았다. 이와 같은 일련의 과정을 통해 의족 시스템 개발을 위한 효과적 설계방법을 제시하였다.

에너지 저장형 의족의 유연 용골 설계

1. 유연 용골 소재의 선정

최근 활동성을 향상시킨 경량 의족 시스템(prosthetic system)에 대한 관심이 증대되어왔다[10,11]. 그러나 의족 시스템이 요구하는 소재는 경량이어야 할뿐만 아니라, 하중을 효과적으로 전달할 수 있는 강성을 가져야 하고, 적절한 감쇠특성을 가져야 한다. 이에 따라 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조에 사용될 소재로서 탄소섬유-에폭시 적층(carbon-epoxy laminates) 복합재료를 선정하였다. 섬유강화 복합재료는 일반적으로 높은 비강성(high specific modulus), 높은 비강도(high specific strength), 높은 감쇠(high damping) 특성을 가지고 있다[12]. Table 1은 국내에서 생산되는 CU125NS 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료의 대표적 기본 물성치를 보이고 있다.

섬유강화 복합재료는 섬유방향으로 가장 높은 강성과 강도를 나타내지만, 적층 순서에 따라 영률(Young's modulus)과 감쇠계수(damping factor)를 변화시킬 수 있는 장점도 있다. 탄소섬유-에폭시 프리프레그(prepreg)를 이용하여 의족의 유연 용골을 제조함으로써, 감쇠특성을 향상시키고, 경량화를 달성할 수 있다. 본 연구에서 제안하는 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조 소재는 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료의 물성치를 가진다.

2. 유연 용골의 기초 구조 모델

에너지 저장형 의족의 유연 용골 설계를 위한 기초 구조 모델에 이용될 족부의 기하학적 데이터는 Winter[13]가 수행한 걸

표 1. 탄소섬유-에폭시 복합 적층 CU125NS의 물성치
Table 1. Properties of carbon-epoxy composite laminates CU125NS

Properties	Symbol	Value
Young's modulus in fiber direction	E_1	114.7 GPa
Young's modulus in transverse direction	E_2	7.589 GPa
Shear modulus	G_{12}	4.77 GPa
Poisson ratio	ν_{12}	0.28
Volume density	ρ	1510 kg/m ³
Damping capacity in fiber direction	φ_{s1}	0.013966
Damping capacity in transverse direction	φ_{s2}	0.049120
Damping capacity in shear direction	φ_{s12}	0.074344

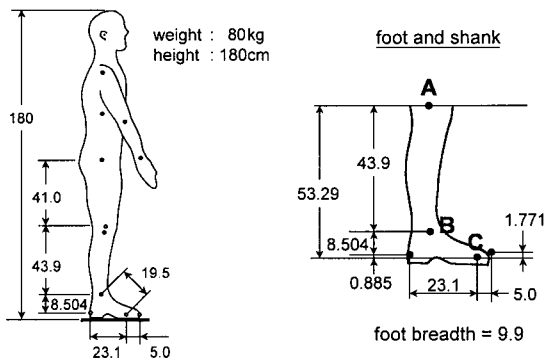


그림 1. 발과 정강이의 기하학적 데이터 (단위 : cm)
Fig. 1. Geometric data of foot and shank (unit : cm)

음새 측정에서의 표식(markers) 위치와 관련된 데이터를 이용하였다. 체중 80kg, 신장 180cm의 인체모델에서 측정된 발-정강이(foot-shank)와 관련된 기하학적 데이터는 Fig. 1에 표시되었다.

무릎 관절(knee joint)의 위치를 점A로, 발목 관절(ankle joint)의 위치를 점B로, 척골 관절(metatarsal joint)의 위치를 점C로 표기하였다. A, B, C 세 점의 위치는 유연 용골의 기초 구조 모델에서 사용될 주요 위치에 해당한다. 의족은 가해진 하중에 대해 변형을 하고, 이 변형에 의해 복원변형에너지를 저장하는 형태가 되어야한다. 또한 발목 관절에서 상대 회전각에 대한 복원 토크가 작용하도록 발목관절에 선형 회전 스프링을 삽입하여 모델링하였다. 기초 구조 모델은 무릎 관절 위치 A에서 발목 관절 위치 B에 연결되는 빔1과, 발목 관절 위치 B에서 척골 관절 위치 C로 연결되는 빔2, 지면과의 접촉을 하는 발바닥을 모델링한 또하나의 빔 그리고 발목 관절에 위치한 선형 회전 스프링으로 구성하였다. 빔의 소재로서 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료를 이용하며, 이때 빔의 물성치는 Table 1의 CU125NS 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료의 대표적 물성치를 따른다고 가정하였다. Drillis와 Contini[14]는 신체 세그먼트 치수를 신장(body height), H에 대한 분수로 표현한 바 있으며, 이때 발바

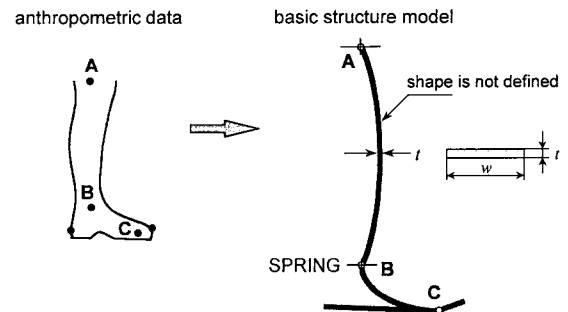


그림 2. 에너지 저장형 의족의 유연 용골의 기초 구조 모델
Fig. 2. Basic structure model of flexible keel in the energy storage prosthetic foot

닥 폭의 치수를 0.055H로 나타내었다. 그래서 본 연구에서 발바닥 폭에 해당하는 빔 단면의 폭은 0.055H 값을 이용하였다. 따라서 빔 단면의 폭은 9.9cm를 사용하였으며, 두께는 탄소섬유-에폭시 적층을 고려한 1.0cm의 값을 사용하였다. 제안된 유연 용골의 기초 구조 모델은 Fig. 2와 같다. 여기서 A와 B를 연결하는 빔1과 B와 C를 연결하는 빔2, 발바닥을 나타내는 빔의 형태는 아직 결정되지 않았다.

걸음새 해석으로부터 관절에서의 반력을 구하기 위해서는 정강이와 발을 링크 세그먼트(link segments)로 모델링하고, 관성 데이터와 기하학적 데이터 및 기구학적 데이터를 이용하여 역동역학(inverse dynamics)으로 구할 수 있다. 그러나, 본 연구에서는 에너지 저장을 고려한 의족의 유연 용골 설계에 관심이 있으며, 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조는 강체가 아닌, 변형에 의해 에너지를 저장하고 방출하는 메커니즘이므로, 구조해석 및 동역학해석에는 범용 유한요소해석 코드인 ABAQUS를 이용하였다. Leone[15]은 족부 교정기구(ankle-foot orthoses)의 거동을 유한요소해석하는데 빔 요소(beam element)를 적용하여 타당성을 입증한 바 있다. 이에 따라 유연 용골 기초 구조 모델의 유한요소 모델링(finite element modelling)에서는 빔 요소를 이용하였다.

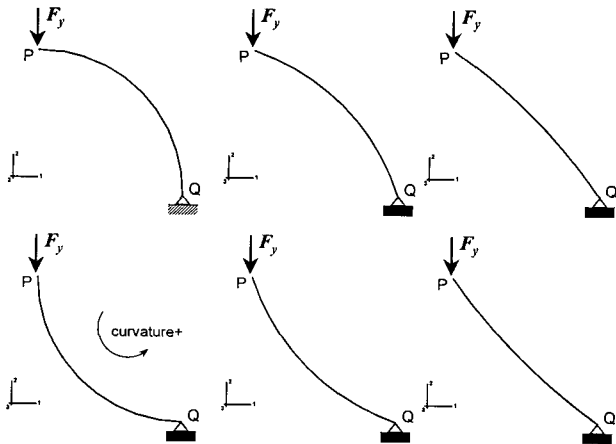


그림 3. 다른 곡률을 가지며 수직 하중 F_y 을 받는, 점 A와 B를 연결하는 다양한 빔 (이때, 선 PQ의 길이는 $20\sqrt{2}$ cm)
 Fig. 3. Various beams connecting point A to B, which have different curvatures and are subjected to vertical force F_y , where length of line PQ is $20\sqrt{2}$ cm

3. 형상변화에 따른 복원변형에너지

임의 두 지점을 연결하는 다양한 구조에 동일한 하중을 주었을 때, 변형된 형상에 저장된 복원변형에너지를 조사하였다. Fig. 3과 같이 점P에 수직하중으로 정하중을 가했을 때, 점P와 점Q를 연결하는 서로 다른 곡률반경을 가진 호(arc) 형태의 빔의 변형에 따른 복원변형에너지를 유한요소해석에 의해 구하였다.

이 예제에서 모든 호 형상 빔의 굽힘강성(bending rigidity) EI 값은 전술한 유연 용골 빔에서의 값과 동일하며, 곡률은 다양한 값을 가지고 있다. 점P에 가해지는 하중은 정상보행에서 무릎 관절에 수직하중으로 가해지는 반력의 최대값 845N이다. 하중변화에 따른 복원변형에너지의 변화도 살피기 위하여, 이보다 더 큰 1200N의 하중을 점P의 위치에 수직하중으로 가하였다. 이에 따라 Fig. 4에서 볼 수 있는 바와 같이 이 예제의 빔의 경우, 작용된 하중이 클수록, 곡률이 더 작은 값을 가질수록 복원변형에너지가 증가한다는 사실을 알 수 있다.

따라서 수직하중하중을 받는 구조에서는 복원변형에너지 관점에서 음의 곡률을 갖는 형상이 에너지 저장의 기능을 효과적으로 수행할 수 있음을 알 수 있다. 이에 따라 의족의 유연 용골 설계에 있어서 빔 형상변화는 설계변수로서 복원변형에너지에 영향을 줄 수 있는 인자가 됨을 알 수 있다.

4. 직교배열표를 이용한 시뮬레이션 계획 및 수행

Fig. 2의 유연 용골 기초 구조 모델에서 점A와 점B를 연결하는 빔1, 점B와 점C를 연결하는 빔2의 형상을 에너지 저장을 고려한 유연 요소로 설계하고자 한다. 정상걸음새를 시상면 상에서 고려한 2차원 걸음새 분석에서, 무릎관절에 작용하는 최대하중은 입각기에서 정강이가 지면에 대해 거의 수직인 위치에서의

체중에 의한 수직하방 하중이며, Winter[13]가 측정한 정상걸음새 분석으로부터 845.9N의 값을 갖는다. 이 하중을 유연 용골 기초 구조 모델의 점A에 정하중으로 가하였을 때, 기초 구조 모델에 저장되는 복원변형에너지를 비교함으로써 효율적 유연 용골을 설계하고자 한다. 유연 용골 기초 구조 모델에 이 최대 하중을 정적으로 가하였을 때, 더 많은 복원변형에너지를 저장할 수 있고, 추진에 효과적인 변형을 할 수 있는 유연 용골의 설계를 위해 관련된 변수를 추출하였다. 이 유연 용골 기초 구조 모델의 복원변형에너지에 영향을 주는 인자(factors)로서 다음의 변수를 고려하였다.

- ① 무릎조인트 A의 위치 변화
- ② 발목조인트 B의 위치 변화
- ③ 빔1의 곡률반경 변화
- ④ 빔2의 곡률반경 변화
- ⑤ 빔의 굽힘강성(EI) 변화

무릎조인트 A의 위치 변동은 Fig. 2의 기초 구조 모델에서의 무릎조인트 A의 위치로부터 수평 전후방향으로 각각 5cm만큼 가능하다고 가정하였다. 또한 발목조인트 B의 위치 변동은 Fig. 2의 기초 구조 모델에서의 발목조인트 B의 위치로부터 수평 전후방향으로 각각 2.5cm만큼 가능하다고 가정하였다. 이는 동일한 하중에 대해 모멘트 암(arm)을 증가시킴으로써, 하중의 모멘트를 증가시키려는 의도를 지닌다. Fig. 2의 기초 구조 모델에서의 직선 AB 및 직선 BC의 길이에 1.0, 2.089, ∞ 배만큼의 계수를 곱한 값을 빔1과 빔2의 곡률반경 변동 범위로 택하였다. 이는 전술한 형상변화에 따른 복원변형에너지의 변화를 반영한 것이다. 굽힘강성은 CU125NS의 영률과 빔 단면(폭 : 9.9cm, 두께 : 1.0cm)의 기하학적 데이터로부터 얻은 946.3Nm^2 의 값을 기본값으로 하여, 이 값에 대해 -10%~10%의 범위에서 변동이 가능하다고 가정하였다. 이는 복합재료 플라이의 적층 각도 및 순서 변화에 따른 강성 변화 가능성을 반영한 것이다. 굽힘강성의 변화는 빔의 처짐에 영향을 주는 인자이기 때문이다. 이러한 5가지 인자에 대하여 5가지 수준(levels)을 설정하여 복원변형에너지의 변화 및 무릎관절에서의 수평방향 처짐, 수직방향 처짐을 조사하였다. Fig. 5에는 빔1과 빔2의 곡률반경과 기초 구조 모델의 무릎관절 및 발목관절의 위치변화에 따른 기초 구조 모델의 형상 변화를 설명하고 있으며, Table 2에는 5가지 인자와 5가지 수준을 제시하였다. 여기서, 점A, 점B 위치변화, 빔1, 빔2 곡률반경 변화 및 빔 굽힘강성 변화라는 5가지 인자를 차례로 인자 1, 2, 3, 4, 5라고 표기하였다. 그리고, 5가지 인자 각각은 수준 0, 1, 2, 3, 4에 할당된 실제 해당 인자의 값을 갖는다.

곡률반경 부호에 관해서는, 반시계방향 회전이 양의 곡률을 갖는다고 정의하였다. 발목관절에서의 상대 각변화에 대응하는 복원토크를 생성하기 위해 적용된 선형 회전스프링의 스프링상수로는 일차적으로 900Nm/rad 의 값을 사용하였다. 이 값은 빔1과 빔2의 곡률반경과 무릎관절 및 발목관절의 위치 그리고 빔

표 2. 직교배열표에서 이용될 인자 및 수준

Table 2. Factors and levels used in orthogonal array table

(EI=946.3Nm²)

Factors		Levels	0	1	2	3	4
점A 위치변화(δx)	1		-5.0cm	-2.5cm	0.0cm	2.5cm	5.0cm
점B 위치변화(δy)	2		-2.5cm	-1.25cm	0.0cm	1.25cm	2.5cm
빔1 곡률반경 변화	3		$\overline{AB} \times (1.0)$	$\overline{AB} \times (2.089)$	$\overline{AB} \times \infty$	$\overline{AB} \times (-2.089)$	$\overline{AB} \times (-1.0)$
빔2 곡률반경 변화	4		$\overline{BC} \times (1.0)$	$\overline{BC} \times (2.089)$	$\overline{BC} \times \infty$	$\overline{BC} \times (-2.089)$	$\overline{BC} \times (-1.0)$
빔 굽힘강성 변화	5		$EI \times 0.8$	$EI \times 0.9$	$EI \times 1.0$	$EI \times 1.1$	$EI \times 1.2$

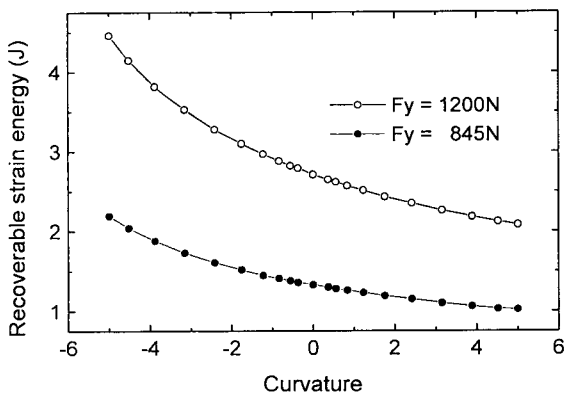


그림 4. 빔 형상 변화에 따른 복원 변형 에너지

Fig. 4. Recoverable strain energy according to the change of the beam shape

의 굽힘강성의 값이 결정된 후 다시 고려될 것이다.

5가지 인자와 5가지 수준이 복원변형에너지에 미치는 모든 영향을 조사하기 위해서는 3125(=5⁵)회의 유한요소해석을 필요로 한다. 따라서 조직적인 시뮬레이션 계획에 의해 시뮬레이션 횟수를 줄이면서도 충분한 결과 분석이 가능한 방법을 찾아야 한다. 이를 위해 직교배열표(orthogonal array table)를 이용하여 시뮬레이션을 계획하고자 한다. 직교배열표에 의한 실험 계획(design of experiment)의 특징은 실험 데이터로부터 요인 변동의 계산이 용이하고, 분산분석표의 작성이 수월하다. 또한 하나의 인자의 효과를 구할 때 다른 인자의 효과에 치우침이 없게 된다. 이를 직교화의 원리(principle of orthogonality)라고 한다[16,17]. 각 인자와 수준의 배치는 Table 3과 같이 행하였다. L₂₅(5⁵)형의 직교배열표는 표준형으로 자주 사용되는 형태이다. Table 3의 열번호 1, 2, 3, 4, 5에 Table 2의 인자 1, 2, 3, 4, 5를 할당하였고, 열번호 6에는 오차(errors)가 할당되어 그 영향이 평가된다. 각 시뮬레이션마다 5가지 인자에 대한 각 수준의 값이 배치되어 있으며, 25회의 주어진 조건에 따라 25회의 시뮬레이션이 수행된다. 예를 들어 Table 3의 실험번호 20의 경우, 점A 위치변화, 점B 위치변화, 빔1 곡률반경 변화, 빔2 곡률반경 변화, 빔 굽힘강성 변화라는 인자에 3수준, 4수준, 2수

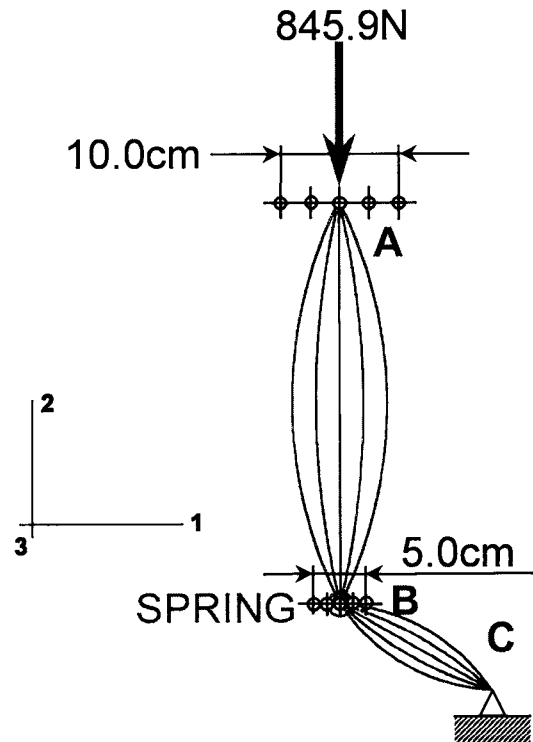


그림 5. 복원 변형 에너지에 영향을 미칠 것으로 고려되는 인자

Fig. 5. Factors being considered to have an influence on the recoverable strain energy

준, 0수준, 3수준 값이 차례로 할당되어 있음을 알릴 수 있다. Table 2에 의하면, 이는 점A 위치변화에는 2.5cm, 점B 위치변화에는 2.5cm, 빔1 곡률반경 변화에는 $\overline{AB} \times \infty$, 빔2 곡률반경 변화에는 $\overline{BC} \times (1.0)$, 빔 굽힘강성 변화에는 $EI \times (1.1)$ 의 값이 할당된 상태에서 시뮬레이션이 수행되어야 한다는 계획이 이루어졌음을 의미한다. 각 인자의 교호작용은 없다고 가정하고, 25회 해석 결과에서 관심의 대상이 되는 출력은 변형에 의한 복원변형에너지와 무릎관절위치 A에서의 변형량이다. 직교배열표에 배치된 각 인자의 수준을 참조하여, ABAQUS를 이용한 25회의 유한요소해석을 수행하고, 각 경우의 유연 용골 기초 구조 모델의 변형 전 형상과 변형 후 형상을 Fig. 6에 나타내었다. Fig. 6에서는 유연 용골 기초 구조 모델의 변형 전 형상을 통해

표 3. 직교배열표, $L_{25}(5^6)$

Table 3. Orthogonal array, $L_{25}(5^6)$

실험번호	열 번호					
	1	2	3	4	5	6
1	0	0	0	0	0	0
2	0	1	1	1	1	1
3	0	2	2	2	2	2
4	0	3	3	3	3	3
5	0	4	4	4	4	4
6	1	0	1	2	3	4
7	1	1	2	3	4	0
8	1	2	3	4	0	1
9	1	3	4	0	1	2
10	1	4	0	1	2	3
11	2	0	2	4	1	3
12	2	1	3	0	2	4
13	2	2	4	1	3	0
14	2	3	0	2	4	1
15	2	4	1	3	0	2
16	3	0	3	1	4	2
17	3	1	4	2	0	3
18	3	2	0	3	1	4
19	3	3	1	4	2	0
20	3	4	2	0	3	1
21	4	0	4	3	2	1
22	4	1	0	4	3	2
23	4	2	1	0	4	3
24	4	3	2	1	0	4
25	4	4	3	2	1	0

Table 3의 직교배열표에 의한 시뮬레이션 계획을 가시화하고 있으며, 변형 후 형상을 통해 복원변형에너지와 무릎관절 A에서의 변형량에 대한 정성적 정보를 제공하고 있다.

5. 복원변형에너지를 고려한 유연 응골 설계

실시한 시뮬레이션의 결과 분석을 위해서 분산분석(ANOVA)을 이용하였다. 유한요소해석 결과에서 얻은 각 인자의 수준에 해당하는 출력 데이터의 합을 Table 4에 제시하였다. 총 25회의 유한요소해석을 통해 얻은 결과로부터 직교배열표의 각 열의 변동은 다음에 의해 얻어진다. 일반적으로 k 수준인 열의 변동은 다음 식과 같다[16].

$$k\text{수준 열의 변동} = \frac{k}{\text{총실험횟수}} \sum_{i=0}^{k-1} (i\text{수준 data합})^2 - \frac{\text{전체 data합}^2}{\text{총실험횟수}}$$

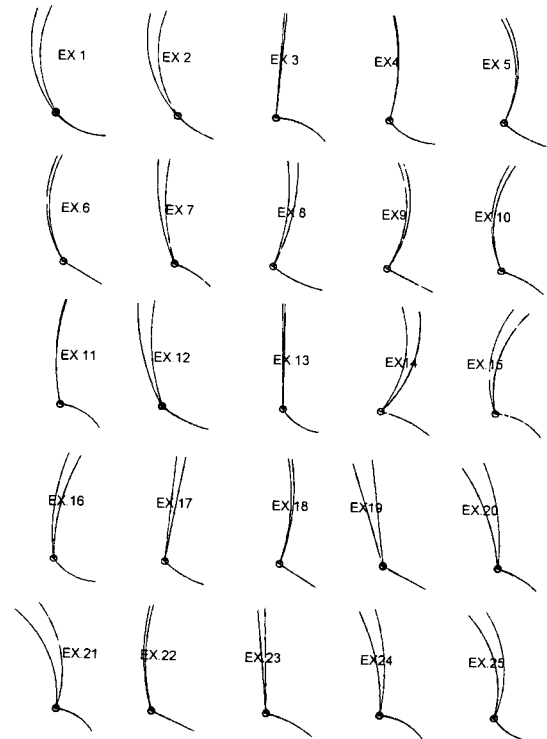


그림 6. 유한 요소 해석에서 얻은 시뮬레이션 결과 (검은선 : 변형후 형상, 붉은선 : 변형전 형상)

Fig. 6. Simulation results obtained from finite element analysis (black line : deformed shape, red line : undeformed shape)

또한 k 수준 열의 변동의 자유도는 항상 $k-1$ 이 된다. 복원변형에너지 및 무릎관절위치 A에서의 변형량에 대한 분산분석 결과는 Table 5에 제시되어 있다.

위의 분산분석을 통하여 복원변형에너지 및 복원변형에 유의한 인자와 유의인자의 복원변형에너지 및 복원변형에 대한 기여도를 조사하였다. Table 5의 분산분석에서 유의수준은 $\alpha=0.10$ 을 사용하였으며, F 분포표에서 자유도 $\phi_1=4$, 자유도 $\phi_2=4$ 인 경우 $F(4,4;0.10)=4.11$ 이 되므로, 각 인자의 F_0 비가 4.11보다 크면 유의수준 $\alpha=0.10$ 에서 그 인자가 유의하다고 말할 수 있다. 또한, 각 인자의 기여율(contribution rate, %)은 분산(variance) 총합에 대한 각 인자의 분산의 비율로 정의된다. 복원변형에너지에 유의한 인자는 점A의 위치변동으로서, 점A의 위치변동의 복원변형에너지에 대한 기여율은 59.8%였다. $-x$ 방향 처짐(δx)에 유의한 인자는 점A의 위치변동과 점B의 위치변동이었으며, δx 에 대한 기여율은 점A의 위치변동이 84.8%, 점B의 위치변동이 13.6%였다. $-y$ 방향 처짐(δy)에 유의한 인자는 점A의 위치변동으로서, 점A의 위치변동의 δy 에 대한 기여율은 59.4%였다. 이로부터 무릎관절 점A의 위치변화가 복원변형 및 복

표 4. 인자의 주효과

Table 4. Main effects of factors

(a) for recoverable strain energy (unit : Joule)						
	Fator 1	Factor 2	Factor 3	Factor 4	Factor 5	Factor 6
Level 0	53.86	20.78	24.68	20.43	21.22	10.75
Level 1	26.69	20.42	18.14	22.67	20.59	25.41
Level 2	8.48	25.12	16.59	15.35	28.04	34.56
Level 3	8.51	26.56	25.37	30.03	24.28	28.42
Level 4	24.97	29.64	37.74	34.01	28.39	23.38

(b) for x-direction displacement at point A (unit : Joule)						
	Fator 1	Factor 2	Factor 3	Factor 4	Factor 5	Factor 6
Level 0	-.371	.045	-.053	-.093	-.107	-.086
Level 1	-.239	-.016	-.075	-.075	-.090	-.090
Level 2	-.080	-.088	-.070	-.073	-.073	-.089
Level 3	.076	-.135	-.097	-.069	-.066	-.070
Level 4	.224	-.196	-.095	-.081	-.054	-.055

(c) for y-direction displacement at point A (unit : m)						
	Fator 1	Factor 2	Factor 3	Factor 4	Factor 5	Factor 6
Level 0	-.096	-.039	-.045	-.037	-.039	-.021
Level 1	-.048	-.038	-.033	-.041	-.038	-.046
Level 2	-.017	-.046	-.031	-.029	-.051	-.062
Level 3	-.017	-.048	-.046	-.055	-.045	-.052
Level 4	-.045	-.053	-.068	-.062	-.052	-.043

원변형에너지에 가장 영향을 크게 미침을 알 수 있다. 또한 발목관절 점B의 위치변화는 무릎관절에서의 -x방향 처짐에도 유의한 영향을 미치고 있음을 알 수 있다. 수직하방으로 가해진 체중에 의한 하중을 이용하여 추진하는데 효과적인 구조를 얻어내기 위해서는, 무릎관절에서의 x방향 복원변형에 영향을 주는 조합을 선택하는 것이 타당하다고 고려된다. 그래서, Table 4-(b)를 참조하여 x-방향 복원변형의 절대치를 최대로 하기 위한 5가지 각 인자가 취할 수준의 조합을 0-4-3-0-0으로 하였다. 이 조합은 기초 구조 모델에서 초기에 제안한 점A의 위치로부터 수평방향으로 -5.0cm 이동한 지점을 무릎관절의 위치로 선택하고, 기초 구조 모델에서 초기에 제안한 점B의 위치로부터 수평방향으로 2.5cm 이동한 지점을 발목관절의 위치로 선택함을 의미한다. 또한 무릎관절과 발목관절을 연결하는 빔1의 곡률이 음의 값을 가지며, 발목관절과 척골관절을 연결하는 빔2의 곡률은 양의 값을 가지는 것을 의미한다. 이 결과로서 얻어지는 유연 용골 형상을 Fig. 7에 나타내었다.

발목관절에서 에너지 저장 및 방출을 위해 사용되는 선형 회전스프링의 스프링상수의 적절한 값을 선정하기 위해, Fig. 7에서 제시한 유연 용골의 발목관절에서 선형 회전스프링상수를 변화시키면서 시뮬레이션을 수행하였다. 스프링상수의 변화에 따

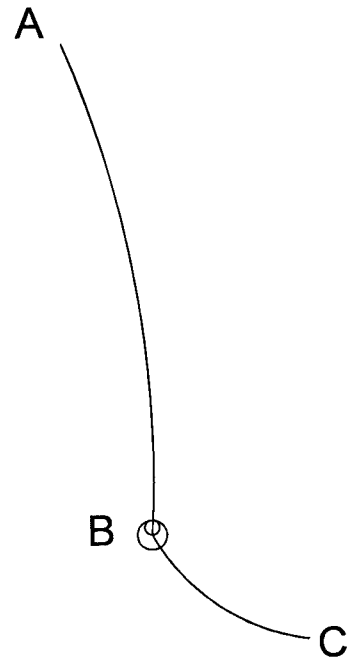


그림 7. 의족의 유연 용골 구조
Fig. 7. Structure of flexible keel of the prosthetic foot

표 5. 분산분석표

Table 5. ANOVA Table

(a) for recoverable strain energy

Factors	DOF	Sum of Squares	Variance	F_0	F(0.10)	contribution rate (%)
점A 위치변화	4	1103.40	275.85	4.48	4.11	59.81
점B 위치변화	4	49.20	12.30	0.20	4.11	2.67
빔1 곡률반경변화	4	223.37	55.84	0.91	4.11	12.11
빔2 곡률반경변화	4	179.59	44.90	0.73	4.11	9.74
굽힘강성 변화	4	42.98	10.74	0.18	4.11	2.33
오차	4	246.19	61.55			13.35
합계	24	1802.73	461.18			100.00

(b) for x -direction displacement at point A (knee joint)

Factors	DOF	Sum of Squares	Variance	F_0	F(0.10)	contribution rate (%)
점A 위치변화	4	0.1810	.04526	254.34	4.11	84.82
점B 위치변화	4	0.0290	.00724	40.72	4.11	13.58
빔1 곡률반경변화	4	0.0011	.00026	1.49	4.11	0.50
빔2 곡률반경변화	4	0.0003	.00007	0.39	4.11	0.13
굽힘강성 변화	4	0.0014	.00034	1.91	4.11	0.64
오차	4	0.0007	.00018			0.33
합계	24	0.2134	0.05336			100.00

(c) for y -direction displacement at point A (knee joint)

Factors	DOF	Sum of Squares	Variance	F_0	F(0.10)	contribution rate (%)
점A 위치변화	4	0.00336	0.00084	4.53	4.11	59.41
점B 위치변화	4	0.00014	0.00003	0.19	4.11	2.42
빔1 곡률반경변화	4	0.00071	0.00018	0.95	4.11	12.49
빔2 곡률반경변화	4	0.00057	0.00014	0.77	4.11	10.14
굽힘강성 변화	4	0.00014	0.00003	0.19	4.11	2.43
오차	4	0.00074	0.00019			13.11
합계	24	0.00566	0.00141			100.00

른 복원변형에너지 및 복원변형을 Fig. 8과 Fig. 9에 나타내었다.

이때, 선형 회전스프링상수의 증가에 따른 복원변형에너지의 감소 및 변형량의 감소를 살펴볼 수 있다. 에너지 저장의 관점에서는 복원변형에너지가 클수록 좋으나, 변형이 과도하게 나타나면 정상걸음새를 만족시킬 수 없으므로, x 방향 변형의 크기를 10.0cm로 제한함으로써, 타당한 선형 스프링상수값은 1000.0Nm/rad 이상이어야 한다는 조건을 얻을 수 있다. 또한 통상적인 인체측정 데이터에서 얻어지는 발목관절의 감쇠계수 2.0 Nmsec/rad을 선형 회전댐퍼에 채택하기로 하였다. 그리하여 발목관절에서의 선형 회전스프링상수는 1100Nm/rad, 선형 회전댐퍼는 2.0Nmsec/rad의 값을 얻었다. 의족의 유연 용골 구조는 발바닥에 사용될 또 하나의 빔을 부가함으로써 완성된다. 또한 의족이 지면과의 접촉시 충격 완화를 위해 발바닥의 복합재 빔

에 폴리우레탄(polyurethane) 소재를 사용한 쿠션(cushion) 모델을 추가하였다. Fig. 10은 발뒤꿈치 착지(heel strike)에 해당 하는 순간에서 유한요소 모델링된 유연 용골 구조의 형상을 보이고 있다.

유한요소법(FEM)을 이용한 의족 걸음새의 동적 시뮬레이션 및 고찰

Winter[13]가 이용한 인체측정 데이터에서는 정강이(shank)와 발(foot)의 질량이 4.88kg이지만, 본 연구에서 설계한 의족의 유연 용골 모델의 질량은 1.67kg으로서 경량화를 실현한 것이라 판단된다. 제안된 유연 용골 구조만의 질량은 인체측정 데이터에서 얻은 정강이와 발 질량 합 34%에 해당한다. 그러나 제안된 의족의 유연 용골 구조는 미용(cosmetic) 측면을 충분

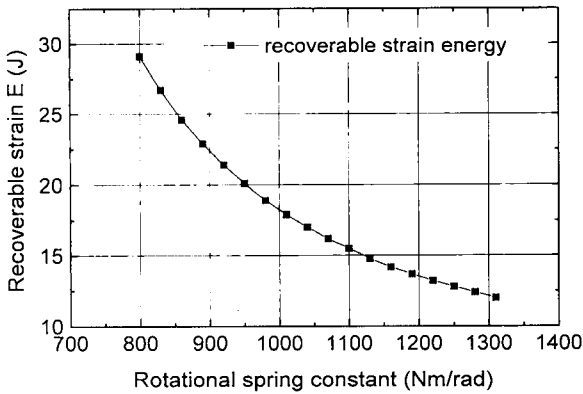


그림 8. 선형 회전 스프링 상수의 변화에 따른 복원 변형 에너지
Fig. 8. Recoverable strain energy according to the change of linear rotational spring constant

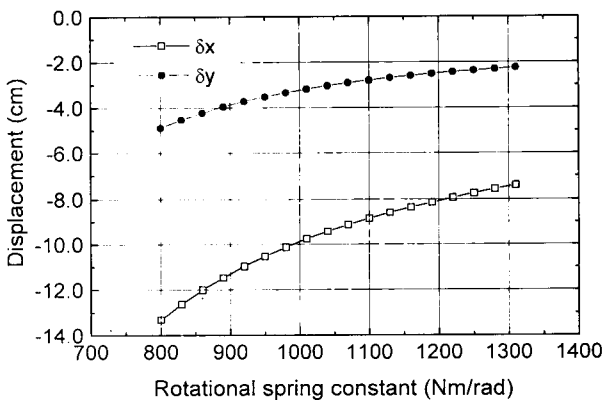


그림 9. 선형 회전 스프링 상수의 변화에 따른 무릎 조인트에서의 변위 δx , δy
Fig. 9. displacements δx , δy at knee joint according to the change of linear rotational spring constant

히 고려하지 않은 것으로서, 미용상 외관을 실제 정강이-발과 흡사하게 만들 때 추가되는 질량은 추후 부가적으로 고려할 과제이다.

고유진동수를 유한요소해석에 의해 추출하고, 이로부터 질량 비례 감쇠계수와 강성비례 감쇠계수[18]를 구하여, 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료로 이루어진 유연 용골 구조의 감쇠특성을 모델링하였다. 본 연구에서 설계된 유연 용골 구조를 이용하여 완전한 정상걸음새를 만족하려면, 무릎관절에 가해져야 하는 반력 및 모멘트가 어느 정도가 되는지를 알아보기 위해 뒤꿈치 착지(heel strike)로부터 다음 착지까지 한 스텝(step)동안의 의족 보행을 ABAQUS를 이용하여 시뮬레이션하였다. 정상걸음새에서 무릎관절에 작용되는 수직하방 하중에다가 정강이-발 질량과 유연 용골 모델의 질량과의 차이에 의한 관성력 차를 고려한 하

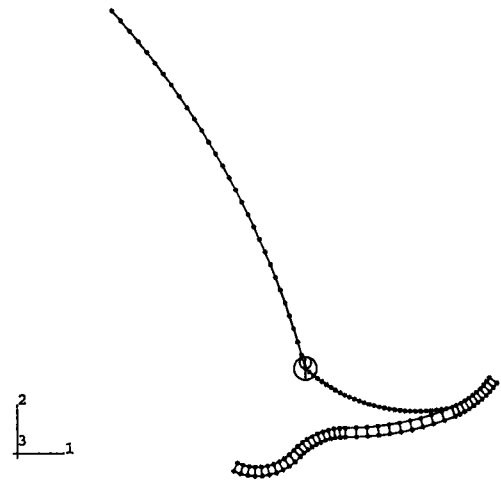


그림 10. 발 뒷꿈치 착지순간의 에너지 저장형 의족의 유연 용골 모델
Fig. 10. Flexible keel model of the energy storage prosthetic foot at heel strike

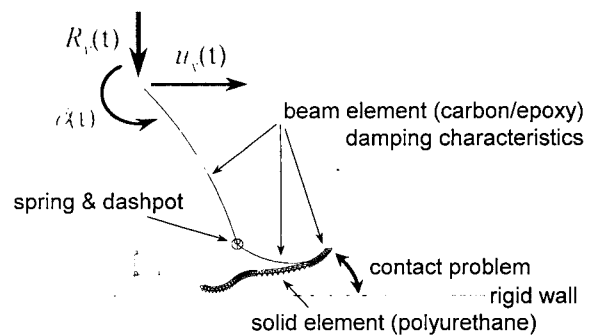


그림 11. 의족 보행 모델에 적용될 하중 및 경계 조건
Fig. 11. Loading and boundary conditions to be applied to prosthetic walking model

중값을, 이 유한요소모델의 무릎관절에 y 방향으로 가하였다. x 방향 및 회전방향으로는 정상걸음새에서의 무릎관절의 병진 및 회전 변위를 구속조건으로 주었다. 또한 지면과 폴리우레탄 쿠션과의 접촉문제가 시뮬레이션에서 고려되어있다. Fig. 11에는 무릎관절에 작용되는 하중 및 변위 구속조건을 나타내 보이고 있다.

무릎관절에서 x 방향 및 z 축 회전 방향으로 의족보행을 구동하는 형태의 동역학 문제로의 단순화를 이루어냈다. 무릎관절에 작용된 y 방향 하중 및 무릎관절의 x 방향 변위, z 방향 회전변위에는 Winter[13]가 측정 분석한 정상걸음새 데이터에서 얻어진 함수가 이용되었다. Fig. 12에서는 정상보행에서의 시간에 따른 무릎관절의 x 방향과 y 방향 병진 변위, z 방향 회전 변위를 나타내고 있다. 또한 Fig. 13에서는 정상보행 걸음새 분석에서 얻은 시간에 따른 무릎관절에 작용되는 x 방향과 y 방향 반력 및 z 방

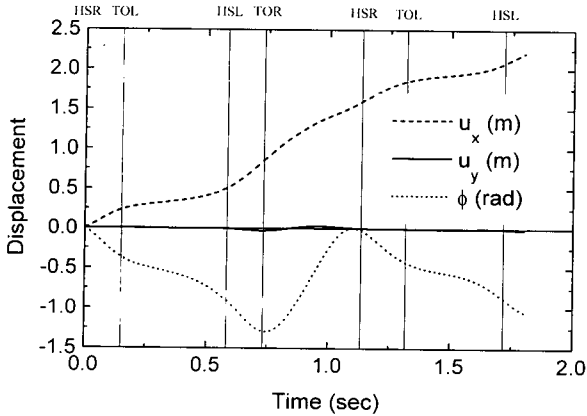


그림 12. 정상 보행에서의 무릎 조인트의 병진 및 회전 변위
 Fig. 12. Translational and rotational displacements of knee joint in normal walking

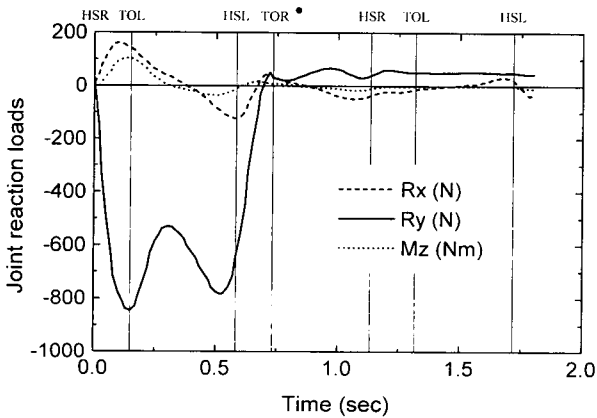


그림 13. 정상 보행에서 무릎 조인트에 작용하는 반력
 Fig. 13. Reaction forces acting on knee joint in normal walking

항 모멘트를 나타내고 있다. 이러한 의족보행 모델을 이용한 한 스텝(step) 동안의 의족 걸음새 동적 시뮬레이션 결과는 Fig. 14와 같다.

유연 용골 구조 의족보행(prosthetic walking)의 동적 시뮬레이션을 통해 얻은 무릎관절에서의 x 방향 반력 및 z 방향 모멘트를 Fig. 15에 나타내었다. 이 반력 정보는 유연 용골 구조 의족보행의 무릎관절에서의 x 방향 병진변위와 z 방향 회전변위가 정확히 정상보행의 무릎관절에서의 x 방향 병진변위와 z 방향 회전변위와 일치하도록 구속하는데 필요한 값을 의미한다.

Fig. 15에 의하면, 유연 용골 구조로 정상보행의 무릎관절에서의 x 방향 병진변위와 z 방향 회전변위를 정확히 만족하기 위해서는, 정상보행에 필요한 반력보다 큰 값이 요구됨을 알 수 있다. 제안된 유연 용골이 변형에 의한 복원변형에너지를 저장하고 방출할 수 있는 구조로 모델링되었다고는 하지만, 정미 근육힘(net muscle forces)의 조합에 의해 능동적으로 운동하는

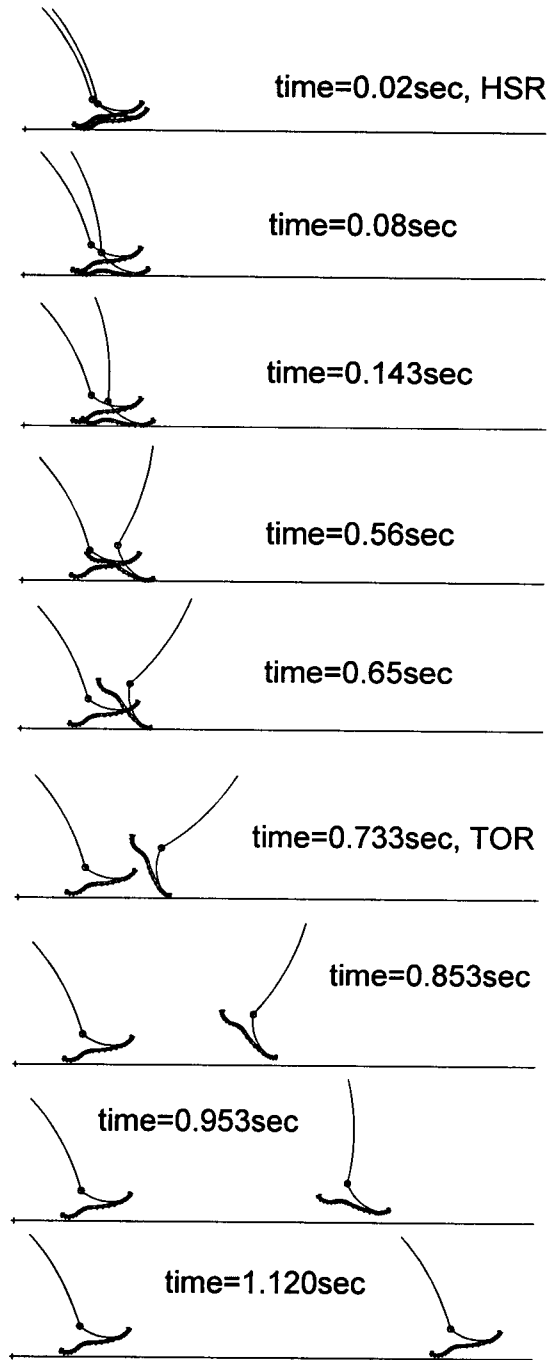


그림 14. FEM을 이용한 한 스텝동안의 의족 보행의 동적 시뮬레이션
 Fig. 14. Dynamic simulation of prosthetic walking during one step using FEM

실제 발과 발목 및 정강이를 정확히 모사하지는 못한다. 본 연구에서 제안된 유연 용골은 빔 구조와 선형 회전 스프링·댐퍼의 조합에 의한 단순화된 모델로서, 향후 지속적인 연구를 통해 개선되어질 것이다. 본 연구에서는 보행 중 의족에 저장된 에너지를 극대화하고, 복원능력을 최대한 이용하려는 관점에서, 직교배열

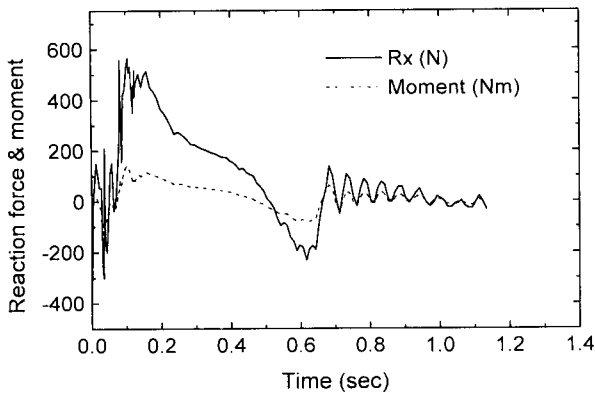


그림 15. 의족 보행에서 무릎 조인트에 가해지는 반력 및 모멘트
 Fig. 15. Reaction force and moment acting on knee joint in prosthetic walking

표와 분산분석을 이용하여 의족의 유연 용골 설계문제를 조직적으로 다루었다. 또한 FEM을 이용한 의족 보행의 동적 시뮬레이션을 통해 효과적인 의족 개발의 도구를 제시하였다.

결 론

고강도 경량 의족 시스템의 개념을 구현할 수 있도록 탄소섬유-에폭시 적층 복합재료를 에너지 저장형 의족의 유연 용골 구조의 소재로 선정하였다. 인체측정 데이터에 근거하여, 빔과 선형 회전스프링을 이용한, 에너지 저장형 의족의 유연 용골 기본 구조 모델을 가정하였다. 시상면 상에서 운동하는 2차원 정상걸음 분석에서 입각기에서 무릎관절에 작용하는 최대 수직하방 하중을 유연 용골의 기본 구조 모델에 정적으로 가하였을 때, 더 많은 복원변형에너지를 저장할 수 있고, 추진에 효과적인 변형을 할 수 있는 의족 구조로의 설계를 위해, 관련된 변수를 추출하였다. 이 변수들이 복원변형에너지 및 복원변형에 미치는 영향을 조직적으로 알아보기 위해, 직교배열표를 이용하여 시뮬레이션을 계획하고 수행하여, 이 결과를 분산분석에 의해 평가하였다. 이러한 일련의 설계방법을 통해, 에너지 저장에 효과적인 유연 용골 구조를 얻어낼 수 있었다. 의족 시스템의 보행 시뮬레이션을 위해 유한요소 모델을 완성하고, 의족보행의 한 스텝동안을 유한요소해석 프로그램에 의해 동적 시뮬레이션을 행하였다. 유한요소해석을 이용한 의족 보행 시뮬레이션을 통해 에너지 저장형 의족 개발의 효과적인 도구를 제시하였다.

후 기

본 연구는 과학기술부의 '97 과학기술 선도 기초 연구과제인 "Bionic System 개발에 관한 연구 : Medical Robots and Rehabilitation System 개발을 중심으로"의 일환으로 수행되었으며,

이에 대하여 감사드립니다.

참 고 문 헌

1. Jessica Rose and James G. Gamble, Human Walking 2nd Edition, Baltimore, Williams and Wilkins, pp. 165~199, 1994
2. Burgess, E.M., Boone, D.A., Aulie, A.L., Harlan, J.S., Smith, D.G. and Forsgren, S.M., "The VA/Seattle Prosthetic Limb System: Development and Early Results", Proceedings of 7th World Congress of ISPO, Chicago, Illinois USA, pp. 396, 1992
3. Burgess, E.M., Poggi, D.L. Hittenberger, D.A., et al., "Development and Preliminary Evaluation of the VA Seattle Foot", Journal of Rehabilitation Research and Development, Vol. 22, No. 3, pp. 75~84, 1985
4. Burgess, E.M., Hittenberger, D.A., Forsgren, S.M. and Lindh, D., "The Seattle Prosthetic Foot-A Design for Active Sports: Preliminary Studies", Orthotics and Prosthetics, Vol. 37, No. 1, pp. 25~31, 1983
5. Allard, P., Trudeau, F., Prince, F., Dansereau, J., Labelle, H. and Duhaime, M., "Modelling and Gait Evaluation of Asymmetrical-Keel Foot Prosthesis", Medical & Biological Engineering & Computing, pp. 2~7, 1995
6. Postema, K., Hermens, H.J., De Vries, J., Koopman, H. F.J.M. and Eisma, W.H., "Energy Storage and Release of Prosthetic Feet Part 1: Biomechanical Analysis Related to User Benefits", Prosthetics and Orthotics International, Vol. 21, pp. 17~27, 1997
7. Postema, K., Hermens, H.J., De Vries, J., Koopman, H. F.J.M. and Eisma, W.H., "Energy Storage and Release of Prosthetic Feet Part 2: Subjective Ratings of 2 Energy Storing and 2 Conventional Feet, User Choice of Foot and Deciding Factor", Prosthetics and Orthotics International, Vol. 21, pp. 28~34, 1997
8. Lehmann, J.F., Price, R., Boswell-Bessette, S., Dralle, A. and Questad, K., "Comprehensive Analysis of Dynamic Elastic Response Feet: Seattle Ankle/Lite Foot Versus SACH Foot", Arch. Phys. Med. Rehabil., Vol. 74, pp. 853~861, 1993
9. ABAQUS/Standard User's Manual, Hibbitt, Karlsson and Sorensen, Inc., 1994
10. Hittenberger, D. and Putzi, R., "A Laminated Ultralight Prosthesis", Orthotics and Prosthetics, Vol. 39, No. 1, pp. 41~46, 1985
11. Um, M.K., Kim, B.H., Kim, B.S. and Jun, E.J., "A De-

- velopment of Composite Artificial Leg Shell Using RTM Process*", Proceedings of ICCM-11, Gold Coast, Australia, pp. I-477~487, 1997
12. 이대길, 복합재료역학 및 가공론, 서울, 성안당, pp. 4~16, 1995
 13. Winter, D.A., Biomechanics of Human Movement, New York, John Wiley & Sons, Inc., pp. 149~199, 1979
 14. Winter, D.A., Biomechanics of Human Movement, New York, John Wiley & Sons, Inc., pp. 47~48, 1979
 15. Leone, D.J., "A Structural Model for Molded Thermoplastic Ankle-Foot Orthoses", Transactions of the ASME-Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 109, pp. 305~310, 1987
 16. 박 성현, 응용실험계획법, 서울, 영지문화사, pp. 93~128, 1997
 17. 박 성현, 현대실험계획법, 서울, 민영사, pp. 11~26, 1994
 18. Meirovitch, L., Analytical Methods in Vibrations, New York, Macmillan Publishing Co., Inc., pp. 429~433, 1967