

하지 마비 환자를 위한 1 자유도 보행 보조기 설계

정철희*(연세대학교 대학원 기계공학과), 최용제(연세대학교 기계공학부)

Design of 1-DOF Walking Orthosis for Paralysis Patients

C. H. Jung (Mecha. Eng. Dept. Yonsei Univ), Y. J. Choi (Mecha. Eng. Dept., Yonsei Univ)

ABSTRACT

Walking training is one of the most important rehabilitation processes with paralysis patient. Walking training by using an orthosis can help advancing a patient's independent level. However, existing orthoses have some serious demerit of mechanical problem that the knee joint is locked in the state where it is completely extended, which increases energy consumption and fatigue. For this reason, it is suggested, for more practical orthosis, that the knee joint should be placed and it should have capability of suspending patient's weight.

In this paper, 1-DOF walking orthosis which compensates the demerit of the existing orthosis and secures patient's mobility has been proposed. New orthosis has been designed under the following two premises. First, the knee joint of the orthosis was designed fold in order for the orthosis to move in a walking pattern similar to that of a normal person. Second, the knee joint was designed to extend during the swing phase and lock safely during the stance phase.

Key Words : KAFO (장하지 보조기), Stance Phase (입각기), Swing Phase (유각기), Knee Joint (슬관절), Rehabilitation (재활), RGO(왕복보행보조기), FES(기능적 전기자극기)

1. 서론

최근 교통사고와 산업재해 그리고 질병으로 인한 하반신 마비 환자가 증가함에 따라 독립적인 보행이 불가능한 환자를 위한 여러 가지 방안이 연구되고 있다. 통계청 자료에 의하면 우리나라는 OECD 선진국 대열에 합류한 이후 의료수준의 향상으로 평균수명이 1985 년 69.0 세에서 2000 년 74.9 세로 증가하였다. 이 결과 우리나라는 이미 2000 년 전체 인구의 7.2%인 340 만명으로 고령화 사회로 진입을 했고 2019년에는 전체 인구의 14.4%인 고령사회가 된다고 한다. 또한, 보건복지부의 2002 년 자료에 의하면 우리나라의 장애인수는 130 만 이상이며 이 가운데 지체장애인수는 75 만을 넘는 것으로 추정되었다. ^(1,2)

하반신 마비와 하지 마비 환자에게 있어서 보행 훈련은 가장 중요한 재활훈련 중의 하나이다. 보행 훈련용 재활 치료 장비로는 Crutch, Walker, 왕복보행보조기(RGO) 그리고 기능적 전기 자극기(FES)

등이 있다. 보조기를 사용한 재활 훈련은 하지 관절의 구축 방지, 골다공증의 최소화, 혈액순환의 촉진, 강직의 감소 등 독립 수준을 향상시키는 중요한 장점이 있으나 무릎 관절이 입각기와 유각기때 완전히 펴진 상태로 잠겨 있다는 기계적 문제점과 이에 수반되는 에너지 소비의 증가와 피로도 증가가 가장 큰 문제점이라고 하겠다. 다시 말해, 이러한 기계적 문제점으로 인해 유각기에 무릎 관절을 충분히 들어올릴 수 없으므로 사용자는 다리 휘돌림(Circumduction), 엉덩이 올리기(Hip hiking), 반대쪽 뒤꿈치 들기(Contralateral vaulting) 등의 보상기전을 이용하여야 유각기를 통과할 수 있다. 이러한 과정에서 다량의 에너지를 요구하므로 사용자가 쉽게 지치고, 걷는 속도는 너무 느려서 실용적이지 못하다는 단점이 있다. ⁽³⁾

연구자들의 조사 결과에 의하면 양하지 마비 환자들이 보행훈련을 마치고 4~5 년 후까지도 가정이나 직장과 같은 일상 생활에서 보조기를 착용하는 빈도는 25~40% 수준으로 기대보다 상당히 적음을

알 수 있다. 따라서 보다 실용적인 보조기의 개발을 위해서는, 보행중인 유각기 시에 무릎 관절을 펼 수 있고, 입각기 시에는 안전하게 잠길 수 있도록 할 수 있는 기능이 우선 개발되어야 한다.

이러한 견해는 많은 연구자들에 의해 1973 년부터 제시되었으며 다양한 제동기나 연축기를 무릎 관절에 부착하거나, 여러 가지 입각 감지장치를 이용해서 이러한 장치들을 제어하려고 하였으나 아직 일상생활에서 실용적인 수준으로 사용될 수 있는 보조기는 개발되지 않았다.

이에 본 연구에서는, 첫째, 양하지 마비 환자들이 자연스러운 보행을 하기 위해서는 정상인과 비슷한 보행 주기, 슬관절의 굴곡 그리고 신전운동이 가능하여야 하며 둘째, 유각기 시에 무릎 관절이 펴져야 하며 입각기 시에 완전히 잠겨야 한다는 두 가지 전제하에 새로운 보조기를 설계하였다.

2. 연구방법

2.1 동작분석

동작분석을 이용하여 보행의 시간 및 거리에 관한 자료(temporal data)와 운동 형상학적 자료를 구하였다. 이 자료를 근거로 정상인과 비슷한 보행주기와 슬관절의 굴곡 그리고 신전운동을 가능하게 해주는 하나의 패턴을 정하고자 한다. 정상인의 보행과 최대한 비슷해야 보조기 착용시 정상인과 비슷한 보행을 할 수 있음은 물론 에너지 소비와 그에 따른 피로도를 감소 시킬 수 있다.

우선 정상인의 동작분석을 위한 실험 장치는 Fig.1 와 같다.⁽⁴⁾ 두 대의 카메라를 설치하고 피실험자의 고관절, 슬관절, 족관절 그리고 고관절에서 약 20cm 상방에 형광색의 스티로폼 공을 부착시켰다. 이렇게 해서 촬영된 비디오를 다시 0.07s 간격으로 나누어서 각 구간마다 각 관절의 동작을 분석하였다. 동작분석을 통해 얻어진 결과를 바탕으로 정상인과 최대한 유사한 동작을 갖는 1 자유도 모션을 규정 함으로서 새로운 보조기 설계시 여기서 규정되어진 패턴을 기초로 하여 새로운 보조기를 설계하였다.

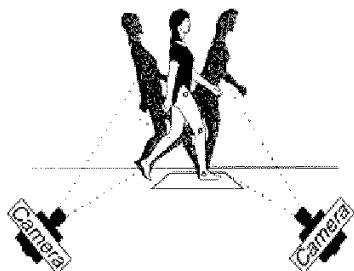


Fig. 1 Analysis of Motion

2.1.1 동작분석의 결과

정상인의 보행시 대퇴부와 하퇴부 그리고 발이 지면과 이루는 각은 Fig.2 와 같이 나타난다.

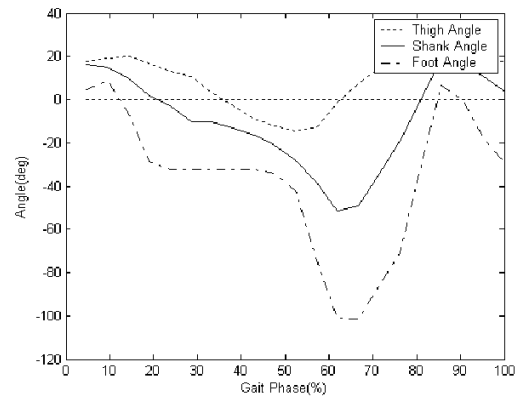


Fig. 2 Angle of Thigh, Shank, Ankle

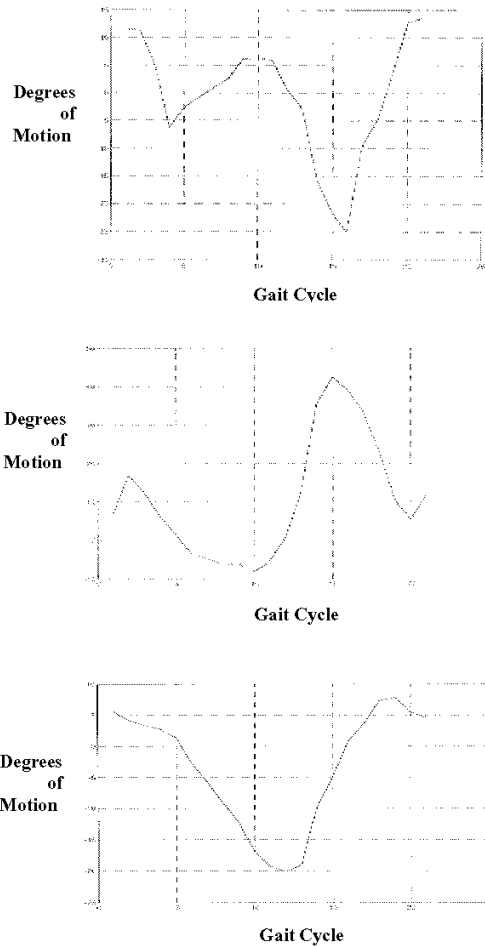


Fig. 3 Ankle, Knee, Hip range of motion

위의 그림은 정상인의 동작분석시 각 관절이 움직이는 범위를 나타낸다.

2.1.2 이동중 각 관절의 궤적

실제 정상인의 각 관절의 궤적을 분석 함으로서 설계하고자 하는 새로운 보조기의 궤적을 정할 수 있다. 이는 마비 환자의 족저굴곡과 배측굴곡을 방지하기 위한 중요한 인자로 사용된다.

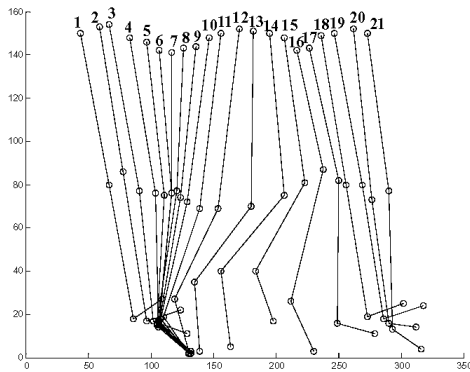


Fig. 4 The locus of each joint during movement

정상인은 입각기에서 유각기로 전환시 발로 지면을 찰 때 발생하는 반력을 이용해서 유각기로 전환을 하지만, 하지 마비 환자는 그런 반력을 이용할 수 없으므로 1 자유도 운동을 구현 함으로서 이런 문제를 해결하였다.

따라서, 새로운 보조기는 마비 환자가 보조기를 착용하고 지면을 차고 나가야 할 필요성을 갖지 않는다. 이에 Fig. 4 에서 분석한 이동중 각 관절의 궤적을 살펴 보면 1~15 번째 구간까지는 발로 지면을 차고 나감으로서 생기는 동작으로 보조기 설계시 고려해야 할 사항이 아니다. 아래 Table 1 에서 보는 바와 같이 정상인과 가장 유사한 보행의 궤적은 16 번째 임을 알 수 있다. 17~21 번째 궤적은 16 번째 궤적에 포함됨을 알 수 있다. 이상의 분석을 토대로, $\theta_1 = 69.1$ 그리고 $\theta_2 = 44.0$ 의 궤적을 포함하는 보조기를 설계하였다.

Table 1 Measured values of θ_1 and θ_2

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
θ_1	71.8	74.2	72.7	73.7	78.8	81.4	90.0	94.3	99.7	103.3	101.9
	12	13	14	15	16	17	18	19	21	21	
	101.6	91.4	80.9	76.6	69.1	69.3	73.8	72.6	79.2	76.9	
θ_2	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
	1.2	0.4	6.9	14.4	16.9	18.7	9.3	10.4	6.6	8.0	13.9
	28.2	50.7	64.6	57.0	44.0	21.6	0.6	2.1	0.4	10.4	

2.2 새로운 보조기의 모델링

2.2.1 하지의 운동학적 모델링

하지의 생체 역학적 모델링을 고관절, 슬관절, 족관절로 구분하여 마찰이 없는 힌지 시스템으로 모델링 하였다. Fig. 5 는 본 논문에서 제안되어진 보행 보조기의 운동학적 모델링이다. 정상인과 가장 유사한 보행을 고려하여 전체 시스템은 1 자유도로 구성하였다. 본 시스템은 개방형 시스템이며 분지 구조(Tree structure)로 구성하였다.

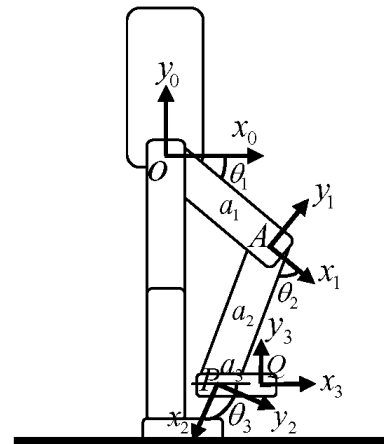


Fig. 5 Geometrical relation of the mechanism

O 를 원점으로 하여 각 링크가 θ_1 , θ_2 그리고 θ_3 만큼 회전 한다고 가정 한다. Fig.5 에서 x_0, y_0 좌표계에서 측정된 P 점의 좌표를 (x, y)라 한다면, 다음의 관계를 얻을 수 있다.

$$x = a_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos(\theta_1 + \theta_2) \quad (1)$$

$$y = a_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin(\theta_1 + \theta_2) \quad (2)$$

변위 θ_1 , θ_2 를 알면, 식 (1)과 (2)로부터 P 점의 유일한 위치를 결정할 수 있다. 이와는 반대로 P 의 위치를 정하여 주고 변위 θ_1 , θ_2 를 계산하는 역기구학 해석(reverse analysis)은 식 (1)과 (2)를 각각 제곱해서 더하여 얻을 수 있다. 즉,

$$(x^2 + y^2) = a_1^2 + a_2^2 + 2a_1a_2 \cos \theta_2 \quad (3)$$

(3)식은 간단히 다음과 같이 정리된다.

$$d \cos \theta_2 = f \quad (4)$$

여기서,

$$\begin{aligned} d &= 2a_1a_2 \\ f &= x^2 + y^2 - a_1^2 - a_2^2 \end{aligned} \quad (5)$$

식 (4)는 두 개의 해, 즉 θ_2 와 $-\theta_2$ 를 갖는다. 또한 식 (1)과 (2)를 $\sin\theta_1$ 과 $\cos\theta_1$ 에 대하여 풀면 θ_1 과 $-\theta_1$ 을 얻을 수 있다. 마지막으로 θ_3 를 구한다. 링크 a_3 는 항상 지면과 수평을 유지하기 때문에 다음의 관계가 성립된다. 즉,

$$\theta_3 = \theta_1 + \theta_2 \quad (6)$$

2.3 링크의 합성

링크의 합성에 의하여 고관절(Hip Joint), 슬관절(Knee Joint), 족관절(Ankle Joint)의 모든 움직임을 하나의 움직임으로 연동시키는 1 자유도 운동을 구현하고자 한다. 본 연구에서는 Fig. 6에서 보는 바와 같이 8개의 링크를 사용하여 1 자유도 운동을 구현하도록 하였다. 이 기구의 합성에서는 족관절의 족저굴곡(Plantar flexion), 배측굴곡(Dorsiflexion)을 방지하는 효과와 무릎 관절이 유각기 시에 떨어지게 하는 효과를 갖도록 하였다.

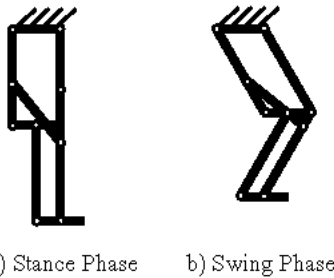


Fig. 6 Modeling with link composition

2.3.1 링크의 위치 결정

동작분석에서 결정되어진 θ_1 과 θ_2 를 갖는 모션을 구현하기 위해 링크의 길이와 위치의 결정은 반드시 필요하다. 즉, 링크 4의 길이와 위치가 원하는 모션을 갖게 하는데 중요한 변수가 된다.

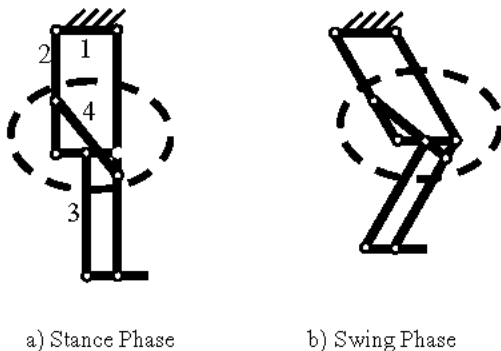
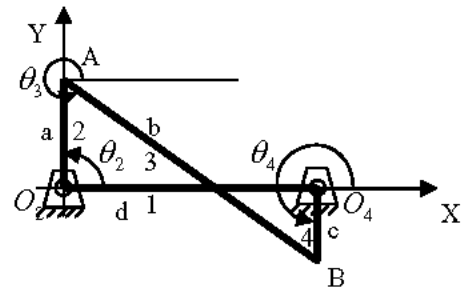


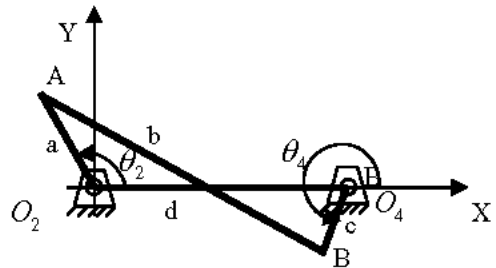
Fig. 7 Modeling for the position determination of a link

여기서 알 수 있는 것은 링크 2와 3은 환자의 대퇴부와 하퇴부의 길이에 의해서 정해지는 값들이

다. 또한 링크 1은 설계시 정해진 값이며 따라서, 변수는 링크 4의 길이가 된다. 즉, 링크 4의 길이와 위치에 따라서 θ_2 의 값이 결정됨을 알 수 있다. 동작분석에 의해 얻어진 결과의 동작을 얻기 위해서는 링크 4의 길이와 위치를 정해야 한다. Fig 7의 점선원 부분의 4절 링크를 도해적 위치 해석 방법을 사용하여 링크 4의 길이와 위치를 결정할 수 있다.^(5,6)



a) Modeling at the time of stance phase



b) Modeling at the time of swing phase

Fig. 8 The position interpretation of 4 link equipment

보조기의 입각기 상태를 Fig.8의 그림 a)라고 할 때, 다음의 관계식을 얻을 수 있다.

$$b^2 = (a+c)^2 + d^2 \quad (7)$$

또한, 유각기 상태를 Fig.8의 그림 b)라 하면, 이로부터 다음과 같은 기하적 관계가 성립한다. 즉, A점과 B점의 좌표는 각각

$$\begin{aligned} A_x &= a \cos \theta_2 \\ A_y &= a \sin \theta_2 \end{aligned} \quad (8)$$

$$\begin{aligned} B_x &= d + c \cos \theta_4 \\ B_y &= c \sin \theta_4 \end{aligned} \quad (9)$$

로 주어진다.

그림으로부터, 또한 다음의 식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned}
 b^2 &= (B_x - A_x)^2 + (B_y - A_y)^2 \\
 &= (d + c \cos \theta_4 - a \cos \theta_2)^2 + (c \sin \theta_4 - a \sin \theta_2)^2 \\
 &= d^2 + 2cd \cos \theta_4 + c^2 + a^2 + 2ad \cos \theta_2 \\
 &\quad + 2ac \cos \theta_2 \cos \theta_4 - 2ac \sin \theta_2 \sin \theta_4 \quad (10)
 \end{aligned}$$

(7)식과 (10)식을 비교하면 다음의 식을 얻는다.

$$\begin{aligned}
 a^2 + 2ac + c^2 + d^2 &= d^2 + 2cd \cos \theta_4 + c^2 + a^2 \\
 2ad \cos \theta_2 + 2ac \cos \theta_2 \cos \theta_4 - 2ac \sin \theta_2 \sin \theta_4
 \end{aligned}$$

여기서, $\theta_2 = 110.9$, $\theta_4 = 246.9$ 그리고 $d=50$ 이라고 가정하면 다음의 관계식을 얻는다

$$\therefore 39.25c - 35.65a - 0.001ac = 0 \quad (11)$$

즉, c 나 a 의 값 중 하나를 결정하면 다른 한 값을 계산할 수 있다. (11)식을 이용함으로써 원하는 모션을 포함하는 링크의 위치와 길이를 결정 할 수 있다. 제작시 $c=40\text{mm}$ 그리고 $a=44\text{mm}$ 로 결정하였다.

3. 보조기 설계와 시뮬레이션

3.1 보조기 설계

앞에서 얻어진 결과들을 바탕으로 새로운 보조기를 설계하였다. 보조기 설계에 사용된 인자들은 한국인의 성인 남자 표준 체형인 키 170cm 에 체중 65kg 을 기준으로 설계하였다. 보조기의 재질은 발바닥 부분을 제외하고는 알루미늄으로 가정하여 설계하였다. 알루미늄으로 선정한 가장 큰 이유는 무게에 비해 충분한 하중에 견딜 수 있기 때문이다. 또한 손잡이를 만들어서 사람의 무게 중심이 최대한 발바닥에서 벗어나지 않게 했다.

3.1.1 밴드의 위치

일반적으로 보조기에 사용되는 밴드는 3 개이며 밴드의 높이, 길이 그리고 넓이는 보조기 제작시 상당히 중요한 문제이다.⁽³⁾ 즉, 대퇴부에 2 개의 밴드와 하퇴부에 1 개의 밴드가 사용되는데 대퇴부의 아래쪽 밴드와 하퇴부의 밴드 사이의 위치 선정은 상당히 중요한 의미를 갖는다. 따라서 두 밴드는 서로 근접해 있어야 하며 무릎의 중심에서 똑같은 거리에 위치하고 있어야 한다. 다시 말해서, 대퇴부의 아래쪽 밴드는 가능한 한 낮게, 하퇴부의 밴

드는 가능한 한 높게 위치 시킴으로써 족관절에 받는 힘은 최대한 감소가 될 것이다.

3.2 시뮬레이션

3.2.1 운동학적 분석

실제 설계되어진 보조기는 Fig.9 와 같으며, 동작 분석에 의해 결정되어진 패턴으로 동작하는지 확인 하기 위해 동역학적 프로그램인 Nastran 을 이용했다. 원하는 위치에 직접 모터를 부착하고 구동했을 때 결정했던 패턴으로 동작함을 알 수가 있었다.

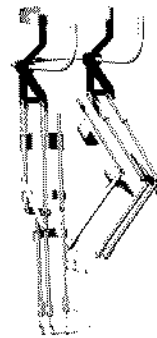


Fig. 9 Modeling of 1 DOF walking Orthosis

4 절 링크의 벡터 루프식과 2.3.1 에서 얻어진 링크의 길이를 이용하여 실제 의도했던 모션(Fig. 7. b)이 나오는지 검증한 결과는 Fig. 10 와 같다.

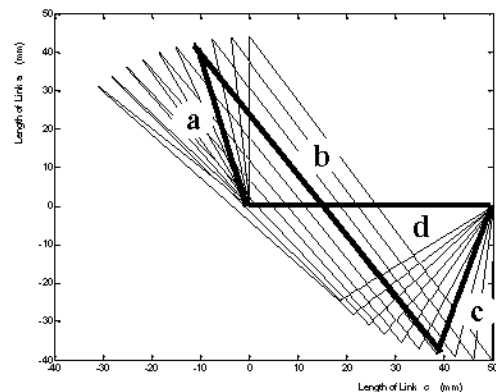
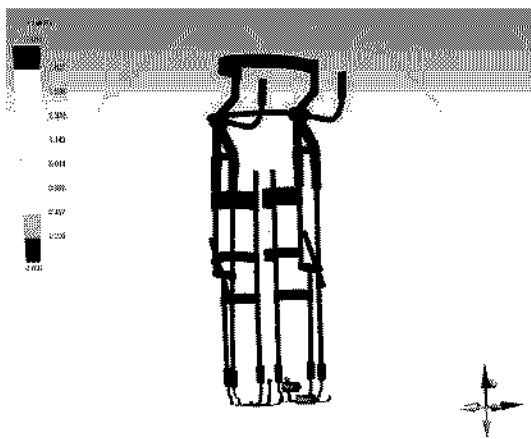


Fig. 10 The motion pattern using the Matlab

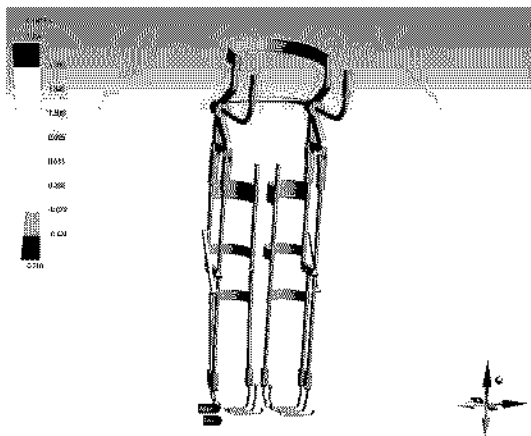
3.2.2 강도 해석

설계된 보조기의 강도를 측정하기 위해 Design space 강도 해석 프로그램을 사용하였다. 폭과 무게는 안전율 4 를 고려하여 결정 되어진 값으로 폭은

15mm 그리고 두께는 6mm 로 선택하였다. 본 강도 해석에 사용된 보조기의 재질은 알루미늄으로 가정하였고, 입각기와 유각기의 maximum principle stress 과 total deformation 그리고 buckling 을 고려하여 해석하였다. 그 가운데 Fig.11.a 은 입각기 상태 즉, 양 발은 지면에 고정시키고 양하지에 균등하게 힘을 분포시킨 경우, Fig.11.b 은 입각기에서 유각기로 전환할 때 즉, 한 다리만 지면에 고정시켜서 힘을 분포시킨 경우의 maximum principle stress 결과이다. 강도 해석한 결과들을 알루미늄 특성들과 비교해보면, 강도가 주어진 하중에 충분한 강성을 나타냄을 알 수 있다. 특히, 발목 부분이 가장 취약한 것으로 결과가 나왔으나 이 또한 하중에 충분한 강성을 나타냄을 알 수 있었다.



(a) maximum principle stress of stance phase



(b) maximum principle stress of swing phase

Fig. 11 Simulation result of the designed orthosis

4. 결론

본 연구에서는 하지 마비 환자들을 위한 1 자유

도 보행 보조기가 제안되었다. 그 동안 하지 마비 환자들이 사용한 보조기는 입각기와 유각기 시에 무릎 관절이 완전히 펴진 상태로 잠긴다는 문제점을 가지고 있었다. 이에 본 연구에서는 정상인의 보행과 최대한 유사한 보행 패턴을 유지하면서 유각기시 무릎 관절이 펴질 수 있는 새로운 1 자유도 보행 보조기를 설계하였다. 보조기를 착용함으로써 보행능력이 향상되고 이에 따라 근육의 피로도와의 에너지 소비가 현격히 줄어들 것이라 기대된다. 설계 되어진 보조기는 시뮬레이션을 통해 정상인의 패턴과 유사한 보행을 함은 물론이고, 유각기 시에 무릎 관절이 펴질 수 있음을 확인 할 수 있었다.

이상의 결과로부터 제안된 보조기는 하지 마비 환자들의 재활 훈련이나 거동이 불편한 노인들의 보행에 유용하게 이용될 수 있을 것으로 기대된다.

참고문헌

1. 통계연보, 2001, 대한민국 통계청
2. 보건복지부, 2002, 장애인 실태 조사 결과
3. 김진호, 오경환, 정진우, "보조기학과 의지학," 대학서림, 2001.
4. Jacquelin Perry, MD., "Gait Analysis," Rancho Los Amigos Medical Center, Downey, CA. SLACK Incorporated.
5. Robert L. Norton., "Design of Machinery," McGRAW-HILL, 2000.
6. J. M. McCarthy., "Geometric Design of Linkage," Springer-Verlag, May, 2000.
7. David A. Winter., "Biomechanics of human movement," JOHN WILLY & SONS.
8. V. M. Zatsiorsky., "Kinematics OF HUMAN MOTION," Department of Kinesiology, The Pennsylvania State University. Human Kinetics.
9. Andrzej Oledzki., Bogdan Szymczak., "Parapodium P.W. Orthoses to assist Walking of Palaplegics," <http://tempus.meil.pw.edu.pl/html/achievem/para0010.htm>, 1998.
10. Takakazu Ishimatsu., Seok-Hwan Kim., Shunji Moromugi., and Yasuhiro Koujina., "Paper Development of power assisting device for the lower limb disabled," Dept. of Mechanical system, Nagasaki University., Nagasaki, Japan
11. 보건복지부 국립재활원, "2000년 제 1회 국가자 격시험용 의지- 보조기 기사 연수교육,".
12. 조상현, "장하지 보조기용 무릎관절의 안전잠금 및 전동장치 개발과 임상적 평가," 연세의대 학 위논문집, 1997학년도 제 2학기.