

3-RPS 평형기구를 이용한 노인용 지팡이형 보행보조기기 메커니즘 개발

김정훈[†] · 장대진* · 박태욱** · 양현석*** · 이상무****

Mechanism Design of Cane-like Passive Type Walking Aid For the Elderly Using 3-RPS Parallel Manipulator

Jeong Hun Kim, Dae Jin Jang, Tae-Wook Park, Hyun Seok Yang and Sang Moo Lee

Key Words : Gait analysis(보행분석), Gait analysis with cane(지팡이를 사용한 보행분석), 3-RPS parallel manipulator(3-RPS 평형기구), Cane-like passive type walking aid(지팡이형 보행보조기기), ADAMS simulation(아담스 시뮬레이션)

Abstract

This paper has regarded mechanism design of cane-like passive type walking aid for the elderly using 3-RPS parallel manipulator. First, gait patterns of the elderly have been experimented. By means of motion capturing and image processing, we decided loaded forces and places of the cane when the elderly walked with a cane. Using these results we have developed a passive type walking aid. Second, the walking pattern has been simulated using dynamic analysis program, ADAMS and we find out the similarity between the real walking and the simulated walking. Finally after assuring the similarity, with adjusting the new mechanism design to the simulated walking we will decide whether the walking aid is safe and stable when the elderly walks with this cane-like walking aid. This paper will be basis for the development of the mechanism design applying 3-RPS parallel manipulator.

기호설명

F	기구의 자유도
λ	허용 자유도 (6 : 공간)
n	링크의 개수
j	조인트의 개수
\underline{a}_i	$\overline{A_i O}$
\underline{b}_i	$\overline{B_i P}$
${}^A R_B$	단위 회전 행렬
$\underline{u}, \underline{v}, \underline{w}$	단위 방향 벡터
d_i	$\overline{A_i B_i}$ 의 길이

1. 서론

현재 사회가 점점 더 고령화되고 과거보다 노인들의 사회 생활도 많이 늘어나고 있는 추세이다. 하지만, 마음처럼 활동을 왕성하게 할 수 있는 노인들은 그 수가 많지 않다. 이런 노인들을 위한 지팡이형 보행보조기기를 개발하는 것이 이 논문의 목적이다. 현재 휠체어, 워커(walker), 지팡이 등 많은 보행보조기기가 있다. 이런 보행보조기기 중에서 가장 많이 사용되고 가장 많이 발전한 것은 휠체어이다. 휠체어는 앉아서 작동하기 때문에 이동이 쉽고, 기술도 많이 집적되어 있고, 또 안정성도 확보되어 있기에 많이 상용되고 있는 보행보조기기이지만, 한국 사회에서 휠체어를 사용하면 환자라는 인식이 풍부하기 때문에 노인들이 기피하는 경향이 있다.

여기서 제시하는 지팡이형 보행보조기기는 휠체어처럼 보행(이동)을 직접적으로 해 주는 것은 아

[†] 연세대학교 대학원 기계공학과
E-mail : uknowjh@hotmail.com
TEL : (02)2123-2824 FAX : (02)364-6789

* 연세대학교 대학원 기계공학과

** 연세대학교 CISD

*** 연세대학교 기계공학부

**** 고등기술연구원

니다. 활동 의지와 능력을 갖춘 노인이 사용하도록 디자인 되며, 바퀴로 구동되는 것이 아니라 일반 지팡이와 유사하게 몸에 부착하지 않고 작동되므로, 환자들이 사용하는 것이라는 인식을 갖지 않는다. 더 나아가, 기계적인 메커니즘을 도입하여 이동 시에 지팡이에 힘을 축적하고 그 힘을 다시 보행 보조로 돌려주는 진보된 지팡이의 형태로 설계된다.

지금까지 지팡이형 보행보조기기에 대한 연구는 거의 없었다. 이 논문에서는 노인의 보행 및 행동 패턴을 분석하고 이에 근거한 몸에 부착하지 않는 보행보조기기를 설계·평가하여, 향후 노인에게 보다 친숙한 보행보조기기를 개발하는 것을 목표로 한다.

2. 노인의 보행분석

지팡이를 사용하는 노인의 보행 시 각 관절의 데이터와 지팡이의 데이터를 동시에 얻기 위해서 모션 캡처링 실험을 하였다. 3 종류의 노인의 보행 및 행동 패턴 데이터를 얻었으며, 이는 각각 지팡이 없는 보행 시 각 관절의 데이터, 지팡이를 사용한 보행 시 각 관절의 데이터와 지팡이의 데이터, 그리고 마지막으로 일어서기 동작에서의 지팡이의 데이터이다.

2.1 지팡이를 사용하지 않는 보행

지팡이를 사용하지 않는 일반 보행[1]에서는 노인들의 보행 패턴을 실험을 통하여 얻고, 어떠한 메커니즘이나 알고리즘(반 능동(semi-active) 타입일 경우)이 보행보조에 유용한지 판단하기 위하여 보행 패턴을 일반인의 보행 패턴과 비교하였다. 실험 결과 특이한 것은 발목관절의 사용 폭이 일반인보다 적어서 그 만큼 추진력이 약해지며, 그 부족한 추진력을 일반인보다 골반을 많이 움직여 보완한다는 것이다.

2.2 지팡이를 사용한 보행

이번 실험을 통하여 보행 시 지팡이가 지면에 닿는 위치와 그 때 지팡이에 걸리는 최대 힘을 얻었다. 지팡이에 걸리는 힘은 모션 캡처링 실험을 통하여 얻을 수 있지만, 지팡이 각도는 그 실험을 통해서 얻어 수 없다. 그렇기 때문에 지팡이에 대한 데이터는 같은 실험을 비디오 촬영하여 이미지 프로세싱 방법을 통하여 결과를 얻었고, 지팡이 각도와 지지하는 힘을 동기화(synchronizing) 시켜서 해석한다.

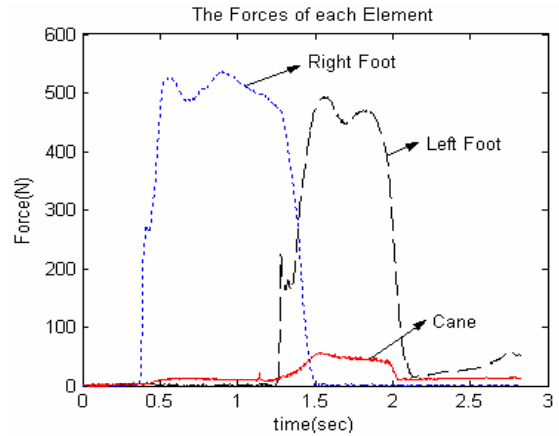


Fig. 1 Change of estimated force on force plates

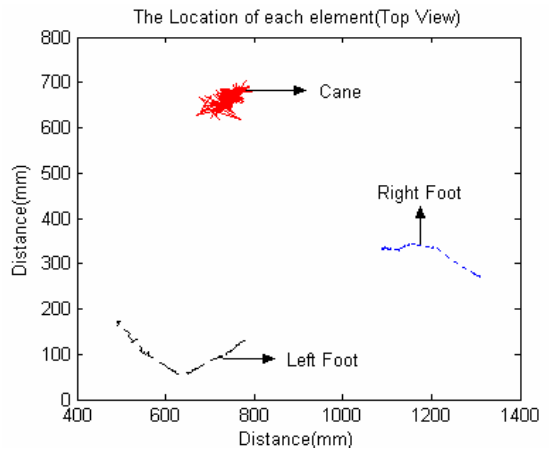


Fig. 2 Change of estimated position on force plates

그림 1 에서 살펴보면, 전체 몸무게의 약 15% 정도를 지팡이가 지지하며, 그림 2 에서는 피실험자가 지팡이를 오른 발의 진행방향으로 약 25cm, 측면 방향으로 약 20cm 정도 떨어져서 짚는다. 표 1 은 모션 캡처링 실험에서의 힘 크기와 이미지 프로세싱으로 얻은 지팡이의 각도와의 관계를 나타낸다. 이런 수치들은 보행보조기기를 설계 시에 중요 인자로 사용된다.

표 1 에서 살펴보면, 지팡이를 사용한 보행 시 지팡이에 지지되는 힘은 자신의 몸무게의 20%를 넘지 않는다(최대 16.8%). 또한 지팡이와 지면과 이루는 각도의 범위도 보행방향의 측면에서 봤을 때 -20 도와 20 도 사이이다. 따라서 이 각도 사이에서만 노인이 보행 시에 지팡이에 의존한다. 초기 접촉 시에 지팡이에 걸리는 하중이 큰 것은 지팡이가 공중에 떠 있다가 지면에 닿는 것으로 하중에 의한 힘으로 판단되며, 힘이 최대가 되는 지점에서부터 노인이 지팡이에 의지하여 보행을 하는 것으로 해석된다. 마지막으로 지팡이가 지면을 이탈하는 순간에는 노인이 지팡이를 이용하지 않았다.

Table 1 Cane angles and force when walking with cane

	초기 접촉시		힘 최대시		이탈시	
	각도	힘(%)	각도	힘(%)	각도	힘(%)
A	-17.1	62.01 (10.5)	0.1	50.07 (8.5)	11.1	20.02 (3.4)
B	-7.7	19.66 (3.3)	7.4	30.84 (5.2)	17.8	20.31 (3.4)
C	-12.5	67.13 (16.2)	9.7	56.90 (13.8)	13.0	21.61 (5.2)
D	-19.0	63.06 (14.1)	11.8	74.98 (16.8)	19.8	22.37 (5.0)

*각도 Degree, 힘 Newton, (%) 몸무게에 대한 백분율

Table 2 Supported force on the cane when standing

	A	B	C	D
힘(%)	35.03 (5.9)	101.07 (16.9)	52.31 (12.6)	56.88 (12.7)

*힘 Newton, (%) 몸무게에 대한 백분율

2.3 일어서기 동작

이번 실험은 노인이 일어서는 동작에서의 지팡이에 의지하는 힘의 크기를 측정한다. 표 2에 나타난 실험 결과, 일어서기 동작에서는 노인이 지팡이에 의지하는 힘의 비율이 예상외로 낮았다.

일어서는 동작에서는 지팡이 길이가 길어서 적절한 힘을 지지할 수 없다. 즉, 현재의 지팡이는 걷기 위한 지팡이이며, 이를 이용하여 일어서게 된다면 어깨 부분에 무리한 힘이 가해진다. 다시 말해, 지팡이의 길이가 상황에 따라 임의로 변화할 수 있다면, 노인에게 더욱 효과적인 지지를 할 수 있을 것이다.

3. 보행보조기기 개발 시 고려사항

앞의 절에서 얻은 데이터를 분석하면 지팡이 형태의 보행보조기기를 개발할 때 몇 가지의 고려해야 할 사항들이 있다. 첫째, 보행 시 노인의 부족한 보행 추진력을 보완해야 하며, 둘째, 보행보조기기의 크기 및 작동 범위를 고려하여야 한다. 앞에서 언급한 지팡이를 짚는 위치라든지, 지팡이가 실제로 작동하는 각도 등을 디자인 파라미터(parameter)로 고려해야 한다. 셋째, 일어서기 동작 시 현재의 걷기 위한 지팡이 길이로는 적절한 힘의 지지를 하지 못하므로, 개발할 보행보조기기는 지팡이의 길이를 적절하게 변화하여 힘을 가장 잘 지지할 수 있는 길이로의 변화가 자유롭게 설계하

여야 한다. 마지막으로 이러한 보행보조기기의 가장 중요한 디자인 파라미터는 몸무게의 15%(최대 20%)를 지지해 주는 힘을 충분히 이용하여 설계하는 것이다. 더 큰 힘을 지지하기 위해서는 지팡이의 크기가 커지고 무게가 무거워져서 이동 시에 피곤함을 느낄 것이며, 현재의 지팡이보다 적은 힘을 지지하는 것은 원래 효율보다 더 떨어지게 느껴지므로 체중의 15%정도의 지지를 하는 것이 중요하다.

4. ADAMS 시뮬레이션

4.1 ADAMS 시뮬레이션의 목적

보행보조기기를 개발하기 위해서는 사용자에 대한 보행 특성이 필요하다. 이전 모션 캡처링과 이미지 프로세싱을 통하여 자료를 구축하였으므로, 이를 이용하여 노인의 보행 특성을 모델링하고, 그 모델링에 대한 시뮬레이션을 통하여 실제 노인의 보행 특성과 유사성 여부를 판단한다. 또한 개발하려고 하는 보행보조기기를 모델링한 후, 노인의 보행 특성의 모델링과 결합하여 보행의 안전성 여부와 보행보조기기가 노인에게 보행 특성의 향상을 가져오는 정도를 수치적으로 보이는 것이 시뮬레이션의 목적이다.

4.2 이족 보행에 대한 시뮬레이션

노인에 대한 정확한 인체 비를 적용하기 위해서 실제 이미지 프로세싱에 사용된 사진을 이용하여 각 관절 사이의 거리를 구하였다. 하지만, 실제적으로 각 신체부위에 대한 무게 비는 Winter가 제시한 인체 측정 자료[2]를 사용하였다. 다음 표 3은 2차원 모델링을 하기 위한 기본 자료를 나타낸다.

그림 3은 ADAMS 시뮬레이션[3] 중 초기값을 각 관절에 주었을 때의 그림이다. 고관절과 연결된 상반신이 앞으로 굽혀져 있으며, 이것도 노인의 보행 특성 중 하나이다.

Table 3 Human body segment ratio of the leg part

신체부위	길이(mm)	무게(kg)
발	90.2	0.87
종아리	294.9	2.79
허벅지	352.7	6
엉덩이	72.5	4.26
상반신	-	32.16

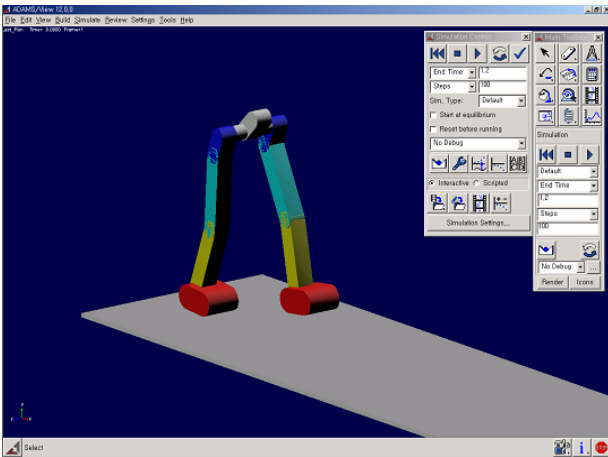


Fig. 3 Initial state of walking in ADMAS simulation

보행 시뮬레이션을 완벽하게 하기 위해서는 여러 가지 조건들이 일치하여야 하지만, 여기서 비교하려고 하는 것은 그 중 하나인 발바닥 접촉력(contact force)이다. 지면과 발바닥 사이의 접촉력의 유사성이 확보되어야 다음 단계를 진행할 수 있다. 그림 4는 힘 측정판(force plate)에서 얻은 실제 발바닥에 걸리는 힘과 ADAMS 시뮬레이션을 통한 힘을 비교한 것이다.

각 관절에서 필요한 각도는 모션 캡처링 데이터를 이용하였다. 아직까지 2 차원 모델링이 완벽하지 않기 때문에 발바닥이 지면에 닿는 순간의 크기가 실제 값과 차이가 아주 크게 났다. 하지만,

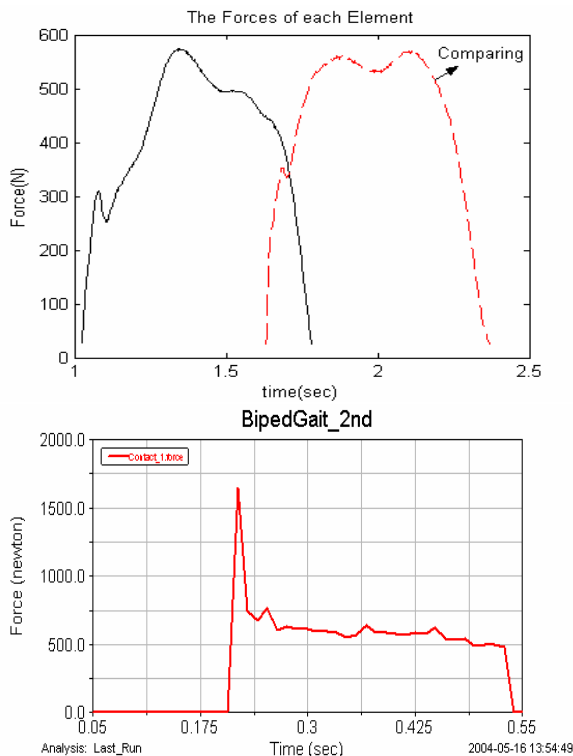


Fig. 4 Comparing simulation result to real data

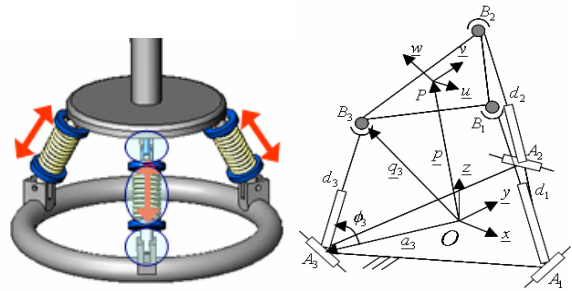


Fig. 5 Position analysis of 3-RPS Manipulator

한 보행 주기 중 한 발이 지면에 닿는 시간과 전체적인 힘은 약간의 보완만으로 비슷해진다. 아직까지 보행 모델링은 진행 중이므로 이런 오차들은 보완할 것이다.

5. 3-RPS 평형기구

그림 5 와 같은 3-RPS 평형기구[4][5]를 응용하여 원하는 지평이 타입의 패시브(passive) 메커니즘을 개발한다.

5.1 평형기구의 자유도

$$F = \lambda(n - j - 1) + \sum f_i = 6(8 - 9 - 1) + (3 + 3 + 9) = 3 \quad (1)$$

그림 5에서 살펴보면, 링크의 개수는 8개, 조인트의 개수는 9개, 그리고 각 조인트당 허용하는 자유도가 회전 조인트(R)와 병진 조인트(P)는 각각 1, 볼(spherical) 조인트(S)는 3이므로 위와 같은 평형기구는 3 자유도를 갖는다.

5.2 평형기구의 기구학적 해석

가장 간단한 형태로 아래 판의 각 꼭지점이 한 평면상에 존재하면서 정삼각형을 이루고, 위판의 각 꼭지점 역시 한 평면상에 존재하면서 정삼각형을 이룬다고 가정한다. 각 프레임의 원점은 정삼각형의 무게중심에 위치하며, 첫 번째 꼭지점으로 향한 축을 각각 x 축, u 축이라고 가정한다. 아래 판의 원점(O)에서 꼭지점까지의 거리를 g 라고 하고, 위 판의 원점(P)에서 꼭지점까지의 거리를 h 라고 한다. 아래 판의 좌표계는 편의상 고정 좌표계라고 가정한다.

위 판의 원점(P)는 O 점에서의 위치벡터(position vector)와 회전변환행렬(rotational matrix)으로 나타낼 수 있으며, 이 때의 회전변환행렬은 단위회전변환행렬이다. 그러므로 식 (2)로 B 점을 고정 좌표계로 나타낸다.

$$\underline{q}_i = \underline{p} + {}^A R_B {}^B \underline{b}_i \quad (2)$$

$${}^A R_B = \begin{bmatrix} u_x & v_x & w_x \\ u_y & v_y & w_y \\ u_z & v_z & w_z \end{bmatrix} \quad (3)$$

${}^A R_B$ 의 각 행(column)은 단위방향벡터이며, 각각의 행은 서로 직교한다. 그러므로 \underline{q}_i 를 얻는다.

$$\underline{q}_1 = \begin{bmatrix} p_x + hu_x \\ p_y + hu_y \\ p_z + hu_z \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$\underline{q}_2 = \begin{bmatrix} p_x - \frac{1}{2}hu_x + \frac{\sqrt{3}}{2}hv_x \\ p_y - \frac{1}{2}hu_y + \frac{\sqrt{3}}{2}hv_y \\ p_z - \frac{1}{2}hu_z + \frac{\sqrt{3}}{2}hv_z \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\underline{q}_3 = \begin{bmatrix} p_x - \frac{1}{2}hu_x - \frac{\sqrt{3}}{2}hv_x \\ p_y - \frac{1}{2}hu_y - \frac{\sqrt{3}}{2}hv_y \\ p_z - \frac{1}{2}hu_z - \frac{\sqrt{3}}{2}hv_z \end{bmatrix} \quad (6)$$

이 B의 좌표는 고정 좌표계에서 q의 좌표로 나타나므로 식 (2)를 사용하여 변환하면 식 (3) ~ 식 (6)의 좌표를 얻는다.

5.3 회전 조인트에 의한 구속조건

각각의 다리는 고정 좌표계에서 회전 조인트와 연결되어 있으므로, 각각의 꼭지점에서 다음의 구속조건을 갖는다.

$$q_{1y} = 0 \quad \text{for } i = 1 \quad (7)$$

$$q_{2y} = -\sqrt{3}q_{2x} \quad \text{for } i = 2 \quad (8)$$

$$q_{3y} = \sqrt{3}q_{3x} \quad \text{for } i = 3 \quad (9)$$

앞에서 구한 q 점들의 좌표를 위의 구속조건에 대입하여 정리하면 더욱 간단한 구속조건으로 표현된다.

$$\begin{aligned} p_y + hu_y &= 0 \\ v_x &= u_x \\ p_x &= \frac{1}{2}h(u_x - v_y) \end{aligned} \quad (10)$$

5.4 역기구학

이 연구는 지팡이의 데이터를 3-RPS 평형기구에 적용시켰을 때의 각 다리(limb)의 길이를 선정

하기 위한 것이다. 각 다리의 길이는 식 (11)에서 계산된다.

$$d_i^2 = [\underline{q}_i - \underline{a}_i]^T [\underline{q}_i - \underline{a}_i] \quad (11)$$

지팡이의 지지부분과 위 판이 서로 고정된다고 하면, 지팡이의 방향(orientation)은 위 판의 방향과 일치한다. 따라서 모션 캡처링으로 얻은 지팡이의 데이터 중 진행방향의 측면에서 바라본 지팡이의 각도 변화와 진행방향 정면에서 바라본 지팡이의 각도 변화를 사용하면 위 판의 방향이 정의된다. 또한 위의 구속조건에 나타나지 않은 z 방향의 움직임은 정확한 데이터가 없기 때문에 실험을 하여 가장 적합한 결과값을 도출하여야 한다. 여기서 지팡이가 수축하는 방향인 z 방향의 움직임은 지팡이를 사용하는 사람에게 직접적으로 영향을 미칠 수 있는 변수이므로 실험을 통하여 구해야 하는 디자인 파라미터이다. 이번 실험에서는 z 방향의 움직임(수축길이)을 -10mm로 가정하고 보행보조기기를 설계한다.

5.5 Experiment

지팡이의 데이터는 고정 좌표계에서 측정된 것이므로 방향을 구하기 위해서 오일러 각도(Euler Angles)를 사용하였다. 3-RPS 평형기구는 형태가 갖추어져 있지만, 지팡이를 짚는 습관에 따라서 여러 가지의 각도가 나올 수 있으므로 이번 연구에서는 극단적인 2 가지의 형태를 가지고 실험을 한다.

그림 6의 첫 번째 모양은 -y 방향으로 보행이 진행되는 것이며, 두 번째 모양은 x 방향으로 보행이 진행될 때의 모양이다. 이 두 가지의 실험은 유사해 보이지만, 각각의 오일러 각도가 다르게 나오므로 해석이 다르다. 우선은 지팡이가 지면에 닿을 때가 가장 각도가 크므로 이 경우의 분석을 먼저 실시한다.

지팡이의 지면에 닿는 위치를 기준으로 아래 판의 반경은 50mm, 위 판의 반경은 20mm라고 선정하였고, 다리의 길이는 60mm라고 가정한다.

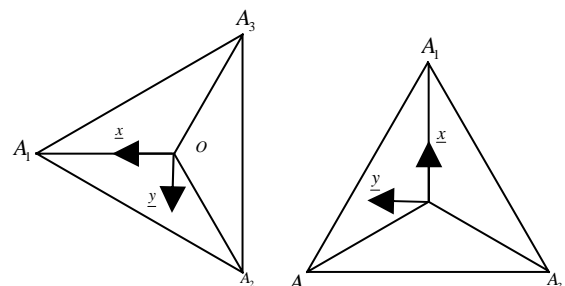


Fig. 6 Contact shape of base frame

Table 4 Change of each limb's length in the first case

index	초기길이	분석후 길이	길이변화
1	60	48.726	11.274
2	60	48.387	11.613
3	60	59.095	0.805

Table 5 Change of each limb's length in the first case

Index	초기길이	분석후 길이	길이변화
1	60	58.185	1.815
2	60	47.477	12.523
3	60	50.677	9.323

물론 이것은 결정된 것은 아니므로, 최적화할 필요성은 있다.

첫 번째의 오일러 각도는 x 축을 중심으로 -20도, y 축을 중심으로 10도의 각도를 이루고, z 축으로는 -10mm의 수축 길이를 갖는다. 이 때 각각의 다리 별로 수축길이를 살펴보면 표 4와 같다.

두 번째 경우에 대한 오일러 각도는 고정좌표계가 90도만큼 변화하였으므로 x 축을 기준으로 -10도, y 축을 기준으로 -20도, 그리고 z 축 방향으로 -10mm의 수축 길이를 갖는다. 이 경우에 대하여 분석을 하면 표 5와 같다.

두 극단적인 경우를 비교하여 보았을 때 가장 수축길이가 긴 것은 12.523mm이다. 그러므로 각 다리는 60mm를 기준으로 적어도 15mm의 수축 길이를 가져야 한다. 이것을 가지고 3-RPS 평형기구를 설계한다.

6. 향후 일정

ADAMS를 통한 노인의 보행 패턴 시뮬레이션을 보완하여 보행의 유사성을 확보한 후, 개발하려는 보행보조기구를 보행 시뮬레이션에 추가하여 보행보조기구가 보행에 얼마나 효과적인지를 판단한다. 실제적인 보행과 시뮬레이션 보행의 차이가 크다고 판단될 경우는 ADAMS의 한 모듈인 LifeMOD를 이용하여 보다 정확한 보행 분석을 실시할 예정이다. 이를 통하여 보행보조기구의 안전성과 3-RPS 평형기구를 이용하여 보행하였을 경우의 안정성을 확인한다.

3-RPS 평형기구의 디자인에서도 앞의 2가지 극단적인 경우 외에도 기본 디자인을 변화하면서 어떠한 형태를 갖는 것이 가장 효율적이며 최적화

된 보행보조기인지 연구한다. 그리고 병진 조인트에 해당하는 스프링 상수를 결정하며, 그 결정된 스프링이 보행 시에 필요한 힘을 보완해 줄 수 있는지를 판단하고, 충분한 보행보조를 할 수 있도록 노인을 위한 지팡이형 보행보조기구의 메커니즘을 개발한다.

차후에 이런 패시브 타입의 보행보조기구가 만족할만한 수준에 도달하지 못할 경우, 이를 반능동(semi-active) 타입으로 전환하여 부족한 부분은 동력을 사용하도록 설계를 보충할 예정이다.

7. 결론

이 논문에서는 패시브 타입의 보행보조기구를 개발하기 위한 기초연구가 주를 이루었다. 먼저 노인들의 보행 패턴을 알기 위하여 모션 캡처링 실험을 하였으며, 지팡이의 데이터와 동기화시키기 위해서 이미지 프로세싱 방법을 사용하였다. 여기서 얻은 데이터를 이용하여 기본적인 3-RPS 평형기구의 크기 등을 구하였다. 또한 모션 캡처링 실험 방법 중 지팡이에 걸리는 하중을 측정하였으며, 이는 보행보조기구의 보행 시 보조하는 힘과 일어서는 동작에서의 지지하는 힘 등을 결정하는 중요한 인자가 되었다. 이런 인자들을 이용하여 3-RPS 평형기구의 위치해석과 기구 형태의 변화 등을 통하여 더 나은 메커니즘을 개발 중이다.

후 기

본 연구는 과학기술부 21C 프론티어 사업 “지팡이형 보행보조기구의 메커니즘 설계기술” (과제번호 ; M103KU010004-04K2101-00462)의 위탁과제로 수행되었음.

참고문헌

- (1) Whittle, M. W. , 1996, *Gait Analysis : an introduction*, Butterworth-Heinemann, Great Britain.
- (2) Song, C. K. , 2003, *ADAMS ver. 12*, Intervision, Seoul.
- (3) Yeo, J. I. , 1997, *Biomechanics*, Taekeun Munhwa, Seoul, pp 399~401.
- (4) Tsai, L. W. , 1999, *Robot Analysis : the mechanics of serial and parallel manipulators*, John Wiley & Sons, Inc. , New York, pp. 142~151.
- (5) Duffy, J. , 1996, *Statics and kinematics with applications to robotics*, Cambridge University, New York.