

동작 획득 시스템의 개발

우정재*, 최형식**, 김영식*, 전대원*

Development of Motion Capture System

Jeong Jae Woo*, Hyeung Sik Choi**, Young Sik Kim*, Dae Won Jun*

ABSTRACT

We developed a motion capture system to utilize informations on the human walking motion. The system is composed of the mechanical and electronic devices to obtain the joint angle data and the software to analyze the obtained data and to transform the data into the input for a biped walking robot. The mechanical system is composed of a pair of links with 3 revolute joints, on which potentiometers are attached on joint axes to sense rotation angles. Analog signals from potentiometers are transformed into the digital data through the low pass filter and the A/D converter, and then which are stored at the computer. We analyzed the walking characteristics by applying FFT to the digital data, and then performed a 3-D computer simulation using the data. Finally, We apply the processed data to a biped walking robot.

Key Words : Motion capture system (동작 획득 장치), Low pass filter (저역 통과 필터), FFT Analysis (FFT 분석), Simulation (시뮬레이션), Biped walking robot (이족 보행 로봇)

1. 서론

동작획득 시스템(Motion Capture System)은 사람이나 물체의 움직임을 컴퓨터가 사용 가능한 형태로 기록하는 장치를 의미한다. 이의 사용은 자연스러운 인간의 동작을 애니메이션에 응용하려는 필요에 의해서 시작이 되었다.

동작획득 시스템은 인간의 동작을 감지하는 기구(device)적인 부분과 감지된 정보를 처리하는 소프트웨어적인 부분으로 나눌 수 있다. 동작을 획득하기 위한 기구적인 방법에는 광학적, 마그네틱 및 기계적인 방법이 있다. 광학적인 방법은 사람이나 사물에 부착된 광학적인 수동센서인 반사 마커(reflective maker)를 인식하는 여러 대의 카메라

를 배열하여 3 차원 위치 정보를 획득하는 방법으로 자유도와 캡처범위가 넓지만 단점으로서 후처리가 필요하며 햇빛에 민감하고 고가의 장비가 사용된다⁽¹⁾. 마그네틱(magnetic)을 이용한 방법으로는 전기적으로 형성된 자기장 안에서 송신기와 수신기의 집합을 이용하는 방식으로 작업자의 몸에 부착된 센서로부터 주처리기로 3D 위치와 방향에 대한 데이터를 전송 받는 방식으로 보정이 용이하나 유선으로서 행동에 제약이 따르고 캡처범위가 좁으며 금속 성분에 민감하다⁽²⁾⁽³⁾. 기계적인 방법은 작업자의 몸에 부착된 기계적인 장치와 센서를 통해 아날로그 데이터를 전송받는 방식으로 실외 사용이 가능하며 정확한 데이터가 획득되며 저가의 장비를 사용하지만 기계장치 및 유선으로 행동

1998년 12월 14일 접수

* 한국해양대학교 기계공학과 대학원

** 한국해양대학교 기계공학과

의 제약이 따른다⁽⁴⁾⁽⁵⁾.

1980 년 초부터 컴퓨터가 활성화됨에 따라 동작 획득 시스템은 의료분야와 애니메이션 분야에서 대부분 사용되고 있다. 의료분야에서는 환자들의 거동을 측정하여 교정을 목적으로 활용하고 있으며 애니메이션 분야에서는 자연스러운 인간의 동작을 애니메이션으로 재현하기 위한 목적으로 사용하고 있다⁽⁶⁾⁽⁷⁾.

본 연구에서는 인간의 전방보행에 필요한 6 축의 정보를 이족보행로봇의 보행입력으로 변환할 수 있는 새로운 목적의 보행 획득 시스템을 개발하였다. 시스템은 기구부를 포함하는 하드웨어 시스템과 획득한 정보를 가공처리하여 분석하는 소프트웨어 시스템으로 구성된다. 기구부는 기존 동작 획득 장치⁽⁸⁾ 보다 경량이고 링크길이를 가변할 수 있어서 다양한 시험자가 용이하게 실험할 수 있는 3 축의 회전관절과 링크로 구성된 2 조로 다리에 부착할 수 있는 새로운 하드웨어 시스템이다. 관절에 부착된 포텐서미터를 통해서 획득한 신호는 저역필터를 거쳐서 처리된다. 처리된 신호는 실험에서 설정한 보행주기와 일치성을 판별하는 FFT 스펙트럼을 이용하는 분석 소프트웨어를 개발하고 분석을 통한 데이터를 역으로 사용하여 보행거동을 3 차원 컴퓨터 시뮬레이션을 행하였다. 궁극적으로는 획득한 데이터를 분석하여 보행시 각 관절간의 형태를 이해하고 이를 활용하여 로봇에 적합한 형태로 변환하여 이족보행로봇의 보행입력데이터로 활용한다.

2. 기구부

본 실험에서 모션캡처 시스템의 기구부는 Fig. 1 과 같이 2 조의 링크 메카니즘으로 구성된다.

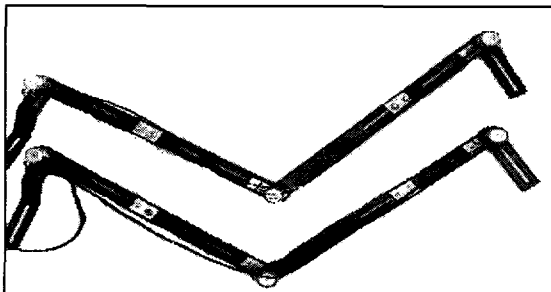


Fig. 1 Device of motion capture system

인체의 굴곡에 맞춰 인체관절과 기구의 회전축을 완전히 일치시키는 것은 불가능하므로 전방 방향으로의 보행 및 동작의 데이터를 획득하기 위하여 각 링크부는 3 자유도의 회전관절을 갖는 링크구조로 구성되며 관절부에는 포텐서미터가 부착되어 있다. 기구는 포텐서미터를 관절부위에 부착한 기계식으로 기존의 시스템⁽⁸⁾에서의 문제점인 무거운 장비를 들고 실험해야 하는 점과 기계적 손상 및 오류 데이터 값의 도출을 최소화하기 위하여 경량의 알루미늄 소재를 사용하여 1700g 정도의 적은 무게를 가진다. 또한 착용감을 높이고 총 길이가 1200mm 인 이 시스템은 관절사이의 길이를 조절할 수 있도록 되어있어 실험을 수행할 작업자의 다리 길이에 적응하도록 설계·제작하였다.

각 관절에 부착된 포텐서미터는 위치에 따라 절대 전압을 가지기 때문에 장치가 직렬로 align 되었을 때의 A/D 변환값이 기준값이 된다. 데이터를 추출하기 위한 실험을 행하기 전 인체 관절의 회전축과 기구의 회전축을 일치시키기 위하여 기구를 다리의 바깥 부분에 착용한 다음 포텐서미터가 위치한 기구의 관절부분을 인체의 회전축에 맞추어 벨트로 고정을 하고 실험을 행함으로써 회전각의 정보가 전압으로 변환되고 이는 다시 A/D 변환기를 통하여 디지털 값으로 변환되어 PC 로 전송된다. 이 과정을 Fig. 2 와 같이 블록 선도로 표현하였다.

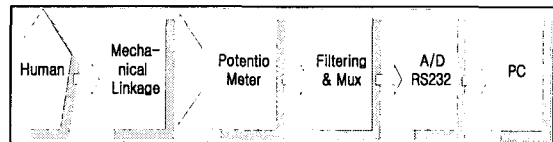


Fig. 2 Block diagram of motion capture system

각 관절에 부착된 포텐서미터의 아날로그 출력 값은 아날로그 필터링한 후 One Chip 마이크로 프로세서인 PIC16F874 에 내장된 10bit A/D 변환기를 거쳐서 디지털 데이터로 변환한다. 변환된 디지털 데이터 값은 RS232 통신을 이용하여 PC 로 시리얼 전송된다.

정확한 데이터를 획득하기 위하여 테스트를 반복 수행함과 동시에 모니터링하여 보정해 나간다. 그리고 발목관절을 90°, 무릎관절과 힙 관절을 180°로 설정을 하여 실험을 행하게 된다.

3. 신호처리부

3.1 필터링

포텐서미터를 통해 나오는 데이터는 한 보행 주기가 1 초로 추정되나 빠른 보행을 감안하여 대역폭을 늘려 Fig. 3 과 같은 10Hz 이상의 고주파 성분을 제거하는 저역필터를 설계· 제작하였다. 수동 R-C 필터를 흔히 사용하나 수동필터의 경우에는 능동 인덕턴스에 비해 코일의 부피가 크고, 동조(tuning)가 어려우므로 OP-Amp 를 사용한 능동 필터를 사용하였다. 사용된 OP-Amp 는 LM324 로 단 전원이고 800 μ A 이하의 낮은 소비전류율을 갖는 특징이 있다. 제작한 저역필터 회로는 Fig. 4 에 나타내었다.

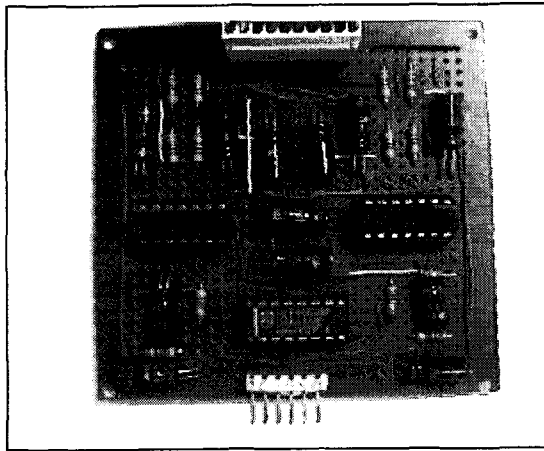


Fig. 3 Low pass filter

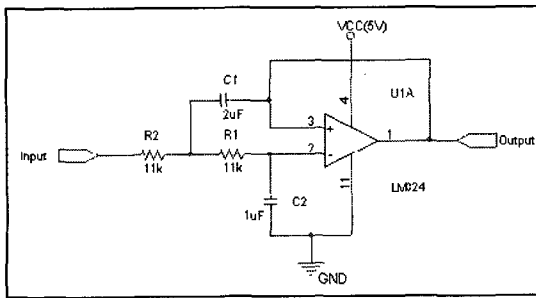


Fig. 4 칩 제작된 2 차 저역필터는 낮은 주파수 영역에서는 커패시터가 개방된 상태와 같이 동작하여, 게인이 '1'(입력전압=출력전압)인 전압포로워로서 동작하다가 주파수가 증가하여 차단주파수를 통과하면, 증폭도가 40dB/decade 로 감소하는 성질을 갖는 필터이다⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾.

이러한 필터를 설계하기 위한 정수 설정 조건과 컷 오프 주파수(cut off frequency)는 다음과 같다

$$R1 = R2, \quad 2k\Omega \leq R1 \leq 1M$$

$$C1 = 2C2 \quad 100pF \leq C1$$

사용된 컷-오프 주파수(cut-off frequency) 산출식은 다음과 같다.

$$f_c = \frac{2}{2\pi C_1 R_1} \quad (1)$$

3.2 전처리기와 A/D 변환

필터링 된 각 관절의 데이터를 획득하여 Fig. 5 과 같은 프로세서(PIC16F873)로 구성된 시스템에 전송하기 위해 아날로그 MUX 인 MC54/ 74HC4051 을 이용하였다.

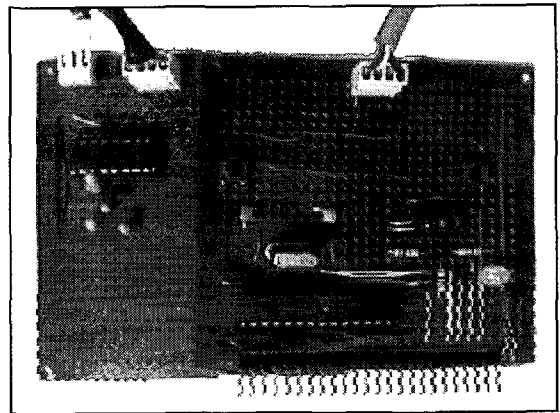


Fig. 5 PIC16F873 (One chip processor)

본 논문에서 사용한 PIC16F873 은 처리시간이 매우 짧고 간단한 명령어(기계어)들만으로 구성된 보다 적은 수의 명령어 집합을 고속으로 수행할 수 있게 설계된 마이크로프로세서인 RISC 구조로 되어있다⁽¹¹⁾.

4. 보행 실험

보행실험에서 동작획득 시스템을 Fig. 6 과 같이 인체에 직접 부착하여 보행을 수행하고, 이때 획득한 전압신호에 포함된 잡음을 제거하기 위해 2 차 저역 필터를 사용하였다. 이를 거친 신호를 A/D 변환하여 PC 로 전송한다. 보행실험은 5 번의 걸음을 20 회 반복 수행하여 획득한 데이터의 산술평균을 이용하였다.



Fig. 6 Appearance of wearing motion capture system

$$\theta^{\circ} = \frac{360}{1024} \times y_0 \quad (2)$$

여기서 y_0 는 A/D 변환기를 거친 5 Volt 이하의 전압값을 10 비트로 디지털 변환한 값이다. 보행 실험에서 얻어진 데이터는 위의 (2)식을 이용하여 관절 회전각으로 변환한다. 정확한 변환을 위하여 미리 알고있는 전압과 회전각의 상관관계를 이용하여 관계식을 보정한다.

보행실험은 대략 1.6 초당 약 1 보행을 수행하여 그 결과들을 그래프로 나타내었다. 보행실험을 통하여 온라인으로 구한 좌측 및 우측 다리의 관절각의 변화는 Fig. 7, 8, 9 에 나타나 있다. Fig. 7 은 힙관절의 각변화를 나타내고, Fig. 8 은 무릎관절, 그리고 Fig. 9 는 발목관절의 각변화를 나타낸다. Fig. 10 은 보행동안 우측 다리의 힙, 무릎, 및 발목관절의 변화들을 동시에 나타낸 실험결과이다. Fig. 10 에서 관절들의 각 변화를 살펴보면 무릎의 진폭이 발목이나 힙관절 보다 약 1.5 배 큼을 알 수 있다. Fig. 10 에서 관절각의 변화가 불규칙인 부분은 보행시 지면과 발이 닿는 동작일 때이다. 힙관절은 지면과의 접촉시에 변화가 별로 없는 반

면 무릎과 발목의 경우는 변화가 큼을 알 수 있다

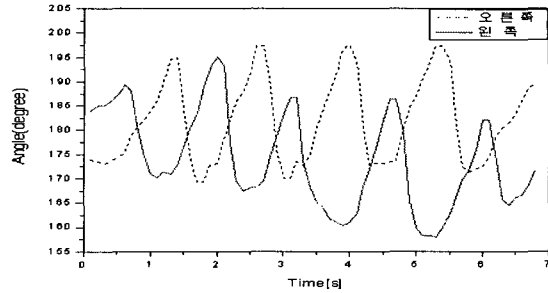


Fig. 7 Hip joint angle

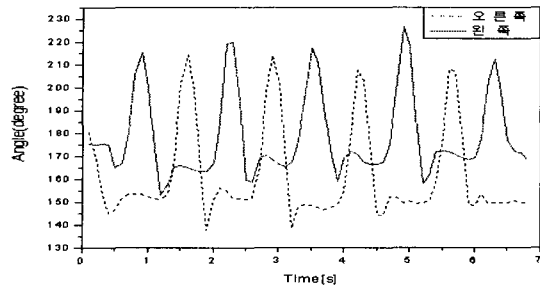


Fig. 8 Knee joint angle

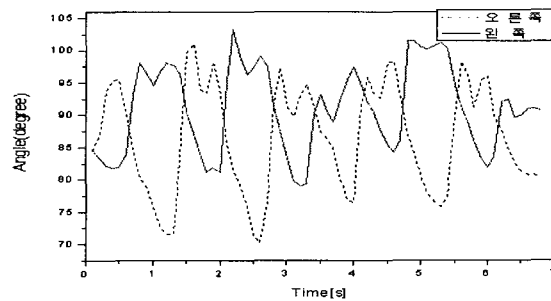


Fig. 9 Ankle joint angle

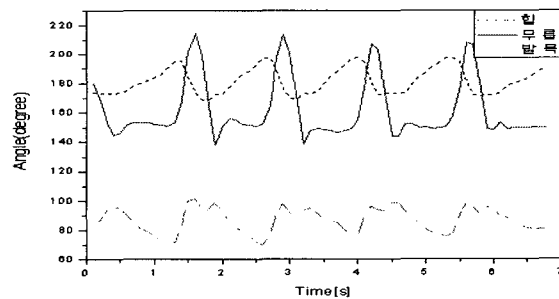


Fig. 10 Data of joint

5. 시뮬레이션 및 고찰

5.1 FFT 분석

실험을 통하여 얻은 이산(discrete) 데이터를 최대 크기 주파수와 주파수 분포를 분석하기 위하여 FFT(Fast Fourier Transform)를 적용하였다. FFT는 DFT(Discrete Fourier Transform)를 계산하는데 있어서, 결과는 같지만 곱셈과 덧셈의 연산 수를 줄임으로서 그 계산 속도를 높이는 방법이다. 본 논문에서는 소프트웨어적으로 FFT를 적용하였다⁽¹²⁾. 본 논문에서 사용된 FFT 알고리즘에서 DFT 계산식은 다음과 같다.

$$X[k] = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]W_N^{kn}, x[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k]W_N^{-kn} \quad (3)$$

여기서 식 (3)에 대한 변수를 정의하면 다음과 같다.

- $X[k]$: 주파수 스펙트럼
- W_N^{kn} : 복소 평면상 단위원의 원주상을 1/N 원주 만큼 움직이는 회전인자(twiddle factor)
- $x[n]$: 이산신호(discrete signal)

식 (3)의 우변을 지수 함수 연산에 의하여 n 이 짝수인 항($2m$)과 홀수인 항($2m+1$)으로 분류하면 식 (4)와 같이 된다.

$$\begin{aligned} X[k] &= \sum_{n=0}^{N-1} x[n]W_N^{kn} \\ &= \sum_{n=even} x[n]W_N^{kn} + \sum_{n=odd} x[n]W_N^{kn} \\ &= \sum_{m=0}^{(n/2)-1} x[2m](W_N^2)^{km} + W_N^k \sum_{m=0}^{(n/2)-1} x[2m+1](W_N^2)^{km} \end{aligned} \quad (4)$$

$$W_N^2 = e^{-2j(2\pi/N)} = e^{-j2\pi/(N/2)} = W_{N/2} \quad (5)$$

식 (5)에 의해서 식 (4)의 합들은 각각 짝수 또는 홀수 번째 sequence의 $N/2$ -point DFT로 인식될 수 있다. 이를 다시 식 (6)의 $X_e[k]$ (even

function)와 식 (7)의 $X_o[k]$ (odd function)를 결합시킴으로 전체 DFT를 구성할 수 있다.

$$\begin{aligned} X_e[k] &= \sum_{m=0}^{(N/2)-1} x[2m](W_N^2)^{km} \\ &= \sum_{p=0}^{(N/4)-1} x[4p](W_N^4)^{kp} + W_N^{2k} \sum_{p=0}^{(N/4)-1} x[4p+2](W_N^4)^{kp} \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned} X_o[k] &= \sum_{m=0}^{(N/2)-1} x[2m+1](W_N^2)^{km} \\ &= \sum_{p=0}^{(N/4)-1} x[4p+1](W_N^4)^{kp} + W_N^{2k} \sum_{p=0}^{(N/4)-1} x[4p+3](W_N^4)^{kp} \end{aligned} \quad (7)$$

$$X[k] = X_e[k] + W_N^k X_o[k] \quad (8)$$

식 (6)과 (7)은 식 (4)에서 인식된 $N/2$ -point DFT를 각각 두 개의 $N/4$ -point DFT로 분해한 것이다. 여기서, x 함수의 인자들은 각각의 홀수인 항들($4p+1, 4p+3$)과 짝수인 항들($4p, 4p+2$)을 나타내고 있다. 그리고 식 (8)과 같이 유도된 FFT의 계산수를 반으로 줄이기 위해서 Bit reversal process와 Butterfly computation을 적용한다⁽¹³⁾.

PC에 저장된 무릎 관절의 보행 데이터에 FFT를 적용하여 Fig. 11의 결과를 구할 수 있다. 결과에 따르면 보행시 한 주기(T_0)가 1.6 초이므로 주파수의 간격($\Delta f = 1/T_0$)은 0.625Hz가 되며, Fig. 11의 결과에서처럼 0.625Hz에서 최대 주파수이다. 이는 실험에서의 설정된 값과 얻은 결과들이 높은 정확도를 가진다는 것을 의미한다.

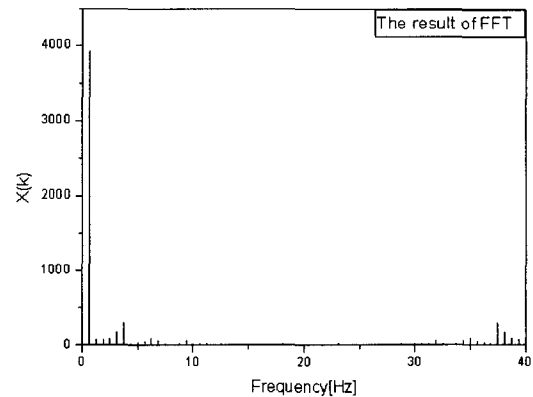


Fig. 11 The Result of FFT

5.2 보행 시뮬레이션

시뮬레이션은 3 차원 애니메이션 소프트웨어인 Poser4 를 이용하여 걷는 모습을 재현하였다⁽¹⁴⁾. 실험에서 획득한 보행 데이터를 서있는 자세의 각을 시작점으로 하여 기준 발목좌표를 바탕으로 5 개의 frame 에 각 관절의 데이터 6 개씩 총 30 개의 데이터를 임의로 추출하여 3D 프로그램에서 모델링된 인체의 허벅지, 무릎 그리고 발목 관절에 각각 대입하여 사람이 한 주기동안 걷는 걸음새를 3 차원 애니메이션상의 관절의 좌표를 표현하였다. 소프트웨어의 적용에서 머리와 가슴 복부는 고정하고, 데이터의 한 보행 주기 동안에 보행 데이터를 이용하여 애니메이션 동작의 일부를 그림으로 나타내었다. 팔의 움직임은 걸을 때의 팔의 모양을 보고 임의로 표현하였다.

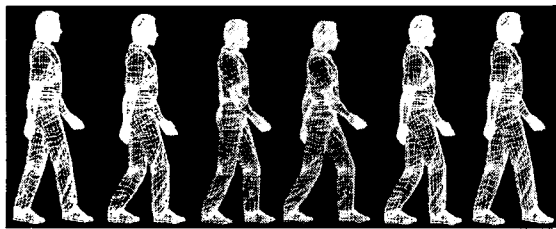
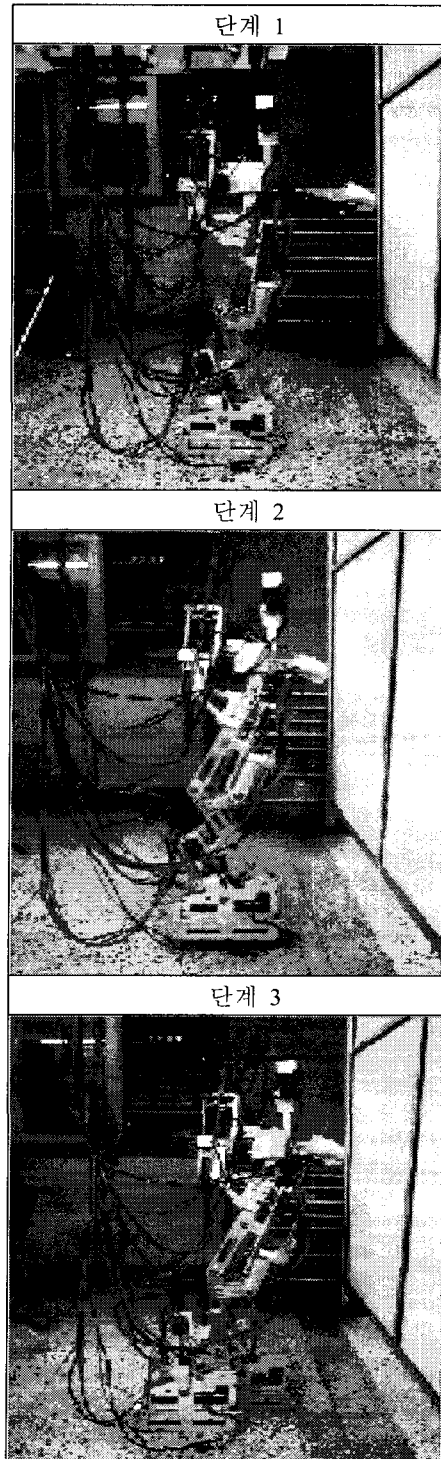


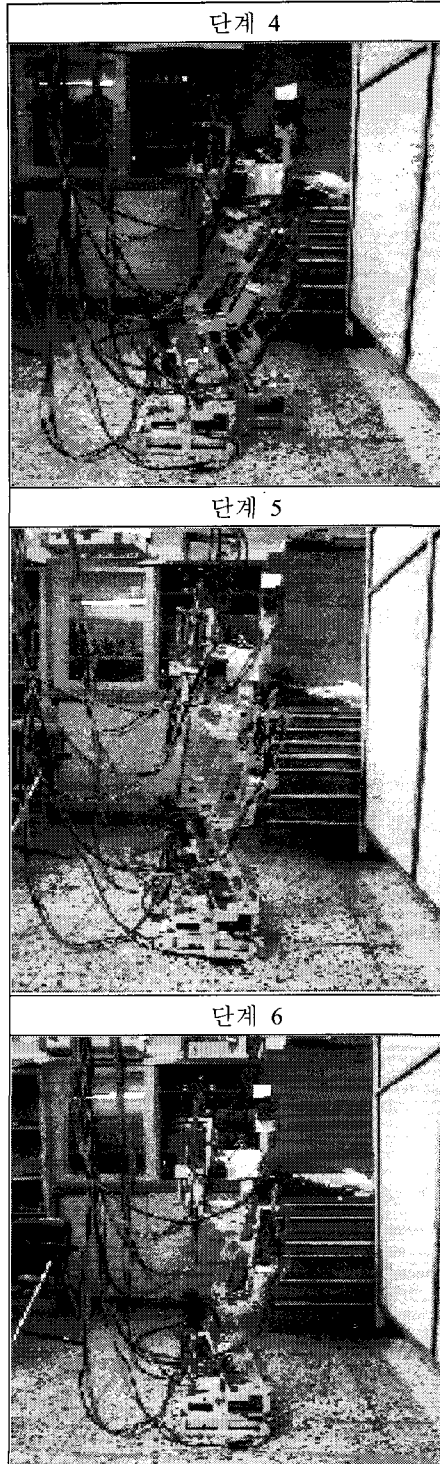
Fig. 12 Walking simulation

5.3 이족보행로봇의 입력데이터

보행실험을 통하여 구한 데이터는 변환식을 이용하여 관절 회전각으로 변환하였다. 이는 볼나사를 채용한 4 절 링크 구조의 관절로 이루어진 다리에 Pitch 축 6 개와 발의 Roll 을 담당하는 감속기가 부착된 모터를 직접 연결한 2 개 축의 회절관절로 이루어져 8 자유도로 구성하고 안정적인 보행을 위한 균형관절을 각각 Pitch 축 1 개와 Roll 축 1 개를 구성해 총 10 자유도로 이뤄진 이족보행 로봇의 구동축을 구성하는 서버모터의 엔코더의 분해능(resolution)에 따라 입력 펄스로 변환한다⁽¹⁵⁾. 보행 실험에서 샘플링 주기는 0.01 초이고 보행 주기는 1.6 초이므로 한 걸음동안 각각의 관절에 160 개의 변환 데이터가 생성된다. 로봇의 축 제어기는 8 축 동시 제어가 가능한 MMC 모션 제어기를 사용하고 있다. 변환된 총 데이터 중에서 1/10 인 16 개의 데이터를 로봇의 관절 각 경로로 활용하여 보행 입력으로 사용한다. 보행 실험에서 사용된 로봇의 보행 동작은 Table 1 에 나타나 있다.

Table 1 Walking motion of the biped walking robot





6. 결론

본 논문에서는 인간보행동작의 정보를 획득할 수 있는 동작획득 시스템을 개발하였다. 본 시스템은 센서 역할을 하는 기구부와 정보를 가공처리하여 분석하는 시스템으로 구성된다. 기구부는 착용감이 좋고 상이한 작업자를 고려하여 길이의 가변성을 주었으며 관절에 부착된 유효전기각이 300°를 가지는 포텐셔미터를 통하여 각 관절로부터 획득한 신호를 컷 오프 주파수가 10Hz 인 저역 필터를 포함하는 신호처리부를 통과시켜 아날로그 데이터가 10bit 로 디지털로 변환된 데이터가 컴퓨터에 온라인으로 저장된다. FFT 를 이용하여 디지털 데이터를 분석한 결과 실제 보행주기를 계산할 수 있었고, 이 데이터를 사용하여 보행거동의 컴퓨터 시뮬레이션을 행하였다. 궁극적으로는 획득한 데이터를 분석하여 보행시 각 관절간의 형태를 이해하고 이를 활용하여 로봇에 적합한 형태로 변환하여 본 연구실에서 제작한 10 자유도를 가지는 이족보행로봇의 입력으로 활용하였다.

인체와 로봇이 사이한 다이내믹스를 갖기 때문에 관절데이터 만으로 같은 운동을 하기는 어려우나 로봇의 전방 보행에 필요한 데이터로서 모션 캡처 시스템에서 획득한 정보를 분석하여 보행시 각 관절간의 형태를 이해하고 이를 활용하여 로봇에 적합한 형태로 변환하여 로봇을 구동하여 원만한 보행을 수행할 수 있게 되었다.

후 기

이 논문은 2001 년도 두뇌한국 21 사업에 의하여 지원되었음.

참고문헌

1. Menache, Alberto, "Understanding Motion Capture for Computer Animation and Video Games," Morgan-Kaufmann, pp. 14-28, 1999. 10.
2. Kerlow, Isaac Victor, "The Art of 3-D Computer Animation and Imaging," John Wiley & Sons (T), pp 24-52, 2000. 5.
3. 이지홍, 정용우, "실시간 인체 동작 캡처 시스템," 한국정밀공학회지, Vol. 13, No. 2, pp. 1943-1946, 1998.

4. 강호석, "동작 캡처 기술," 전자공학회지, Vol. 25, No. 2. 1998.
5. Coco, D, "Motion Capture Advances: Full-body motion-capture systems are helping animators create realistic movement for their characters," Computer graphics world, Vol. 20, No. 11, pp. 37-45, 1997.
6. J.S. Yoon, "A motion capture and mimic system for motion controls," 1997 Vol. 14, No. 7, pp. 59-66, 1997.
7. 김영호, "Rehabilitation Engineering and Motion Analysis," 연세대학교 생체공학 연구보고서.
8. Sakaguchi, T. and Kanamori, T. and Katayose, H. and Sato, K. and Inokuchi, S., "Motion Capture System for Human Interface," sice -annual conference-,CONF. 35th, No. 1, pp. 397-398, 1996.
9. Brophy, "Basic Electronics for Scientists (5/E)," James J. McGraw-Hill, 2000.
10. Chales L. Philips, John M. Parr, "신호 및 시스템," 영한출판사, pp. 198-256, 1999.
11. PIC16F873 Manual, Microchip Technology.
12. 이채욱, "최신 디지털 신호처리", 북스힐, pp. 117-139, 1999.
13. Chu, Eleanor/ George, Alan, "Inside the Fft Black Box(Serial and Parallel Fast Fourier Transform Algorithms)," CRC Pr, 2000. 6.
14. 전광호, "Bryce 4 and Poser4 매뉴얼과 예제 for Windows&Macintosh," 정보문화사, 1999.
15. 박용헌, "인체형 이족 보행로봇의 개발," 한국해양대학교 공학석사 학위논문, pp. 21-33, 2001.