

웨어러블 컴퓨터용 장갑형 손동작 입력 시스템의 보정

박용수*, 이상현**, 백윤수***

Calibration of Glove-Like Hand Input System for Wearable Computer

Yong Su Park*, Sang Heon Lee** and Yoon Su Baek***

ABSTRACT

Recently, Wearable Computers have been applied to medical equipments, inspection system, military and various fields of industries. To support the various application of wearable computer, many researches into the input device for wearable computer have been executed. This paper describes the glove-like hand input system for wearable computer, the characteristics of sensed values, and coupling effects between each sensor. Using these characteristics and coupling effects, the general relation between flexion angles of joints and the values from sensors are proposed as exponential functions. Also, the error range of sensed values is proposed and the glove-like hand input system is calibrated as well by the experiments.

Key Words : Wearable Computer(웨어러블 컴퓨터), Data Glove(데이터 글로버), Calibration(보정), Linear Interpolation(선형 보간법)

1. 서론

근래에 들어서 웨어러블 컴퓨터의 적용분야는 의료, 군사, 레저 산업등 다양한 분야로 넓어지고 있다. 이에 맞춰, 다양한 형태의 웨어러블 컴퓨터용 입력장치도 연구되고 있다⁽¹⁾. 이 중 손동작을 이용한 입력장치는 사용자의 손이 구조적, 기능적으로 복잡하고 다양한 작업을 수행할 수 있는 다관절 시스템이기 때문에 큰 장점이 있다. 그래서 가상현실(virtual reality) 기술 및 원격지에 존재하는 물체를 제어하는 원격조작(tele-operation) 기술 등에도 적용되고 있다. 이러한 손동작 입력장치를 구현하기 위해서는 다자유도 손동작을 감지할 수

있는 시스템의 개발이 필요한데, 이러한 시스템은 손동작을 감지하여 다른 임무를 수행하고자 할 경우 모든 자유도에 대해 손동작의 움직임에 제한(constraint)이 없어야 하며, 또한 다자유도의 운동을 감지하기 위해서 각 관절에서의 굽힘을 효과적으로 측정할 수 있어야 한다⁽²⁾.

기존의 손동작 측정을 이용한 데이터 입력기 구조는 크게 구조체 타입(Structural Type)과 유연한 장갑(Flexible glove)의 두 가지 타입으로 구분된다. 이러한 입력기구의 예로는 VPL Data Glove⁽³⁾ 와 Exos Dextrous Hand Master(DHM)⁽⁴⁾, Virtual Technologies Product Line 사의 사이버 글러브⁽⁵⁾ 등을 들 수 있다.

* 대우자동차 군산생산기술연구소
** 연세대학교 기계공학과 대학원
*** 연세대학교 기전공학부

이들 손동작 감지시스템을 이용한 가상현실이나 원격조작기술 연구로는 VPL Data Glove 를 이용한 Utah/MIT Hand 의 조작⁽⁶⁾, Exos DHM 에 의한 Utah/MIT Dextrous Hand 의 조작⁽⁷⁾ 및 센서글러브를 이용한 원격제어등이 진행되었으며⁽⁸⁾, 감지시스템에서 나오는 센서 출력값을 슬레이브에 전달해주는 위한 변환에 관한 연구⁽⁹⁾도 수행되었다.

본 연구에서는 유연한 장갑 형태의 손동작 감지시스템을 실제 구성하고, 이 시스템을 대상으로 기본적인 손동작을 감지하여, 웨어러블 컴퓨터용 입력기구로 이용하기 위해 필요한 기초 연구를 수행한다. 그래서, 손가락 굽힘에 의한 감지 센서로부터의 출력값을 실제 사람 손의 관절 굽힘각으로 변환하는 연구를 수행하여 장갑형 손동작 감지 시스템의 센서와 관절 굽힘각과의 관계식을 유도하고, 센서의 출력 특성과 센서간의 상호 연관성등을 고려하여 감지시스템으로부터 얻어지는 손가락 관절의 굽힘각을 보정한다.

2. 장갑형 손동작 감지시스템

2.1 감지시스템의 구성

본 연구에서는 유연한 장갑 형태의 손동작 감지시스템을 구성하였으며, Fig. 1 은 제작된 감지시스템이다.

본 연구에서는 각 손가락에서 마지막 관절의 굽힘은 두 번째 관절의 굽힘에 대하여 종속적인 점을 고려하여 두 번째 관절 굽힘의 2/3 로 굽힌다고 가정하였다⁽¹⁰⁾. 그리고, 각 손가락 마디의 굽힘 변위를 측정하기 위한 센서로 미소 변위 측정에 뛰어난 성능을 지닌 스테레인 게이지를 선택하였



Fig. 1 Flexible glove-type hand tracking system

다. 그리하여 각 손가락에 대하여 2 개씩 총 10 개의 스트레인 게이지를 손가락 각 관절 부위에 부착하였다. 또한, 손가락 마디 사이의 내전-외전(abduction-adduction) 변위를 측정하기 위하여 각 손가락 사이에 1 쌍의 홀센서와 영구 자석을 부착하여 거리차에 의한 전압 변화량을 측정하여 각 손가락 마디의 간격을 측정하였다. 본 연구에서 제작된 장갑 형태의 시스템으로부터 측정할 수 있는 손동작의 전체 자유도는 각 손가락 당 관절의 굽힘 변위 2 개씩 총 10 개와 손가락 사이의 내전-외전 변위 4 개를 합하여 총 14 자유도이다.

2.2 그래픽 시뮬레이션

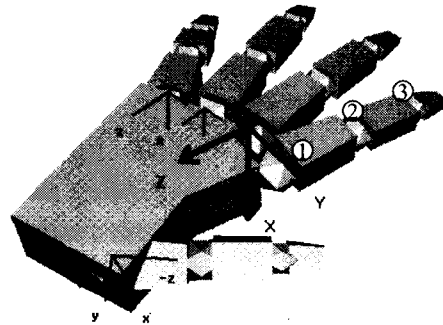


Fig. 2 Coordinates of human hand for computer simulation

본 연구에서는 Fig. 2 에서처럼 세 번째 손가락의 첫 번째 관절을 전체(global) 좌표계의 원점으로 설정하였으며 이 점을 중심으로 각 손가락 첫 번째 관절을 각각의 지역(local) 좌표계를 설정하였다. 또한 손가락의 내전-외전 변위는 각 손가락 마디의 지역 좌표계 x 축에 대한 회전을 고려하여 표시하였다. 각 손가락 관절은 손목에서 가까운 부분에서부터 1, 2, 3 으로 설정하였다.

2.3 손동작 감지시스템

본 연구에서 제작된 손동작 감지시스템을 이용하여 실제 동작을 감지하는 과정을 정리하면 Fig. 3 과 같다.

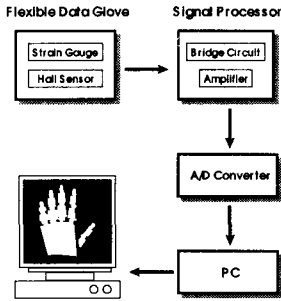


Fig. 3 Experimental equipments and process

3. 센서의 출력과 관절각도

본 연구에서는 검지 손가락만을 대상으로 하여 센서로부터의 출력과 실제 관절의 굽힘각과의 관계를 얻기 위해 실험을 수행하였다. 사용자마다 차이가 나는 관절각 범위를 일반적인 범위로 만드는 연구⁽¹¹⁾가 있었지만, 본 논문에서는 손가락 관절의 운동이 자유로운 범위만을 고려하여 관절 1의 경우 0° ~ 60°, 관절 2의 경우 0° ~ 90°까지로 한정시켜 실험을 하였다.

3.1 각 관절 굽힘에 대한 센서 출력

본 논문에서는 세 명의 실험자를 대상으로 관절 1의 굽힘 각과 스트레인 게이지의 출력과의 관계에 대한 데이터를 얻었으며, 센서 출력값을 358 배로 증폭하여 결과를 관찰하였다.

Fig. 4는 관절 1의 굽힘 각만을 변화시켜면서 얻은 결과로서, 각 실험자에 의한 데이터가 일정한 경향을 가지고 있으며, 이는 지수함수의 형태로 적합함이 가능함을 알 수 있다. 그리하여, 센서의 출력과 관절 1의 굽힘각과의 관계는 일반적인 지수 형태의 식 (3.1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$R = c_1 e^{c_2 \theta} \quad (3.1)$$

$$R = r - r_0$$

r : 센서 출력값

r_0 : 초기 센서출력값 (굽힘각=0)

θ : 관절의 굽힘각

각 굽힘각에서의 센서 출력값과 굽힘각이 0°일 때의 값과의 차이(R)값이 Fig. 4의 종축에 해당

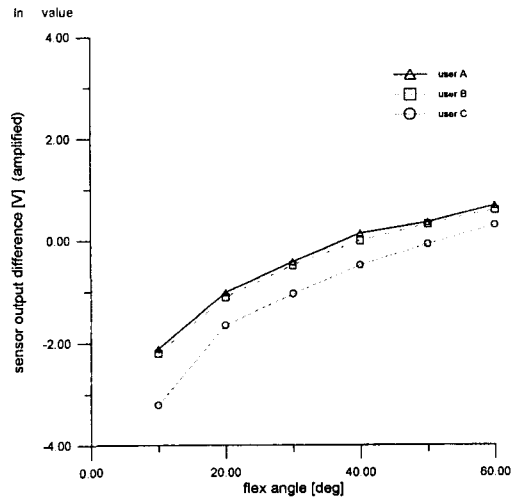


Fig. 4 Sensor output of flexion angle of joint 1 (y axis : natural log scale)

된다.

Fig. 4에 나타난 그래프들은 앞서 말한 것과 같이 선형적합(fitting)이 가능하다. 그러나, 비교적 센서 출력차가 적은 20°이하 부분의 오차를 줄이기 위해서, 정의역을 10° ~ 20°, 20° ~ 60° 두 구간으로 나누어서 선형적합을 한다. 이와 같이 구간을 나누어 선형 적합한 식은 식 (3.1)을 통해서 구할 수 있는데, c_2 는 기울기에 해당되고, c_1 을 자연로그 취한 값이 y 절편값이 된다. 위와 같이 본 연구에서 제안하는 선형적합법은 알고리즘 구성 및 계산속도면에서 고차 곡선적합식보다 유리하다. Fig. 4에서의 각 데이터에 대해 각 구간에 대해서 선형 적합식을 유도하면, Table 1로 구해진다.

Table 1 Relation function between the actual joint 1 flexion angle and the sensor reading

Flexion angle of joint 2	Flexion angle extent of joint 1	User	Relation function
0°	10°~20°	A	$R = 0.0400e^{0.110\theta}$
		B	$R = 0.0365e^{0.110\theta}$
		C	$R = 0.00840e^{0.156\theta}$
	20°~60°	A	$R = 0.177e^{0.0418\theta}$
		B	$R = 0.160e^{0.0421\theta}$
		C	$R = 0.0781e^{0.0487\theta}$

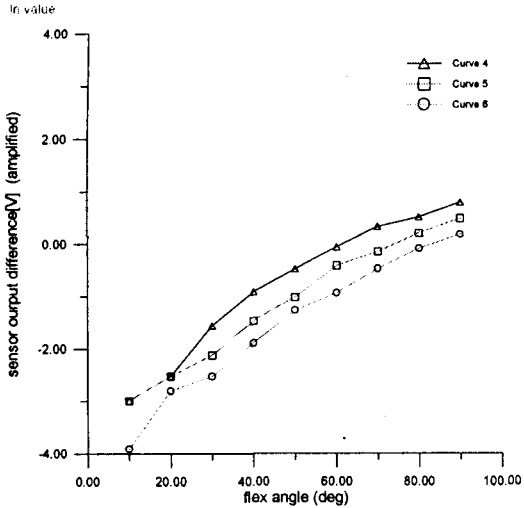


Fig. 5 Sensor output of flexion angle of joint 2 (y axis : natural log scale)

Fig. 5는 관절 2에 대한 굽힘각 측정 결과이다. 관절 1의 굽힘 실험과 비슷한 결과가 나왔으며, 앞에서와 같은 방법으로 센서의 출력과 관절 2의 굽힘각과의 관계식을 얻을 수 있다.

Table 2는 앞서와 같이 10° ~ 20°, 20° ~ 90°로 구간을 나눈 뒤 구한 센서출력과 관절 2의 굽힘각 사이의 관계식이다.

3.2 센서 신호간의 상관관계

3.1 절에서처럼 손동작 감지시스템에서의 센서 출력값과 관절의 굽힘각과의 관계는 비선형적으로 나타난다. 그래서, 센서 출력값을 관절의 굽힘각으로 변환할 때에는 보정 작업이 필요하다. 그러나 각 관절 부위에 붙어있는 센서는 다른 관절들의 움직임, 인접하는 손가락들 간의 떨어진

Table 2 Relation function between the actual joint 2 flexion angle and the sensor reading

Flexion angle of joint 2	Flexion angle extent of joint 1	User	Relation function
0°	10°~20°	A	$R = 0.0311e^{0.470\theta}$
		B	$R = 0.0311e^{0.0470\theta}$
		C	$R = 0.00667e^{0.110\theta}$
	20°~90°	A	$R = 0.0518e^{0.0443\theta}$
		B	$R = 0.0365e^{0.0449\theta}$
		C	$R = 0.0247e^{0.0448\theta}$

거리(abduction-adduction), 노이즈등의 겹침효과(coupling effects)로 인해, 순수한 출력값을 내지 못한다. 이러한 문제를 해결하기 위해, 본 연구에서는 겹침효과의 주원인인 다른 관절의 움직임 영향을 고려하여 센서 출력값과 굽힘각을 보정한다.

관절 3은 2장에서 가정하였듯이 관절 2에 종속적인 운동을 하므로 그 영향은 제외한다. 또한 관절 2는 손동작 감지시스템이 가죽으로 만들어진 장갑 위에 탄성체를 부착하고 그 위에 고무재료로 표면을 감싼 스트레인 게이지를 관절 부위에 붙여 관절의 굽힘각을 측정하는 형태로 구성되었기 때문에, 관절 1, 2 사이에는 장갑 위의 탄성체가 초기 인장력 없이 겹쳐져 있는 상태이다. 그래서, 관절 2는 관절 1에 의해 영향을 받지 않는다. 이런 이유로, 본 연구에서는 관절 1의 굽힘각 측정에서 관절 2의 영향만을 고려하였다.

관절 1의 굽힘각도를 10° 씩 변화시키며 그때마다 관절 2를 0°에서 90°까지 굽힘으로써 센서 출력의 변화를 측정하였다.

Fig. 6은 관절 2의 굽힘각에 따른 관절 1의 센서 출력값을 나타내는데, 실선은 관절 2의 굽힘각이 90° 일 때이며, 점선은 굽힘각이 0° 일 때이다.

Fig. 6에서 도시하는 그래프 역시 앞에서와 같은 지수 함수형태를 가진다. 그러므로, 식 (3.1)로 표현되는 센서 출력과 관절 2의 굽힘각과의 관계식을 얻을 수 있다. 따라서, 각 굽힘각에서의 출력값과 굽힘각이 0° 일 때의 값과의 차이를 자연로그 값으로 도시하면 Fig. 7과 같이 나타난다.

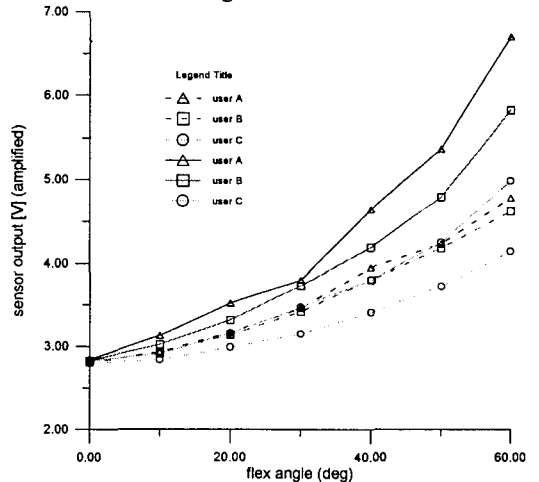


Fig. 6 Sensor output of flexion angle of joint 1 (solid lines: Joint 2 ∠90°, dotted lines: Joint 2 ∠0°)

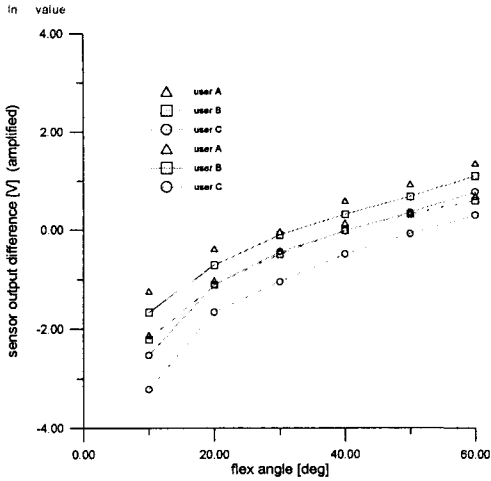


Fig. 7 Sensor output of flexion angle of joint 1 when the joint 2 is bent by 90° (y axis : natural log scale)

앞 절에서와 같이 실험결과를 두 구간으로 나눠 선형적합을 하였으며, 관계식은 Table 3에 나타내었다.

관절 2의 굽힘각이 0°와 90° 값이 아닌 그 사이값을 가질 때 관절 1의 굽힘각에 따른 센서 출력을 측정하기 위해 관절 2의 굽힘각을 10°, 30°, 50°, 70°로 취하여 실험자 A, B, C에 대해 각각 출력값을 측정하였다. 그 결과 관절 1의 굽힘에 의한 센서 출력은 관절 2의 굽힘각이 0°와 90°일 때와 거의 유사하게 나타났다. 그러므로, 관절 2의 굽힘각이 0°와 90°일때의 결과를 이용하여, 그 중간의 값을 유추해도 무리가 없다고 할 수 있다. 그래서, 3.1 절의 결과와 더불어 이 결과를 이용하여 선형 보간법(Linear Interpolation)에 의해

Table 3 Relation function between the actual joint 1 flexion angle and the sensor reading when the joint 2 is bent by 90°

Flexion angle of joint 2	Flexion angle extent of joint 1	User	Relation function
90°	10°~20°	A	$R = 0.124e^{0.0852\theta}$
		B	$R = 0.0735e^{0.0947\theta}$
		C	$R = 0.0194e^{0.142\theta}$
	20°~60°	A	$R = 0.275e^{0.0444\theta}$
		B	$R = 0.221e^{0.0449\theta}$
		C	$R = 0.148e^{0.0455\theta}$

서 임의의 실험자에 적용할 수 있는 관계식을 얻어낼 수 있다.

3.3 손동작 감지 시스템으로부터 얻어지는 관절 굽힘각의 오차범위해석

실험을 통해 구한 Table 1, Table 2, Table 3의 식으로 센서 출력 신호를 관절에서의 굽힘각으로 변환할 수 있다. 본 연구에서 구한 관계식들의 타당성을 검증하기 위해 관계식을 통해 구해진 굽힘각과 손동작 감지 시스템을 착용하지 않고 측정된 굽힘각과 비교하였다. 시스템을 착용하지 않고 손가락의 끝단을 특정한 점에 위치시켜 그 때의 굽힘각과 그 끝단의 위치를 기록한 후, 감지 시스템을 착용하여 그 끝단에 위치시킬 때의 센서 출력값을 얻어 굽힘각으로 변환하여 서로 비교하였다.

Fig. 8은 관절 1의 실제 굽힘각과 관계식을 통해서 구해진 이론적 굽힘각의 차이를 나타내는데, 실험은 관절 2의 굽힘각을 0°로 고정하고, 관절 1을 10°씩 변화시키며 행하였다. RMS 오차는 각 실험자에 대해서 (A) 2.04°, (B) 1.77°, (C) 1.47°로 나타났다.

Fig. 9는 관절 1의 굽힘을 0°로 하고, 관절 2를 10°씩 변화시키며 실험한 결과로서, RMS 오차는 각 사용자에게 대해서, (A) 2.72°, (B) 2.56°, (C) 1.48°로 나타났다.

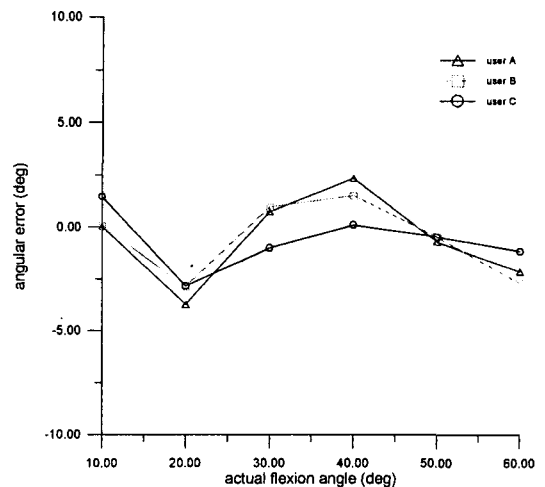


Fig. 8 Angular error between the actual flexion angle value and the angle value from the glove system for joint 1

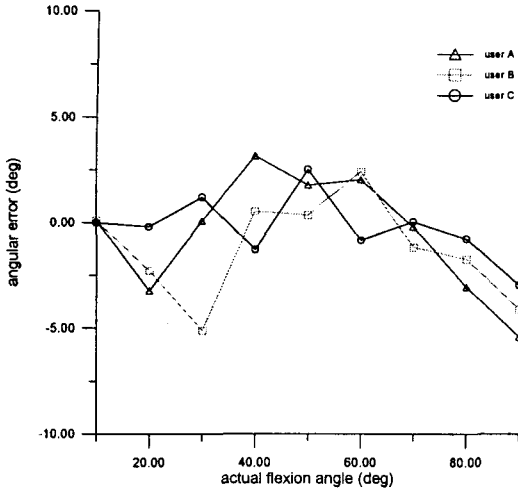


Fig. 9 Angular error between the actual flexion angle value and the angle value from the glove system for joint 2

Fig. 8, Fig. 9의 결과로부터 본 연구의 손동작 감지시스템은 손가락의 굽힘을 측정하는 데 있어서 관절 1은 2.5° 이내의 오차범위, 관절 2는 3.0° 이내의 오차범위를 가진다고 할 수 있다. 이 오차범위는 웨어러블 컴퓨터용 입력 장치로서의 요구 성능을 만족한다.

3.4 손동작 감지시스템으로부터 일반 사용자의 관절 굽힘각 유도

3.1 절, 3.2 절에서는 사용자 A, B, C를 대상으로 손동작 감지 시스템의 센서 출력으로부터 실제 관절의 굽힘각을 얻어내는 관계식을 유도하였다. 이 관계식은 일정한 지수 함수 형태로 표현되므로 사용자 A, B, C에 대한 실험 결과로 선형 보간법 (Linear Interpolation)을 이용함으로써 임의의 사용자에게 관절의 굽힘각과 센서 출력값과의 일반 관계식을 얻을 수 있다. 본 절에서는 선형 보간법을 이용하여 일반 관계식을 유도하고, 다른 사용자 두 명에게 적용시켜 굽힘각을 얻어, 실제 두 사용자의 관절 굽힘값과 비교함으로써 유도된 일반 관계식 사용의 타당성을 보인다.

임의의 사용자에게 대해 관절 굽힘각과 감지 시스템의 센서 출력값과의 관계식은 사용자 A, B, C와 마찬가지로 식 (3.1)과 같은 지수함수 형태로 나타난다. 그러므로, 3.1 절에서처럼 선형보간 방법에 의해서, 관절 굽힘 각의 일반식을 구할 수

Table 4 Relation function between the actual joint 1 flexion angle and the sensor reading (Arbitrary users)

Flexion angle of Joint2	Flexion angle extent of Joint1	Relation function	
		User D	User E
0°	10°~20°	$R = 0.0406e^{0.110\theta}$	$R = 0.0388e^{0.110\theta}$
	20°~60°	$R = 0.159e^{0.0418\theta}$	$R = 0.151e^{0.042\theta}$
90°	10°~20°	$R = 0.0994e^{0.0894\theta}$	$R = 0.0836e^{0.0931\theta}$
	20°~60°	$R = 0.245e^{0.0442\theta}$	$R = 0.223e^{0.0441\theta}$

있다. 여기서도 상수 c_1, c_2 가 가지는 의미는 이전처럼 일반식의 기울기와 y절편값을 나타낸다. 그래서 3.1 절에서와 같이 임의의 사용자에게 관절의 초기굽힘(0° 굽힘) 시와 최종굽힘(관절 1의 경우 60° 굽힘, 관절 2의 경우 90° 굽힘) 시의 센서 출력값으로 사용자 A, B, C의 센서 출력값과 비교하여 각 구간에서의 일반식을 구한다.

이러한 선형보간 방법의 신뢰도확인을 위해 임의의 두 실험자를 대상으로 실험을 수행하였는데, 사용자 D, E에게 감지시스템을 착용시킨 후, 출력값을 통한 계산값과 실제 각도를 비교하였다.

Table 4는 사용자 D와 E에 대해 선형 보간법을 이용하여 계산된 관절 1의 굽힘각과 센서 출력값과의 관계식이다.

또한 사용자 D와 E에 대해 선형 보간법을 이용하여 얻어진 관절 2의 굽힘각과 센서 출력값과의 관계식을 정리하면 Table 5와 같다.

선형 보간법을 이용하여 임의의 사용자에게 대해 관절 굽힘각과 센서 출력값과의 관계식을 Table 4와 Table 5와 같이 유도하였다.

Table 5 Relation function between the actual joint 2 flexion angle and the sensor reading (Arbitrary users)

Joint	Flexion angle extent of Joint2	Relation function	
		User D	User E
Joint2	10°~20°	$R = 0.0380e^{0.047\theta}$	$R = 0.0287e^{0.0470\theta}$
	20°~90°	$R = 0.0399e^{0.0445\theta}$	$R = 0.0300e^{0.0448\theta}$

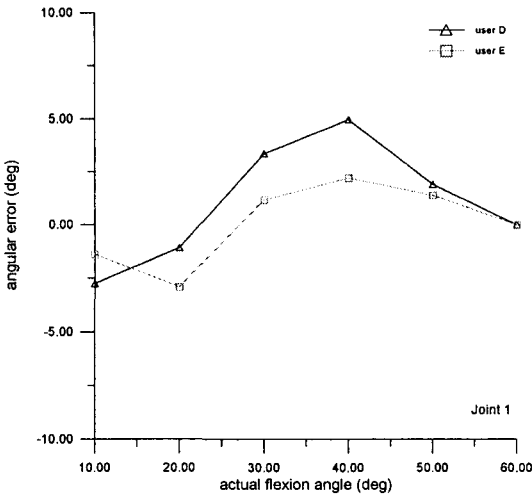


Fig. 10 Angular error between the actual flexion angle value and the estimated angle value from the relation function (Table 4) for joint 1 of arbitrary users

구해진 센서 출력식의 타당성 검증을 위하여 각각의 관절을 10° 간격으로 변화시키면서 나오는 센서 출력값을 출력식에 넣어 실제의 각도와 비교하면, Fig. 10 과 같이 결과가 나타난다.

이 때, RMS 오차를 구해보면 사용자 D, E 에 대해 각각 2.32°, 1.44° 이다.

Fig. 11 은 사용자 D, E 의 관절 2 에 대한 실제 센서 출력값과 Table 5 에 제시된 관계식으로 얻는 값과의 오차를 나타낸다.

이 때, RMS 오차를 구해보면 사용자 D, E 에 대해 각각 3.11°, 3.12° 이다.

Fig. 11 에서 굽힘각도가 30° 이하 구간에서는 데이터간에 그래프의 형태가 서로 다른 것을 볼 수 있다. 이러한 결과는 관절의 굽힘각이 작을 경우 출력되는 센서 출력값이 작아서 작은 출력값의 변화가 큰 각도값 차이를 가져오기 때문이다.

두 실험자 D, E 에 대하여 실험을 수행해 본 결과 RMS 에러는 관절 1 의 경우 최대 2.32°, 관절 2 는 최대 3.12° 가 나왔다.

3.3 절과 3.4 절의 실험 및 분석으로부터 본 연구에서 제작된 손동작 감지 시스템을 이용하여 웨어러블 컴퓨터의 입력기로 사용할 때 변별력이 있는 손 동작간의 사이각으로는 검지의 경우 관절 1 은 약 ± 4.5° (즉 9°), 관절 2 는 약 ± 6° (즉 12°) 간격을 주는 것이 바람직함을 알 수 있었다.

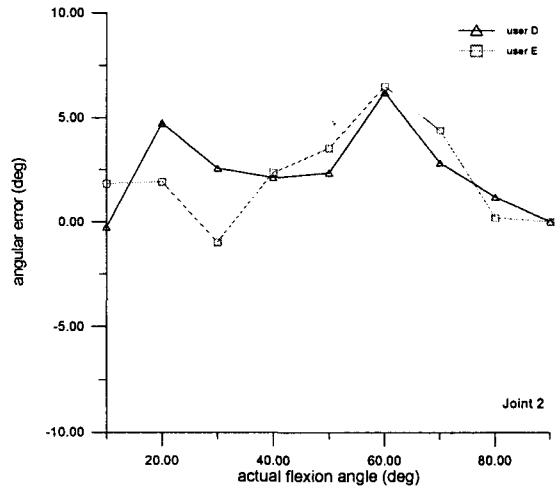


Fig. 11 Angular error between the actual flexion angle value and the estimated angle value from the relation function (Table 5) for joint 2 of arbitrary users

본 논문의 방법을 적용시켜 변별력이 있는 사이각 선정을 다른 손가락에도 확장시킬 수 있다.

4. 결론

본 연구에서는 장갑 형태의 유연한 손동작 감지 시스템을 대상으로 실제관절의 움직임 각도를 얻어내는 실험을 수행하였으며, 다음과 같은 결론을 도출할 수 있었다.

▷ 본 연구에서 사용한 손동작 감지 시스템에서 관절각을 측정하는 센서로부터의 출력은 관절 굽힘각에 대해 지수(exponential) 함수 형태이며, 임의의 시스템 사용자에게 대해 적용시킬 수 있는 일반식을 유도하였다.

▷ 본 연구에서 제작된 손동작 감지 시스템은 제 1 관절각에 대해 ± 4.5°, 제 2 관절각에 대해 ± 6° 이내의 오차범위를 갖고 있음을 실험적으로 검증하였다.

후 기

이 논문은 1998 년 한국학술진흥재단의 학술 연구비에 의하여 지원되었음.

참고문헌

1. B.Thomas, S. Tyerman and K. Grimmer, "Evaluation of Three Input Mechanisms for Wearable Computers," First International Symposium on Wearable Computers, pp. 2-9, 1997.
2. Eglowstein, "Reach Out and Touch your data," Byte, pp. 283-290, July 1990.
3. Zimmerman, T. G. et. al, "Data Glove Model 2: Operating Manual," VPL Research Inc., Redwood City, CA, 1987.
4. "DHM Technical specification," Exos Inc., Lexington, MA. , 1988.
5. Virtual Technologies, inc., Hardware products Web Page, Available at <<http://www.virtex.com/products>>
6. J. Hong and X. Tan, "Calibration a VPL dataglove for Teleoperating the Utah/MIT Hand," Proceedings of IEEE International Conf. on Robotics and Automation, Vol 3. pp. 1752-1757, 1989.
7. T. H. Speeter, "Transformation Human Hand Motion for Telemanipulation," MIT Presence, Vol. 1, No. 1, pp. 63-79, 1992.
8. H. Hashimoto et. al., "Identification of object parameters with robot," Proceedings of IEEE International Conf. on Robotics and Automation, pp. 396-410, 1993.
9. R. N. Rohling and J. M. Hollerbach. "Optimized Fingertip Mapping for Teleoperation of Dextrous Robot Hands," Proceedings of IEEE International Conf. on Robotics and Automation, pp. 765-775, 1993.
10. J. Landsmeer, "The Coordination of Finger-Joint Motions," J.of Bone and Joint Surgery, Vol.45-A, pp. 1654-1662, Dec. 1963.
11. J.O. Society, " A Method of Display and Measuring Joint Angle Limits," Rehabilitation medical Science, Vol. 11, No. 2, pp. 127-132, 1974.