사용자 적응 인터페이스를 사용한 이동로봇의 원격제어

Remote Control of a Mobile Robot Using Human Adaptive Interface

황 창 순, 이 상 룡, 박 근 영, 이 춘 영*
(Chang-Soon Hwang, Sang Ryong Lee, Keun-Young Park, and Choon-Young Lee)

Abstract : Human Robot Interaction(HRI) through a haptic interface plays an important role in controlling robot systems remotely. The augmented usage of bio-signals in the haptic interface is an emerging research area. To consider operator's state in HRI, we used bio-signals such as ECG and blood pressure in our proposed force reflection interface. The variation of operator's state is checked from the information processing of bio-signals. The statistical standard variation in the R-R intervals and blood pressure were used to adaptively adjust force reflection which is generated from environmental condition. To change the pattern of force reflection according to the state of the human operator is our main idea. A set of experiments show the promising results on our concepts of human adaptive interface.

Keywords : human adaptive interface, HAM(Human Adaptive Mechatronics), biosignal, ECG, blood pressure

I. 서론

이동 로봇의 원격제어는 무인탐사나 수중탐사, 원자로 내부의 청소와 같은 험난한 환경에서 복잡한 작업을 수행하기 위해 넓게 쓰여지고 있는데 이에 관한 연구는 많은 사람들에 의해서 수행되어 왔다. 초기에는 위험한 지역에서의 이동로봇의 안전한 주행을 보장하기 위해 이동로봇에 장착된 센서를 통해 주변 환경에 대한 정보를 획득하여 장애물 회피 과정을 수행하는 연구와 환경에 따른 힘반향에 관한 연구가 진행되었다[1]. 근래에는 외부환경의 변화나 작업변경을 인식하고 스스로 상황을 판단하여 자율적으로 동작하며 인간과 상호작용을 하는 지능형 로봇에 대한 연구인 HRI, HCI와 같은 연구도 활발하게 이루어지고 있다[2]. 또한, SD(Semantic Differential) 방법과 같은 방법을 사용하여 이동로봇과 사람의 심리학적 상관관계에 대한 연구도 이루어지고 있다. 로봇의 설계에서 사람과 교감할 수 있는 지능, 즉 학습, 기억, 사회적 상호작용, 및 감성적인 면 등을 포함하는 기능 구현에 관한 연구가 제시되고 있어, 인간-로봇 상호작용 분야에 기초가 되고 있다[4]. 또한 인간과 로봇의 상호작용을 구현하는 다양한 방법론을 통해 시각장애인 보조로봇을 구현한 연구가 진행되었고[5], 휠체어를 타는 장애인을 위한 보조 시스템으로 뇌파를 활용한 인터페이스에 관한 연구 결과도 발표되었다[6]. 최근에는 인간과 로봇의 협동작업을 위한 효과적인 상태를 인식하기 위한 연구결과도 제시되었으며[7], HAM(Human Adaptive Mechatronics)라고 부르는 새로운 개념이 제시되어, 사람의 제어 기술을 향상시키고, 그에 따라 로봇의 기능을 지능적으로 연결하는 Human-in-the-loop 시스템이 제안되었다[8].

이동로봇의 원격제어에 있어, 사용자가 원하는 속도와 회전 속도를 만족하면서, 환경내의 장애물과의 충돌을 방지는 햅틱 시스템에 관한 연구도 발표되었다[9]. 이와 같이 이동로봇의 원격제어에서 환경정보를 활용하고 힘반향 기법에 관한 연구와 HRI, HCI에 대한 연구가 활발하게 이루어지고 있지만 사람의 상태가 적용되어 활용되는 부분에 대한 연구는 미진하다. 사용자의 생리상태를 인간-로봇 상호작용에 적용하는 것은, 로봇의 지능화 및 사용자의 심리상태에 따른 효과적인 상호작용을 위해 필요하며, 이 기술을 이용하여, 햅틱 인터페이스의 지능적 동작을 구현할 수 있고, 지능형 로봇의 감성적인 동작에 활용할 수 있다. 이 논문에서는 이동로봇의 원격제어에 있어서 사람의 ECG (ElectroEncephaloGram) 신호와 PPG(Photo-Plethysmo Gram)신호를 측정하여 사용자의 상태(state)를 판단하고 이를 활용하여 힘반향 기법에 적용하는 사용자 적응 인터페이스에 관한 연구를 수행하였다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. II절에서는 이동로봇과 생체 신호 계측 모듈에 대해 설명하고, III절에서는 사용자의 상태에 따라 적응하는 인터페이스 기법에 대하여 제안한다. IV절에서는 실험 내용과 그 결과에 대한 논의를 기술하고, 마지막 V절에서는 추후 연구 내용을 제시한다.

II. 시스템 구조

전체적인 시스템은 그림 1과 같다. 두 바퀴로 구동되는 이동로봇과 이동 로봇을 조종하는 조종기, 로봇으로부터 환경정보를 전달 받는 호스트 컴퓨터(host computer) 그리고 생

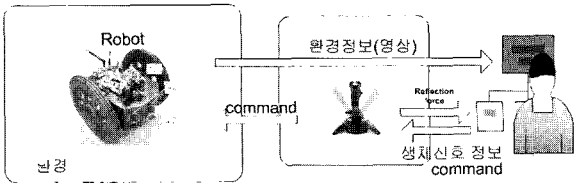


그림 1. 사용자 적응 HRI 개념도.
Fig. 1. Concept diagram of human adaptive interface.

* 책임저자(Corresponding Author)
논문접수 : 2007. 5. 15., 채택확정 : 2007. 6. 25.
황창순, 이상룡, 박근영, 이춘영 : 경북대학교 기계공학과
(robot@knu.ac.kr/srlee@knu.ac.kr/geniusca@knu.ac.kr/cylee@knu.ac.kr)
※ 본 논문은 2005년도 경북대학교 학술진흥연구비에 의하여 연구되었음.

체신호를 계측하는 생체신호 계측모듈로 구성이 되어 있다.

생체신호 계측 모듈에서 나오는 생체 신호는 시리얼통신을 통하여 호슬 컴퓨터로 전송이 되고 호스트 컴퓨터에서 생체신호를 분석하여 사용자 적응 인터페이스 구현이 가능하도록 하였다.

1. 이동 로봇

실험에 사용된 이동로봇은 그림 1과 같다. 로봇의 구동에는 엔코더가 부착된 DC모터가 사용되었고, PID제어를 통하여 로봇의 속도를 제어한다. 최고 속도는 0.8m/s이고 전방에는 충돌방지를 위한 초음파 센서 3개와 하나의 적외선 센서가 사용되었고 센서의 정보를 블루투스 모듈을 이용한 시리얼 통신을 통해 호스트 컴퓨터로 전달된다. 또한, CCD 카메라를 장착하여 로봇이 구동되는 환경에 대한 영상 정보를 조종하는 사람이 확인 할 수 있도록 하였다.

2. 생체신호 계측 모듈

생체 신호를 측정하는 모듈은 그림 3과 같다. 측정된 생체신호는 마이크로프로세서를 이용하여 호스트 컴퓨터로 전송하였고 호스트 컴퓨터에서 데이터를 분석하여, 분석된 결과를 사용자 적응 인터페이스 구현에 사용하였다. 사람의 ECG신호와 PPG신호를 측정하였고 이 두 신호를 이용하여 맥파 전달시간-혈압 모델(PTT-BP Model)을 사용하여 혈압(BP,Blood Pressure)를 계산하였다[3].

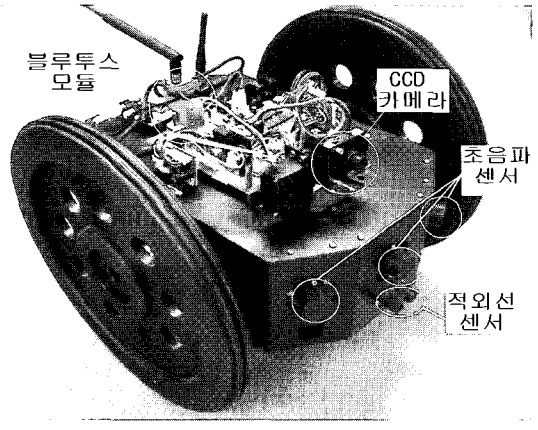


그림 2. 실험에 사용된 이동 로봇.

Fig. 2. Mobile robot used in this work.

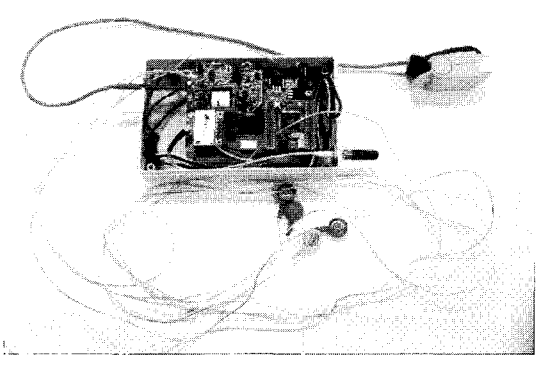


그림 3. 생체신호(ECG 및 PPG) 계측용 모듈.

Fig. 3. Bio-signal acquisition module for ECG and PPG.

ECG신호와 PPG신호를 이용하여 BP를 구하는 식은 다음과 같다.

$$F \cdot d = \frac{1}{2}mv^2 + mgh \tag{1}$$

여기서, F = 혈액에 가해지는 압력

d = 심장과 손가락 끝 사이의 거리

m = 혈액의 질량

v = 펄스파형 속도

g = 중력 가속도($9.81 m/s^2$)

h = 심장과 손가락 끝 사이의 높이차이

이다.

F는 압력 차이를 이용하여 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$F = \triangle BP \cdot a \tag{2}$$

여기서, a는 동맥의 단면적이다. (2)를 (1)에 대입하여 정리하면 다음과 같은 식이 된다.

$$\triangle BP = \frac{1}{2}\frac{m}{a \cdot d}v^2 + \frac{m}{a \cdot d}gh \tag{3}$$

$\frac{m}{a \cdot d} = \rho$는 혈액 밀도이고 $\frac{d}{PTT} = v$로 나타낼수 있으므로 (3)은 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$\triangle BP = \frac{1}{2}\rho\frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh \tag{4}$$

맥파 전달시간(PTT)는 초당 펄스 전이 시간이고, 평균 혈액밀도 $\bar{\rho} = 1035 kg/m^3$이다. 순환계에서의 동맥의 혈압강하는 신체 전체의 혈압강하 합의 70%에 해당한다. 따라서 종합적으로 고려된 혈압은 대략 다음식과 같게 된다.

$$\begin{aligned} BP &= \triangle BP/0.7 \\ &= \frac{1}{0.7}\left(\frac{1}{2}\rho\frac{d^2}{PTT^2} + \rho gh\right) \\ &= \frac{A}{PTT^2} + B \end{aligned} \tag{5}$$

(5)는 맥파 전달시간을 이용하여 혈압을 구하는 최종식이다. 여기서 맥파 전달시간은 ECG신호의 피크점과 PPG신호의 피크점이 되는 시간의 차이를 의미한다.

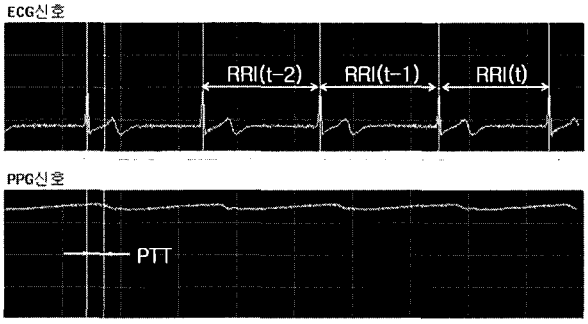


그림 4. ECG와 PPG를 이용한 맥파 전달시간(PTT) 및 RR간격(RRI).

Fig. 4. Measurement of PTT and RRI from ECG and PPG signals.

ECG신호는 심방과 심실의 수축 및 이완 작용의 순차적인 모습을 나타낸다. R-R간격(RRI, R-R Intervals)로부터 R-R분산(RRV(t), R-R Variance)를 정의하였는데 RR분산의 의미는 다음 식과 같다[2].

$$\overline{RRI}(t) = \frac{\sum_{i=t-N+1}^{t} RRI(i)}{N} \tag{6}$$

$$RRV(t) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} (RRI(i-1) - \overline{RRI}(t))^2}{N-1} \tag{7}$$

여기서 N은 16이다.

III. 사용자 적응 인터페이스

사용자 적응 인터페이스에 대한 개념도는 그림 1과 같다. 기존의 연구에서는 상호작용을 위한 조종기에 들어가는 입력이 이동로봇의 환경에 대한 정보만을 다루었는데 본 논문에서는 사용자 적응 인터페이스 구현을 위하여 조종기의 입력으로 환경정보 뿐만 아니라 사용자의 생체신호에서 획득한 사용자의 상태정보를 사용하였다. 이동 로봇의 전방에 팬/틸트(pan/tilt)가 가능한 CCD카메라가 설치되어 있지만, 카메라의 시야각의 제한으로 어떤 장애물의 경우는 발견하지 못하는 경우가 있다. 이를 극복하기 위해 로봇의 전방에 장착된 3개의 초음파 센서와 적외선 센서를 통하여 로봇 전방 영역에 있는 장애물과의 거리를 이용하여 환경정보에 따른 조종기의 반향력를 만들어 조작자의 제어에 도움을 준다.

1. 상호작용 조종기의 반향력

전방에 장애물이 감지 되었을 때, 안전한 주행을 위해 속도 제한값 $v_{limited}$를 구하여, 이 값을 경계로 반향력을 주는 방법이 기존의 인터페이스 방법이다[1]. 본 연구에서도 장애물과의 거리에 따른 속도 제한값을 다음과 같이 구현하였다. $v_{limited}$는 반향력을 내어야 하는 속도값으로, 사용자가 이 속도 이상의 명령을 지령할 경우, 로봇이 충돌할 위험이 있으므로, 반향력을 통해 제지하고자 함이다.

$$v_{limited} = \begin{cases} 0.1\,m/s & 0 < D < 0.5m \\ 0.7D - 0.25\,m/s & 0.5 \leq D \leq 1.5 \\ 0.8\,m/s & D > 1.5m \end{cases} \tag{8}$$

여기서 D는 전방에 장착되어 있는 초음파센서로부터 들어오는 거리정보인 $D_F(k)$, $D_L(k)$, $D_R(k)$중에 하나로 단위는 m이다. 거리가 줄어들면, 반향력을 낼 속도 제한값이 작아져 결국 사용자는 로봇의 속도를 줄이게 될 것이다.

반향력의 크기는 $v_{limited}$ 값을 기준으로 다음 관계식에 따라 생성하게 하였다.

$$F_{mag} = \begin{cases} \dfrac{40}{1 + e^{-a(v - v_{limited})}} & v \leq v_{limited} \\ \dfrac{40}{1 + e^{-a_{max}(v - v_{limited})}} & v > v_{limited} \end{cases} \tag{9}$$

여기서, a는 RR주기(RRI)와 혈압에 따른 사용자의 상태를 의미하는 값이며, v는 조작기에 의한 사용자의 명령지령값이고, $v_{limited}$는 환경정보에 따른 속도 제한값이다. RR주기가 작아져 RR주기의 분산이 큰 경우, 또는 평상시의 혈압보다 일정 수준이상 높은 경우에 불안정 상태(unsettled state)로 판단되어 a값이 작아지고, 이 경우 속도 제한값보다 적은 속도 지령에 대해서도, 조작기의 반향력을 제시하여 세밀한 제어가 될 수 있도록 한다. RR주기가 평소와 유사하여, RR주기의 분산이 작은 경우, 또는 평상시의 혈압과 유사한 경우에 안정 상태(settled state)로 판단되어 a값이 커지고, 이 경우 속도 제한값보다 적은 속도 지령에 대해서는 반향력이 거의 사라지게 하여, 조작자의 의도대로 제어될 수 있도록 한다. 이와 같이 반향력을 산출한 것은 여러 형태의 함수를 이용하여 실험해 본 경험에 의해 적용된 것으로, 불안정한 상태로 판단된 경우, 위와 같은 반향력을 통해 조이스틱의 감도를 낮추어 조종의 안정성이 더 좋아졌다.

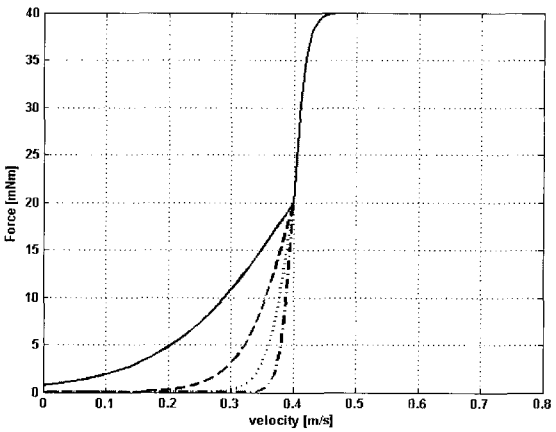


그림 5. 사용자 상태에 따른 반향력의 예(속도제한값이 0.4m/s인 경우): 실선-불안정상태, 파선-다소 불안정, 점선-약간 불안정, 일점쇄선-안정상태.

Fig. 5. Reflection force example for operator's state(velocity limit = 0.4m/s): solid line-unsettled state, dashed line-somewhat unsettled, dotted line-a little bit unsettled, dash-dot line-settled state.

2. 사용자 상태에 따른 반향력의 조정

(9)의 a값은 사용자의 상태에 따른 값으로, 생체신호 정보인 ECG와 PPG로부터 획득한 정보를 사용하여 결정한다. 본 논문에서는 안정상태와 불안정 상태를 두고 그 두가지 상태사이의 선형 보간에 의해 a값을 생성하였다. 안정상태의 a값을 100으로 하고, 불안정 상태의 a값을 10으로 하였다. 그림 5에 속도 제한값이 0.4m/s인 경우에 대하여 사용자의 상태에 따른 반향력을 도시하였다.

안정상태와 불안정상태는 사용자에 따라 달리 결정되는데, 일반적인 상태에서 사용자의 RR주기의 평균값과 수축기 혈압의 평균값을 구하고, 그 값을 안정상태에 대한 파라미터로 설정하며, 이때의 a값은 100.0을 설정한다. 그리고, 안정상태의 RR주기값의 0.5배, 즉 심박이 두배 빨라지는 경우나, 혈압이 50% 이상 증가하는 경우를 불안정상태로 정의하고 이때의 a값을 10.0으로 설정한다. 이 사이에 해당

하는 경우는 RR주기값의 내분점과 혈압의 내분점의 평균을 이용하여, 10.0과 100.0의 선형 보간값을 사용하여 중간적인 상태를 설정한다. 본 논문에서는 사용자 상태에 따른 힘반향력을 생체신호에 따라 구분하여 적용하는 아이디어에 중점을 둠으로, 사용자의 상태를 효과적으로 구분하는 문제는 고려하지 않았다.

IV. 실험

로봇의 이동할 경로 및 시작점과 끝점을 표시해 두고 실험자가 이동로봇을 조종하여 시작점부터 끝점까지 로봇을 이동 시키면서 경로의 이탈 정도와 걸린 시간을 측정하는 실험을 실시하였다. 실험자는 28세 성인 남자 3인을 대상으로 실험 하였고, 실제 실험을 실시하기 전에 연습주행을 각각 1분씩 수행하도록 했다. 실험자의 안정 상태와 불안정 상태를 확실히 구분하기 위해 안정한 상태에서의 실험을 마친 후에 불안정한 상태에 대한 실험을 하였고, 불안정한 상태를 만들기 위해 건물의 고층까지 계단을 오르내리게 하여 심장 박동이 빨라지도록 하였다. 두 상태에서의 실험은 실험자 각각 5회씩 실시하였고, 결과는 5회의 실험에 대한 평균값을 구하고 다시 3인에 대한 평균을 구하여 최종 결과값으로 사용하였다. 각 상태의 실험을 상호작용 조종기 입력값으로 생체 신호를 사용할 때와 사용하지 않을 때를 구분하여 실시하였다. 각 실험에 대한 결과는 다음과 같다. 각 그림에서 가운데 흰 선이 실제 로봇이 이동한 경로를 나타낸다.

안정상태에서는 환경정보만을 이용한 기존방법과 생체신호정보를이용한 사용자 상태를 적용한 제안한 방법 모두 경로추적에서 우수한 제어 성능을 보였다. 이 경우는 힘반향이 거의 유사한 형태를 보이게 된다. 그러나, 불안정한 상태에서는 기존의 방법에서 그림 7의 흰색 선과 같이 곡선 주로에서 속도제어를 원활히 수행하지 못함을 알 수 있다. 제안한 방법을 이용할 경우, 불안정한 상태에 따른 반향력이 증가하므로, 상대적으로 낮은 구간의 속도를 사용자가 사용하게 되어 평균속도가 낮아져서 다소 안정된 경로 추종 성능을 보이게 된다(그림 9 참고).

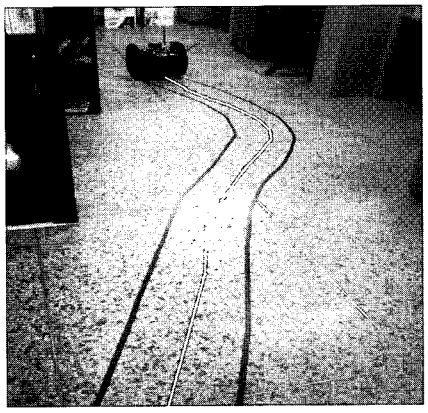


그림 6. 안정 상태에서 환경 정보만 이용한 경우(기존방법).

Fig. 6. Conventional method using only environment condition (settled state) RRI: 0.92(sec), BP: 109mmHG.

그림 7. 불안정 상태에서 환경 정보만 이용한 경우(기존방법).

Fig. 7. Conventional method using only environment condition (unsettled state) RRI: 0.38(sec), BP: 187mmHG.

그림 8. 안정상태에서 환경정보와 생체신호 정보를 함께 이용한 경우(제안된 방법).

Fig. 8. Proposed Method using environmental condition and human state(Settled state) RRI: 0.88(sec), BP: 113mmHG.

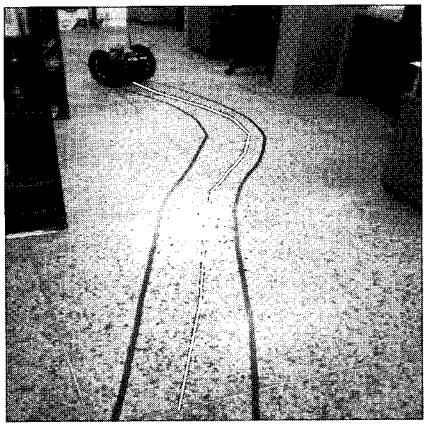


그림 9. 불안정 상태에서 혈압정보와 생체신호 정보 이용(제안된 방법).

Fig. 9. Proposed Method using environmental condition and human state(Unsettled state) RRI: 0.41(sec), BP: 184mm HG.

표 1. 불안정한 상태에서의 실험값.
Table 1. Experimental result for unsettled state.

	불안정 상태			
	환경정보(기존방법)		환경정보+생체신호 (제안한 방법)	
	이탈정도	평균속도	이탈정도	평균속도
실험자 1	0.13m	0.36m/s	0.07m	0.28m/s
실험자 2	0.14m	0.39m/s	0.08m	0.27m/s
실험자 3	0.11m	0.38m/s	0.10m	0.31m/s
평균값	0.13m	0.37m/s	0.09m	0.29m/s

표 2. 안정한 상태에서의 실험값.
Table 2. Experimental result for settled state.

	안정 상태			
	환경정보 (기존방법)		환경정보+생체신호 (제안한 방법)	
	이탈정도	평균속도	이탈정도	평균속도
실험자 1	0.05m	0.42m/s	0.03m	0.37m/s
실험자 2	0.07m	0.44m/s	0.05m	0.39m/s
실험자 3	0.04m	0.41m/s	0.04m	0.34m/s
평균값	0.05m	0.42m/s	0.04m	0.36m/s

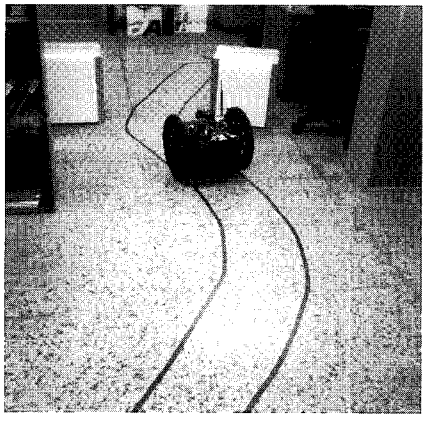


그림 10. 장애물이 있을 경우 제안된 방법의 실험.
Fig. 10. Experiment of the proposed method for the environment with obstacle.

표 1과 표 2는 각 상태에서의 실험자들의 경로 이탈정도 및 목표점까지 도달하는 평균속도를 나타내고 있다. 이탈정도는 표시된 경로에서 벗어난 정도를 의미하며 단위는 m이고, 평균속도는 출발지점에서 목표지점까지의 거리를 이동하는데 걸린 시간으로 나눈 값으로 단위는 m/s이다. 각 값들은 실험자 마다 실시한 5회의 실험에 대한 평균값이다.

표 1과 2에서 확인 할 수 있듯이 생체 신호의 정보가 상호작용 조종기의 입력으로 들어가면 반향력이 증가하여 이탈정도가 줄어드는 것을 확인 할 수 있다. 아울러 반향력이 증가하여 평균속도는 감소하였음을 알 수 있다.

장애물이 있는 경우 이동로봇의 조작은 그림 10과 같은 경우이다. 이동로봇을 목표점에 도달하도록 조종하던 중 전방에 부착된 초음파 센서로부터의 장애물에 대한 거리 정보가 들어오면 (8)에 의해 속도제한값이 발생되고, 장애물을 지나가는 동안에는 증가된 반향력에 의해 조종기의 감도가 낮아져 장애물에 부딪히지 않고 장애물을 통과 할 수 있다. 사람의 상태가 안정하지 못하면 손의 정교함이 상태가 안정할 때 보다 떨어진다. 이런 상황에서는 사람의 상태정보가 상호작용 조종기의 입력값으로 들어가 (9)에 의해서 안정할 때 발생된 반향력 보다 더 큰 반향력이 발생하여 급격한 조종이 발생하지 않도록 막아준다.

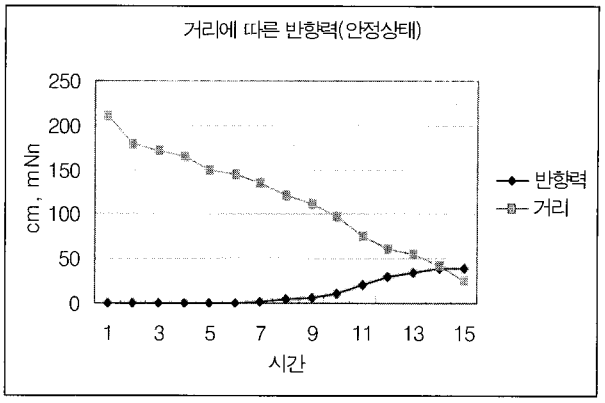


그림 11. 장애물이 있는 환경에서의 거리와 반향력(안정상태) 가로축: 0.2sec/step.
Fig. 11. distance and reflection force under environment with obstacle(Settled state).

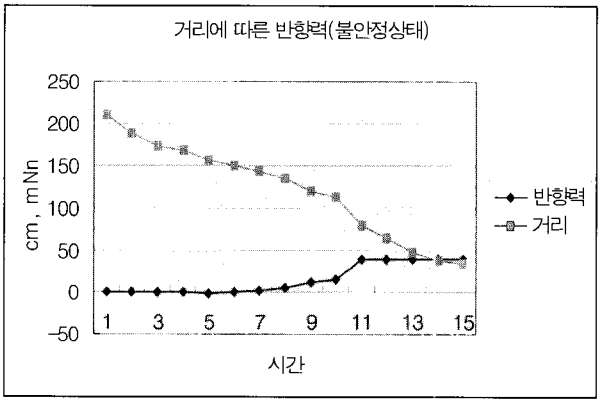


그림 12. 장애물이 있는 환경에서의 거리와 반향력(불안정상태) 가로축: 0.2sec/step.
Fig. 12. distance and reflection force under environment with obstacle(Unsettled state).

그림 11과 12는 (8), (9)를 적용하여, 그림 10에 있는 장애물을 통과할 때의 거리값과 그 때의 반향력을 도시하고 있다. 두 그래프에서 알 수 있듯이 이동 로봇과 장애물과의 거리가 가까워질수록 속도 제한값의 설정에 따라 반향력의 값이 증가됨을 알 수 있다. 그림 12의 사용자가 불안정한 상태에서는 반향력 값이 증가되는 폭이 안정상태의 값을 나타내는 그림 11보다 크다는 것을 알 수 있다. 따라서, 불안정한 상태에서는 조종기의 민감도가 떨어져 낮은 속도를 유도하게 되어 작업의 정확도를 높일 수가 있게 된다.

V. 결론

이 논문에서는 이동로봇의 원격제어에 있어서 사람의 생체신호(ECG신호와 PPG신호)를 측정하여 사용자의 상태를 판단하고 이를 활용하여 반향력 발생에 적용하는 사용자 적응 인터페이스에 관한 연구를 수행하였다. 실험결과에서 알 수 있듯이 상호작용 조종기의 입력값에 생체신호에 대한 정보를 추가함으로써 보다 정교한 이동 로봇의 조종이 가능하다는 것을 확인 할 수 있었다. 이동로봇의 조종에 있어 사용자의 숙련도 및 생체신호(ECG 및 PPG신호)계측에서의 연령에 따른 차이는 고려하지 않았지만, 이 부분들을 포함하여 사용자의 상태구별에 대한 체계적인 연구 및 사용자의 감정이나 스트레스 등 심리적인 요인을 포함한 인간-로봇 상호작용에 관한 연구가 추후 연구과제로 필요하다.

참고문헌

[1] J. B. Park and B. H. Lee, "Reflective force integration method for nonautonomous mobile robot control," *International Conference on Robotics & Automation, ature, Proceeding of the 2004 IEEE*, April, 2004.

[2] H. Hashimoto, D. Takeda, Y. Ohyama, and M. Saito, "Emotional evaluation of frisky robot based on SD and biosignal method," *International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, Proceedings of the 2005 IEEE/ASME*, July, 2005.

[3] P. Fung, G. Dumont, C. Ries, C. Mott, and M. Ansermino. "Continuous noninvasive blood pressure measurement by pulse transit time," *Proceedings of the 26th Annual International Confernence of the IEEE EMBS*, September 2004.

[4] Cynthia, "Function meets style insights from emotion theory applied to HRI," *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 34, no. 2, May 2004.

[5] I. B. Shim, J. S. Yoon, and M. S. Yoh, "A human robot interactive system "Roji"," *International Journal of Control, Automation, and Systems*, vol. 2, no. 3, pp. 398-405, September 2004.

[6] K. H. Kim, J. K. Yoo, H. K. Kim, W. Ho, Son, and S. Y. Lee, "A pratical biosignal_based human interface applicable to the assistive systems for people with motor impairment," *IEICE Trans. Inf. & Syst.*, vol. E89-D, no. 10 October 2006.

[7] P. Rani, N. Sarkar, C. A. Smith, and L. D. Kirby, "Anxiety detecting robotic system-towards implicit human-robot collaboration" Robotica(2004) volume22, pp. 85-95, Cambridge University Press, 2004.

[8] K. Kurihara, S. Suzuki, F. Harashima, and K. Furuta, "Human Adaptive Mechatronics(HAM) for haptic system," *Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, November 2006.

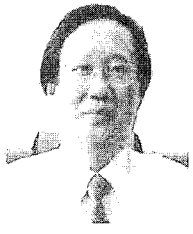
[9] S. Y. Lee, G. S. Sukhatme, G. J. Kim, and C. M. Park, "Haptic control of a mobile robot a user study," *International Conference On Intelligent Robots and Systems*, October 2002.

황 창 순

1994년 경북대학교 기계공학과 학사. 1997년 東京大學 석사. 2000년 東京大學 박사. 2005년~현재 경북대학교 기계공학부 교수. 관심분야는 로봇 손 및 지능제어.

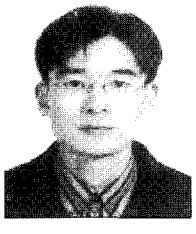
박 근 영

2007년 경북대 기계공학과 졸업. 2007년 동 대학원 석사과정. 관심분야는 지능제어 및 로보틱스.



이 상 룡

1980년 서울대 기계공학과 졸업. 1982년 한국과학기술원 석사. 1989년 Georgia Institue of Technology 박사. 1982년~현재 경북대학교 기계공학부 교수. 관심분야는 시스템 제어 및 자동화.



이 춘 영

1996년 한양대 전자공학과 졸업. 1998년 한국과학기술원 석사. 2003년 한국과학기술원 박사. 2005년~현재 경북대학교 기계공학부 교수. 관심분야는 지능제어 및 메카트로닉스.