

<http://dx.doi.org/10.7236/JIWIT.2012.12.4.23>

JIWIT 2012-4-4

신경망을 적용한 재활훈련 측정용 대체 촉각 센서 연구

Alternative tactile sensor for measuring rehabilitation study using to neural network

임승철*, 진고환**

Seung-Cheol Lim, Go-Whan Jin

요 약 사람들이 신체를 다친 경우 의료기관에서 치료를 것이 보통이다. 하지만 몇몇 환부에 따라서 추가적인 재활이 필요한 경우도 존재한다. 이러한 의료기관은 규모에 따른 재활프로그램에 큰 차이가 있으며, 규모가 작은 대개의 의료기관의 재활프로그램은 의사와 환자의 구두로 진행이 되는 것이 문제점이다. 따라서 본 논문에서는 이러한 소규모 의료기관에서의 재활치료에 정확도와 신뢰성을 보조하기 위해서 신체의 접촉과 힘을 계측할 수 있는 센서들을 대체 및 조합하여 촉각 센서와 유사한 기능을 가지는 대체 촉각 센서를 제안한다. 본 논문에서는 퍼셉트론 신경망을 적용시켜 접촉 평가를 패턴에 따라 확인하는 알고리즘을 적용하였다.

Abstract Injured peoples usually care their body at medical institutions. But if they need some more rehabilitation to the affected area thus exist. These medical institutions according to the scale there are significant differences in rehabilitation programs, most of the small-scale rehabilitation program for medical doctors and patients to be progression of the conversation is an issue. In this paper, in a small medical facility rehabilitation to assist in the accuracy and reliability, physical contact and force sensors that can measure a combination of substitution and the tactile sensor and tactile sensor alternative with a similar function is proposed. Perceptron neural networks by applying the contact evaluation according to the algorithm to determine the pattern is applied.

Key Words : Neural Network, Tactile, Sensor, Monitoring

1. 서 론

촉각센서는 신체의 접촉과 압력을 계측하는 센서로 접촉과 압력 계측이라는 특성상 활용범위가 굉장히 넓다는 데에 있다. 이를 근력재활 프로그램에 활용하면 신체의 접촉 떨림과 이로 인한 신체 수직력의 유동성이 파악되어, 근력 재활프로그램의 진행에 있어 근거자료를 통

한 방향성을 제시하기 용이해 진다. 하지만, 이러한 계측 장비를 활용한 재활프로그램은 대학병원이나 재활전문 병원과 같이 특성화 되거나 규모가 상당한 수준에 달하는 병원에서 진행되는데, 원인은 이 촉각 센서가 고가의 센서이며, 이를 활용한 재활솔루션의 경우 그 가격이 천정부지로 솟아 규모가 작은 병원이나 재활센터에서 구하기 쉽지 않다는 점이 문제가 된다. 골절상, 근육 손상 등

*정희원, 우송대학교 컴퓨터정보학과

**정희원, 우송대학교 IT 경영학과 (교신저자)

접수일자 : 2012년 6월 8일, 수정완료 : 2012년 7월 17일

게재확정일자 : 2012년 8월 10일

Received: 8 June 2012 / Revised: 17 July 2012 /

Accepted: 10 August 2012

**Corresponding Author: gwjin@wsu.ac.kr

Dept. of IT Management Engineering, Woosong University, Korea

을 당한 환자의 치료 과정을 보면 환부가 어느 정도 치유되어 깁스나 철심 등의 탈착 후 환부에 따른 떨림이나 통증 정도만을 의사가 판단하여 재활이 진행된다. 이 경우 환자는 환부의 통증과 운동범위를 인지하여 치료과정에 의문을 품게 되어 의사와 환자간의 신뢰성에 다소 문제점이 올 수 있다. 본 논문에서는 이러한 재활치료를 보조하기 위해 촉각 센서 기능을 유사하게 구현할 수 있는 센서들의 조합을 통해 대체 촉각센서를 사용 범위에 따라 크기 조절이 가능하도록 모듈화하고, 이 모듈을 이용하여 출력되는 데이터들을 퍼셉트론 신경망으로 분류하여 접촉, 비 접촉 여부를 판단하도록 한다.

2장에서는 제안한 대체 촉각센서 구성 및 방식에 대해서 서술하고 기존에 제안된 촉각 센서와 신경망 센서를 통해 패턴화 시킨 촉각 입력 방식의 비교를 한다. 3장에서는 실제로 구현된 프로토타입 촉각 센서 솔루션을 제안하며 마지막으로 결론을 통해 기존 적외선 촉각 센서와 제안한 대체 촉각 센서와의 분석을 통해 비교한 후 개선점과 추가할 점을 제안하며 결론을 맺는다.

II. 대체 촉각 센서 제안

1. 기존의 제안된 적외선 촉각 센서

기존에 먼저 제안 했던 적외선 LED 기반 촉각 센서의 구성은 다음과 같다. 칩 방식의 수광, 발광 적외선 LED를 이용해 그 위에 빛의 투과율을 조절 할 수 있는 foam층을 구성해 접촉면을 구성한다. 힘에 대한 측정은 해당 논문에 따르면 foam층에 수직력을 가해 발광부와 수광부의 빛 수치 증감과 LED셋 간의 위치를 비교해 힘으로 계산한다.^[1] 기존 대체 촉각 센서는 힘을 주었을 때 L1과 L2에서 측정되는 빛의 감소와 LED셋의 포지션을 고려하여 나온 수치를 유도하여 뉴턴 단위(N)로 힘을 도출한다. 하지만, 이 측정 방식의 문제점은 빛의 투과율과 포지션의 정확성을 항상 고려해야하는데, 투과율이 떨어지거나 다소 마감이 어설픈 재료를 foam으로 구성하면 LED셋 마다의 힘(N)의 측정값이 달라지며, LED셋의 간격에 오차에 따라서도 포지션에 의해 힘(N)에 오차가 생긴다. 만일 두 문제점이 모두 생기면 힘(N)의 측정에 있어 오차는 더욱 커진다. 본 논문에서는 이러한 부분을 해결하기 위해 Cds Cell을 이용하여 직관적인 접촉만을 고려하고 포지션을 이용하여 힘을 측정하는 것이 아닌, 압력

센서로 직관적인 힘을 측정하여 위 문제점들이 일어나지 않고 접촉에 대한 상태를 알 수 있는 대체 촉각 센서를 설계 하였다.^{[2][3]}

2. 대체 촉각 센서의 구성

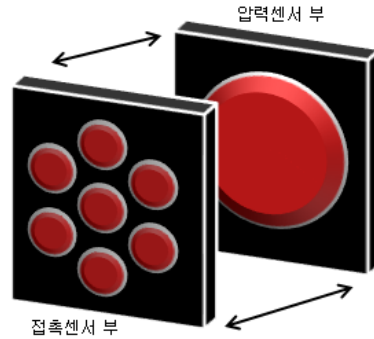


그림 1. 대체 촉각 센서 구성
Fig. 1. Alternate tactile sensor configuration

제안하고자 하는 대체 촉각 센서의 구성은 그림 1에 따른다. 먼저 접촉센서 부는 손가락이 접촉면에 닿을 때의 형태에 맞도록 일곱 개를 배치하여 접촉 감각을 구성하여 접촉면에 대한 상태를 체크하도록 한다. 이 접촉센서 부를 누르게 되면 하단의 압력센서 부에 힘이 가해지고 압력센서는 이에 대한 힘을 측정하게 된다. 이렇게 구성된 대체 촉각 센서는 접촉센서 부 위에 직접적인 환부의 접촉이나, 환부를 회피하는 보조하는 기구에 사용하도록 모듈의 형태를 가지고 있다. 이를 단층 퍼셉트론 신경망을 통해 접촉 분류를 해내고 힘을 측정하여 이 데이터를 바탕으로 환자의 재활훈련 프로그램의 진행에 보조를 하는 역할을 하게 된다.^[4]

가. 접촉센서 부의 구성 및 연산

접촉센서 부에 사용된 Cds Cell(GL 5516)은 광량에 반응 하는 센서로 빛이 밝을 수록 저항이 낮아지고 빛이 어두울수록 저항이 커지는 특성을 지니고 있다. Cds Cell은 본디 조도를 측정하기 위한 센서이나 그림 2의 특성을 고려하면, Cds Cell에서의 어두움을 접촉으로 평가하고, 밝음을 비접촉으로 가정하여 Cds Cell의 전류 특성에 따른 접촉감각을 구현 할 수 있다.^{[5][6]}

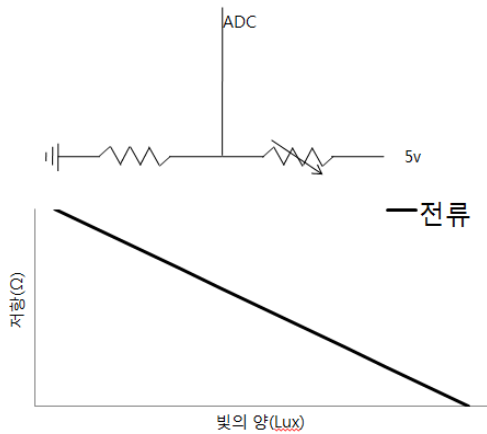


그림 2. Cds Cell 전류 특성 및 회로도
Fig. 2. Current characteristics of the sensor and circuit diagram

접촉 센서부의 Cds Cell은 위의 회로에서 2.4kΩ 저항을 구성하여 Atmega128의 ADC로 출력하도록 한다. 본 논문에서의 접촉센서 부는 접촉 성공 판별 여부를 알 수 있도록 설계해 측정값을 1에서 9까지의 단계로 출력할 수 있도록 측정값을 요약하였다. 이렇게 취해진 측정값은 형광등을 켜 실내 상에서는 1로 측정이 되었다. 여기서 Cds Cell의 접촉과 비접촉에 따른 평가 기준이 필요하며 이를 단층 퍼셉트론 신경망을 통해 성공 여부를 판단한다.^[7]

대체 촉각 센서모듈에서 접촉감각 부분은 Cds Cell이 총 7개 사용되어있으므로 수식(1)의 형태로 표현된다.

$$C_a = [a_1 a_2 a_3 a_4 a_5 a_6 a_7] \quad (1)$$

C_a 의 엔트리들은 Cds Cell 출력 설계가 1에서 9까지의 범위이기 때문에 1에서 9 사이의 값을 가지게 된다.

표 1. 각 출력 설계 테스트를 위한 조명 데이터
Table 1. Each designed to output test for light data

항목	Cds1	Cds2	Cds3	Cds4	Cds5	Cds6	Cds7
set1	9	9	9	9	9	9	9
set2	8	8	8	8	8	8	8
set3	7	7	7	7	7	7	7
set4	6	6	6	6	6	6	6
set5	5	5	5	5	5	5	5
set6	4	4	4	4	4	4	4
set7	3	3	3	3	3	3	3

표 1은 조명 데이터의 각 출력을 부분을 set1부터 7까지 구성하였고 1에 가까울수록 밝은 값으로, 9에 가까울수록 어두운 값이라고 가정하여 입력하였다. 표 1을 그래프로 표현하면 그림 3과 같다.

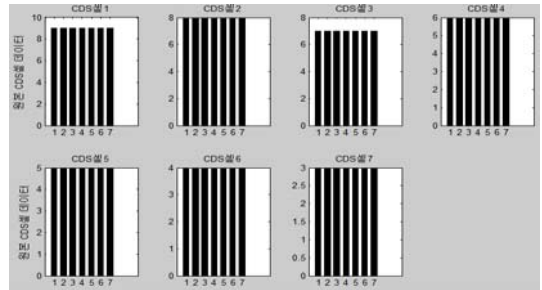


그림 3. 출력 설계 테스트 그래프
Fig. 3. Designed to output test graph

그리고 영상처리에서 경계면을 뚜렷하는 방식을 참고해^[8] 표 1 데이터를 이진화를 시킨다. 임계값은 8이며 이진화 범위는 1과 -1이다. 따라서 다음과 같은 표 2가 구성된다.

표 2. 출력 설계 테스트 이진화
Table 2. Designed to output test to binary

항목	Cds1	Cds2	Cds3	Cds4	Cds5	Cds6	Cds7
set1	1	1	1	1	1	1	1
set2	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
set3	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
set4	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
set5	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
set6	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1
set7	-1	-1	-1	-1	-1	-1	-1

표 2에서의 데이터를 그래프로 표현하면 그림 4와 같다.

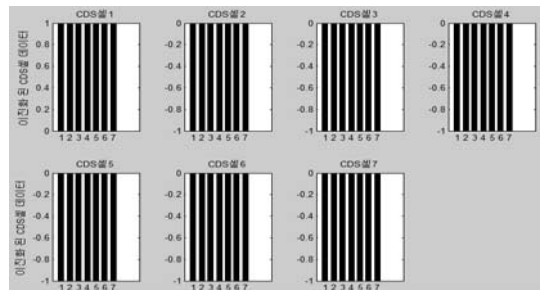


그림 4. 출력 설계 테스트 이진화 그래프
Fig. 4. Designed to output test to binary

이후 Cds1부터 7까지 그림 3에서 신경망에 넣어 분류를 시켜 접촉 인식과 접촉 비인식의 결과를 얻어낸다.

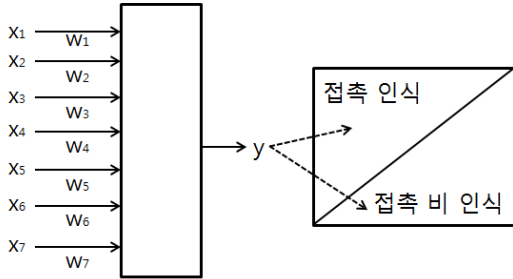


그림 5. 단층 퍼셉트론 신경망 구성
Fig. 5. Perceptron neural network configuration

그림 5를 기준으로 나오는 신경망 수식은 수식(2)와 같다.

$$y = \sum_{i=1}^n x_i w_i \quad (2)$$

* 여기서 x는 Cds1부터 7까지가 되며, w는 가중치를 의미한다. 가중치로 결과값 y가 달라지며, y값으로 접촉 유무를 판단

수식(2)에서 가중치 w의 설정은 표 3과 같다.

표 3. 신경망 연산을 위한 가중치 구성
Table 3. Weight for neural network operate configuration

항목	Cds1	Cds2	Cds3	Cds4	Cds5	Cds6	Cds7
set1	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1	-0.1
set2	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
set3	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
set4	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
set5	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
set6	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1
set7	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1	0.1

표 2와 표 3을 기준으로 신경망 연산을 하여 분류시킨 결과는 다음과 같다. 신경망에 분류에 쓰이는 뉴런 활성화 임계치는 0.5이며, 이 값보다 크게 되면 인식 성공이며 작게 되면 인식에 실패한다. set1에 대한 구성을 테스트한 결과 그래프는 그림 6과 같다.

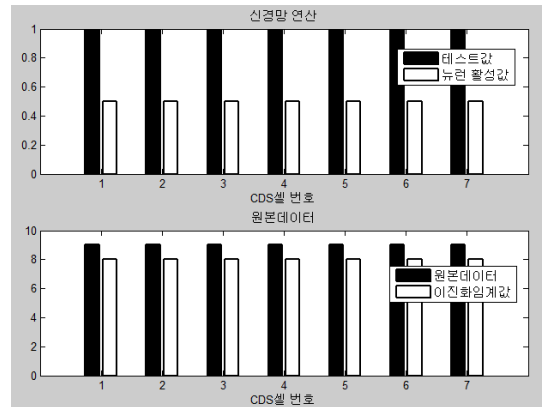


그림 6. set1에 따른 신경망 분류 결과 그래프
Fig. 6. A graph of the results according to the neural network classifier set1

set1의 경우 0.5보다 크기 때문에 신경망 분류 연산에서 성공을 판정하였다.

나. 압력센서 부 구성 및 연산

압력센서(UST-SNR-FSR no.402)는 압력을 가할수록 저항이 감소하고 전류가 커지는 특성을 가지는 센서다. 위에서 구성된 접촉감각에서 접촉센서 부를 누르면 힘이 압력센서 부에 전달되어 힘을 측정하도록 구성되어 있으며, 전류 특성과 회로도도 그림 7과 같다.^[9]

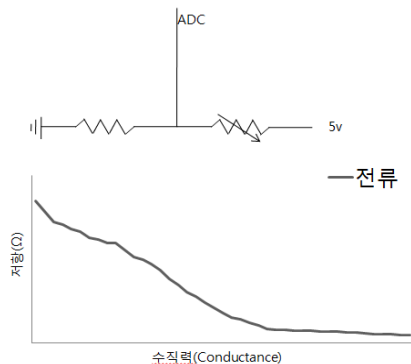


그림 7. 압력센서 전류 특성 및 회로도
Fig. 7. Characteristics of the pressure sensor and circuit diagram

압력센서는 위의 회로도에서 10kΩ 저항을 사용하여 Atmega128의 ADC로 출력하면 3자리의 숫자로 된 출력값을 볼 수 있다. 압력측정 방식에 있어서는 재활훈련에 임하는 환자의 특성상 불안정한 수치를 기록할 때, 어느

정도 보완할 필요가 있다. 여기서 압력은 수식(3)과 같은 행렬로 표현 가능하다.

$$P = [a_1, a_2, \dots, a_t] \quad (3)$$

*여기서 P 는 일정 시간의 압력을 의미하고, 엔트리 a_t 에서 t 는 시간을 의미. 행렬 P 는 데이터의 수집량에 따라 계속 늘어나게 되어있다. 이 수집량을 P 라 하고, 환자의 불안정한 수치를 보정하기 위한 값을 A 라 하면 수식(4)의 데이터 수의 평균으로 보정 값을 취한다.

$$A = \frac{\sum_{n=1}^t a_n}{t} \quad (4)$$

*여기서 A 는 일정 시간의 평균을 사용한 보정 값을 의미하고, t 는 측정된 압력 데이터 개수를 의미, 위와 같은 패턴을 사용하면 실시간으로 불안정한 수치의 데이터가 들어와도 보정된 압력과 접촉 부분의 성공평가와 함께 데이터를 분석하면 힘에 대한 신체의 흔들림을 알 수가 있다.

힘을 일정시간 동안 표 4.와 같이 수집하였을 때, 표 4의 데이터들이 3초간 측정 되었다고 할 때, 수식(4)를 통해 힘을 보정하였을 때, 450이라는 보정값이 나오게 되어 접촉 평가와 함께 데이터가 기록된다.

표 4. 일정 동안 수집한 압력 데이터
Table 4. The collected pressure data a particular

P	a_1	a_2	a_3	a_4	a_5	a_6	a_7
	432	444	423	421	450	480	500

III. 프로토타입 대체 촉각 센서 시스템

그림 8은 프로토타입 대체 촉각 센서의 모듈의 사진으로 센서부는 1.8(cm) x 2(cm)며, 전체 크기는 3.3(cm) x 6.1(cm) x 2.5(cm)의 크기를 가진다. 프로토타입 대체 촉각 센서 모듈은 Cds센서로 구성된 접촉센서부에 손가락을 대었을 때 생기는 빛의 밝음과 어두움을 이용하는 방식으로 정확히 손가락을 접촉시켜 7개의 센서가 전부 어두움 혹은 전부 밝음으로 작동한다. 따라서 각각의 센서가 따로 작동하는 것은 실패로 간주하며 이는 시물레이

션 단계에서 제안한 각 센서부가 임계값 8을 기준으로 접촉 성공을 평가하는 방식을 따르며, 그에 대한 결과를 모니터링 한다.^[10]

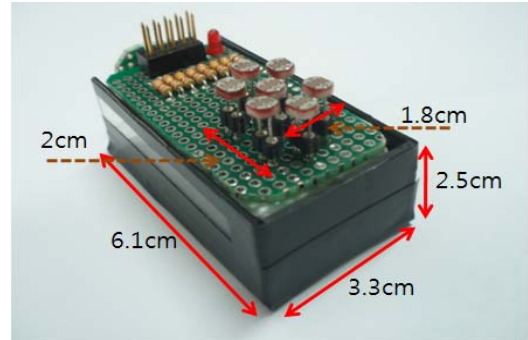


그림 8. 대체 촉각 센서 모듈
Fig. 8. Alternate tactile sensor module

프로토타입 대체 촉각 센서 모듈은 Atmega128 MCU로 제어되며 접촉과 압력에 대한 데이터는 시리얼 연결을 통해 PC로 전송되며, PC는 들어온 데이터를 받아 신경망 연산을 하여 접촉 평가와 압력을 기록한다.

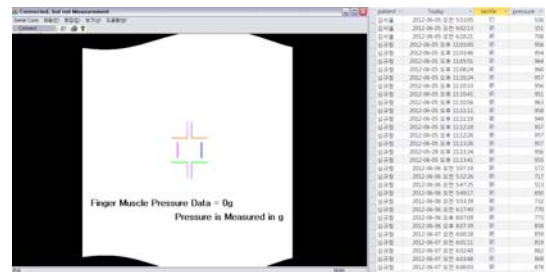


그림 9. 모니터링 프로그램 및 결과 값의 테이블
Fig. 9. Monitoring program and the result value table

그림 9는 대체 촉각 센서 시스템의 모니터링 프로그램이다. 좌측은 모니터링 프로그램이며 큐브를 통해 접촉면의 상태를 파악하며 중력값을 측정한다. 우측은 매 측정시 나온 로그파일을 테이블로 정리한 값이다. 완성된 대체 촉각 센서 모듈은 손가락으로 압력을 계측하고, 이에 대한 실험 조건은 정상인으로서 가정하고 완전히 접촉하여 힘을 제대로 계측한 결과는 50건 중 48건이 나왔으며, 2건의 실패가 있었다. 김서울 2012-06-05 오전 5:53:05 No 536와 심규창 2012-06-07 오전 6:02:40 No 862 2건이며 원인은 접촉 실패에 따른 데이터다. 이렇게

측정된 계측들은 정확도 96.00%였으며, 실패율은 4%로 산출 되었다.

IV. 결 론

대체 촉각 센서 모듈은 케이스를 제외한 한 모듈 당 크기가 1.8(cm) x 2(cm)로 매우 영역이 작다. 발이나 엉덩이 누웠을 때와 같이 영역을 넓힐 수 있도록 설계를 염두에 둔 모듈 타입이기 때문에, 모듈을 넓혀서 크게 만들 수도 있고 PCB를 필름형으로 교체하거나, 칩타입의 Cds 센서를 조합함으로써, 신체부위에 적합한 설계도 가능해진다. 또한 이러한 설계를 고려한다 해도 총 단가가 굉장히 저렴해지는 특징이 있다.

기존의 적외선 촉각 센서에서 정확도는 94.7%의 정확도를 갖는데 비해서 제안한 신경망을 적용한 대체 촉각 센서 시스템은 50건 중 48건의 성공적인 측정으로 96.00%의 정확도가 나왔으며 기존의 적외선 촉각 센서에 비해 1.3% 정도의 정확도 향상이 있었다.

본 논문에서는 고가의 대체 촉각 센서의 기능을 저렴한 센서의 조합을 통하여 그 기능을 유사하게 구현 하는 방안을 제안하였으며, 적외선 LED 기반의 촉각 센서와 다르게 직접적인 압력 측정과 그에 대한 접촉면을 신경망 분류를 통해 접촉 평가를 내리게 하여 정확도를 개선하였다.

향후 연구 과제로는 모듈의 다중 연결을 통해 접촉감각 확대와 분류형이 아닌 학습형을 통해 그 정확도를 더욱 올리고 접촉면의 상태를 세부적으로 파악할 수 있는 입체적인 접촉감각이 필요할 것으로 보인다. 또한 MCU를 ARM과 같은 고가형으로 교체하여 쓰루풋을 높이고 Wireless-LAN, Bluetooth 등의 무선 통신을 이용해 모듈의 형태를 간편하게 하는 연구가 필요하다.

참 고 문 헌

- [1] J. Rossiter, T. Mukai, "A Novel Tactile Sensor Using a Matrix of LEDs Operating in Both Photoemitter", in proc IEEE Sensors 2005
- [2] E. Monton, J.F. Hernandez, J.M. Blasco, T. Herve, J. Micallef, I. Grech, A. Brincat, V. Traver "Body area network for wireless patient monitoring," in Communications, IET 2008
- [3] D. Jack, R. Boian, A.S. Merians, M. Tremaine, G.C. Burdea, S.V. Adamovich, M. Recce, H. Poizner, "Virtual reality-enhanced stroke rehabilitation," Neural Systems and Rehabilitation Engineering, IEEE, 2001
- [4] Dong-Hyun Jeong, Jun- Uk Chu, Yun-Jung Lee, "Development of Myoelectric Hand with Infrared LED-based Tactile Sensor", Journal of Institute of Control, Robotics and Systems Vol.15, No. 8, August 2009
- [5] Young Wan Jin "Lower Limbs Muscle Comparative Research for Verification Effect of Rehabilitation Training Program of Total Hip Arthroplasty", Journal of Life Science, Vol. 20, No. 4, January, 2010
- [6] Takao Someya, Tsuyoshi Sekitani, Shingo Iba, Yusaku Kato, Hiroshi Kawaguchi, and Takayasu Sakurai, "A large-area, flexible pressure sensor matrix with organic field-effect transistors for artificial skin applications", The National Academy of Sciences of the USA, Vol. 101, No. 27, July, 2004
- [7] Hag-Yong Han, Joo-sung Kim, Si-Young Koh, Kang-In Hur, Jeom-young Ahn, "Recognition of Korean Isolated Digits Using Classification and Prediction Neural Networks" Korea Information and Communications Society Vol.24 No12B 1999
- [8] Mi-Young Kim, Yong-Beom Cho, "Comparisons of Recognition Rate for the Off-line Handwritten Hangul using Learning Codes based on Neural Network", Journal of IKEEE, v.2. No.1, 1998
- [9] Alexander Schneider, Jurgen Sturm, Cyrill Stachniss, Marco Reisert, Hans Burkhardt, Wolfram Burgard, "Object Identification with Tactile Sensors using Bag-of-Features" Intelligent Robots and System, October. 2009, IROS
- [10] Jung Young-Chang, Kim Dong-Jin, Hong Chol-ho, Lee Jang-Hun, Kwon Hyuk-Ku, "The study to measure of the BTX concentration using ANN", Journal of the Korea Academia-Industrial cooperation Society Vol.5 No.1 pp1-6. 2004

저자 소개

임 승 철(정회원)



- 1985년 : 한양대학교 전자공학과 학사
- 1994년 : 전북대학교 정보통신과 석사
- 2003년 : 전북대학교 영상공학과 박사
- 2006년 ~ 현재 : 우송대학교 컴퓨터 정보학과 교수

<주관심분야 : 이동통신, 컴퓨터네트워크, 임베디드시스템스 소프트웨어>

진 고 환(정회원)



- 1990년 : 한국과학기술원 산업공학과 석사
- 1999년 : 한국과학기술원 테크노경영 대학원 박사
- 2002 ~ 현재 : 우송대학교 IT경영학과 교수

<주관심분야 : 이동통신, 기술경영, 통신최적화, LBS, 센서네트워크>