JDCS
디지털콘텐츠학회논문지
Journal of Digital Contents Society
Vol. 19, No. 4, pp. 615-620, Apr. 2018

당뇨병성 신경병증의 정량적 진동 감각 측정 시스템

유 봉 조[1*] · 김 영 식[1] · 구 경 완[2]
[1]한밭대학교 기계공학과
[2]호서대학교 자동차ICT공학

Quantitative vibratory sense measurement systems of a diabetic neuropathy

Bong-Jo Ryu[1*] · Youngshik Kim[1] · Kyung-Wan Koo[2]
[1]Department of Mechanical Engineering, Hanbat National University, Daejeon, Korea
[2]Department of ICT Automotive Engineering, Hoseo University, Chungnam, Korea

[요 약]

당뇨병성 다발성 신경병증 환자들을 진단하는 전류지각 역치 시험과 진동 감각 지각 역치의 임상학적 유용성에 대한 평가는 당뇨병성 다발성 신경병증에 대한 진단방법 중의 하나이다. 현재까지 당뇨병성 다발성 신경병증 환자들에 대해 몇 가지 방법들이 사용되어 왔는데, 예를 들면, 하지 신경병증 장애 시험, 신경전도 시험, 냉각감지 역치 시험, 열-고통 역치 시험 등을 들 수 있다. 그러나, 이들 대부분의 시험은 고가이거나 시험하는데 많은 시간을 필요로 한다. 본 논문에서는 진동 감지 능력을 평가하는 새로운 기구가 소개되고, 이를 위해 환자의 말초 신경을 자극하는 보이스 코일 모터(voice coil motor)와 전류 증폭기를 제작하였다. 또한, 당뇨병성 다발성 신경병증 환자들의 정량적 진동 감지 수준을 측정하기 위하여 진동 감지 역치 시험을 센싱하고 구동하는 소프트웨어가 개발되었다.

[Abstract]

Evaluation of clinical usefulness of current perception threshold test and vibration sense perception threshold test in diagnosing the diabetic poly-neuropathy patients is one of the diagnosis methods for diabetic poly-neuropathy. Up to the present, some diagnostic methods were used for diabetic poly neuropathy patients. For example, there are neuropathy impairment score test of lower limbs, nerve conduction test, cooling detection threshold test, heat-pain threshold test and so on. However, most of the above tests require very expensive cost and take a lot of time in test. In this paper, a new apparatus estimating vibration sense ability is introduced. For this purpose, the VCM(voice coil motor) stimulating patient's peripheral nerve and current amplifier were manufactured. Also, softwares sensing and driving the vibration detection threshold test in order to measure the quantitative vibration sensory levels in diabetic poly-neuropathy patients were developed.

색인어 : 진동 감각 시스템, 당뇨병성 신경병증, 보이스 코일 모터, 전류 지각역치, 진동 자극 돌기
Key word : Vibration sense system, Diabetic neuropathy, Voice coil motor, Current perception threshold, Vibration stimulus stylus

http://dx.doi.org/10.9728/dcs.2018.19.4.615

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-CommercialLicense(http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

Received 11 April 2018; **Revised** 22 April 2018
Accepted 25 April 2018

***Corresponding Author; Bong-Jo Ryu**
Tel: +82-42-821-1159
E-mail: bjryu701@hanbat.ac.kr

Ⅰ. 서 론

국민 식생활의 변화, 운동부족 등 생활환경의 변화와 함께 현대인들은 성인병에 걸릴 확률이 더 높아지고 있으며 이중에서도 높은 비율을 차지하고 있는 질환 중의 하나가 당뇨질환이다. 이러한 당뇨질환의 경우, 대부분의 환자들은 말초 신경장애를 일으키게 되며, 정상인들에 비해 말초신경계의 인체자극 감지(온도, 진동, 압력 등) 능력이 저감된다는 사실은 이미 의학계에 있어서는 잘 알려진 내용이다. 이들 인체자극 감지능력 중에서도 둔화되기 쉬운 것이 진동 자극에 대한 감지능력의 둔화라고 알려져 왔다.

당뇨병으로 인한 신경병증이 발생하는 경우, 이학적 검사와 전기 생리적인 검사가 진단에 모두 유용하지만, 이학적 검사는 환자의 주관적 반응에 주로 의존하기 때문에 정량화시키기 어렵다. 전기 생리학적 방법으로는 신경전도 검사, 근전도검사, 체성감각 유발전위 등의 검사방법이 사용되기도 한다. 신경전도검사와 근전도 검사는 예약부터 대기, 검사 등등해서 시간과 경비가 많이 소모되고, 숙련된 기술과 경험이 요구되고 환자는 전기적 자극에 따른 통증과 불편함을 느낄 수 있다[1]-[3].

전류지각역치(Current perception threshold)의 측정도 신경전도 검사나 근전도검사 방법에 비하면 시간이 덜 걸리지만, 환자의 검사 대기시간과 이동, 검사비용 등에 따른 불편함도 여전히 남아 있다[4]. Lee 등[5]은 임상의 예로서 소갈로 진단된 2형 당뇨환자 치험의 두가지 예를 발표하였고, 최근 Jeong 등[6]은 신경병증 당뇨병이 있는 환자와 그렇지 않은 환자에 있어 손목터널 증후군의 신체적 조사와 신경전도 사이의 정량적 관계를 연구하였다.

현재, 온도자극, 통증뿐만 아니라 진동 자극에 대한 종합 측정 장치가 외국산으로서 상품화된 것은 있으나, 무엇보다도 고가(약 50,000달러이상)이고, 측정기계 사용방법의 복잡성, 3종류(온도, 고통, 진동)의 모든 측정에 따른 시간적인 지연 등으로 인하여, 의사들이 환자 1인을 상대로 많은 시간을 할애해야 된다는 단점이 있다. 이에, 치료 중에 있는 당뇨질환자를 상대로 해서, 질환상태, 치료진행 상태에 따른 말초신경계 자극감지능력을 진동 자극만을 통해 간단히 정량적으로 측정해 볼 수 있는 저가의 기계장치의 필요성이 절실하게 대두되고 있다. 따라서 본 논문의 목적은 간이혈압계와 같이 말초신경 장애를 일으키는 환자의 진동감지능력을 정량적으로 측정할 수 있는 간이 진동 감지능력 측정시스템을 개발하는데 있다. 즉, 진동감각의 역치(threshold)가 측정 가능한 하드웨어 및 Operating 소프트웨어 개발에 있다.

Ⅱ. 본 론

2-1 진동 감지 능력 측정 시스템 개략도

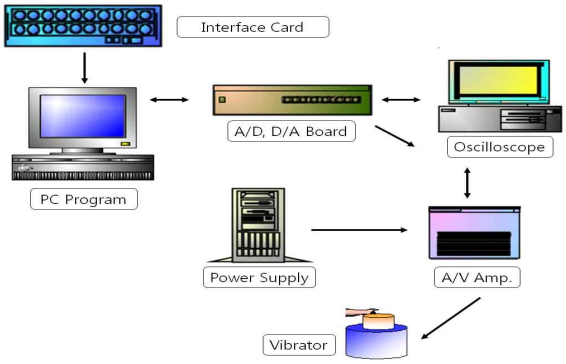

그림 1. 정량적 진동 감지 시스템 개략도
Fig. 1. Schematic diagram for a quantitative vibration detection system

말초신경 장애를 일으키는 환자의 진동감지능력을 정량적으로 측정할 수 있는 간이 진동감지능력 측정시스템의 전체 개략도는 Fig. 1과 같다. Fig. 1의 vibrator와 같이 말초 신경이 내재하고 있는 손가락 끝 부분이나 발가락 끝 부분에 접촉하여 preloading 되는 스타일러스(stylus) 설계 및 제작을 하였고, 환자가 인지하는 진동감각에 대한 반응 버튼(Yes/No 응답)부도 설계 제작하였다.

2-2 진동 감지 시스템 구성

1) 진동 발생기

환자의 진동감지 말초신경의 정도를 측정하기 위해, 환자의 손가락이나 발가락 등의 말초부위에 접촉하여 기계적 진동을 가하는 기구부로서, 가진 주파수 및 진폭을 가변적으로 변화시킨다. 본 논문에서는 코일에 흐르는 전류의 크기에 비례해서 직선형 힘을 발생하고 이에 의해 직선형 왕복운동을 하는 VCM(Voice Coil Motor)을 이용한 진동발생기를 구현했으며, 이에 대한 3차원 모델링은 Fig. 2와 같고, Fig. 3~Fig. 7까지는 2차원 세부 상세도를 나타낸다. 환자의 말초신경에 전달되어지는 진동발생기의 기계적 진동특성을 측정하기 위해 소형의 가속도계를 탑재하고, 발생시킨 기계적 진동을 환자 신체의 일부로 효과적으로 전달할 수 있는 메커니즘을 구성했다. 가진 주파수는 단일 주파수가 아닌 몇 개의 다양한 주파수를 설정하고, 진폭도 가변적으로 변화시킨다.

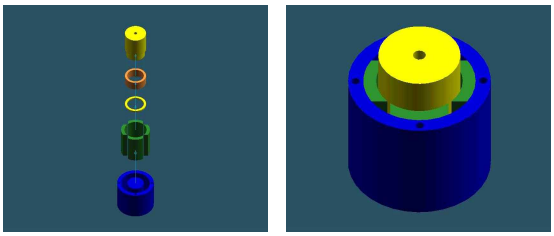

그림 2. Voice coil motor에 대한 3차원 모델링
Fig. 2. Three dimensional modelling for a voice coil motor

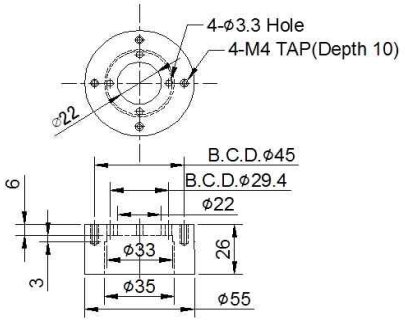

그림 3. Voice coil motor에 대한 2차원 상세도 (부분 1)
Fig. 3. Two dimensional details for a voice coil motor(part 1)

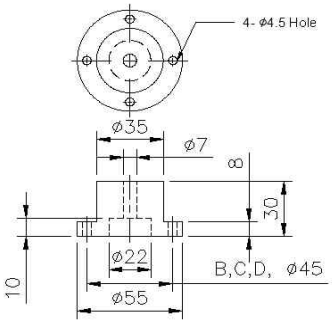

그림 4. Voice coil motor에 대한 2차원 상세도 (부분 2)
Fig. 4. Two dimensional details for a voice coil motor(part 2)

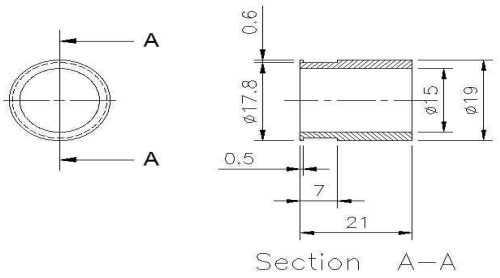

그림 5. Voice coil motor에 대한 2차원 상세도 (부분 3)
Fig. 5. Two dimensional details for a voice coil motor(part 3)

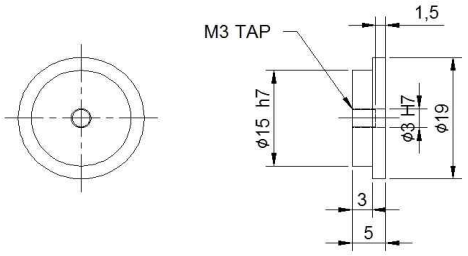

그림 6. Voice coil motor에 대한 2차원 상세도 (부분 4)
Fig. 6. Two dimensional details for a voice coil motor(part 4)

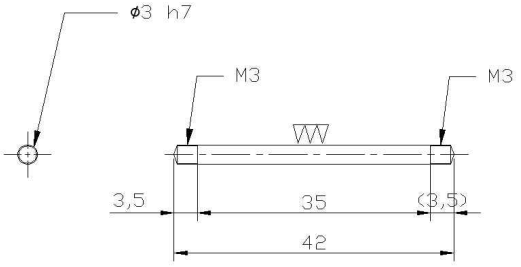

그림 7. Voice coil motor에 대한 2차원 상세도 (부분 5)
Fig. 7. Two dimensional details for a voice coil motor(part 5)

2) 진동 발생기 구동용 전류 증폭기

함수발생기 또는 컴퓨터에서 계산되어 DA보드를 통해 출력되는 미약한 전류의 전압신호를 증폭하여 VCM으로 구성된 진동발생기를 직접 구동할 수 있는 주파수, 진폭 변조가 가능한 전류증폭기를 제작한다. 이러한 전류 증폭기를 이용하여 환자의 진동감지 말초신경장애의 정도를 감지할 수 있을 때까지 진동발생기의 기계적 운동을 변화시킨다.

능동 작동기인 보이스코일 모터 구동용 전류증폭기로서, Burr Brown사의 OP 앰프(OPA541AM)를 이용하여 선형앰프(linear amplifier)를 설계·제작하였다. 전류앰프 회로는 Fig. 8에 개략적으로 나타내었다.

전류증폭기 회로의 입력전압 V_{in} 과 전류 i_L 사이의 관계를 블록선도로 나타내면 Fig. 9와 같다.

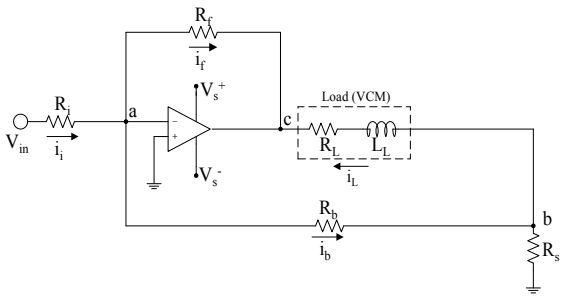

그림 8. VCM 구동용 전류 증폭기 회로
Fig. 8. A current amplifier circuit for actuating VCM

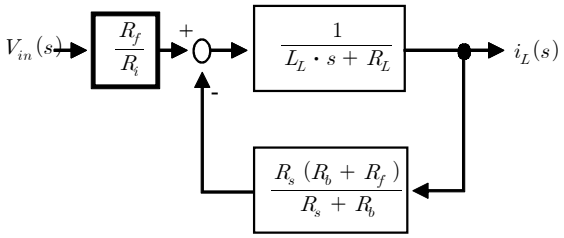

그림 9. 전류 증폭기 회로의 블록선도
Fig. 9. Block diagram of a current amplifier circuit

Fig. 9의 블록선도를 이용하여 다음의 식 (1)과 같이 증폭기의 전달함수를 일반적인 1차의 전달함수로 정리하여 나타낼 경우,

$$\frac{i_L(s)}{V_{in}(s)} = \frac{K_a}{\tau s + 1} \tag{1}$$

전류앰프의 전기적 시상수(time constant) τ 와 이득 K_a 는 회로를 구성하는 저항과 전기적인 부하인 코일의 저항(R_L) 및 인덕턴스(L_L)의 조합으로부터 각각 식(2), (3)과 같이 계산하여 그 특성을 정의 할 수 있다.

$$\tau = \frac{L_L(R_s + R_b)}{R_L(R_s + R_b) + R_s(R_b + R_f)} \tag{2}$$

$$K_a = \frac{R_f(R_s + R_b)}{R_i\,[R_L(R_s + R_b) + R_s(R_b + R_f)]} \tag{3}$$

3) 진동 발생기 제어 및 진동 감지 반응을 정량화할 수 있는 소프트 에어 개발

진동발생기에 내장된 가속도계의 신호를 AD보드를 통해 컴퓨터에서 수집하고, 이를 이용하여 진동발생기의 기계적 운동을 주파수 및 진폭의 측면에서 미세하게 가변, 조정시킬 수 있고, 환자와의 접촉 등으로 인해 변화된 환경에서 설정된 진동을 진동발생기가 유지 할 수 있도록 하는 소프트웨어를 개발하였다. 개발한 소프트웨어 프로그램의 일부는 Fig. 10에 나타나 있다.

```
/*
==================================================
====================
    VCM Vibration Driving Program
     -- using "DR8330 Board"
-----------------------------------------------------------------
    A/D       :  #1 : CH0  (Range : -5 ~ 5 V)
    D/A       :  #1 : CH0  (Range : -10 ~ 10 V)  <-- Current
Amp for VCM
==================================================
===================== */
#include <stdio.h>
#include <stdlib.h>
#include <conio.h>
#include <dos.h>
#include <time.h>
#include <bios.h>
#include <math.h>
//#include "C:\DR8330\\DOS\LIB\DR8330.c"
#include "DR8330.c"
#define INTR 0x08
/* ---------------------------------------------------------------- */
void Data_Handle(void);
void interrupt (*oldhandler)(...);
/* ---------------------------------------------------------------- */
/*
==================================================
=================== */
int         ch, DA_Val0, DA_Val1, AD_Val0, AD_Val1,
                Old_AD_Val0, Old_AD_Val1, Diff_AD_Val0,
Diff_AD_Val1,
                Data_No, Trig_No, Avg_No, Step,
                Trig_index, Avg_index, Print_Flag, Avg_Trig,
                Exp_Mode;
long        Count = 0, DIVISOR = 0, CCC = 0, multi;
float           freq, Sampling_Time;
float       DAV0, DAV1,
                ADV0, ADV1, ADV0_Sum, ADV1_Sum,
ADV0_Avg, ADV1_Avg,
                Old_ADV0, Old_ADV1, Diff_ADV0,
Diff_ADV1,
                Source_V, Source_Level, Source_Offset,
Source_Freq,
                t, dt, pi;
float           f_Data[3][2000];
/* ---------------------------------------------------------------- */
```

그림 10. C++ 프로그램의 리스트 일부
Fig. 10. A part of C++ source program list

2-3 시스템 구동 및 절차

본 논문에서 구성한 시스템 체계도는 Fig. 11에 개략적으로 나타낸 바와 같이, 크게 진동 발진시스템, 진동감지 접촉부(vibration stylus), 컴퓨터, Monitor, 반응 버튼 부 등으로 구성하였다.

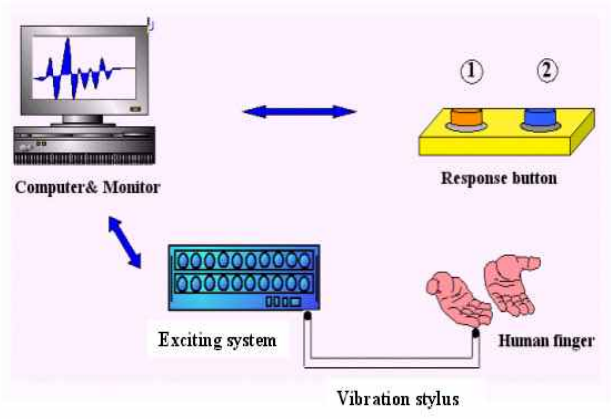

그림 11. 정량적 진동 감지 시스템의 체계도
Fig. 11. A systematic diagram for quantitative vibration sense system

1) 진동 발진 시스템

환자의 진동감지 말초신경의 정도를 측정하기 위해, 환자의 손가락이나 발가락 등의 말초부위에 접촉하여 기계적 진동을 가하는 기구 부로써 가진 주파수는 단일 주파수가 아닌 몇 개의 다양한 주파수를 설정하고, 진폭도 가변적으로 변화시키는 것이 가능하고, 소형의 VCM(Voice Coil Motor)을 이용한 진동 발생기를 설계하였다. 진동발생기의 진동특성을 측정하기 위한 소형의 가속도계를 내장하고, 발생시킨 기계적 진동을 환자 신체의 일부로 효과적으로 전달할 수 있는 메커니즘으로 고안되었다. 진동발생기 구동용 증폭기는 함수발생기 또는 컴퓨터에서 계산되어 DA Board를 통해 출력되는 미약한 전류의 신호를 증폭하여 DC 모터 또는 VCM으로 구성된 진동발생기를 직접 구동할 수 있는 주파수, 진폭 변조가 가능한 증폭기이다.

2) 진동 감지 접촉부

인체의 말초신경부위(손가락이나 발가락)에 접촉하여 진동 발진 시스템부로부터의 진동을 전달하는 접촉부구성 및 제작하였다.

3) 컴퓨터 및 모니터

환자의 반응버튼 응답에 따른 진동감각 역치(threshold)의 모니터링(monitoring) 및 진동감지장치의 전반적인 구동을 구현된 프로그램을 통하여 컴퓨터가 수행한다. 환자의 반응에 따른 출력신호를 A/D, D/A보드를 통해 컴퓨터와 연결시켜, 신호를 해석하는데 필요한 프로그램 및 보드를 제작하였다. 진동발생기에 내장된 가속도계의 신호를 AD 보드를 통해 컴퓨터에서 수집하고, 이를 이용하여 진동발생기의 기계적 운동을 주파수 및 진폭의 측면에서 설정된 진동을 진동 발생기가 유지 할 수 있도록 하는 제어 소프트웨어를 구성하였다.

4) 반응 버튼 부

신경병증 환자가 인지하는 진동감각에 대한 반응버튼(Yes or No 응답)을 설계 및 제작하였다.

Fig. 11의 시스템 구성에 따라 진동감각 측정평가 기기의 작동 순서 및 판독은 다음과 같다. 첫째, 손가락 또는 발가락에 진동감지 접촉부를 접촉시킨 후 진동 발진 시스템 을 통해 진동 자극을 전달한다. 둘째, 진동이 감지되었다고 환자 또는 정상인이 감지하면 반응부 버튼을 눌러 컴퓨터에 신호를 보내게 되고, 이렇게 보내진 신호는 어떤 역치(threshold)이상인지 이하인지로 판단하여 정량적인 진동감각 수치를 나타내게 된다. 셋째, 환자나 정상인의 손가락이나 발부위에 반응이 오지 않았다고 느끼면 다시 진동스텝을 한단계 높여 진동을 준다. 스텝은 총 25단계의 스텝으로 구성되었다. Fig. 12는 시스템 구동 사진과 테스트 장면을 보여준다.

그림 12. 시험 장면 사진
Fig. 12. A photograph of test scenes

III. 결 론

말초신경장애 환자들의 진동감지능력 측정의 간소화를 위한 측정 시스템 개발을 통해 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다. 첫째, 보이스코일 모터를 이용한 말초신경 장애환자들의 진동감각에 대한 정량적 하드웨어와 소프트웨어를 개발하였다. 둘째, 당뇨병 등으로 인한 말초신경병증 환자들과 정상인들을 대상으로, 시간과 비용이 많이 드는 근전도 테스트를 대신하는 간이 진동 감지 능력 측정기기의 의료기관 활용을 유도할 수 있다고 판단된다.

참고문헌

[1] D. M. Fraser, I. W. Campbel, D. J. Ewing, A. Murray, J.M.Neilson, B. F. Clarke, “Peripheral and Autonomic Nerve Function in Newly Diagnosed Diabetes Mellitus,” Diabetes, Vol. 26, pp. 546-550, 1977.

[2] J. C. Arezzo, C. F. Bolton, A. Bolton, “Quantitative Sensory Testing : A Consensus Report from the Peripheral Neuropathy Association,” Neurology, Vol. 43, pp. 1050-1052, 1993.

[3] R.Zaslansky, D. Yarnitsky, “Clinical Applications of Quantitative Sensory Testing(QST),” Journal of Neurology Science, Vol. 153, pp. 215-238, 1998.

[4] S. B. Pyun, H. Kim, Y. H. You and Y. O. Park, “The Clinical Usefulness of Current Perception Threshold in Diabetic Neuropathy,” Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine, Vol. 25, No. 3, pp. 458-465, 2001.

[5] D. H. Jeong, C. M. Kim, “The Quantitative Relationship

Between Physical Examinations and the Nerve Conduction of the Carpal Tunnel Syndrom in Patients with and without a Diabetic Polyneuropathy", Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine, Vol. 38, No.1, pp. 57-63, 2014.

[6] S. U. Lee, J. W. Hwang and W. C. Lee, "A Case Study of Two Type II Diabetic Patients Diagnosed with Sogal," Journal of Integrative Korean Medicine, Vol. 38, No.1, pp. 81-91, 2017.

유봉조(Bong-Jo Ryu)

1981년 : 연세대학교 기계공학과 (공학사)
1983년 : 연세대학교 대학원 (공학석사)
1988년 : 연세대학교 대학원 (공학박사-추력을 받는 보구조물의 탄성안정성)

1989년~1989년: 삼성종합기술원
1991년~1992년: 일본 대판부립대학 해외-Post. Doc.
1989년~현 재: 한밭대학교 기계공학과 교수
※관심분야 : 구조물 진동해석, 제어, 탄성안정성

김영식(Youngshik Kim)

2003년 : University of Utah 대학원 (공학석사)
2008년 : University of Utah 대학원 (공학박사-제어 및 로보틱스)

2008년~2009년: University of Utah
2009년~2009년: 방위사업청
2009년~2011년: DGIST
2011년~현 재: 한밭대학교 기계공학과 교수
※관심분야 : 스마트 액추에이터(smart actuator), 모션제어(motion control), 생체모방로봇(bio-inspired robot), 센서융합(sensor fusion) 등

구경완(Kyung-Wan Koo)

1983년 : 충남대학교 전자공학과(공학사)
1992년 : 충남대학교 전자공학과 대학원 (공학박사)

1987년~1989년: 현대전자 반도체연구소 선임연구원
1989년~1994년: 충청전문대학 전자과 조교수
1994년~2005년: 영동대학교 전자 정보공학부 부교수
2005년~현 재: 호서대학교 자동차 ICT공학과 교수
※관심분야 : 의용기기(medical apparatus), 생체신호센서(bio-signal sensor)