

MR 회전형 브레이크를 적용한 자전거 에르고미터의 주행 특성

論 文
57-9-28

Pedaling Characteristics of Cycle Ergometer Using the MR Rotary Brake

尹 永 一* · 權 大 奎[†] · 金 東 郁** · 金 貞 孜** · 金 南 均**
(Y. I. Yoon · T. K. Kwon · D. W. Kim · J. J. Kim · N. G. Kim)

Abstract - A new cycle ergometer using a Magneto-Rheological (MR) rotary brake system has been developed for rehabilitation of hemiplegia patients to reduce uneven pedaling characteristics. For this purpose, a control method to adjust the resistance of the MR rotary brake in real time based on the magnitude of the muscular force exerted by the subject has been devised so that the mechanical resistance to the pedaling can be minimized when the affected leg was engaged for pedaling. A series of experiments were carried out with and without the engagement of this real-time control mode of MR rotary brake at different pedaling rate to find out the effect of the real-time control mode. The characteristics of the pedaling for these specific conditions were analyzed based on the variations in angular velocities of the pedal unit. The results showed that the variations in the angular velocities were decreased by 42.9% with the control mode. The asymmetry of pedaling between dominant and non-dominant leg was 19.63% in non-control mode and 1.97% in the control mode. The characteristics of electromyography(EMG) in the lower limbs were also measured. The observation showed that Integrated EMG(IEMG) reduced with the control mode. Therefore, the new bicycle system using MR brake with the real time control of mechanical resistance was found to be effective in recovering the normal pedaling pattern by reducing unbalanced pedaling characteristics caused by disparity of muscular strength between affected and unaffected leg.

Key Words : MR rotary brake, Cycle ergometer, Rehabilitating hemiplegia, Load control mechanism

1. 서 론

헬스 자전거 운동은 대표적인 유산소 운동으로 심폐기능을 꾸준히 자극하여 순환계와 호흡계를 강화하고, 하지 근육을 지속적으로 수축, 이완시켜 근력을 증진시킨다. 또한, 안장에 체중을 실어 엉덩이, 다리, 팔을 중심으로 온몸에 무게를 분산시키기 때문에 무릎에 가해지는 체중부하를 크게 감소시켜 관절 손상을 방지하고, 균형유지를 위한 민첩성과 균형감각, 순발력을 증진시킨다고 이전 연구를 통하여 보고되고 있다[1,2]. 이에 따라 자전거 운동은 노약자와 관절질환, 비만 환자 등을 위해 효과적인 운동이라 할 수 있다.

자전거 에르고미터 운동 과정에서 발생하는 인체의 움직임은 이해하기 위해서 많은 연구들이 역학적 관점과 생리학적 방법으로 연구되어 왔다. Hull은 자전거 주행 중에 크랭크암(crank arm)과 페달의 각도를 측정하여 하지의 생체역학적 분석 방법을 제시하였고[3], Ericson은 페달에서 측정되는 하중과 근전도(EMG)를 이용하여 자전거 운동 중에

하지의 관절과 근육에서 야기되는 하중을 정량화하고자 하였다[4]. Jorge는 주행 중 하지 근육의 근전도를 측정하여 자전거 운동이 근육에 미치는 영향을 근전도 활동영역과 IEMG(integrated EMG)를 이용하여 제시하였다[5]. 또한, Kim 등은 가상현실기술과 자전거를 이용하여 자세제어에 대한 정량적인 분석이 가능한 시스템을 개발하여 평형감각 재활훈련에 활용될 수 있음을 제시하였다[6].

편마비 환자는 일정 수준의 회복 후에도 잔존하는 장애로 비대칭적인 자세가 나타나는데, 이로 인하여 자세균형의 유지와 보행에 장애를 초래하므로 재활과정에서 좌우의 대칭성 회복이 재활훈련의 중요한 목적으로 제시 되어 왔다[7].

자전거 운동은 환자의 근력증진 방법으로 가장 안정적인 운동 중에 하나이지만, 편마비 환자가 기존의 헬스 자전거를 이용할 경우, 플라이휠(flywheel)에 의한 관성력의 영향으로 견축의 근력에 의해 주행이 이루어져 환측 하지가 피동적으로 움직이기 때문에 환자의 재활훈련에 비효율적이다. 이러한 문제를 해결하기 위해 자전거 에르고미터에 장착된 플라이휠을 제거하면 주행 중 견축 근력에 의한 관성력이 환측에 전달되지 않으므로 좌우측 주행은 각각의 하지 근력의 영향만을 받게 되어 좌측 페달은 좌하지의 근력으로만 회전하고 우측은 우하지의 근력으로 회전하게 된다. 좌우측 주행이 분리됨에 따라 주행 중에 페달에 인가되는 각각의 하지 근력에 의해 브레이크의 제동력이 실시간으로 가변되어, 환측 하지의 능동적인 주행을 유도할 수 있다. 이에 따라 플라이휠을 제거하고 MR(Magneto-Rheological) 회전형 브레이크를

[†] 교신저자, 正會員 : 전북대학교 바이오메디컬공학부

E-mail : kwon10@chonbuk.ac.kr

* 學生會員 : 전북대학교 헬스케어공학과

** 正 會 員 : 전북대학교 바이오메디컬공학부

** 非 會 員 : 전북대학교 바이오메디컬공학부

接受日字 : 2007年 12月 7日

最終完了 : 2008年 7月 3日

적용한 새로운 자전거 에르고미터를 개발하였다. 원

본 연구에서는 개발된 자전거 에르고미터를 이용한 주행 실험을 통하여 편마비 환자를 위한 재활치료기기로서의 효용성을 고찰하고자 하였다. 실험은 주행 중 페달에서 실시간으로 측정되는 하중에 의한 MR 회전형 브레이크의 제동력이 조절되는 제어모드와 비제어모드로 구성되어지며, 브레이크 제어에 의한 자전거 에르고미터의 주행특성을 페달의 각속도와 우하지의 근전도 신호를 측정하여 분석하였다.

2. 시스템 구성

개발된 자전거 에르고미터는 그림 1과 같이 플라이휠이 제거되어 소형화된 형태로, MR 회전형 브레이크(RD-2087-01, Lord Corp. USA)가 크랭크축을 대신하여 좌우 페달과 연결되어 있으며, 좌우측 페달에는 주행 중 인가되는 하중을 측정하기 위한 로드셀(SCMM2-50K, SENSTECH Corp. Korea)이 부착되어 있다. MR 회전형 브레이크는 MR 유체 속에 분포되어 있는 작은 자성 입자가 브레이크에 인가되는 전류에 의해 형성되는 자기장의 영향으로 정렬되어 고착화되는 성질을 이용한 것으로, 전류량에 비례하여 제동력을 발생시킨다. 주행 속도와 크랭크 압의 위치를 측정하기 위한 로터리 엔코더(RE30E, Copal electronics Corp. Korea)가 크랭크축과 동기하여 회전하도록 장착되었다.

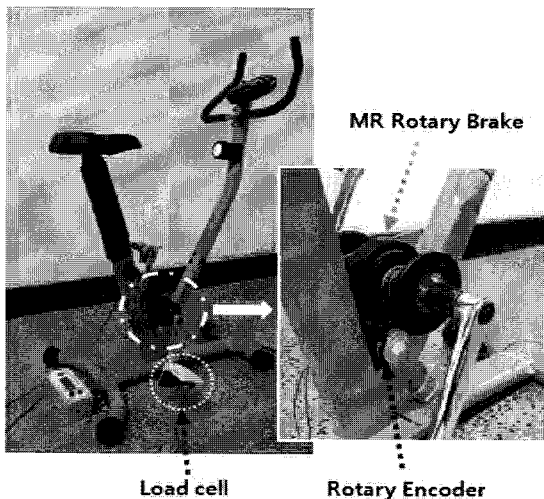


그림 1 페달에 인가되는 하중에 의해 제동력이 제어되는 자전거 에르고미터

Fig. 1 The bicycle ergometer controlled resistance using load applied to the pedals

그림 2는 자전거 에르고미터의 주행특성을 측정하기 위한 제어방법과 실험장치의 구성을 나타낸다. 페달에서 측정된 로드셀의 신호는 증폭기를 거쳐 DAQ Board(PCI-6024E, NI corp. USA)를 통하여 컴퓨터에 입력된다. 피험자 각각의 입력에 따라 이득값을 설정하여 제어기에서 500-1000mA의 전류가 MR 회전형 브레이크에 인가되도록 하였다. 즉, 주행 중 페달에서 측정되는 좌우 하중에 따라 브레이크의 제동력이 실시간으로 가변되도록 제어하였다. 제어기는 MR 회전

형 브레이크에 인가되는 전류량을 조절하는 장치로 마이크로프로세서를 사용하여 33KHz PWM pulse를 출력하였고, 출력전압을 피드백 하여 비교 출력하는 정전압 출력방식을 적용하였다. 또한, 엔코더를 이용하여 측정된 주행속도(rpm)는 LCD 모니터를 통하여 피험자에게 피드백 된다.

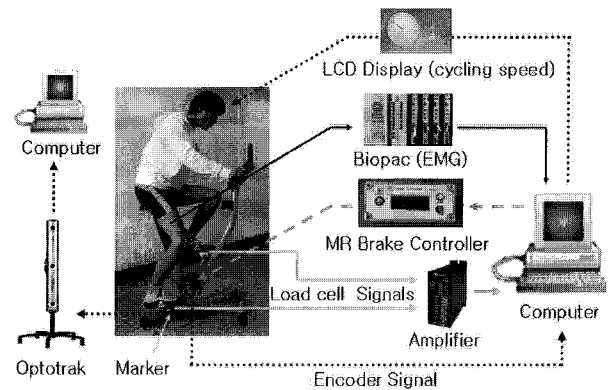


그림 2 제어방법과 실험 장치

Fig. 2 Control method experiment systems and

3. 실험 방법

페달에 인가되는 하중에 의해 브레이크의 제동력을 제어하는 자전거 에르고미터의 주행 특성과 근활성화 경향을 고찰하기 위해서 주행 중에 페달에 인가되는 하중의 하중과 각속도를 측정하였고, 우하지 근육의 근전도(EMG)를 계측하였다. 본 실험에서는 근골격계에 이상이 없는 건강한 남성 10명(나이: 26.8 ± 2.3 세, 체중: 70.8 ± 7.2 Kg, 신장: 176.8 ± 2.9 cm)을 대상으로 실험을 진행하였다.

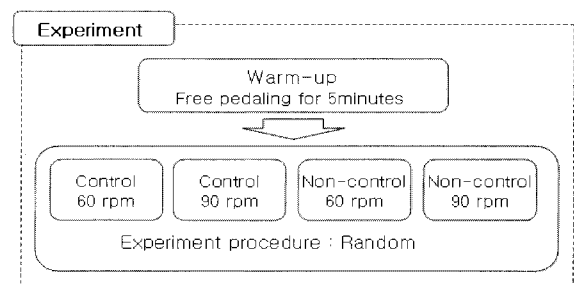


그림 3 실험 구성

Fig. 3 Configuration of experiments

실험은 그림 3의 순서에 따라 진행하였다. 본 실험에 앞서 각 피험자들은 편안한 속도로 5분간 연습훈련 실행한 후에 실험의 4가지 주행조건을 무작위 순으로 수행하였다. control 모드는 브레이크에 인가되는 전류량이 500 - 1000 mA 범위 내에서 가변되는 조건이고, non-control 모드는 750mA의 일정한 전류를 인가받으며 주행한다. 브레이크의 제어 유무에 따라 주행 특성의 차이를 비교하기 위한 실험으로, 페달의 각속도를 보다 정밀히 측정하기 위해서 Optotrak Certus Motion Capture System(Northern Digital Inc. Canada)을 사용하였다. Optotrak 시스템의 마커를 페달

의 회전축에 부착하여 주행 중에 각속도를 측정하였고, 시스템의 분해능은 140 Hz이다. 주행시간은 5분씩이면, 각 주행 사이에 5분간 휴식을 가졌다.

근전도 신호를 측정하기 위해 MP150WSW(Biopac System, Inc. USA)를 이용하였다. Sampling rate는 1024 Hz이었고, 잡음을 제거하기 위해 low pass filter 30 Hz, high pass filter 150 Hz, band stop 60 Hz로 신호를 처리 하였다. 상용 프로그램인 Acqknowledge 3.8.1(Biopac System, Inc. USA) 프로그램을 이용하여 측정변수를 설정하고 근전도 신호를 컴퓨터에 저장하였다. 전극은 EL 500 disposable paired electrode (Biopac System, Inc. USA)를 사용하였다. 전극 부착 위치는 피험자의 오른쪽 하지의 대퇴직근(RF : rectus femoris), 대퇴이두근(BF : Biceps Femoris), 대퇴근막장근(TFL : Tensor Fasciae Latae), 외측광근(VL : Vastus Lateralis), 내측광근(VM : Vastus Medialis), 전경골근(TA : Tibialis Anterior)과 비복근(GAS : Gastrocnemius)이다.

4. 실험 결과 및 고찰

4.1 주행 특성

MR 브레이크 자전거 시스템의 주행특성은 페달에서 측정되는 하지의 하중과 각속도를 통하여 고찰하였다. 표 1은 피험자들의 평균 각속도를 나타낸 것이다. 피험자에게 실험 시작 전에 주행조건에 따라 65 ± 5와 90 ± 5 rpm을 유지하도록 지시하였고, 측정된 평균 주행속도는 control 모드에서 65.0 ± 3.5, 94.3 ± 6.7 rpm, non-control에서 64.4 ± 3.8, 93.7 ± 7.5 rpm으로 나타났다. 피험자가 제시된 주행속도를 큰 오차 없이 유지함에 따라 평균 각속도는 브레이크의 제어의 유무에 상관없이 유사하였지만, 주행과정에서 주기적으로 나타나는 각속도의 변화량은 control 모드가 non-control에 대하여 60 rpm에서 42.9%, 90 rpm에서 17.3 % 감소하였다. 회전속도가 높아질수록 페달을 움직이는 하지의 관성이 증가함으로 브레이크의 제어성능이 낮아져 control 모드와 non-control의 각속도 진폭의 차이가 낮아지기 때문이다.

표 1 평균 각속도

Table 1 Average angular velocity [unit : rad/sec]

rpm	Control		Non-control	
	Angular Velocity	Amplitude (max-min)	Angular Velocity	Amplitude (max-min)
60	6.80	1.04	6.74	1.82
90	9.87	1.60	9.81	1.94

그림 4는 피험자 중 3명의 1 Cycle 동안 각속도 곡선을 나타낸다. Subject 1은 우세측이 좌하지이고 나머지 피험자는 우하지이다. 굴곡 되었던 무릎관절이 신전될 때 좌우 페달의 각속도가 최고점을 기록하는데, non-control 모드에서 좌우 최고점의 차가 2.03 ± 0.53 (rad/s)이고, control 모드는 0.36 ± 0.42 (rad/s)로 82.3%가 감소되었다. 그림 4에 나타난 것처럼 브레이크 제어를 통해 좌우 각속도의 차이와 진폭이 감소되고, 좌우의 주기가 유사해졌는데, 이것은 페달에 인가

되는 하중을 이용한 브레이크 제어를 통하여 좌우 근육 차이에 의해 발생하는 주행 불균형을 회복시키고, 관성에너지를 저장하는 플라이휠이 제거되어 좌우 페달링이 부드럽게 연결되지 못함에 따라 발생하는 주행감 저하를 완화시킨 것이다.

표 2 좌우 하지의 비대칭 정도

Table 2 Level of asymmetry between right and left leg [unit : rad/sec]

	Peak Angular Velocity	
	Control	Non-control
Dominant Leg	8.50	10.61
Non-dominant Leg	8.34	8.54
Asymmetry (%)	1.97	19.63

$$Asymmetry(\%) = \frac{P_2 - P_1}{P_2}$$

P₁: peak angular velocity at the non-dominant leg

P₂: peak angular velocity at the dominant leg

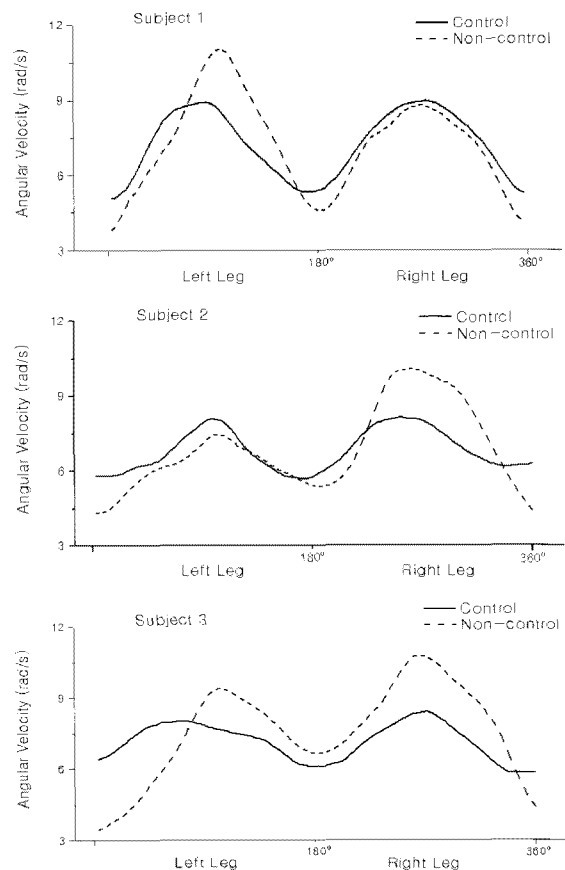


그림 4 1 회전 중 페달의 각속도 곡선

Fig. 4 Angular velocities during one cycling

재활훈련 과정에서 편마비 환자는 비대칭의 정도를 평가한다면 훈련의 효과를 점검하고 향후 치료계획에 있어 중요

한 자료가 될 것이다. 우세측 하지의 각속도 최고점과 비우세측 최고점의 차이를 계산하여 좌우측 주행의 비대칭성을 표 2로 제시하였다. 주행의 비대칭성이 non-control 모드에서 19.63%, control 모드에서의 1.97%로 나타나는데, 제동력의 제어에 따라 좌우 하지의 비대칭성이 보상되어 좌우측의 주행 속도가 유의해지는 결과이다. 표 2에서 보인바와 같이 정상인을 대상으로 한 평가에서도 좌우 근력의 비대칭을 확인할 수 있었고, 편마비 환자의 경우 비대칭 정도가 훨씬 심각할 것이다. 자전거 에르고미터를 이용한 비대칭성 평가는 편마비 환자의 초기 상태를 확인하여 주행 가능성을 판단하고, 재활훈련에 의한 좌우 하지 근력의 비대칭성의 향상 정도를 판단할 수 있는 평가 자료가 될 것으로 기대된다.

4.2 근전도 특성

주행 중에 측정된 근전도 신호를 분석하여 control 모드와 non-control모드에서 근활성도 경향을 IEMG를 이용하여 비교하였다. 통계분석은 Window용 SPSS 13.0 version을 이용하여, control 모드와 non-control 모드의 근활성도에 대하여 paired t-test를 실시하여 유의성을 검토하였다.

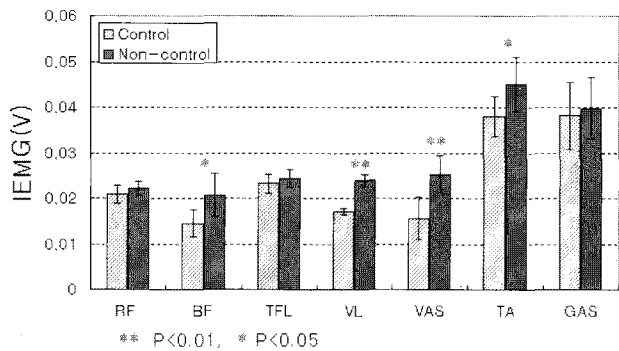


그림 5 브레이크 제어에 따른 근활성도 비교
 Fig. 5 Comparison of muscular activities with and without brake control

그림 5는 주행속도 60 rpm에서 control 모드와 non-control 모드의 IEMG를 비교한 것이다. 모든 근육에서 control 모드의 IEMG가 낮게 분석되었다. 하지의 무릎관절이 최대로 신전된 후 굴곡이 시작될 때 발을 들어 올리면서 주행함에 따라 페달에서 측정되는 하중이 감소하게 되고, 이에 따라 브레이크 부하가 줄어든다. 무릎관절의 신전 시기에는 페달에 가해지는 하중이 증가하고, 굴곡 시기에는 감소함에 따라 효율적인 근력의 분배가 이루어져 적은 근력으로도 원활한 주행을 유도하였다. 무릎관절의 굴곡에 관여하는 내측광근에서 28.4%, 외측광근에서 38.5%, 대퇴이두근에서 29.7%의 IEMG량이 감소되어 두드러진 경향이 나타났으며, 페달을 뒤로 밀어내기 위한 발목관절의 배측굴곡에 관여하는 전경골근에서는 15.7% 감소되었다. 일반적으로 건강한 사람의 근력 증진을 위해서는 높은 근활성도를 유도해야 하지만, 편마비 환자는 환측의 낮은 근력으로 정상적인 자전거 주행이 어렵다. 재활훈련에서 환측의 근력을 고려하지 않고 높은 부하의 운동이 요구되면 환측 하지는 피동적으로 움직이게 되어 훈련이 효율성이 낮아진다. 편마비 환자의 근력을

측정하여 환측 하지가 발휘할 수 있는 근력에 맞게 브레이크 제동력을 변경하면서 환측의 능동적인 자전거 훈련을 장시간 유도함에 따라 근지구력과 자세균형능력의 향상을 기대할 수 있다.

5. 결 론

본 연구에서는 페달에 인가되는 하중에 따라 제동력이 제어되는 자전거 에르고미터를 이용한 주행특성을 고찰하였다. 이에 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 페달에 인가되는 하중을 이용한 제동력의 실시간 제어를 통하여 좌우측 페달의 각속도 차이를 감소시키는 자전거 에르고미터를 개발하였다.
2. 주행 중에 측정되는 좌우 하지의 근력차이를 비교하여 좌우 근력의 비대칭 정도를 평가할 수 있다.
3. 좌우측 하지 근력의 비대칭시 환측의 근력특성을 고려하여 브레이크 제동력을 조절함으로써 환측의 능동적인 페달링을 유도함에 따라 재활훈련 효과의 상승이 기대된다.

본 연구에서 개발된 자전거 에르고미터는 편마비 환자의 재활 훈련 장치로 응용될 수 있으며, 환자를 대상으로 하는 실험을 계획하고 있다.

감사의 글

이 논문은 2008년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국학술진흥재단의 지원을 받아 수행된 연구임
 (지방연구중심대학육성사업/헬스케어기술개발사업단)

참 고 문 헌

[1] H. Cohen, C. A. Blatchly, L. L. Combash, "A study of the clinical test of sensory interaction and balance", Physical Therphy, pp. 346-354, 1993.

[2] J. B. Chae, B. J. Kim, S. S. Bae, "A study on the control factors of posture and balance", J Kor. Soci. Phys. Ther., pp. 421-431, 2001.

[3] M. Hull, M. Jorge, "A method for biomechanical analysis of bicycling.", J Biomech., pp.631-644, 1985.

[4] M. Ericson, "On the biomechanics of cycling. A study of joint and muscle load during exercise on the bicycle ergometer.", Scand J Rehabil Med Suppl., pp.1-43, 1986.

[5] M. Jorge, M. Hull, "Analysis of EMG measurements during bicycle pedalling", J Biomech., pp.683-694, 1986.

[6] C. G. Song, J. Y. Kim, N. G. Kim, "A new postural balance control system for rehabilitation training based on virtual cycling", IEEE Trans. Rehabi. Eng, pp. 200-207, 2004.

[7] J. C. Wall, G. I. Turnbull, "Gait asymmetries in residual hemiplegia". Arch. Phys. Med. Rehabil., pp. 550 - 553, 1986

저 자 소 개



윤영일 (尹永一)

2006년 전북대 기계공학부 졸업.
2008년 전북대 헬스케어공학과 대학원 석사.
관심분야 : 바이오메카트로닉스 및 재활공학.



권대규 (權大奎)

1993년 전북대 기계공학과 졸업.
1995년 전북대 기계공학과 대학원 석사.
1999년 일본 동북대학 기계전자공학 박사.
2004년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수.
관심분야 : 바이오메카트로닉스 및 재활공학.



김동욱 (金東郁)

1988년 전북대 기계공학과 졸업.
1990년 전북대 기계공학과 대학원 석사.
1992년 일본 Hokkaido 대학 생체공학과 석사.
1995년 동 대학원 박사.
2000년~2006년 순천향대학교 정보기술공학부 조교수.
2006년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수.
관심분야 : 실버공학 및 감각정보공학.



김정자 (金貞孜)

1985년 전남대학교 계산통계학과 졸업
1988년 전남대학교 전산학과 석사
1997~2002 전남대학교 전산학과 박사
1988~2002 전남대학교 전산학과 외래교수
2002~2004 전남대학교 전자통신 연구소 post-doc
2004~2006 한국 Bio-IT 파운드리 광주센터 연구교수
2006~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수
관심분야 : 바이오인포매틱스, 데이터 마이닝, 생체계측



김남균 (金南均)

1981년 전북대 기계공학과 졸업.
1983년 동 대학원 석사.
1987년 프랑스 스트라스부르크 대학 박사.
1988년~현재 전북대학교 의과대학 의학과 겸직교수.
1998년~현재 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수.
관심분야 : 평형감각 및 재활 시스템.