

PPG 측정신호로부터의 심박 검출 성능 향상에 관한 연구

A Study on the Performance Improvement of the HRV Detection from PPG Signals

최규식*, 최동혁*, 장윤승*, 양계탁**

Gyu-Shik Che*, Dong-Hyuk Choi*, Yun-Seung Chang* and Gye-Tak Yang**

요 약

건강에 관한 헬스케어기구 중에서 전신안마기의 보급이 급속도로 증가되고 있다. 현대인의 스트레스를 해소하기 위해 사용하는 이러한 전신안마기 사용시 PPG를 이용하여 HRV 신호를 측정하여 스트레스의 이완 정도를 판단하는 것이 중요하다. 그런데 이 경우 안마기에 의해서 피실험자가 움직이는 상태에서 측정이 이루어지므로 HRV의 측정신호에 동잡음이 개입된다. 본 논문에서는 이러한 복합신호에서 신호처리에 의해서 동잡음을 효과적으로 제거하여 원하는 HRV를 측정하여 분석하는 방법을 제시한다.

Abstract

The whole-body massager among healthcare devices is under being popularized in a large scale as times goes by. It is critical to measure, analyze and judge the stress relaxsation trend from HRV signal using PPG in case of massager operation with such relaxsation device for removing stress of human being. There may be artifact in HRV measured signal because the measured object is under shaking with that massager in this case. We present the methodology to remove such artifact from those measured HRV signal, and then measure and analyze the desired HRV successfully in this paper.

Keywords : HRV, EEG, ECG, PPG

I. 서 론

현재의 우리 사회에는 문명의 발달로 인하여 고품질의 삶을 추구하는 분위기가 성숙되어가고 있으며, 특히 고령화사회의 진입과 더불어 좀더 안락한 생활을 향유하기 위한 욕구가 분출되고 있다. 한편 복잡다단한 현대사회에서 살아가고 있는 현대인들은 매일매일 엄청난 정보의 홍수 속에서 톱니바퀴처럼 맞물려 살아가면서 여러 가지 긴장속에 살고 있다. 이

러한 환경 하에서 현대인들은 휴식과 안정을 원하게 된다. 긴장이란 예를 들어서 뒷목이 뻐근하고 어깨가 결리며, 뒷골이 당기는 등 대부분의 현대인들이 겪고 있는 증상으로 매일매일 고통을 받고 있어서 삶의 품질을 떨어뜨리는 요인이 된다. 특히 후두부에서 어깨, 등을 감싸고 있는 승모근은 몸의 가장 큰 근육으로서 이의 긴장 때문에 스트레스가 생긴다. 이러한 분위기에 편승하여 최근에는 건강에 관한 헬스케어 기기들이 속속 등장하고 있다.

* 건양대학교 의공학과(Dept. of Biomedical Engineering, Konyang University)

** 건양대학교 정보보호학과(Dept. of Information Security, Konyang University)

· 제1저자 (First Author) : 최규식

· 투고일자 : 2009년 12월 07일

· 심사(수정)일자 : 2009년 12월 29일(수정일자 : 2009년 12월 16일)

· 게재일자 : 2009년 12월 30

인체의 이러한 건강상태를 판단하는 하나의 방법으로서 인체의 스트레스를 분석하는 기법이 있다. 그 기법은 심박률변동(heart rate variability ; HRV), 뇌전도(electroencephalogram ; EEG) 등과 같은 생체정보 측정방법이다. 그런데 EEG는 머리 표면에 10-20 시스템의 뇌전도용 전극을 붙이고 매우 약한 전기적인 복합신호를 측정하는 것으로서 이것들은 1929에 버거(Hans Berger)에 의해 처음으로 관찰된 후 이 신호들을 임상적, 생리학, 심리학적으로 이용하기 위해 많은 연구들이 행해졌지만, 아직도 밝혀내지 못한 부분들이 많다. 또한 이 전위는 심전도의 약 1/1000에 해당하는 수십 μV 의 극히 미세한 전위이며, 0.1~40Hz에 해당하는 매우 낮은 주파수 특성을 가진다. 이처럼 여러 가지 불편하고 불확실한 점이 많아서 이 방법은 스트레스를 측정하는 방법으로서 그리 선호되지 못하고 있다.

한편 HRV에 의한 방법은 [1,2,3,4]에서 보듯 인체의 상태를 비침습적으로 간단하게 측정할 수 있을 뿐만 아니라 이러한 측정방법에 의한 정확도가 높아서 많은 연구에서 이 방법을 채택하고 있다. 이 중에서 PPG를 이용한 측정법은 [5,6,7,8]에서 증명된 바와 같이 보편적으로 이용되는 방법이다.

본 논문에서는 건강보조기기인 전신안마기를 이용하여 정상인이 안마 중에 겪게 되는 안마 중의 스트레스의 이완 상태 변화를 측정하여 건강상태를 판단하고자 한다. 연구대상으로 하는 전신안마기의 경우 안마중 피실험자의 HRV를 측정하여 스트레스를 분석하는 방법으로서 이의 방법으로는 PPG를 이용하여 안마중의 스트레스를 측정하여 피실험자의 건강상태를 진단하는 것이다. 그런데 전신안마기는 사용 중에 가동되고 진동을 하므로 사용 중에 스트레스를 측정하기 위해 신호를 취득하면 필연적으로 동잡음이 개입된다. 이러한 동잡음이 HRV의 검출 및 분석을 어렵게 하기 때문에 이러한 문제점을 제거하기 위한 신호처리방법이 필요하게 된다.

따라서 본 논문에서는 전신안마기를 사용하는 중에 PPG를 이용하여 HRV를 측정하여 이 중 필수적으로 개입되는 동잡음을 제거하여 원래 원하는 HRV 신호를 구현하고자 한다. 제2항에서는 인체의 스트레스를 평가할 수 있는 확실한 방법으로 생각되는 심

박률을 검출하기 위한 조건을 제시하였으며, 제3항에서는 PPG를 이용하여 심박률을 검출, 이의 신뢰도를 높이기 위한 방안을 강구한다. 제4항에서는 HRV 검출을 검증하기 위한 프로그램을 구현하여 본 논문에서 제시한 심도도 향상 방법에 대한 검증을 하였다.

II. 심박률의 검출 조건

2-1. 대상

실험대상으로 한 사람들은 건양대학교 의공학과에 재학중인 대학생들로부터 시작하여 그 외에 나이 많은 사람까지 비교적 건강한 11명의 사람들이었으며, 실험의 목적을 사전에 충분히 설명하여 양해를 구하고 시작하였다.

2-2. 데이터 기록

11명의 실험자 전원에게 대해서 운동이나 공부와 같은 긴장 상태 후에 전신안마기로 안마를 받아가면서 긴장상태 및 스트레스 상태에서 점차 편안한 상태로 천이하면서 이와 관련된 심박을 기록하였다.

2-3. 정보의 취급

HRV 측정을 위해 심장호흡신호와 인공신경망을 사용하고 있지만 복잡한 알고리즘으로 필터링, 신호 재구성 또는 동잡음제거를 하는 것이 아니라 대신 동잡음을 신호와 관계된 정보로 취급하였다.

III. PPG 신호로부터 심박 검출 성능 향상

심박률을 측정하기 위한 방법으로서 PPG를 이용하였다. 포토-플레시모그래피(potoplethysmography)라고 불리는 PPG는 일반적으로 소정 개수의 LED와 광검출기를 이용하여 심장박동에 관련된 정보를 추출하는 방법이다. PPG를 이용한 심박검출은 간단한 센

서모듈로 신체와의 단 하나의 접촉점을 통해 측정될 수 있기 때문에 2개 이상의 전극을 부착해야 하는 심전도(electrocardiogram ; ECG)를 이용하는 방법에 비하여 사용자에게 불편함을 주지 않는다. 이는 피부의 광학적 특성을 이용하여 혈관에 흐르는 혈류량을 측정함으로써 심박 활동 상태를 알 수 있는 방법으로서 비침습적이고, 센서의 크기가 작으며, 부착위치가 용이하다는 등의 장점으로 인해 특히 많이 쓰이고 있다. PPG의 원리는 심장박동으로 인해 혈관의 용적이 변할 때 광원을 신체에 발광하면 생체 조직은 빛의 일부를 반사 및 투과하는 특성이 있어 혈관 용적 변화에 따른 빛의 감광량의 변화를 광 센서에서 감지하여 맥박을 측정하는 것이다.

이 PPG는 그림 1에서 보는 것처럼 보통 손가락에 끼워 혈류의 변화를 광센서로 측정하는 센서 모듈로서 이로부터 심박을 검출할 수 있다. 심박은 PPG 신호의 피크를 검출하고 이 피크의 시간 간격으로부터 제시한 계산식에 의해 구할 수 있으므로, PPG 심박 검출은 PPG 신호의 피크 검출에 직접 연관되어 있다. PPG 신호 측정시 진동 및 동잡음은 PPG를 착용한 사람이 안마기나 자동차와 같은 진동이 있는 곳에서 측정하거나 PPG 측정 부위의 흔들림, 측정 자세 등에 의하여 그림 2에서처럼 동잡음이 낀 신호가 발생한다.

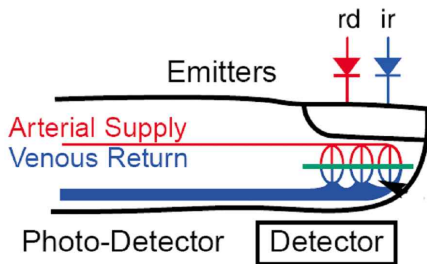
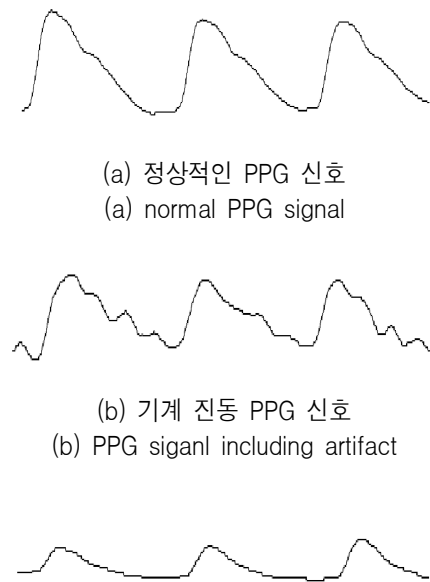


그림 1. PPG를 이용한 측정 원리
Fig 1. PPG measurement principle

이러한 진동 및 동잡음은 PPG로부터 정확한 심박을 검출하기 위해 반드시 극복되어야 한다. 본 연구에서는 PPG 신호의 레벨이 측정 손가락 피부의 두께나 자세에 따라 피부저항이 달라져서 측정신호가 변하는 변동성을 적응적 신호 크기 조절에 의해 해결하였으며, PPG의 피크 모양이 둥근 형태여서 기계 진

동이나 다른 잡음 영향을 많이 받는 문제를 해결하기 위해 이동 평균 처리를 한 후 피크를 검출하였다. PPG 신호의 피크가 심장 박동에 따른 주기성을 갖는 데에 착안하여 그림 3의 흐름도에 의해서 내재된 주기성을 히스토그램에 의한 통계적 방법으로 찾은 다음, 이 주기성을 PPG 신호의 피크 위치 제약으로 사용하여 이 위치 제약을 만족하는 경우 피크로 검출한다.

또한 동잡음을 제거하기 위해서는 3축 가속도계를 이용하여 신체의 움직임을 측정하여 왜곡된 신호와의 상관관계를 살펴보고 최소 평균자승법(least mean square ; LMS) 적응필터를 적용한 능동잡음 제거 방식을 이용하여 움직임에 의한 동잡음이 낀 생체 신호 왜곡 현상을 보상하였다. 왜곡된 신호의 복원 정도를 알기 위해 전신안마기의 동작을 반복해본 결과 제안된 방법은 PPG의 주기보다 높은 주파수의 동잡음 제거에 효과적이고, 팔의 움직임 등의 낮은 주파수에 대한 주기 검출에 우수한 성능을 가짐을 확인했다.



(c) 접점 변이나 자세에 따른 신호 레벨 변화
(c) signal level variation due to contact shift or attitude

그림 2. 다양한 잡음이 포함된 PPG 신호
Fig. 2 PPG signal including various noises

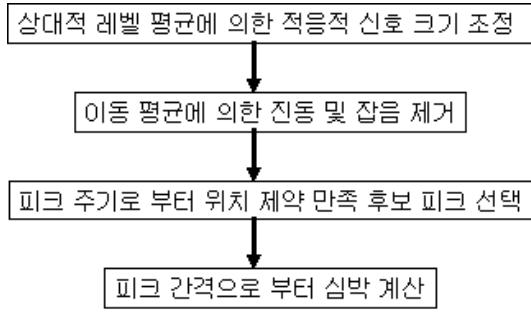


그림 3. 흐름도
Fig 3. flow chart

PPG 신호의 레벨이 측정 손가락 피부의 두께나 자세에 따라 변하는 신호 크기 변동성은 적응적 신호 크기 조정으로 해결하였다. 적응적 신호 크기 조정은 후보로 검출된 피크의 상대적 레벨 크기값을 이용하였다. 상대적 레벨 크기값은 그림 4에서와 같이 PPG 신호에 대해 0.76초 이동 평균값을 구하고 이 이동 평균값과 원신호를 비교하여 이동 평균값보다 큰 영역의 시작부분과 끝 부분 사이에서 이동 평균값과 원신호의 차이가 가장 큰 값이다.

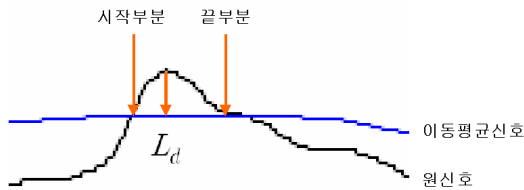


그림 4. 상대적 레벨 크기값(L_d)
Fig. 4. relative level size(L_d)

상대적 레벨 크기값(L_d)이 허용 최소치보다 작으면 신호의 레벨의 크기 조정값 α 를 0.25 증가시키고, 상대적 레벨 크기값(L_d)이 허용 최대치 보다 크면 신호의 레벨의 크기 조정값 α 를 0.25 감소시켰다. 최소 크기 α 값은 0.5, 최대 크기 α 값은 7로 고정하여 사용하였다.

주어진 신호값에서 동잡음을 비롯한 많은 기타 잡신호들을 제거하기 위해 원하는 신호값 S_s 를 얻기 위한 식은 아래와 같다.

$$S_s = \alpha(S - \bar{S}) \quad (1)$$

여기서 S_s 는 크기 조정된 값, S 는 원 신호값의 크기이고 \bar{S} 는 S 의 12초 이동 평균값이다.

또한 PPG의 피크 모양이 둥근 형태로 그림 6(a)와 같이 기계 진동이나 다른 잡음 영향을 많이 받는 문제를 해결하기 위해 원 신호를 0.06초 이동평균 후 피크를 검출하면 그림 6(b)와 같은 안정적인 피크를 검출할 수 있다. 첫번째 상대적 레벨 크기값이 위치하는 곳이 피크의 위치가 된다.

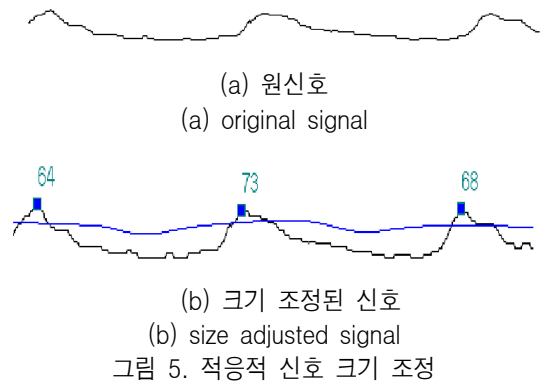


그림 5. 적응적 신호 크기 조정
Fig 5. signal size adjustment by addaptive method

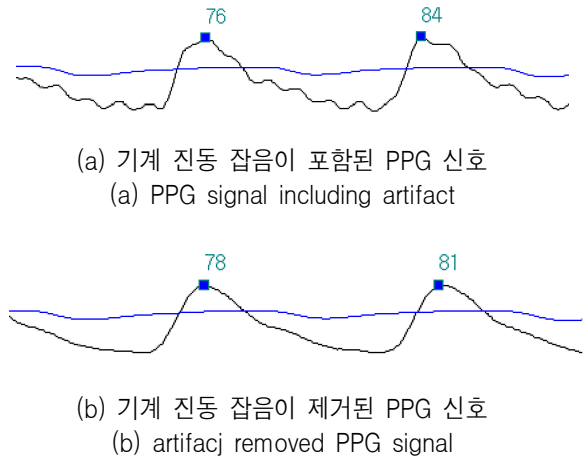


그림 6. 이동 평균 처리에 의해 기계 진동 잡음 제거
Fig 6. artifacj removed PPG signal by shift mean distance treatment

두번째에서 구한 피크 간격들의 히스토그램을 구하고 이중 최대값을 가지는 간격이 현재 피크의 주기가 된다. 다음 이 주기성을 PPG 신호의 피크 위치 제약으로 사용하여 이 위치 제약을 만족하는 피크만 검출한다. 그림에서 현재 피크 후보점 좌/우의 위치 제약 영역이 있으며, 이 위치 제약 영역 안에 다른 피

크 후보점이 있어야 한다. 이 조건을 만족하지 못하는 피크 후보는 제거하였다. 위치 제약은 현재 피크의 주기로부터 좌/우 이격을 주어 만들었다.



그림 7. 신호군 판단에 의한 신호처리
Fig 7. signal processing using signal group judgement

심박은 다음과 같은 수식에 따라 구하였다.

$$HR = \frac{60}{P_i} \quad (2)$$

여기서 HR은 심박, P_i 는 주기로써 현재 피크와 이전 피크 간 시간 간격(단위:초)이다. 본 PPG 심박 검출 방법은 적응적 신호 크기 조정에 의해서 자동으로 신호 크기를 조정하여 PPG 신호의 크기가 측정 손가락 피부의 두께나 자세에 따라 변하는 변동성을 극복하였으며, 이동 평균 처리에 의한 잡음 제거에 의해 PPG의 피크 모양이 등근 형태로 기계 진동이나 다른 잡음 영향을 많이 받는 문제를 해결하였다.

IV. HR 검출 검증 프로그램 구현

HR 검출도의 정확도를 판단하기 위해 사람이 판단한 생체 신호 피크와 프로그램이 자동 검출한 피크를 자동으로 비교하는 프로그램을 구현하였다. 이 프로그램은 사람이 판단한 피크의 추가, 삭제, 수정을 할 수 있는 편집기능과 자동 비교 기능을 가지고 있으며, 이 프로그램으로 비교한 결과 안마 중 취득한 PPG 신호로부터 HRV를 검출한 정확도는 평균 98.9%이다.

또한 검출을 검증하는 프로그램 화면은 그림 8에 나타난 바와 같으며, 맥박검출 프로그램은 그림 9와 같다.

표 1. HRV 정확도
Table 1. accuracy of HRV

연번	1	2	3	4
피크수	1291	1385	1893	1407
검출률(%)	99.8	99.3	99.9	92.3
연번	5	6	7	8
피크수	2120	1229	1381	1059
검출률(%)	99.2	98.8	98.0	99.9
연번	9	10	11	평균
피크수	1075	1111	1225	1380
검출률(%)	99.9	99.7	100.0	98.9

또한 검출을 검증하는 프로그램 화면은 그림 8에 나타난 바와 같으며, 맥박검출 프로그램은 그림 9와 같다.

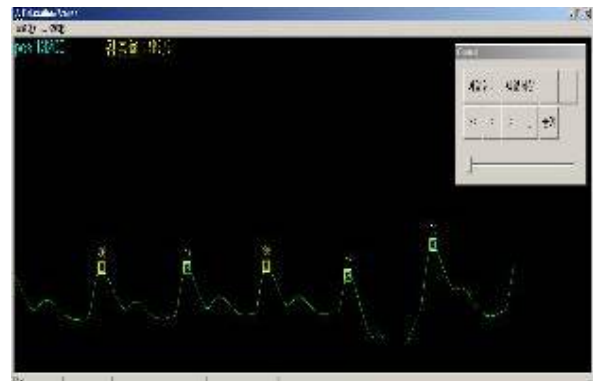


그림 8. 검출검증 프로그램 화면
Fig. 8 validation of detection program

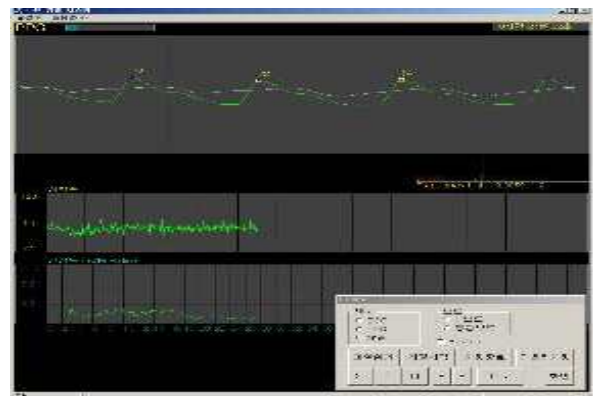


그림 9.맥박 검출 프로그램 화면
Fig.9 display for HRV detection program

V. 결론

본 연구에서는 적응적 신호 크기 조절에 의해 측정 피부의 접촉저항이 달라져서 PPG 신호의 레벨이 달라져서 측정신호가 변하는 변동성을 해결하였으며, PPG의 피크 모양이 둥근 형태여서 기계 진동이나 다른 잡음 영향을 많이 받는 동잡음 문제를 해결하기 위해 이동 평균 처리방법을 사용하였다. PPG 신호의 피크가 심장 박동에 따른 주기성을 갖기 때문에 내재된 주기성을 히스토그램에 의한 통계적 방법으로 찾은 다음, 이 주기성을 PPG 신호의 피크 위치 제약으로 사용하여 이 위치 제약을 만족하는 피크를 검출하였다.

왜곡된 신호의 복원 정도를 알기 위해 전신안마기의 동작을 반복해본 결과 제안된 방법은 PPG의 주기보다 높은 주파수의 동잡음 제거에 효과적이고, 팔의 움직임 등의 낮은 주파수에 대한 주기 검출에 우수한 성능을 가짐을 확인했다.

참 고 문 헌

[1] T.Penzel, Jan W. Kantelhardt, L. Grote, J-H Peter, A. Bunde, "Comparison of Detrended Fluctuation Analysis and Spectral Analysis for Heart Rate Variability in Sleep and Sleep Apnea", *IEEE Trans on Bio Eng*, vol. 50, no.10, pp1143-1151, 2003.10

[2] Robert L. Burr, "Interpretation of Normalized Spectral Heart Rate Variability Indices In Sleep Research : A Critical Review", *Sleep*, vol. 30, no.7, pp913-919, 2007

[3] Emilio Vanoli, Philip B. Adamson, Ba-Lin, Gian D. Pinna, Ralph Lazzara, William C. Orr, "Heart Rate Variability During Specific Sleep Stages", *American Heart Rate Association, Inc.* pp1918-1922, 1995

[4] Task Force of The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology, "Heart Rate Variability", *American Heart Association, Inc.* vol.17, pp

354-381, 1996

[5] 정동근, 김광년, 연구선, 최병철, 서덕준, "광전용 적맥파를 이용한 요골동맥 맥파검출", *Korean Journal of Life Science*, vol.13, no.1. pp42-46, 2003

[6] 서광석, 김정수, 안원식, 박광식, 김현정, 염광원, 구의경, "상하지 광채적 파형의 진폭과 맥파전도 시간을 이용한 지속적 동맥혈압 추정", *대한마취과학회*, vol.53, no.2, pp159-168, 2007.8

[7] 김성우, 이주형, 남기창, 김수찬, 차은중, 김덕원, "PPG 2차미분을 이용한 정상인과 당뇨병환자의 말초혈관 탄성도 비교", *전자공학회*, vol.44, no.4, pp250-255, 2007.7

[8] 김진태, 김성우, 홍현기, 임재중, 김덕원, "PPG를 이용한 당뇨병환자의 국부질환의 조기진단 시스템 개발", *전자공학회*, vol.43, no.3, pp151-157. 2006.5



최 규 식 (崔圭植)

1973년 서울대학교 공과대학 전기공학과(공학사)
 1983년 뉴욕공과대학 전기공학과(공학석사)
 1993년 명지대학교 전기공학과(공학박사)
 1978년 ~1993년 한국전력기술 중앙연구소 책임연구원

1993년 ~ 현재 건양대학교 의공학과 교수
 관심분야 : 데이터통신, 무선랜 분야

최 동 혁 (崔東赫)



1986년 연세대학교 공과대학 전자공학과(공학사)
 1988년 연세대학교 공과대학 전자공학과(공학석사)
 1993년 연세대학교 공과대학 전자공학과(공학박사)
 1993 ~ 2006 건양대학교 컴퓨터공학과 교수

2006년 ~ 현재 건양대학교 의공학과 교수
 관심분야 : 영상처리/인식, 생체신호처리

장 윤 승 (張允承)



1990년 기후대학교 전자공학과(공학사)

1992년 기후대학교 전자정보시스템 공학과(공학석사)

1995년 기후대학교 전자정보시스템 공학과(공학박사)

1995 ~ 현재 건양대학교 의공학과

교수

관심분야 : 생체신호처리, 재활공학

양 계 탁



1984년 2월: 연세대학교 수학과 (이학사)

1986년 2월 : 연세대학교 수학과 (이학석사)

1992년 2월 : 연세대학교 수학과 (이학박사)

1993년 3월 ~ 현재 : 건양대학교

관심분야 : 어플리케이션 평면보조안과류선, 암호