

Design of a Portable Digital Pressure Algometer

宋美惠* · 朴鎬東** · 李景中*** · 權五潤§
(Mi-Hye Song · Ho-Dong Park · Kyoung-Joung Lee · Oh-Yun Kwon)

Abstract - In this paper, we designed a portable digital pressure algometer which not only can measure the pain level objectively and quantitatively, but also is able to do RF communication. This system consists of pressure sensor for pain measurement, analog signal analysis, digital hardware based on PIC16C73B, RF communication and display. To evaluate the performance of the developed system, we measured pressure threshold using commercial analog PA(Pressure Algometer) and the proposed system, and then evaluated the correlation and confidence. Using linear regression analysis, standard deviation of 0.1731 and R-square value of 99.3% were obtained. In conclusion, the above results showed good performance and its usability in measuring the pain clinically.

Key Words : Portable, Digital, Pressure Algometer, RF Communication

1. 서 론

통증은 사람이 병에 걸렸을 때 몸에 나타나는 최초의 증후이며, 환자들이 가장 흔히 호소하는 임상증상이다. 그러나, 통증은 볼 수 없으며, 환자마다 주관적인 느낌을 갖기 때문에 의사가 환자의 통증을 제대로 판정하기 어렵고, 이로 인해 통증에 대한 치료가 효과적으로 이루어지기 어렵다. 신체 어느 부위가 어느 정도 아픈지 자신의 통증의 정도를 의사에게 제대로 알리기 위해서는 주관적인 통증의 정도를 객관적인 자료로 제시할 필요가 있다. 또한 환자 질병에 대한 평가, 추후관리 및 치료효과를 평가하기 위해서는 환자의 통증 정도를 객관적이고 정량적인 수치로 측정하는 것은 중요하다 [1].

환자의 통증을 평가하는 방법은 여러 가지가 있다. 주로 환자의 주관적인 언어를 통해 평가하는 직접적인 방법과 환자의 행동을 의사가 판단하는 간접적인 방법이 있다 [1]. 직접적인 방법으로는 언어적 표현, 비언어적 표현, Visual Analog Scale(VAS), Verbal Rating Scale(VRS), Numerical Rating Scale(NRS), McGill Pain Questionnaire 등이 있다 [2]-[3]. 간접적 방법은 주로 의사소통이 힘든 환자에게서 실시하는데 그 방법으로는 행동 관찰, 활동량 관찰, 수면 관찰, 진통제 요구량 재평가 등이 있다. 그 밖에도

발한검사, 맥박, 생화학측정, 체열촬영과 같은 생리적 기능을 측정하여 평가하는 방법도 있다 [3]. 그러나 대부분 주관적인 방법을 사용하여 통증의 정도를 평가하고 있기 때문에, 통증 평가가 비정량적이며 신뢰도 및 정확도가 입증되지 못하고 있다.

현재 임상에서는 통증의 세기와 불편한 정도를 정량적으로 측정하기 위해 PA(Pressure Algometer : Pain Diagnostic and Thermography, USA)를 사용한다 [4]. PA는 근육 및 관절부의 압통 역치를 보다 객관적으로 측정하는 기기로 아날로그 방식과 전자 방식이 있다 [5]. 아날로그 PA는 측정자가 실시간으로 표시되는 값을 정확하게 측정하기 어렵고, 미세한 압력에 의한 통증 측정이 불가능한 점과 눈금과 눈금 사이를 측정자가 주관적으로 판단함에 의한 측정 오류를 배제할 수 없다. 또한 환자가 통증을 느끼는 순간을 측정자가 정확하게 판단하여 PA에 가하는 힘을 멈추도록 해야 하는데, 환자가 말로 통증의 최고점을 표현하게 되므로, 이때 측정자가 계속해서 힘을 가하게 되어 생길 수 있는 측정 오차도 있을 수 있다. 전자 PA는 아날로그 방식의 불편함과 단점을 보완하였으나, 압통 측정 프로브, 스위치 및 프린터 등이 모두 연결되어 있어, 압통 측정시 기기 사용이 불편하며 측정 데이터를 저장할 수 없는 단점이 있다.

이에 본 연구는 기존의 통증 측정기들의 단점을 보완하여 통증 측정 프로브 내에 압력 센서 및 측정 시스템을 모두 내장되도록 하였고, 무선통신방식을 이용하여 측정된 데이터를 PC나 휴대용 표시장치로 전송할 수 있는 휴대용 통증 측정 장치를 설계하였다.

2. 시스템의 설계

압통 측정 장치는 압력 센서가 장착된 프로브를 통증 부

* 準 會 員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 碩士課程
** 正 會 員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 博士課程
*** 正 會 員 : 延世大 保健科學大 醫工學科 教授 · 工博
§ 正 會 員 : 延世大 保健科學大 物理治療學科 副教授
接受日字 : 2003年 4月 14日
最終完了 : 2003年 9月 23日

위에 접촉시킨 후 힘을 인가함에 따라 다르게 출력되는 전압값을 이용하여 통증의 정도를 측정하는 장치로서 통증 측정용 압력센서, 신호 검출부, 디지털 제어 및 무선 통신부, 데이터 표시부로 구성된다.

2.1 압통 측정용 압력센서

본 연구에서는 기름 10mm의 활성감지영역 내에 힘을 인가하였을 때에만 반응하여 0 ~ 25lb(111N)까지의 압력을 측정할 수 있는 필름타입의 압력센서(Flexiforce Pressure Sensor A101: Flexiforce)를 사용하였다. 그림 1은 본 연구에서 사용한 센서의 사진이다. 센서는 힘이 인가되면 수MΩ에서 수kΩ까지 감소하는 가변 저항과 같이 작용하여 저항의 변화량이 전류값으로 변환되어 출력된다.

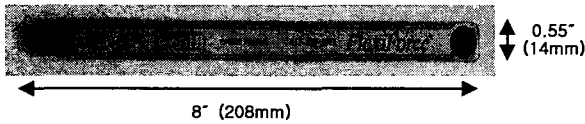


그림 1 Flexiforce 압력센서
Fig. 1 Flexiforce pressure Sensor

2.2 신호 검출부

신호 검출부는 센서에서 출력되는 전류신호를 전압으로 변환해주는 전류-전압 변환회로와 변환된 전압신호로부터 잡음을 제거하는 아날로그 필터부 및 증폭부로 구성된다. 아날로그 필터는 10Hz의 차단주파수를 갖는 저역통과필터를 설계하였다. 그림 2는 압력센서의 출력전류가 신호검출부에 의해 필터링 된 후 변화되는 전압레벨을 오실로스코프로 관찰한 파형이다. 지름 1cm의 센서 활성감지영역 내에 일정한 속도(1kgf/sec)로 압력을 증가 하였을 때의 전압값을 나타낸 것으로서, 압력이 일정하게 증가함에 따라 전압값이 선형적으로 증가하고 있음을 나타낸다. 그림2의 가로축은 시간축(s)이고, 세로축은 전압값(V)을 나타낸다.

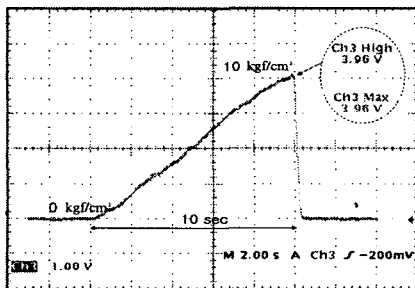


그림 2 시간에 따른 측정 전압값의 변화 파형
Fig. 2 Measured voltage curve with time

그림 3은 센서의 출력 전압과 압력을 비교 테스트한 결과를 그래프로 나타낸 것으로서 압력이 증가할수록 전압값이 선형적으로 증가하고 있음을 알 수 있다.

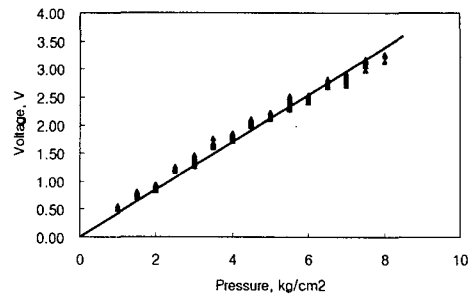


그림 3 센서 출력 전압과 압력 비교 그래프
Fig. 3 Graph of sensor output voltage versus pressure

2.3 디지털 제어 및 무선 통신부

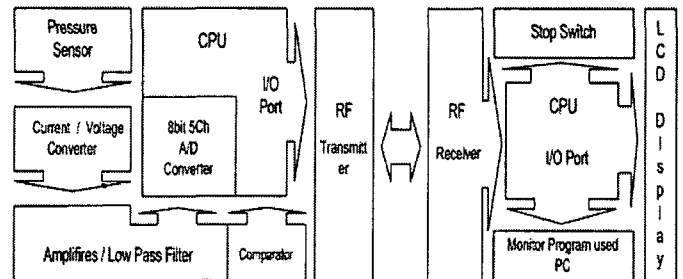


그림 4 시스템 블록도
Fig. 4 System block diagram

디지털 제어 및 무선 통신부는 PIC16C73B를 기반으로 압통 측정 시스템과 신호 수신 및 디스플레이 디바이스를 각각 제어하도록 구성하였으며 시스템 블록도는 그림 4와 같다. 마이크로컨트롤러에 의해 제어되는 압통 측정 시스템은 아날로그 신호를 받아들이는 A/D 변환부, 측정된 정보를 다른 시스템에 전송하기 위한 송신 포트, 시스템의 소비 전류를 최소화하기 위한 파워 다운 모드 제어부로 구성되며, 센서를 통해 획득된 정보는 RF 모듈 TX2(Radiomatrix inc.)를 통해 신호 수신부로 전송된다. 신호 수신 및 디스플레이 디바이스는 RF 수신 모듈 RX2(Radiomatrix inc.)를 통해 전송된 신호를 분석하는 신호분석부, I/O 포트를 이용하여 기능적 제어를 위한 키 입력부, RS-232 시리얼 포트를 통한 PC상의 모니터링 프로그램 제어 및 휴대용 숫자 표시기 제어부로 구성된다. 신호분석부에서는 A/D 변환기를 통해 변환된 전압값을 압력으로 환산해주기 위한 교정곡선이 필요하다. 이를 위한 교정곡선은 각각 100g, 500g, 1kg, 2kg, 5kg의 분동과 전자저울을 사용하여 각각의 압력에 대한 전압값을 측정하여 식 (1)과 같이 구하였다. 단, 변수 'y'는 압력(kgf/cm²)이고, 'x'는 전압값(V)이다. 그림5는 설계한 시스템의 교정곡선을 그래프로 나타낸 것이다.

$$y = 2.3595x \quad (1)$$

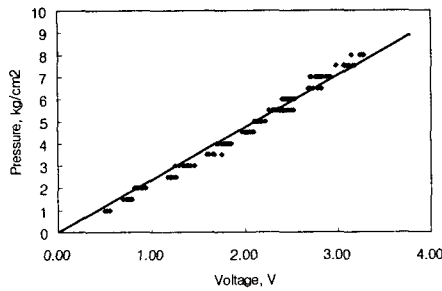


그림 5 설계한 시스템의 교정곡선
Fig. 5 Calibration curve of developed system

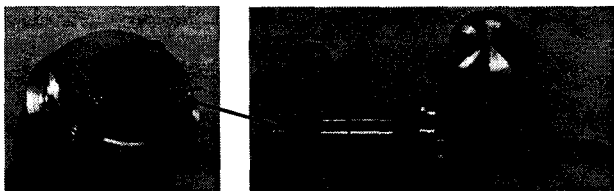
또한 I/O 포트를 이용하여 환자가 통증점에 감지되는 순간 직접 스위치를 사용하여 시스템의 작동을 제어하게 함으로서 환자가 말이나 행동으로 자신의 의사를 전달하는 것보다 쉽고, 간편하게 통증점을 감지할 수 있고, 통증 측정시 발생하는 시간적인 오차를 최소화 할 수 있다.

2.4 데이터 표시부

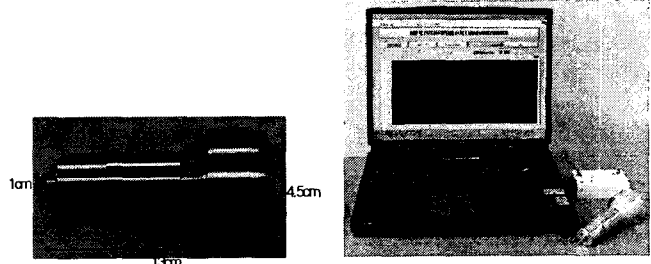
압통 측정 장치의 분석결과는 PC상의 모니터링 프로그램과 휴대용 숫자 표시기에 나타난다. 본 연구에서는 PC를 이용하여 모니터 프로그램 상에 측정기 사용자가 균일한 속도와 힘으로 통증부에 압력을 인가할 수 있도록 일정한 기준선을 제공함으로써 압통 측정시 신뢰성 있는 데이터를 획득할 수 있도록 하였다. 또한 측정된 데이터를 PC에 저장하여 이전에 저장되어 있는 데이터와 비교, 분석 가능하도록 함으로써 통증환자에 대한 체계적인 관리 및 치료에 도움이 되도록 하였다. LCD 휴대용 숫자 표시기에 정량화된 수치로 통증의 정도를 표시되도록 하였다.

3. 결과 및 고찰

설계한 시스템의 성능을 평가하기 위하여 현재 임상에서 사용하고 있는 아날로그형 PA와 설계한 시스템을 사용하여 통증 평가방법으로 가장 많이 사용되는 압통 역치 (pressure threshold)를 측정하였으며, 이를 단순선형회귀분석방법을 이용하여 비교 분석하여 신뢰성 평가를 수행하였다.



(a) 센서 고정 (b) 프로브의 내부 구조
(a) View of Fixed sensor (b) Internal structure of probe



(c) 조립된 프로브의 외관 (d) 디지털 압통 측정 시스템
(c) View of probe (d) Digital pressure algometer system

그림 6 설계된 디지털 압통 측정 시스템

Fig. 6 Designed digital pressure algometer

3.1 설계한 압통 측정 시스템

그림 6의 (c)는 설계된 휴대용 디지털 압통 측정 프로브의 외관이로서, (b)에 프로브의 내부 구조를 자세히 나타내었다. 시스템에 사용한 센서의 길이는 거의 20cm 이지만, 실제 압력이 측정되는 활성감지영역은 1cm로 (a)와 같이 활성 감지영역을 고정시켜 압력을 측정하게 된다. 센서 나머지 부분은 프로브 내부에 고정하였다. (d)는 디지털 압통 측정 시스템의 전체 외관을 나타내고 있다.

3.2 설계한 압통 측정 시스템의 성능 평가

본 실험에서는 골격계에 통증이나 불쾌감을 유발하는 최소의 압력으로 정의되는 압통역치를 측정하여, 기존의 PA와 설계한 시스템의 성능을 비교 분석 하였다. 이 압통역치는 골격근의 통증을 호소하는 환자에게 통증의 정도를 객관적으로 수량화하여 임상적으로 쉽게 이용할 수 있는 방법이다. 측정방법은 측정 프로브를 통증이 있는 부위에 수직으로 대고 1kgf/sec의 일정한 속도로 압력을 가하면서 피측정자가 아픔을 느끼는 순간 스위치를 누르게 하여 그때의 수치를 압통역치로 판단하여 측정하였다 [4]. 측정시 시스템에 사용된 센서가 필름 타입이라는 점과 다양한 측정자들을 고려하여 활성 감지 영역 내에 고르게 압력이 전달 되도록 최대한 압통 방향으로 측정하도록 하였다. 이를 위해 본 연구에서는 바이오피드백을 이용한 모니터 프로그램을 이용하여, 압통 역치 측정시 속도를 일정하게 증가시켜야 하는 필요조건을 충족시키도록 하였다. 모니터 상에 일정한 기준선을 제공함으로써 사용자에게 초당 1kgf/cm²의 압력을 일정하게 인가할 수 있도록 하여 보다 쉽고 편리하게 속도를 제어할 수 있도록 하였다. 그림 7은 PC의 모니터 프로그램을 이용하여 0~10kgf/cm²까지의 압력을 일정하게 증가시킨 그림이다.

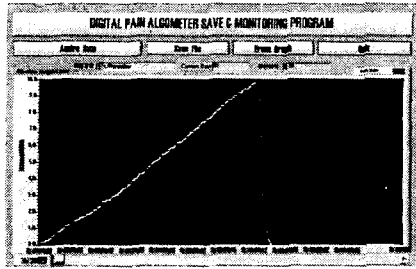


그림 7 PC를 이용한 모니터 프로그램
Fig. 7 Monitor program used PC

기존의 PA와의 비교분석을 통해 설계한 시스템의 압통 측정값에 대한 신뢰성 평가를 위해 단순선형회귀분석법을 이용하였다.

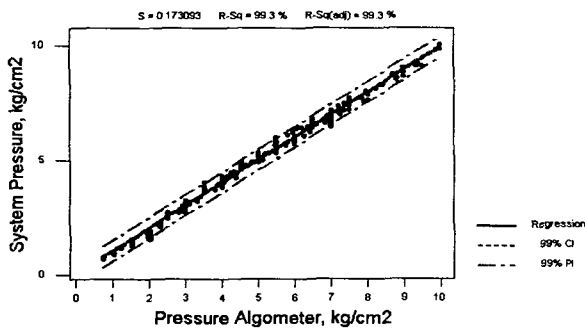


그림 8 설계한 시스템과 PA의 회귀분석 결과 그래프
Fig. 8 Regression results of PA versus the designed system pressure

그림 8은 분석 결과를 나타내는 그래프로써 99%의 신뢰 구간을 함께 표시하였으며, 회귀방정식은 식 (2)와 같다. 회귀선의 표준 오차(S)는 0.1731, 결정계수(R-square)는 99.3%로 비교적 신뢰성 있는 결과를 얻을 수 있었다.

$$C \pi [; \pi \eta] = 0.061 + 0.986 \times PA \quad (\text{kgf/cm}^2) \quad (2)$$

실행한 회귀 분석의 타당성을 평가하기 위한 통계적 검정 방법으로 세 가지 회귀진단법을 수행하였다.

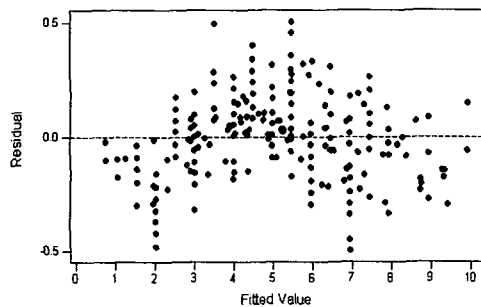


그림 9 잔차(%) 분포
Fig. 9 Residuals Versus the Fitted Values

먼저, 회귀 분석한 결과값들이 등분산성 및 독립성을 갖는지를 확인하기 위해 잔차(%)의 분포를 확인해 보았다. 그림 9는 잔차(%) 분포를 나타낸 것으로 잔차들이 0을 중심으로 잔차(%) ± 0.5 이내에서 불규칙한 패턴으로 고르게 분포하고 있고 무상관관계에 있으므로 잔차들의 등분산성 및 독립성을 확인할 수 있었다. 또한 잔차의 대한 정규성을 확인하기 위해 히스토그램을 구하였으며 그림 10에 나타난 바와 같이 정규 분포와 유사한 형태를 보여주고 있음을 알 수 있다.

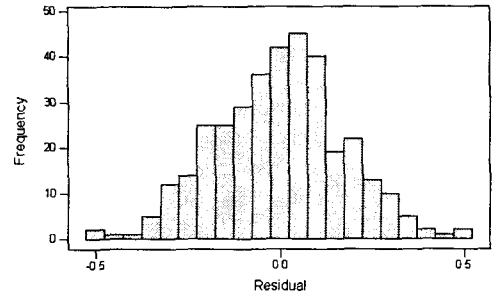


그림 10 잔차의 히스토그램
Fig. 10 Histogram of the Residuals

정규성에 대한 또 다른 통계적 검정 방법으로 본 연구에서는 Anderson Daring Normality Test를 수행하였다. 결과는 그래프의 점들이 근사적인 선형 형태를 띠고 있고, 거의 45° 직선상에 놓여 있었고, 0.012의 P-value를 얻었다. 이 값은 기준치(유의 수준)인 0.05이하를 만족하므로 측정 결과의 신뢰성을 보여주고 있다. Anderson Daring Normality Test 결과 그래프는 그림 11과 같다.

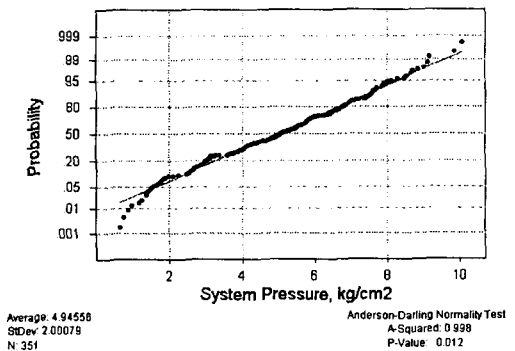


그림 11 설계한 시스템 정규분포
Fig. 11 Normal Probability Plot of the system

실시한 3가지 회귀진단을 통하여 회귀분석의 3가지 가정인 등분산성, 독립성 및 정규성을 모두 검증하였다. 따라서 실행한 회귀분석의 타당성을 확인할 수 있었고, 0.1731의 표준오차(S)와 99.3%의 결정계수(R-square)가 매우 신뢰성 있는 결과임을 확인하였다. 앞으로 더욱 정확하고 신뢰성이 높은 시스템 구현을 위해 체계적인 테스트 프로토콜을 기반으로 실제 임상에서 환자들의 통증의 정도를 측정하고, 다양한 방법의 비교 테스트와 분석이 필요하다.

4. 결 론

본 논문에서는 무선통신방식을 이용한 휴대용 디지털 압통 측정 시스템을 개발하였다. 설계한 압통 측정 시스템의 성능을 평가하기 위해서 기존의 압통역치 측정기기인 PA와 비교분석을 통해 압통 측정 시스템의 신뢰성을 평가하였다. 회귀분석을 수행한 결과 표준오차는 0.1731, 결정계수(R-square)는 99.3%로 비교적 신뢰성 있는 결과를 얻을 수 있었다. 이 장비는 디지털 압통 측정 장치를 이용해서 다양한 통증 치료용 기기 및 통증 클리닉 치료 전후의 효과, 즉 통증의 완화된 정도에 대한 객관적인 정보를 제공해 줄 수 있을 것이다.

감사의 글

본 연구는 과학기술부 · 한국과학재단 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터의 지원에 의한 것입니다.

참고 문헌

- [1] 권영은, 박성희, 김인령, "지속적 경막외진통법 후 Pressure Algometer에 의한 요통의 평가", 대한통증학회지, 9, p 366, 1996.
- [2] 대한통증학회, "통증의학", 군자출판사, pp. 25-32, 1995.
- [3] J.V. Deusen, D. Brunt, "Assessment in Occupational Therapy and Physical Therapy", W.B. Saunders Company, pp. 125-130.
- [4] 권영은, 이수중, 윤채식, "근근막 통증 증후군에서 Pressure Algometer를 이용한 골격근 압통 역치에 관한 연구", 대한통증학회지, 14, pp. 34-35, 2001.
- [5] J.J. Vantine, "Electronic Pressure Algometry of Deep Pain in Healthy Volunteers", Arch Phys Med Rehabil, vol 74, pp. 526-530.
- [6] A.A. Fischer, "Pressure threshold meter: Its uses for quantification of tender spots", Arch Phys Med Rehabil, 67, pp. 6-8, 1986.
- [7] A.A. Fischer, "Pressure Algometer over normal muscles. Standard values, validity and reproducibility of pressure threshold", Pain 30, pp. 115-264, 1987.
- [8] 김창환, 김용석, "Acupuncture, Trigger Points and Musculoskeletal Pain", 정담, pp. 44-62.
- [9] 원태연, 정성원, "통계조사분석", SPSS 아카데미, pp. 300-332, 2000.

저 자 소 개



송 미 혜(宋美惠)

1979년 4월 26일생. 2003년 연세대학교 보건과학대학 의공학과 졸업. 2003년~현재 동 대학원 의공학과 석사과정.
Tel : 033-760-2808
Fax : 033-763-1953
E-mail : ohm9885@hotmail.com



박 호 동(朴 綸 東)

1974년 9월 12일생. 2000년 연세대학교 보건과학대학 의공학과 졸업. 2002년~현재 동 대학원 의공학과 박사과정.
Tel : 033-760-2808
Fax : 033-763-1953
E-mail : biopig@hotmail.com



이 경 중(李 景 中)

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대학교 공과대학 전기공학과 졸업. 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학). 1999년~현재 연세대학교 보건과학대학 의공학과 교수.
Tel : 033-760-2433
Fax : 033-763-1953
E-mail : kjlee@dragon.yonsei.ac.kr



권 오 운(權 五 潤)

1964년 1월 30일생. 1986년 연세대학교 보건과학대학 재활학과 졸업. 1998년 계명대학교 대학원 졸업(공중보건학 박사). 2000년~현재 연세대학교 보건과학대학 물리치료학과 부교수.
Tel : 033-760-2721
Fax : 033-760-2496
E-mail : kwonoy@dragon.yonsei.ac.kr