

심실세동 심전도 파형 추출 파라미터를 이용한 관상동맥 관류압 예측

論 文
54D-4-9

A Prediction of Coronary Perfusion Pressure Using the Extracted Parameter From Ventricular Fibrillation ECG Wave

張丞鎭* · 李賢淑† · 黃成悟** · 尹泳老***

(Seung-Jin Jang · Hyun-Sook Lee · Sung-Oh Hwang · Young-Ro Yoon)

Abstract – Coronary Perfusion Pressure(CPP) is known for the most important parameter related to the Return of Spontaneous Circulation(ROSC), however, clinically measuring CPP is difficult either invasive or non-invasive method. In this paper, we analyze the correlation between the extracted parameter from VF ECG wave and the CPP with the statistical method, and predict CPP value using the extracted parameters within significance level. the extracted parameters are median frequency(MF), peak frequency(PF), average segment amplitude(ASA), MSA(maximum segment amplitude). Two parameters, MF, and ASA are selected in order to predict CPP value with general regression neural network, and then we evaluated the agreement statistics between the simulated CPP and the measured CPP. In conclusion, the mean and variance of the difference between the simulated CPP and the measured CPP are 8.9716 ± 1.3526 mmHg, and standard deviation 6.4815 mmHg with one hundred-times training and test results. the simulated CPP and the measured CPP are agreed with the overall accuracy 90.68% and kappa coefficient 81.14% as a discriminant parameter of ROSC.

Key Words : VF, ROSC, Coronary Perfusion Pressure, G0.00eneralized Regression Neural Network

1. 서 론

심근 경색으로 인한 급성 심장사(sudden cardiac death)의 주요 원인은 심실세동(ventricular fibrillation)이다[1]. 심실세동(ventricular fibrillation)이란 심근세포의 전기적 전도가 제대로 이루어지지 않아 심실의 각 부분이 무질서하게 불규칙적으로 수축하여 심장에서 혈액을 제대로 순환시키지 못하는 상태이다. 심정지 환자의 60~80%는 심정지시 초기 리듬이 심실세동 또는 무맥성 심실빈맥(pulseless ventricular tachycardia)이다. 심실세동은 관상동맥질환이나 심근질환을 가진 환자에서 특히 좌심실기능이 저하되어 있는 경우 생길 가능성이 높고, 항부정맥제 사용, 저산소증, 심근허혈, WPW증후군(Wolf-Parkinson-White syndrom)에 심방세동이 합병된 경우 등에서도 발생할 수 있다. 또한 심근 비대, 심근 허혈, 심부전, 방실 결절의 질환, 재분극의 이상 등 심장 자체에 의한 원인뿐만 아니라 교감신경 항진, 미주신경 자극, 저칼륨혈증 또는 저마그네슘혈증 등의 이상, 항부정맥제, 전기 감전 등과 같은 외적인 요인에 의해서도 발생한다.

심실세동의 치료방법에는 심폐소생술(Cardio Pulmonary

Resuscitation : CPR)과 병행하여 전기적 제세동(electrical defibrillation)이 유일한 치료방법이다[2]. 제세동의 성공률과 관련된 요인으로는 심정지 경과시간, 심정지의 병인학적 측면, 초기의 심폐소생술 대응시간과 얼마나 빨리 제세동을 하였는지를 들 수 있다[3]. 성공적인 심폐소생술의 중요한 요인으로 사람의 경우 확장기 관상동맥 관류압이 적어도 30~40mmHg 이상이 되어야 소생(The Return of Spontaneous Circulation : ROSC)할 가능성이 있다는 것이 정설로 받아들여지고 있다[8]. 관상동맥은 심장에 영양을 공급하는 혈관으로서 대동맥 기시부에서 시작되어 좌 관상동맥에 의해 85%의 혈액이 심근으로 향한다. 관상동맥은 심장근 섬유 사이에 존재하므로 심실 수축기에는 맥관이 압축되어 혈류량이 없어지다가 심실이완기에 증가한다[5]. 즉, 관상동맥 혈류량은 원칙적으로 동맥압에 의해 유지되고 이완기 혈압에 의해 공급되어진다. 심근에 15%의 혈액이 공급되는 우 관상동맥 또한 심실 수축기나 이완기의 영향을 덜 받기는 하지만 좌 관상동맥과 같은 양상을 따르며, 관상동맥 관류압에 영향을 주는 대동맥압을 올리기 위한 보편적인 방법으로 에피네프린 투여를 심폐소생술에 사용하고 있다[7]. 에피네프린과 같은 약물들은 알파 아드레날린 물질의 작용 메카니즘으로 말초 혈관을 수축시킴으로서 확장기의 대동맥압을 증가시켜서 제세동의 성공률을 높일 수 있다[7]. 임상적으로 관상동맥 관류압을 측정하기 위한 방법으로는 두 가지 방법이 있다. 첫 번째는 비침습적인 방법으로서 호흡 종말호기의 탄소 산화물(주로 이산화탄소)을 관측하는 것이다. 일정기간의 환기를 유지한 후에 발생하는 이산화탄소는 심폐소생술시에 발생하는 심장과 폐 혈류에 관련되어 있으며 이때 발생하는 이산화

† 교신저자, 正會員: 尙志大 理工科大學 컴퓨터電子物理學科 教授
E-mail : hslee@sangji.ac.kr

* 正會員 : 延世大 保健科學大學 醫工學部 博士課程

** 正會員 : 延世大 原州醫科大學 應急醫學敎室 敎授 · 醫博

*** 正會員 : 延世大 保健科學大學 醫工學部 敎授 · 工博

接受日字 : 2004年 12月 7日

最終完了 : 2005年 2月 15日

탄소를 통하여 관상동맥 내 잔류하는 혈량을 파악할 수 있다. 두 번째 방법은 흉부를 개폐하고 우심방과 대동맥에 카테터를 삽입한 후 심폐소생술시 심실이완기의 대동맥압과 우심방압을 관측하여 각각의 신호를 특정구간에서 적분 값의 산술적인 차로 유추할 수 있다[9]. 하지만 위의 2가지 방법은 실제 심정지 환자 발생시 적용하기 어렵기 때문에 대부분의 연구에서는 심실세동 구간의 검출 또는 쉽게 관측 가능한 심전도 파형만을 가지고 ROSC 확률을 예측하는 자동 제세동기(automatic defibrillator)의 개발에 많은 관심을 기울이고 있다[10]. 자동 제세동기는 심실세동 심전도 파형의 주파수를 분석하여 제세동 성공을 높이는 방향을 유도해내는 알고리즘을 적용하지만 실제 더욱 직접적으로 중요한 파라미터인 관상동맥 관류압에 대해서는 고려하지 못하고 있다. 기존의 연구에서는 어떠한 파라미터들이 ROSC와 관계성이 높은가를 위주로 연구가 되어온 반면에 보다 소생과의 관련성이 높은 관상동맥과의 관계를 분석하는 알고리즘이나 분석법은 아직 깊이 연구되어 있지 않은 실정이다.

이에 본 연구에서는 심전도 신호로부터 추출한 파라미터 성분인 메디안 주파수(median frequency: MF), 피크주파수(peak frequency: PF), 평균 구간 진폭(average segment amplitude: ASA), 최대 구간 진폭(maximum segment amplitude: MSA)을 가지고 ROSC와 관련성이 높은 파라미터임을 검증하고 분석한 후 특정 구간에서 통계적으로 유의한 파라미터들만을 가지고 랜덤하게 General Regression Neural Network(GRNN)을 구성하여 시뮬레이션된 CPP의 값을 예측하였다. 이후 GRNN의 성능 분석을 위하여 GRNN으로부터 도출된 시뮬레이션된 CPP와 실제 측정된 CPP의 값을 비교하여 예측한 CPP의 ROSC 판별 능력을 분석하였다[11][12].

2. 신호처리 및 파라미터 추출

2.1 관상동맥 관류압 측정

관상동맥은 심실수축이 끝난 후 대동맥의 반월판막이 닫히면서 생기는 이완기압에 의하여 좌우 관상동맥에 혈액이 공급된다. 일반적인 심실이완기 구간은 시작 지점이 그림 1의 반월판막이 닫히면서 생기는 지점으로부터 끝 지점은 급격히 동맥압이 상승하는 지점이며 CPP 수치는 식 (1)과 같이 심실이완기 구간에서 상단의 파형인 동맥압(aortic pressure: AoP)으로부터 하단의 파형인 좌심실압(left ventricle pressure : LVP)의 산술적인 차로 계산할 수 있다.

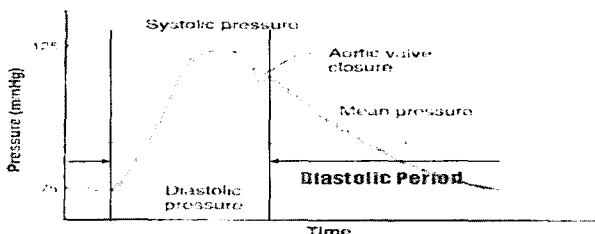


그림 1 반월판막이 닫히는 지점을 갖는 정상 동맥압
Fig. 1 Normal arterial pressure with aortic valve closure

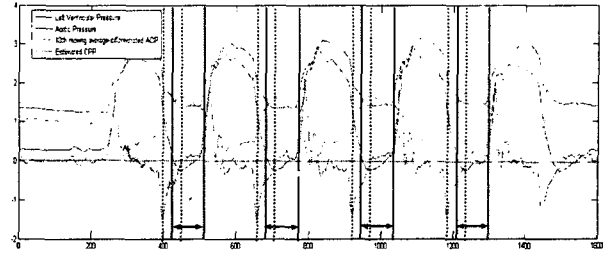


그림 2 심실 이완기의 구간 설정 - 동맥압, 관상동맥 관류압, 좌심실압, 10차 이동평균 필터된 미분 동맥압 - 동맥압, 좌심실압, 관상동맥 관류압은 1/20로 진폭 스케일링 (200sec 기준 위에서부터 순서대로)

Fig. 2 Arrange the period of diastole - Aortic Pressure, Coronary Perfusion Pressure, Left Ventricular Pressure, 10th Moving average-differentiated AOP - scaling one twentieth amplitude with AOP, LVP, CPP.

$$\text{관상동맥관류압} = \text{동맥압} - \text{좌심실압(심실이완기시)} \quad (1)$$

하지만 그림 1의 정상상태의 동맥압에서 보이는 반월판막이 닫히는 지점(심실이완기의 시작점)을 그림 2의 심실세동시 동맥압의 그래프에 있어 구분하기가 힘들기 때문에 그림 2에서 볼 수 있듯이 기울기의 변화율을 이용하여 심실이완기의 구간을 설정하였다. 그림 2에서 보이는 이완기의 시작은 동맥압을 1차 미분한 후 10차 이동평균 필터된 그래프에서 구간 기울기의 변화율(slope rate : s.r)이 $s.r \leq -1.2$ (문턱치) 인 지점에서 minimum인 지점으로부터 $s.r \geq 0$ 이 시작되는 지점의 시간축상 중간 지점을 심실이완기의 시작점으로 하고, 이완기구간의 끝은 $s.r \geq 1$ 이상으로 변화가 시작되는 구간의 이전 s.r가 0인 지점을 끝점으로 설정한다. 설정된 심실이완기 구간내의 그래프를 적분한 후 해당구간의 이산화된 개수로 나누어 동맥압과 좌심실압의 각각의 평균값을 구한 후 그 차로 관상동맥 관류압을 계산하였다.

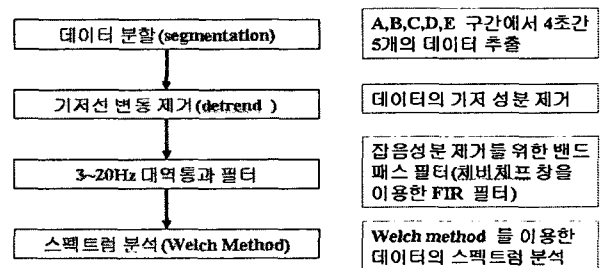


그림 3 스펙트럼 분석을 위한 심실세동 심전도 파형의 전처리 과정 흐름도

Fig. 3 flow chart of the pre-processing of VF ECG wave in spectrum analysis

2.2 심실세동 심전도 파형 분석

심실세동은 심근내의 여러 부위에서 불규칙하고 다양한 탈분극과 재 분극이 발생하여 심근의 산소 소모량은 증가되고

효과적인 심박출은 이루어지지 않는 상태이다. 심실세동 심전도 파형의 특징은 정상심전도에서 관찰되는 QRS 콤플렉스와 P파, ST분절 그리고 T파가 없고, 전기적 파장의 크기와 모양이 다양하다[15]. 본 연구에서는 신호의 주파수 성분으로부터 MF, PF 두 가지 파라미터와 진폭 성분으로부터 ASA, MSA 두 가지 파라미터를 추출하였다.

2.2.1 심실세동 심전도 파형 추출을 위한 전처리과정

불안정한(non-stationary) 심실세동 심전도 신호를 분석하기 위해서는 주파수 분석법을 이용하는 것이 유용하다. 이러한 심전도 신호를 처리하기 위한 전처리 과정이 필요하며 그림 3과 같다. 전처리 과정으로 우선 해당하는 구간(segment)에서 발생할 수 있는 기저선 변동을 제거하기 위해서 detrend 함수를 이용하였다. 일반적으로 기존의 연구들에서 밝혀진 바와 같이 심실세동 심전도 파형은 대부분의 주파수 성분이 20Hz 이하에 존재하기 때문에 잡음(artifact)를 제거하고 필요한 성분만을 획득하기 위해서 3~20Hz 대역통과 필터(체비체프 창을 사용하는 100차의 FIR)를 사용하였다. 필터링 후 신호의 스펙트럼 분석을 위해 신호수열을 더 작은 구간으로 나누고 그 periodogram을 평균하여 좋은 특성의 추정 값을 구하는 welch 방법을 사용한 스펙트럼 분석법을 이용하였다. welch 스펙트럼 분석법은 수식 (2)와 같이 K는 수열의 길이, L은 구간의 길이, U는 점근적으로 unbiased되는 페리오도그램의 추정값으로 정의되는 상수 값이며, D는 overlap되는 구간을 설정하는 offset point를 의미한다. 윈도우 함수는 해밍 윈도우를 사용하였다.

$$\hat{P}(f) = \frac{1}{KLU} \sum_{i=0}^{K-1} \left| \sum_{n=0}^{L-1} w(n)x(n+iD)e^{-2\pi f n} \right|^2 \quad (2)$$

2.2.2 주파수(MF, PF) 파라미터 추출 방법

전 처리 과정을 거치고 나서 분석한 스펙트럼으로부터 해당 구간의 메디안 주파수를 추출한다. 메디안 주파수는 해당 구간이 가지는 대표적인 주파수 성분을 나타내는 파라미터로서 스펙트럼 매스(가중치 없는)의 중심 x좌표 값으로 정의되며 식 (3)과 같이 정의된다. fh와 fl는 각각 주파수 구간에서의 최대, 최소 주파수 값이다.

$$MF = \frac{\int_{f_l}^{f_h} f \hat{P}(f) df}{\int_{f_l}^{f_h} \hat{P}(f) df} \quad (3)$$

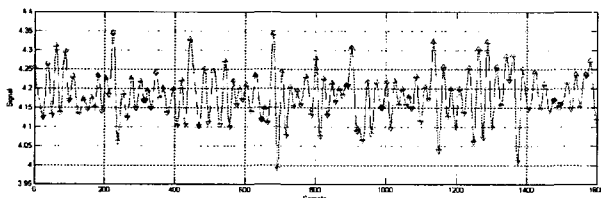


그림 4 심실세동 심전도의 noise 진폭 제거
Fig. 4 Elimination of the noise amplitude of VF ECG

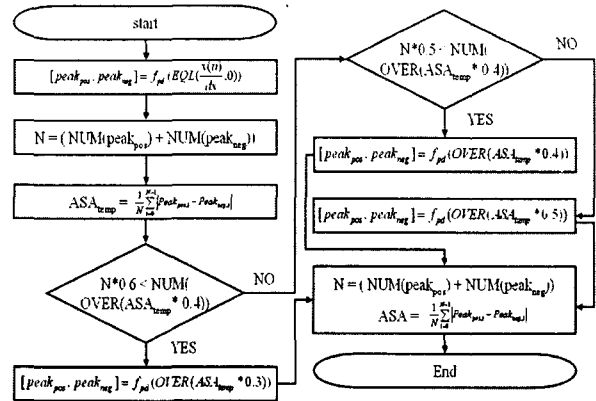


그림 5 noise 진폭 제거 알고리즘 흐름도
Fig. 5 Flow chart of the noise amplitude reduction algorithm

피크주파수는 메디안 주파수와 마찬가지로 전처리 과정을 거친 후에 스펙트럼 공간에서 최대 파워가 위치하는 주파수로 정의되며 식 (4)와 같이 정의된다.

$$PF = \arg \max(\hat{P}(f)) \quad (4)$$

2.2.3 진폭(ASA, MSA) 파라미터 추출 방법

ASA는 분할된 구간에서 상위 피크 치로부터 하위 피크 치 사이의 진폭들 값의 평균으로 정의된다. 일반적으로 해당 구간이 가지는 평균적인 진폭의 세기를 알 수 있으며, 이를 구하기 위해서는 먼저 피크를 검출해야 한다. 피크는 각 해당구간이 가지는 성분을 미분하여 기울기를 구하고 기울기 값이 변화하는 지점들을 찾아서 음에서 양으로 또는 양에서 음으로 변화하는 성향을 파악하여 상위 피크, 하위 피크들을 검출해낸다. 하지만 여기서는 기울기의 변화에 따른 피크 검출이기 때문에 그림 4와 같이 미소한 기울기 변화로 발생하는 잡음 진폭성분들을 제거하지 않으면 잡음 진폭에 의해 많은 피크 성분들이 검출되어 유효한 실제 진폭 평균을 얻기 힘들다. 그림 5에서 보이는 성분들이 잡음으로 간주되는 진폭성분들이며 실제 진폭의 약 5% 미만에 해당하는 값으로써 이 성분들을 제거하기 위해 그림 5와 같은 알고리즘을 사용하였다. 알고리즘은 다음과 같이 동작한다. 피크 검출 후에 검출된 피크들의 전체 개수(N)와 가평균(ASA temporary mean : ASAtemp)을 구한 후 가평균의 40% 이상이 되는 피크들의 수가 N의 50%에 해당하는 수보다 클 경우 ASAtemp의 50% 이상이 되는 피크들만을 다시 검출하여 해당되는 피크들만의 평균을 다시 구한다. 만약 그렇지 않을 경우 N의 30%에 해당하는 개수보다 크다면 ASAtemp의 40% 이상이 되는 피크들만을 다시 검출하고 작다면 ASAtemp의 30% 이상이 되는 피크들만을 다시 검출하여 평균을 구한다. MSA는 분할 구간 내에서 가장 큰 진폭으로 정의되며 해당 구간이 가지는 가장 큰 진폭의 세기 정도를 알 수 있다.

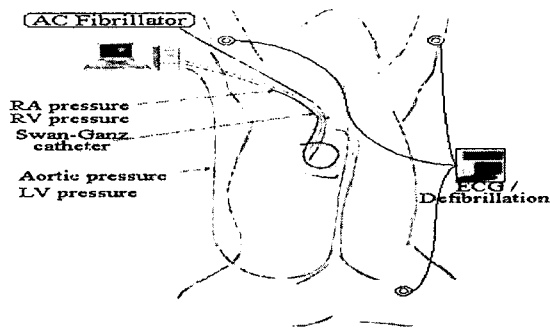


그림 6 실험용 개 위치와 실험 환경
Fig. 6 Test dog position and environment

3. 실험 방법

3.1 동물 실험 준비과정 및 데이터 수집

실험 동물로는 체중 21~30Kg의 개를 사용하였다. 체중 1Kg당 20mg의 케타민을 근육주사하여 마취를 유도하였으며, 체중 1Kg당 20~30mg의 펜토탈(pentothal sodium)을 정맥주사하여 마취를 유지하였다. 마취 후 기관 내 삽입하고, 인공호흡기를 이용하여 분당 20회의 속도로 인공호흡을 하였다.

기관 내 삽관 튜브에 호기말 이산화탄소압 측정기를 연결하여 호기말 이산화탄소압을 감시하였다. 1회 호흡량은 12ml/kg로 시작하였으며, 호기말 이산화탄소분압이 35mmHg 내외로 유지되도록 폐환기량을 조절하였다. 양측 경부, 흉곽, 양측 앞발 및 뒷발을 면도한 후 심전도 감시를 시작하였다. 좌측 경부를 소독한 후 절개하여 외경정맥에 정맥 주사용 도자를 삽입하였다. 수액의 투여량은 우심방압이 5mmHg로 유지되도록 조절하였다. 데이터 수집을 위한 혈액학적 감시용 도자의 삽입으로 우선 우측 경부, 우측 대퇴부를 절개하여 내경정맥, 대퇴 동맥, 대퇴 정맥을 노출시켰다. 대동맥압을 감시하기 위하여 우측 대퇴 동맥을 절개한 후 유도초를 삽입하고 micromanometer catheter를 우심방에 삽입하였다. 심실세동을 유발하기 위한 전극 도자를 삽입하기 위하여 내경정맥에 삽입되어 있는 다른 하나의 유도초를 통하여 ballon tipped pacing electrode를 우심실에 삽입하였다. 전극 도자를 삽입한 후 심박조율기를 연결하여 인공 심박조율을 시도하면서 심전도상 capture beat의 발생을 관찰함으로써 전극 도자가 우심실에 접촉된 것을 확인하였다(그림 6). 도자의 삽입이 완료된 후 약 10분간 실험 동물을 안정시키고, 심실세동을 유발하기 직전에 심전도를 기록하고, 대동맥압, 우심방압, 호기말 이산화탄소압을 측정하였다.

3.2 심정지의 유발과 심폐소생술 방법 및 데이터 저장

심실세동은 연세대 원주의과대학 응급의학과 연구팀이 제작한 세동유발 장치[8]로 우심실에 삽입되어 있는 심박조율 도자를 통하여 10~20초간 60Hz의 교류(60V, 30mA)를 포함함으로써 심실세동을 유발하였다. 심실세동의 확인은 심전도상 심실세동의 출현과 더불어 대동맥압을 관찰하여 대동맥압의 전형적인 파형이 소실되는 것으로서 확인되었다.

operation	preparation	cardiac arrest	undulatory stage	convulsive stage	inject epinephrine	defibrillation
time (min)		0	0.03	0.5	1.5	4
State	Before cardiac arrest	cardiac arrest	undulatory stage	convulsive stage	final stage	standard cardiopulmonary resuscitation
measurement	aortic pressure, right arterial pressure, pulmonary artery pressure, cardiac output, and end tidal CO2 are measured.					

그림 7 표준심폐소생술의 시술 상세 및 실험 프로토콜과 데이터 획득 시간 블록도

Fig. 7 Operation detail, experiment protocol with standard CPR and data acquisition time block diagram

표준 심폐소생술은 자동 심폐소생술기를 사용하여, 미국심장학회의 기준에 따라 시행하였다. 흉부압박은 분당 80회로 하였고, 압박지점은 흉골의 하부 1/3지점으로 정하였다. 흉부 압박의 깊이는 흉곽의 전후 직경이 30% 압박되도록 하였고, 흉부압박과 이완의 비율은 50:50을 유지하였다. 심폐소생술은 6분간 시행하였으며 그림 7과 같은 순서로 실험과정을 진행하였다. 심실세동을 유발한 후 4분 동안은 호흡기의 작동을 중지시키고 아무런 조작을 시행하지 않았다. 심실세동이 유발된 후 4분이 경과하면 1mg의 에피네프린을 우심방으로 주사한 후 심폐소생술을 시작하였다. 표준 심폐소생술을 3분간 시행한 후 1mg의 에피네프린을 우심방으로 한번 더 주사하고, 다시 3분간 심폐소생술을 시행한 후 체세동을 시행하였다. 실험이 종료된 후에는 실험동물을 해부하여 도자의 위치를 확인하였다.

심폐소생술이 시작된 후 1분 30초가 경과하면 심박출량과 이산화탄소압을 측정하였으며, 심전도 및 대동맥압과 우심방압은 실험시간 내내 MacLab으로 기록하였다. 샘플링은 400 샘플링/초로 하였으며, 측정결과는 컴퓨터에 저장하였다. 심전도 분석을 위하여 심실세동을 유발하고 나서부터 약 12분간의 심실세동 구간, 심폐소생술 전 구간의 심실세동 심전도 및 대동맥압, 우심방압 데이터를 기록하였으며, 유의한 구간에서 따로 데이터를 재수집 하였다.

표 1 심실세동 심전도 데이터 추출 구간의 임상적 의미
Table 1 Clinical meaning of the selected VF ECG's period

구간	해당 시간	임상적 의미	비 고
A	03:30~04:00	final stage - 안정화된 심실세동 파형	심실세동시 초기 기준 값 추출
B	04:00~04:30	첫 번째 초기 심폐소생술 구간 심실세동과 관측	1st 에피네프린 1mg투여
C	05:30~06:00	약물 작용 및 심폐소생술 후기 심실세동과 관측	1st 에피네프린 약물 작용 시점
D	07:00~07:30	두 번째 초기 심폐소생술 구간 심실세동과 관측	2nd 에피네프린 1mg 투여
E	08:30~09:00	약물 작용 및 심폐소생술 후기 심실세동과 관측	2nd 에피네프린 약물 작용 시점

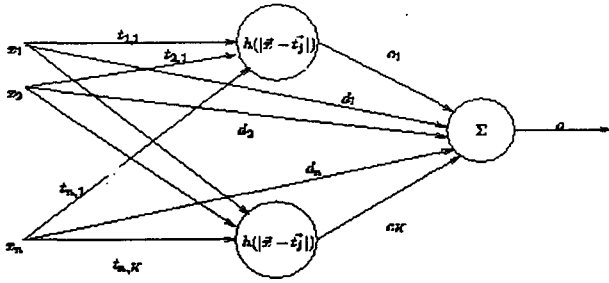


그림 8 단위 방사기반 함수
Fig. 8 The special radial basis unit

3.3 데이터 분석 구간 설정 및 방법

저장된 심실세동 심전도 파형을 분석하기 위하여 에피네프린 투여 전후 각 1분 30초간 심실세동 심전도 파형을 분석에 이용할 수 있도록 재수집 하였다. 데이터를 추출한 구간의 시간과 임상적 의미는 표 1과 같다. 데이터를 추출은 30초씩 표 1에서 보이는 A, B, C, D, E 5개의 구간에서 하였으며, 해당하는 각 구간의 30초 부분에서 4초간 5개씩의 데이터들(총 20초) 16개의 실험건 으로부터 추출하여 총 400(16(실험건)*5(sample/period)*5(period))개의 데이터를 얻을 수 있었다. 관상동맥 관류압은 VF ECG 신호 분석 구간과 마찬가지로 심폐소생술 구역 B, C, D, E에서 취득하였다. A구간은 심실세동 구간으로써 심폐소생술에 의한 관상동맥 관류압을 측정할 수 없다. 하나의 segment에서 총 4개의 관상동맥 관류압이 관측되기 때문에 각 segment를 대표하는 수치 값으로 만들어 줘야하며 해당 구간의 평균을 가지고 대표 값으로 설정하였다.

4. 장 분석 방법

4.1 General Regression Neural Network(GRNN)

GRNN은 입력층, 패턴층, 적분층, 출력층의 4계층 구조로 이루어진 Donald F. Specht에 의해 개발되어진 신경망으로써 커널 재귀방식으로 잘 알려진 Nadaraya-Watson kernel regression을 방사기반 함수(Radial Basis Function; RBF)의 형식으로 재구성한 것이다. GRNN의 패턴층과 적분층은 하나의 은닉층으로 간주 할 수 있으며 패턴층은 Gaussian 형태의 RBF를 이용한 신경망으로 구성되어있다. 즉, RBF 신경망은 입력층과 은닉층이 선형으로 연결되어 은닉층과 출력층만으로 구성된 단층 신경망 형태를 갖고 있다. 단층으로 구성된 모형이기 때문에, 수학적 표현이 명료하고 기존 신경망이 학습알고리즘으로 사용한 gradient descent (weight decay method)와 같은 반복적이고 시간소모적인 알고리즘인 반면에 역행렬을 사용하여 연산속도가 매우 빠른 장점을 갖고 있다. 다만, 다른 모든 Kernel을 이용한 방법에서와 마찬가지로 GRNN 또한 curse of dimensionality를 가장 큰 단점으로 갖는다. 그림 8은 일반적인 RBF 신경망의 구조를 도식화한 것이다. 입력층은 단지 은닉층으로 입력값을 전달하는 역할만을 하기 때문에 모든 연결 강도값은 1로 고정되어 있다. 은닉층의 활성화 함수는 Radial function을

이용하고 은닉층 뉴런의 활성화값과 연결강도 C_j 를 곱하여 선형적으로 합한 값을 출력층 뉴런이 출력한다.

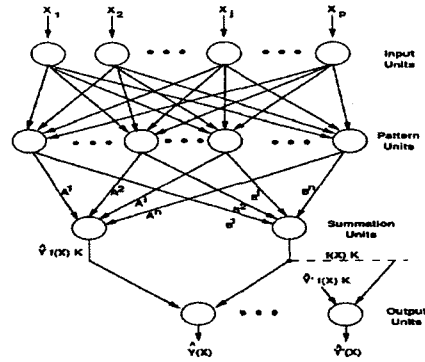


그림 9 GRNN 블록도
Fig. 9 GRNN Block Diagram

$$f\left(\frac{\vec{x}}{X_j}\right) = \sum_{i=1}^K C_i h\left(\left|\frac{\vec{x}}{X_j} - \vec{t}_i\right|\right) = y_j, \quad j=1,2,\dots,N \quad (5)$$

식 (5)에서 h (은닉층 뉴런의 활성화 함수)는 RBF함수를, \vec{t}_i 는 입력값들의 중심을, C_i 는 연결강도를 의미한다. RBF 신경망에서 활성화 함수로 사용하는 h 는 중심 \vec{t}_i 에서 멀어질수록 단조증가나 또는 단조감소하는 특징을 갖는 함수를 사용한다. 이와 같은 RBFs로는 Gaussian function, Multiquadratic function, Cauchy function 등이 있으며 본 논문에서는 Gaussian function을 이용하였다. RBF 함수들은 \vec{t}_i 와 입력값 \vec{x}_j 사이의 유클리드 기하학에 근거를 두고 있다. 따라서 일반적으로 RBF의 h 는 거리가 0일 경우에 최대값을 갖게 된다. 가우시안 함수의 경우 중심값 \vec{t}_i 와 \vec{x}_j 가 같을 때 이 함수는 1.0의 값을 산출하고 반면에, C_i 와 \vec{x}_j 의 값 차이가 한계범위에 가까워질수록 0에 가까운 값을 산출하게 된다.

본 연구에서는 그림 9와 같이 2개의 입력층과 패턴층(본 논문에서는 50개의 패턴층을 구성)과 하나의 출력층으로 GRNN 시스템을 구성하였다.

5. 장 결과 및 고찰

먼저 실험건들 간의 신호에 대한 변동치와 초기값이 모두 일정하지 않기 때문에 CPP(예측을 위해서 일반화하지 않음)를 제외한 MF, PF, ASA, MSA 네 가지 파라미터에 대해서 A구간의 각각의 파라미터를 자신의 기준 값으로 하여 각 B, C, D, E군에서 검출된 모든 segment들의 파라미터를 기준 값으로 나누어 일반화된 각각의 파라미터 변동치 변화율로 분석하였다. 이후 심실세동 심전도 파형 추출 파라미터와 관상동맥 관류압의 예측을 위해 먼저 기존의 연구들에서 가정한 관상동맥 관류압과 심실세동 추출 파라미터의 제세동 성공(Return of spontaneous circulation: ROSC) 요인으로서의 역할을 검증하였다[17]. 표 1의 B, C, D, E 구간에서 추출한 각 75개씩(전체 300개)의 세그먼트들에 대하여 각 구간별 및 전체구간별 이분산 가정 t-test 검사와 ANOVA 검사를 수행하여 각 파라미터들의 평균분석을 통한 ROSC 그

결과 Non-ROSC 그룹 사이의 판별 능력을 통계적으로 검사하였다.

표 2 B구간 심실세동 심전도 추출 파라미터와 CPP의 판별 능력 검사를 위한 t-test 분석표

Table 2 The t-test result of the parameters extracted from VF ECG wave and CPP as an available discriminant parameter in B period

parameter	class	mean	stdev	F	p	평균차	평균차 95% 신뢰구간	
							lowest limit	upper limit
CPP	ROSC	12.033	7.335	54.363	.000	6.514	3.659	9.369
	Non-ROSC	5.519	4.433					
MF	ROSC	1.133	.218	70.914	.000	.258	.1599	.358
	Non-ROSC	.874	.210					
PF	ROSC	1.342	.368	65.101	.000	.349	.193	.504
	Non-ROSC	.993	.296					
ASA	ROSC	1.137	.207	70.380	.000	.183	.090	.277
	Non-ROSC	.954	.196					
MSA	ROSC	1.600	.658	47.863	.000	.571	.325	.817
	Non-ROSC	1.029	.321					

표 3 C구간 심실세동 심전도 추출 파라미터와 CPP의 판별 능력 검사를 위한 t-test 분석표

Table 3 The t-test result of the parameters extracted from VF ECG wave and CPP as an available discriminant parameter in C period

parameter	class	mean	stdev	F	p	평균차	평균차 95% 신뢰구간	
							lowest limit	upper limit
CPP	ROSC	34.376	10.694	58.876	.000	24.408	20.258	28.557
	Non-ROSC	9.968	6.372					
MF	ROSC	1.937	.618	49.263	.000	.853	.620	1.086
	Non-ROSC	1.083	.318					
PF	ROSC	2.381	.877	55.316	.000	1.151	.808	1.495
	Non-ROSC	1.229	.544					
ASA	ROSC	2.291	2.323	51.106	.205	.565	-.319	1.451
	Non-ROSC	1.725	1.271					
MSA	ROSC	2.111	1.522	72.937	.919	-.039	-.802	.724
	Non-ROSC	2.150	1.795					

표 4 D구간 심실세동 심전도 추출 파라미터와 CPP의 판별 능력 검사를 위한 t-test 분석표

Table 4 The t-test result of the parameters extracted from VF ECG wave and CPP as an available discriminant parameter in D period

parameter	class	mean	stdev	F	p	평균차	평균차 95% 신뢰구간	
							lowest limit	upper limit
CPP	ROSC	33.485	10.604	56.747	.000	24.357	20.164	28.551
	Non-ROSC	9.127	6.847					
MF	ROSC	2.107	.511	59.823	.000	.971	.765	1.178
	Non-ROSC	1.135	.357					
PF	ROSC	2.486	.605	64.150	.000	.126	.999	1.505
	Non-ROSC	1.234	.473					
ASA	ROSC	3.618	3.363	38.464	.001	2.179	.991	3.367
	Non-ROSC	1.439	.921					
MSA	ROSC	3.073	2.122	52.808	.001	1.387	.569	2.205
	Non-ROSC	1.685	1.225					

표 5 E구간 심실세동 심전도 추출 파라미터와 CPP의 판별 능력 검사를 위한 t-test 분석표

Table 5 The t-test result of the parameters extracted from VF ECG wave and CPP as an available discriminant parameter in E period

parameter	class	mean	stdev	F	p	평균차	평균차 95% 신뢰구간	
							lowest limit	upper limit
CPP	ROSC	38.055	11.008	52.202	.000	28.492	24.266	32.718
	Non-ROSC	9.563	6.239					
MF	ROSC	2.103	.444	58.597	.000	.913	.735	1.091
	Non-ROSC	1.189	.301					
PF	ROSC	2.505	.619	59.682	.000	.124	.924	1.424
	Non-ROSC	1.330	.431					
ASA	ROSC	3.637	4.008	40.389	.010	1.905	.473	3.337
	Non-ROSC	1.732	1.314					
MSA	ROSC	3.360	2.600	56.028	.006	.510	.427	2.474
	Non-ROSC	1.909	1.646					

표 2~5 에서 볼 수 있듯이 전체 구간에서 뿐만 아니라 각각의 구간에서 CPP, MF, PF는 통계적으로 유의한 파라미터임을 확인할 수 있었으나, ASA와 MSA의 경우 C구간에서 $p = .205 > \alpha$, $p = .919 > \alpha$: $\alpha = 0.05$ 으로 통계적으로 유의하지 않은 파라미터임을 알 수 있다. 전체 구간에서 각각의 파라미터들이 통계적으로 ROSC 판별 가능한 파라미터로써 유의하지만 B, C, D, E 각각의 구간에서 추출한 세그먼트들의 통계적 성질이 시간에 따라 변화함을 보이므로 시간적으로 분리하여 각 구간의 통계적 판별 능력을 분석하는 것이 바람직하다.

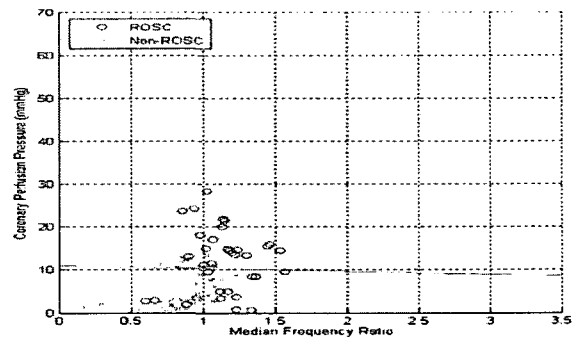


그림 10 B구간에서의 MF, CPP 산포도
Fig. 10 MF and CPP scatter diagram in B period

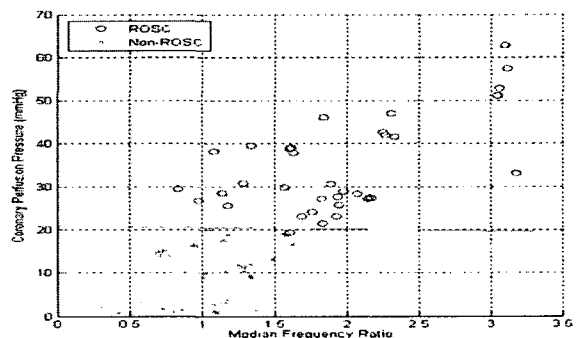


그림 11 C구간에서의 MF, CPP 산포도
Fig. 11 MF and CPP scatter diagram in C period

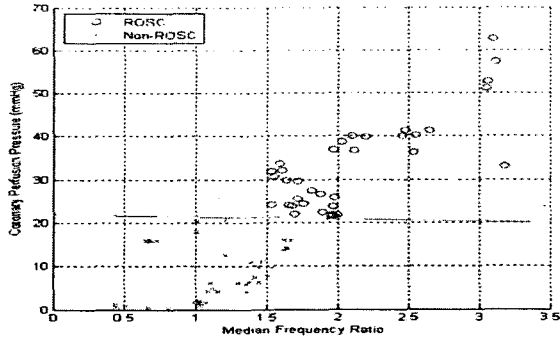


그림 12 D구간에서의 MF, CPP 산포도
Fig. 12 MF and CPP scatter diagram in D period

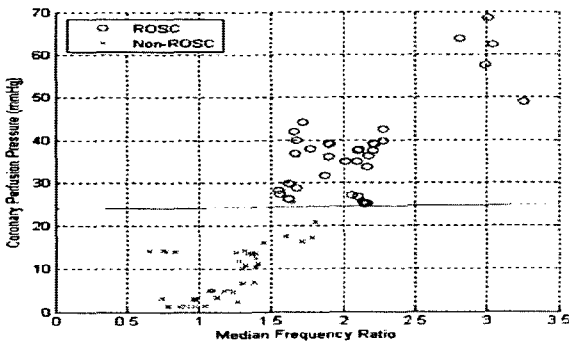


그림 13 E구간에서의 MF, CPP 산포도
Fig. 13 MF and CPP scatter diagram in E period

그림 10~13에서 볼 수 있듯이 ROSC 분별에 영향력이 높은 CPP와 MF 파라미터의 산포도 변화는 시간의 흐름에 따라 보다 분명하게 서로 분리됨을 보인다. B구간에서는 Non-ROSC 그룹과 ROSC 그룹 사이의 CPP와 MF 파라미터 값들이 혼재하는 형태를 보이다가 1차 에피네프린 투여 (04:00)에 따른 약물작용의 영향이 보이는 C구간 이후에는 ROSC그룹의 CPP와 MF 파라미터 값이 급격히 상승하게 되며, 2차 에피네프린 투여 후(07:00) E구간에서 ROSC 가능한 그룹의 세그먼트에서 MF와 CPP가 Non-ROSC 그룹의 값과 비교하여 가장 큰 차이를 보이게 된다.

표 6 구간별 군집 거리 결과(LDA)
Table 6 Length between classes in each period(LDA)

LDA 구간	전체 구간	B구간	C구간	D구간	E구간
LDA 군집거리차	0.267	0.108	0.210	0.544	1.215

이를 LDA 방법으로 분석한 결과 표 6과 같이 LDA로 분류한 Non-ROSC 그룹과 ROSC 그룹간의 차이가 E구간에서 1.2158(반지름 길이)로써 가장 큰 값을 갖는다. 즉, 군집간의 판별분석에서 E구간에서 이전의 구간과 비교하여 CPP와 MF가 중요한 ROSC 판별 가능 파라미터로써 작용할 수 있음을 검증할 수 있다.

그러나 상기에서 언급한 바와 같이 실제 임상실험 환경이 아닌 이상, CPP를 측정하는 것이 힘들기 때문에 CPP를 모

른다고 가정하고 VF·심전도 추출 파라미터만을 가지고 CPP 값을 예측하고자 한다.

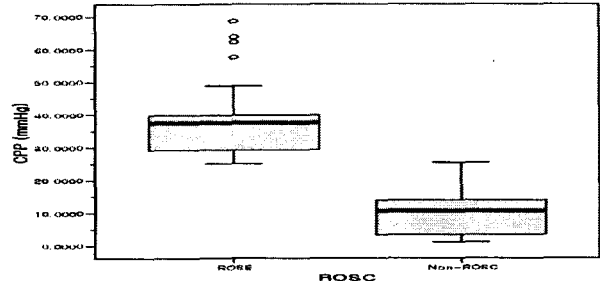


그림 14 E구간에서의 ROSC/Non-ROSC 그룹에 대한 CPP 상자도표
Fig. 14 CPP Boxplot with ROSC/Non-ROSC in E period

표 7 CPP로 분류한 E 구간에서의 Non-ROSC그룹과 ROSC 그룹의 기본 통계비교
Table 7 Comparison of Non-ROSC and ROSC group's primary statistics separated by CPP in E period

그룹	평균	평균의 95% 신뢰구간		분산	최소값	최대값
		하한	상한			
ROSC	38.055	34.274	41.837	121.197	25.117	68.702
Non-ROSC	11.898	9.292	14.505	75.266	1.207	29.060

그림 14와 표 7에서와 같이 CPP는 중요한 ROSC 판별 파라미터임을 알 수 있다. CPP 파라미터만을 가지고 ROSC 그룹과 Non-ROSC 그룹을 분류하였을 때 각각의 그룹에 대한 평균은 분명하게 상이하며 한 개의 Non-ROSC 데이터를 제외하면 CPP = 24.214~25.082의 경계선으로 갖는 ROSC 그룹을 판별을 할 수 있다.

표 8 각 구간별 CPP와 심실세동 심전도 추출 파라미터들과의 상관계수 비교

Table 8 Comparison of correlation coefficient between CPP and parameters extracted from VF ECG in each periods

B Period					
with CPP	MF	PF	ASA	MSA	
Correlation Coef.	.387	.222	.391	.195	
p	.000	.028	.000	.051	
C Period					
with CPP	MF	PF	ASA	MSA	
Correlation Coef.	.774	.737	.227	.024	
p	.000	.000	.025	.418	
D Period					
with CPP	MF	PF	ASA	MSA	
Correlation Coef.	.839	.841	.312	.229	
p	.000	.000	.003	.024	
E Period					
with CPP	MF	PF	ASA	MSA	
Correlation Coef.	.883	.821	.275	.203	
p	.000	.000	.008	.058	

표 9 각 구간별 다중선형 회귀분석 비교
Table 9 Comparison of multiple linear regression analysis in each period

Multiple Linear Regression Analysis						
Period	Adjusted R ²	F	F(p)	MF(p)	PF(p)	ASA(p)
B	.238	6.766	.000	.003	.749	.002
C	.663	37.394	.000	.000	.305	.005
D	.750	56.612	.000	.002	.562	.004
E	.808	79.040	.000	.000	.505	.019

이러한 VF 심전도 추출 파라미터들로부터 CPP 값을 예측하기 위하여 CPP 파라미터와 VF 심전도 추출 파라미터 MF, PF, ASA, MSA들 간의 상관관계를 표 8에서 정리하였다. B구간에서는 ASA 파라미터가 CPP와 .391의 상관계수 값으로 제일 높은 상관관계를 보일 정도로 각각의 파라미터와 CPP간에 상관성을 보이지 못한 반면, C구간에서는 MF와 PF가 .774과 .737로써 상승하였고 D, E구간에서는 MF : .839(D구간), .883(E구간), PF : .841(D구간), .821(E구간)와 같이 시간이 지남에 따라 각각 높은 상관관계를 보이고 있다. ASA는 MF, PF에 비해서는 높은 상관성을 보이지는 않지만 통계적으로 유의할만한 파라미터로 간주하여 앞으로의 다중 선형회귀분석과정에서 MF, PF와 함께 채택하였고, MSA는 CPP와의 상관성이 전 구간에 걸쳐 통계적으로 유의할 만한 수치를 보이지 못하여 CPP와의 분석과정에서 제거하였다. 표 9는 상관관계 분석을 통해 채택된 MF, PF, ASA 파라미터와 CPP간의 다중 선형회귀분석을 각 구간별로 기록한 결과이다. E 구간에서 가장 높은 결정계수(R² = .808)를 보였으며 다중공선성 진단 결과 PF는 MF와의 상관성이 높은 파라미터(MF와 PF의 상관계수 : .928)이기에 다중 선형회귀식에서 제외되었다. 그리하여 MF와 ASA만으로 식 (6)과 같은 회귀식을 만들었으며 아래식은 p of F=.000 < .05을 만족하는 통계적으로 유의한 결과를 얻었다.

$$CPP = 24.532(\pm 1.443) * MF + 1.051(\pm .281) * ASA - 19.543(\pm 2.521) \quad (6)$$

표 10 예측한 CPP와 측정된 CPP의 ROSC 판별 예측에 관한 전체 정확도와 카파 계수 비교
Table 10 Comparison of overall accuracy and kappa coefficient between simulated CPP and measured CPP as a ROSC discriminant parameter

교차 분석 Table		Simulated CPP	
		ROSC	Non-ROSC
Measured CPP	ROSC	997 (39.88%)	95 (3.8%)
	Non-ROSC	138 (5.52%)	1270 (50.8%)

표 11 예측한 CPP와 측정된 CPP의 차이 비교 (백 번 중에서 하나의 샘플 데이터)
Table 11 Comparison of difference between simulated CPP and measured CPP (one sample data among one hundred turns)

simulated CPP	measured CPP	difference	simulate	measure
18.646	4.828	13.818	Non-ROSC	Non-ROSC
21.967	6.808	15.159	Non-ROSC	Non-ROSC
39.828	38.028	1.800	ROSC	ROSC
15.603	3.438	12.165	Non-ROSC	Non-ROSC
27.083	34.938	7.855	ROSC	ROSC
22.000	10.243	11.757	Non-ROSC	Non-ROSC
18.764	4.597	14.167	Non-ROSC	Non-ROSC
18.498	5.090	13.408	Non-ROSC	Non-ROSC
19.470	16.118	3.352	Non-ROSC	Non-ROSC
27.656	25.118	2.538	ROSC	Non-ROSC
18.866	12.408	6.458	Non-ROSC	Non-ROSC
15.474	2.887	12.587	Non-ROSC	Non-ROSC
22.567	10.993	11.574	Non-ROSC	Non-ROSC
15.502	13.845	1.657	Non-ROSC	Non-ROSC
25.689	39.288	13.599	ROSC	ROSC
27.990	25.480	2.510	ROSC	ROSC
15.364	1.305	14.059	Non-ROSC	Non-ROSC
44.228	48.940	4.712	ROSC	ROSC
21.798	2.483	19.315	Non-ROSC	Non-ROSC
23.810	21.520	2.290	Non-ROSC	Non-ROSC
13.571	3.153	10.418	Non-ROSC	Non-ROSC
14.662	1.208	13.454	Non-ROSC	Non-ROSC
17.425	5.095	12.330	Non-ROSC	Non-ROSC
27.547	37.587	10.040	ROSC	ROSC
23.228	26.165	2.937	Non-ROSC	ROSC

다중회귀 분석식을 통하여 MF와 ASA를 가지고 통계적으로 유의한 CPP값을 예측할 수 있었다. 하지만 이는 E구간 전체의 segment에 의해 도출된 방정식이므로 예측된 방정식에 대해서 테스트할 만한 잔여 데이터가 부족하다. 그래서 GRNN을 이용하여 상기에서 채택된 MF와 ASA를 가지고 통계적으로 유의성이 제일 우수한 E구간의 75개 segment에 대해서 50개의 training set과 25개의 test set으로 분류한 뒤 training 시킨 후 테스트하였다. 통계적으로 유의적인 분류 결과를 검출하기 위하여 랜덤하게 세그먼트들을 분리하였으며 총 100회의 실험을 통하여 표 10과 같은 결과를 얻었다. 100회의 training set, test set 구성과 각각의 simulated CPP와 measured CPP 간의 차이를 절대값 취한 결과에 대해서 평균 8.9716±1.3526mmHg, 표준편차 6.4815mmHg의 오차를 갖는 CPP 값을 예측할 수 있었으며 표 11에서와 같이 시뮬레이션된 CPP와 측정된 CPP의 값의 차이는 앞에서 얻어낸 판별식의 CPP 값 24.214 ~ 25.082 mmHg을 기준으로 했을 때 ROSC 판별 능력이 많은 영향을 미치지 않는 범위에 존재한다. 표 10은 100 회의 시뮬레이션 결과중 하나의 test set에 대한 결과 테이블로서 ROSC를 Non-ROSC로 예측한 경우와 반대로 Non-ROSC를 ROSC로 예측한 경우 두 개의 잘못된 샘플 외에 다른 모든 샘플의 경우 ROSC/Non-ROSC 그룹의 판별 결과가 일치함을 보

여준다.

예측된 값의 ROSC 판별 분석 결과와 실제 측정된 CPP와 의 ROSC 판별 능력에 대한 일치성 검증은 한 결과 표 10에서와 같이 전체 정확도와 상호 평가의 일치량을 측정하는 카파계수는 90.68%와 81.14%로 분석되었다.

6. 결 론

본 연구에서는 심실세동 심전도 파형 추출 파라미터를 이용하여 ROSC에 중요한 판별기준이 되는 관상동맥 관류압의 값을 예측하였다. 그 결과 심실세동 심전도 파형 추출 파라미터와 관상동맥 관류압의 ROSC 판별 능력을 검증하였으며, 심폐소생술의 시간이 경과함에 따라 이들 파라미터와 관상동맥 관류압 사이의 상관성이 높아짐을 확인할 수 있었다. 또한 이들 파라미터중 MF, ASA를 이용해 2차 에피네프린 투여후 90초가 경과한 08:30~09:00 시간에서 결정계수 .808를 갖는 것을 선형 다중회귀분석을 통해 검증하였다. 그리하여 해당 구간의 데이터를 100회의 GRNN을 통한 training과 test를 통해 $8.9716 \pm 1.3526 \text{mmHg}$, 표준편차 6.4815mmHg 이 되는 예측 CPP 값을 얻을 수 있었다.

이론분석과 반복실험 결과를 토대로 실제 예측된 CPP와 측정된 CPP 사이의 ROSC 판별 분석에 대한 일치성 검증은 통하여 전체정확도 90.68%, 카파계수 81.14%라는 결과를 도출할 수 있었다. 이러한 결과는 쉽게 판측 가능한 심실세동 심전도 파형 추출 파라미터를 가지고 임상적으로 측정하기 어려운 관상동맥 관류압의 수치를 예측할 수 있음을 보여주고 있다.

이러한 이론적인 특성을 고려해 본다면 심실세동 심전도 파형 추출 파라미터를 이용해 실시간으로 관상동맥 관류압을 예측할 수 있는 자동 체세동기에 적용이 가능하리라 판단된다.

ACKNOWLEDGMENT

This study was supported by a grant of Sangji University and by a grant of the Korea Health 21 R&D Project, Ministry of Health & Welfare, Republic of Korea. (02-PJ3-PG6-EV01-0001).

참 고 문 헌

[1] Vander & Sherman & Luciano., "Human Physiology", McGraw Hill, pp.449-450, 2001
 [2] Jose Jalife, "Ventricular Fibrillation: Mechanisms of Initiation and Maintenance", Annu. Rev. Physiol. 62:25-50 2000
 [3] Strohmenger, Hans-Ulrich MD; Lindner, Karl H. MD; Brown, Charles G. MD, "Analysis of the Ventricular Fibrillation ECG Signal Amplitude and Frequency Parameters as Predictors of Countershock Success in Humans", Cardiopulmonary and Critical Care Journal, volume 111(3), pp 584-589, March 1997
 [4] Ahmet Baykal, Ravi Ranjan, Nitish V. Thakor,

"Estimation of the Ventricular Fibrillation Duration by Autoregressive Modeling", IEEE transactions on Biomedical Engineering, Vol. 44, No. 5, May 1997
 [5] M Small, DJ Yu, RG Harrison, C Robertson, G Clegg, M Holzer, F Sterz, "Characterizing Nonlinearity in Ventricular Fibrillation", IEEE Computers in Cardiology, 26:17-20, 1999
 [6] Brown, Charles G MD*; Dzwonczyk, Roger MSBME, "Signal Analysis of the Human Electrocardiogram During Ventricular Fibrillation: Frequency and Amplitude Parameters as Predictors of Successful Countershock", Annals of Emergency Medicine, Mosby-Year Book Inc., volume 27(2), pp 184-188, February 1996
 [7] DE Ritscher, CR Killingsworth, GP Walcott, RE Ideker, WM Smith, "Ventricular Fibrillation Frequency Analysis: Signatures of Models of Death in a Canine Sudden Cardiac Death Model", IEEE Computers in Cardiology, 26:623-626, 1999
 [8] Sung Oh Hwang, Kang Hyun Lee, Jun Hwi Cho, Bum Jin Oh., "Simultaneous sternothoracic cardiopulmonary resuscitation: A new method of cardiopulmonary resuscitation", Elsevier Science Ireland Ltd., Resuscitation 48, pp 293-299, 2001
 [9] DJ Yu et al, "Complexity Measurements for Analysis and Diagnosis of Early Ventricular Fibrillation", IEEE Computers in Cardiology, 26:21-24, 1999
 [10] Redding JS & Pearson JW., "Evaluation of drugs for cardiac resuscitation", Anesthesiology Vol. 24, pp.203-207, 1963
 [11] J.P. Tournadre et al, "Overestimation of low cardiac output measured by thermodilution", Brith Journal of Anaesthesia, 79:541-516, 1997
 [12] Karl B. "Coronary perfusion pressure during cardiopulmonary resuscitation", Bailliere's Clinical Anaesthesiology vol. 14, No. 3, pp.591-609, 2000
 [13] Monson H. Hayes., "Statistical Digital Signal Processing And Modeling", John Wiley & Sons, Inc., pp.415-420, 1996
 [14] Trygve Eftestol, Sivlng., "Predicting Outcome of Defibrillation by Spectral Characterization and Nonparametric Classification of Ventricular Fibrillation in Patients with Out-of-Hospital Cardiac Arrest", Circulation, September, 26, 2000
 [15] Yamakawa, A.; Honda, K.; Ichihashi, H.; Miyoshi, T. "Simultaneous approach to fuzzy cluster, principal component and multiple regression analysis", Neural Networks, 1999. IJCNN '99. International Joint Conference, Volume: 6, 1999
 [16] J Guerrero, JF Chorro, A Rosado, R Magdalena, E Soria, M Bataller, V Lopez-Merino, J. Espi, "Spectral Coherence of Ventricular Fibrillation under Conditions of Coronary Perfusion, Dilation and Drug Administration", IEEE Computers in Cardiology, 26:339-342, 1999
 [17] Rosenberg, Jack M. MD; Wahr, Joyce A. MD; Sung,

Ho Choon MD, PhD; Oh, Young Suk; Gilligan, Lori J. LVT, "Coronary Perfusion Pressure During Cardiopulmonary Resuscitation After Spinal Anesthesia in Dogs", *Anesthesia & Analgesia*, volume 82(1), pp 84-87, January 1996

[18] Noc, Marko MD; Weil, Max Harry MD, PhD, FCCM; Tang, Wanchun MD, FCCM; Sun, Shijie MD; Pernat, Andrej MD; Bisera, Joe MSEE, "Electrocardiographic prediction of the success of cardiac resuscitation", *Critical Care Medicine*, volume 27(4), pp 708-714, April 1999

저 자 소 개



장 승 진 (張 丞 鎭)

2000년 연세대학교 의용전자공학과 졸업(공학사). 2002년 연세대학교 의용전자공학과 석사 졸업(공학 석사). 현재 동 대학원 박사과정.

Tel : 033-760-2809, Fax : 033-760-2904

E-mail : hinoon92@paran.com



황 성 오 (黃 成 悟)

1984년 연세대학교 의과대학 졸업(의학사). 1991년 연세대학교 의과대학 석사 졸업(의학 석사). 1995년 연세대학교 의과대학원 박사 졸업(의학 박사). 의사, 내과전문의, 응급의학전문의, 순환기분과전문의. 현재 연세대학교 원주의과대학 응급의학교실 교수. 대한응급의학회 간행이사. 사단법인 대한심폐소생협회 총무, 기획, 국제교류이사

Tel : 033-741-1611, Fax : 033-734-9994

E-mail : shwang@wonju.yonsei.ac.kr



이 현 숙 (李 賢 淑)

1985년 연세대학교 이과대학 물리학과 졸업(이학사). 1987년 연세대학교 대학원 물리학과 졸업 (이학 석사). 1992년 Purdue Univ. USA (Ph.D)(이학 박사). 현재 상지대학교 이공과대학 컴퓨터전자물리학과 교수

Tel : 033-730-0416, Fax : 033-730-0410

E-mail : hslee@sangji.ac.kr



윤 영 로 (尹 泳 老)

1981년 연세대학교 공과대학 전자공학과 졸업(공학사). 1985년 California State University Engineering 전기공학 석사 졸업(공학 석사). 1991년 Purdue Univ. USA 전기공학(Ph.D)(공학 박사). 현재 연세대학교 보건과학대학 의공학부 교수

Tel : 033-760-2440, Fax : 033-760-2941

E-mail : yoon@dragon.yonsei.ac.kr