

WAFO와 DENFIS를 이용한
심실세동시 제세동 예측에 관한 연구

연세대학교 대학원

의공학과

신재우

WAFO와 DENFIS를 이용한
심실세동시 제세동 예측에 관한 연구

지도 윤 영 로 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2005년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

신 재 우

신재우의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____인

심사위원 _____인

심사위원 _____인

심사위원 _____인

심사위원 _____인

연세대학교 대학원

2005 년 12 월 일

감사의 글

세상 모든 학문과 지혜의 첫 근원과 마지막 목적이 되시는 하나님께 영광, 감사, 찬양을 올려 드리며 이 논문을 바칩니다.

인생 제1막을 마치는 동안 연출자가 되어주시고 적극적인 인생관을 가르쳐 주셨으며 많은 지원과 기회를 베풀어주신 지도 교수님이신 윤영로 교수님께 먼저 감사를 드립니다. 늘 끊임없는 도전과 비전을 가르쳐 주시고 의공학도의 자부심을 심어주신 윤형로 교수님, 신앙과 학문에 대한 열정의 분이 되시고 논문을 논문답게 다듬어 주신 이경중 교수님, 논문의 동기를 부여해주시고 용기를 북돋워 주신 황성오 교수님, 더 높고 넓은 것을 바라보고 경험 할 수 있도록 도와주신 조효성 교수님께 감사를 드립니다.

부족한 저를 학문의 세계로 손 잡아 이끌어주시고 눈을 뜨게 도와주신 이윤선 교수님, 공학도로서의 자세와 미래를 안내해 주신 김동윤 교수님, 폭포수와 같이 샘솟는 열정으로 학자 됨의 본을 보여주신 김영호 교수님, 이론과 실무의 조화를 실천하심으로 늘 신선한 도전을 주신 신태민 교수님, 대학원 생활 동안 건강을 염려해 주시고 치료해 주신 윤정한 교수님과 의공학과와 밝은 미래를 제시하여 주시는 여러 교수님들, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 정병조 교수님, 김지현 교수님, 이용흙 교수님께 감사를 드립니다.

학부 때부터 실험실을 드나들면서 번거롭게 헤드렸는데도 지원과 배려를 아끼지 않으셨던 안종수 선생님, 병역관리 업무를 지원해 주셔서 무사히 병특 기간을 마치도록 힘써 주신 이미형 선생님, 장비와 시설을 지원해 주셔서 원했던 모든 실험을 할 수 있도록 해 주신 두 분 양명배 선생님과 이현중 선생님께도 감사를 드립니다.

삶에 대한 많은 조언과 사회생활의 지표를 가르쳐주신 연구실의 자랑스런 선배님들, 차동의 선배님, 김원식 선배님, 우희형, 원석형, 홍모형, 주현형, 재석형, 승진형, 성윤형과 푸근한 썬터가 되어주고 기쁨과 고민을 나누었던 동기들, 승하, 해원, 그리고 저마다의 위치에서 제 몫을 다하고 자신의 길을 닦아가고 있는 믿음직스런 후배들, 병윤, 석균, 민석, 이람, 주성, 세립, 정훈, 규석, 용구, 훈, 용주, 집민, 주환에게도 감사한 마음을 전해드립니다.

대학원 시절 동안 큰 버팀이 되어주시고 중심을 잡아주신 선배님들, 광리형, 동선형, 대근형, 호준형, 택균형, 응석형, 은평형, 혁이형, 기홍형, 근국형, 동석형, 성호형, 성수형, 동규형, 찬오형, 상훈형, 기원형, 석희형, 진복형께 감사드리고, 학부와 대학원 기간 동안 함께하며 학업에 전념할 수 있도록 큰 은혜를 베풀어준 동기 성빈, 시마다 때마다 기도로 돕고 13년간 믿음의 벗이 되어준 동기 이전에게 특별히 감사하며, 정말 멋지고 듬직한 동기들 순만, 호동, 대환, 의철, 동철, 동현, 민재, 영훈, 창수, 진덕, 동곤, 문수, 기룡, 재국, 용석, 세진에게도 감사를 전합니다.

너무나 귀하고 아끼는 후배들, 균정, 광석, 계형, 현웅, 광재, 수호, 인철, 상돈, 기수, 대기, 만희, 성재, 현진, 지화, 준용, 상목, 해관, 경무, 영주, 성필, 승록에게도 감사를 드립니다.

함께 밤을 지새우며 많은 도움을 주시고 나아갈 길을 조언해 주신 상원형, 진우형, 정민형에게도 감사를 드립니다.

많은 조언을 해 주시고 인생의 사명을 일깨워 주신 리스팀 문창호 사장님, 논문 소재와 자료에 큰 도움주신 씨유메디칼 나학록 사장님께도 깊은 감사의 말씀을 올려드립니다.

기도해 주시고 격려해 주신 남성교회 강현규 집사님, 송종주 집사님께 감사 드리고, 우리의 호프 주용 형, 광현, 환국, 준범, 주식, 재한, 미정, 성만, 인표, 고태, 법태, 명욱, 영균, 성규, 용욱, 최원, 효성, 소희, 정운, 진영, 혜란, 민혜, 현경, 지혜, 은숙, 성찬, 혁두형, 문현누나 그리고 천국에 있는 진경이에게도 감사를 드립니다.

특별히 20여년간 늘 돌봐주시고 기도와 사랑으로 키워주신 조원길 목사님과 박영자 사모님께 깊은 감사를 드립니다. 청소년 시절부터 지금껏 많은 도전과 감동을 주신 강준모 목사님께도 감사 드리며 교회를 돌보시고 이끌어주신 장로님들, 박희택 장로님, 조원철 장로님, 김두호 장로님께도 감사를 드립니다.

오랜 학업을 마치는 동안 어릴 적 부터 기도해 주시고 성원해 주시고 응원해 주시고 사랑을 베풀어 주셨던 너무나도 고마우신 분들, 이우순 권사님, 김수자 권사님, 전미자 권사님, 이점순 권사님, 이재순 권사님, 성현희 권사님, 박정옥 권사님, 송영화 권사님, 주금례 권사님, 신두임 권사님, 최성심 집사님, 최혜숙 집사님, 조삼례 집사님, 윤혜순 전도사님, 김창진 권사님, 존경하는故 김영일 권사님께도 진심으로 감사의 마음을 전해 드립니다.

끝으로 사랑 많으시고 큰 힘이 되어주신 외할머니와 밤낮으로 사랑과 기도로 은혜 부어주시고 저를 인도해 주신 부모님께 감사드리며, 누나, 매형, 외삼촌, 이모들과 이모부님들, 동희 아재, 치연, 혜리, 사촌 동생들 모두에게 이 작은 열매를 바칩니다.

2005년 12월

신재우 올림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	vii
국문 요약	viii
제 1 장 서 론	1
제 2 장 심실세동과 소생술	6
2.1 심실세동	6
2.2 심실세동의 치료와 제세동	7
제 3 장 WAFO 분석법	10
3.1 랜덤 웨이브 신호의 특징 파라미터	12
3.1.1 저점과 정점	12
3.1.2 최소-최대 웨이브 및 특징 파라미터	14
3.1.3 교차 스펙트럼	16
제 4 장 Dynamic evolving neural-fuzzy inference system 모델	19
4.1 Evolving fuzzy neural network 모델	20
4.2 Evolving clustering method 모델	22
4.3 ECM with constrained minimization 모델	23
4.4 Dynamic evolving neural-fuzzy inference system 모델	26
제 5 장 실험 및 분석방법	29
5.1 동물 실험 및 데이터 수집	29
5.2 WAFO 분석법을 이용한 파라미터 추출 및 평가	32
5.2.1 신호 전처리 과정	33
5.2.2 불규칙도	35

5.2.3 왜도 및 첨도	39
5.2.4 스펙트럼 모멘트	40
5.2.5 위험도	41
5.2.6 평균 레벨교차 스펙트럼 파워	42
5.2.7 평균 알파-유효 지수	43
5.2.8 평균 파워 스펙트럼 및 평균 주파수	45
5.3 DENFIS 에 의한 제세동 예측.....	47
제 6 장 결과 및 고찰	50
6.1 WAFO 및 주파수 분석법을 이용한 파라미터 추출	50
6.2 DENFIS 를 이용한 제세동 예측	69
제 7 장 결 론	75
참 고 문 헌	77
ABSTRACT	91

그 립 차 례

그림 1.1 심실세동 데이터	2
(a) 약한 심실세동	
(b) 거친 심실세동	
그림 2.1 정상심전도와 부정맥 심전도의 비교	6
(a) 정상심전도	
(b) 심실빈맥	
(c) 심실세동	
그림 3.1 랜덤 신호의 예	11
(a) 파도의 높낮이 신호	
(b) 심실세동 심전도 신호	
그림 3.2 저점과 정점의 정의	13
그림 3.3 심실세동 심전도 신호의 저점 및 정점의 검출 예	13
(점선: 심실세동 심전도 신호, 실선: 검출된 저점과 정점으로 재구성된 신호)	
그림 3.4 최소-최대 웨이브의 정의	14
그림 3.5 심실세동 심전도 신호의 레인플로우 신호 검출 예	15
(점선: 심실세동 심전도 신호, 실선: 레인플로우 신호)	
그림 3.6 랜덤 신호에 대한 여러 가지 특징 파라미터	15
그림 3.7 심실세동 심전도의 교차 스펙트럼의 예	18
(a) 심실세동 심전도 신호	
(b) 교차 스펙트럼	
그림 4.1 EFuNN의 구조	22
그림 4.2 샘플 $x_1 \sim x_9$ 에 대해 ECM 기법을 이용하여 클러스터링하는 과정 ...	24
(a) 샘플 x_1 의 입력에 의해 새로운 클러스터가 형성	
(b) x_2 가 C_1^0 를 C_1^1 으로 업데이트, x_3 가 새로운 클러스터 C_2^0 를 형성	

	(c) x_5 에 의해 클러스터 C_1^1 를 C_1^2 로 업데이트, x_7 에 의해 클러스터 C_2^0 를 C_2^1 로 업데이트, x_8 가 새로운 클러스터 C_3^0 를 형성	
	(d) x_9 에 의해 클러스터 C_1^2 를 C_1^3 으로 업데이트	
그림 4.3	DENFIS 과정에 의해 형성된 두 개의 퍼지 규칙 그룹	28
	(a) 입력 벡터 \mathbf{x}_1 에 대한 추론	
	(b) 입력 벡터 \mathbf{x}_2 에 대한 추론	
그림 5.1	데이터 측정을 위한 전극 부착 및 도자 삽입	30
그림 5.2	데이터 처리 및 분석 과정	33
그림 5.3	이동평균을 이용한 기저선 변동 제거	34
	(a) 심실세동 심전도 신호	
	(b) 이동평균으로 구한 기저선 신호	
	(c) 기저선이 제거된 심실세동 신호	
그림 5.4	대역통과 FIR 필터의 주파수 및 위상응답 특성	35
그림 5.5	Non-ROSC 심실세동 심전도의 불규칙도 분석의 예	37
	(a) 심실세동 심전도 신호	
	(b) 교차 스펙트럼	
그림 5.6	ROSC 심실세동 심전도의 불규칙도 분석의 예	37
	(a) 심실세동 심전도 신호	
	(b) 교차 스펙트럼	
그림 5.7	Non-ROSC 및 ROSC 심전도의 주파수 분포 비교	38
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC)	
그림 5.8	평균 레벨 교차 스펙트럼 파워의 분석 예	42
	(a) Non-ROSC 심실세동 신호(MPLC=12.64)	
	(b) ROSC 심실세동 신호(MPLC=10.96)	
그림 5.9	평균 알파-유효지수 분석의 예	45
	(a) Non-ROSC 심실세동 신호(MRS=0.0387)	
	(b) ROSC 심실세동 신호(MRS=0.1784)	

그림 5.10	평균 파워 스펙트럼 및 평균 주파수 분석의 예	46
	(a) Non-ROSC 심실세동 신호(MP=-9.43dB, MF=38.68Hz)	
	(b) ROSC 심실세동 신호(MP=-8.14dB, MF=40.56Hz)	
그림 5.11	제세동 예측 과정.....	48
그림 6.1	구간별 불규칙도 분석 결과	59
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.2	구간별 왜도 분석 결과	59
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.3	구간별 첨도 분석 결과	60
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.4	구간별 스펙트럼 모멘트 m_0 분석 결과	60
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.5	구간별 스펙트럼 모멘트 m_1 분석 결과	61
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.6	구간별 스펙트럼 모멘트 m_2 분석 결과	61
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.7	구간별 위험도 분석 결과	62
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.8	구간별 평균 레벨교차 스펙트럼 파워 분석 결과	62
	(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	

그림 6.9 구간별 평균 알파-지수 분석 결과	63
(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.10 구간별 평균 파워 스펙트럼 분석 결과	63
(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.11 구간별 평균 주파수 분석 결과	64
(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)	
그림 6.12 구간 A 에 대한 퍼지 입출력 관계	71
(a) 3 차원 입출력도	
(b) 퍼지 맵 입출력도	
그림 6.13 구간 C 에 대한 퍼지 입출력 관계	71
(a) 3 차원 입출력도	
(b) 퍼지 맵 입출력도	
그림 6.14 구간 D 에 대한 퍼지 입출력 관계	72
(a) 3 차원 입출력도	
(b) 퍼지 맵 입출력도	
그림 6.15 구간 E 에 대한 퍼지 입출력 관계	72
(a) 3 차원 입출력도	
(b) 퍼지 맵 입출력도	

표 차 례

표 3.1 여러 가지 웨이브의 특징 분석을 위한 파라미터	16
표 5.1 심실세동 심전도 데이터 추출 구간의 임상적 의미	31
표 5.2 심실세동 심전도에서 추출한 파라미터의 표기와 의미	32
표 5.3 DENFIS 훈련에 사용된 뉴로-퍼지 파라미터	49
표 6.1 WAFO 및 주파수 분석법을 이용하여 구간별로 파라미터를 추출 한 결과의 평균값과 표준 편차 및 t-test 결과	56
표 6.2 구간별 p 값 분석 결과	64
표 6.3 파라미터별 $p < 0.05$ 인 구간 수	65
표 6.4 구간별로 $p < 0.05$ 를 만족하는 파라미터	66
표 6.5 구간별로 판별도가 가장 높은 두 개의 파라미터	67
표 6.6 구간별로 $p < 0.05$ 를 만족하는 파라미터 개수 및 상위 판별도 두 개의 p 값의 평균	68
표 6.7 실험 테스트 집단에 대한 소생 예측	73
표 6.8 A 구간에 대한 평가	73
표 6.9 C 구간에 대한 평가	74
표 6.10 D 구간에 대한 평가	74
표 6.11 E 구간에 대한 평가	74
표 6.12 구간별 예측 성능평가	74

국문 요약

WAFO와 DENFIS를 이용한 심실세동시 제세동 예측에 관한 연구

본 논문은 심실세동시 심전도 신호를 wave analysis for fatigue and oceanography(WAFO) 분석 방법을 이용하여 파라미터를 추출하고 dynamic evolving neural-fuzzy inference system(DENFIS)을 이용하여 소생성공 여부를 예측하는 연구이다.

심실세동을 치료하는 방법에는 제세동, 심폐소생술, 약물투여 등이 있으며 이러한 치료에 의해 혈액흐름이 증가되면서 심장이 정상상태로 돌아오게 된다. 제세동은 심폐소생술 중에 자연 순환을 회복시킬 수 있는 결정적인 방법이지만 반복적인 제세동은 심근세포를 손상시켜 소생 이후에 심각한 후유증을 가져올 수 있다. 따라서 제세동의 성공여부를 예측하는 것은 반복적인 제세동을 방지하고 심폐소생술 등의 처치효과에 대한 분석을 가능하게 한다.

본 연구에서는 제세동 성공을 예측하기 위해 총 15 마리의 개에 대해 표준 심폐소생술 프로토콜을 실시하였고, 획득한 데이터를 30 초씩 총 5 개의 A~E 구간으로 나누었다. 심폐소생술로 인한 동잡음을 제거하였으며 WAFO 분석방법을 이용하여 불규칙도, 왜도, 첨도, 스펙트럼 모멘트, 위험도, 평균 레벨교차 스펙트럼 파워, 평균 알파-유효 지수를 특징 파라미터로 추출하였다. ROSC 와 non-ROSC 에 대한 각 파라미터들의 판별도를 평가하기 위해 t-test 를 적용했으며, 구간별로 가장 판별도가 높은 두 개의 파라미터를 선택하여 제세동 성공예측을 위한 추론 시스템의 입력 변수로 사용하였다. 추론 시스템은 기존의 뉴로-퍼지 기법의 단점인

연산속도를 향상시키고 입력의 특성에 따라 시스템 사용 중에도 새로운 퍼지 규칙들을 생성하고 갱신할 수 있도록 온라인 성능을 강화시킨 DENFIS 에 의해 최종적인 제세동 예측지수를 구하였으며 다음과 같은 결론을 얻었다.

- (1) 스펙트럼 모멘트 m_2 , 스펙트럼 모멘트 m_1 , 평균 파워 스펙트럼, 평균 알파-유효 지수, 스펙트럼 모멘트 m_0 , 평균 주파수, 불규칙도, 위험도, 왜도, 첨도의 순서로 판별도가 높게 나타났다.
- (2) A 구간에서는 평균 주파수, B 구간에서는 불규칙도, C 구간에서는 스펙트럼 모멘트 m_1 , D 구간에서는 스펙트럼 모멘트 m_2 , E 구간에서는 평균 레벨교차 스펙트럼 파워가 각각 가장 판별도가 높은 파라미터로 나타났다.
- (3) 구간별로 판별도가 높은 기준으로 보면, $E > D > A > C > B$ 의 순서로 나타났다.
- (4) 구간별 소생 예측 성능은 A 구간의 민감도와 특이도가 각각 83.3%와 77.8%로 가장 높았고, 정예측도와 부예측도도 각각 71.4%와 87.5%로 A 구간이 가장 높았다.
- (5) 평균적으로는 민감도와 특이도가 각각 62.5%와 75.0%로 특이도가 더 높게 나타났고, 정예측도와 부예측도의 경우 각각 61.2%와 75.8%로 부예측도가 더 높게 나타났으며, 전체적으로 볼 때 소생 실패에 대한 예측성능이 소생 성공에 대한 예측성능보다 높게 나타났다.

핵심되는 말: WAFO, DENFIS, ROSC, non-ROSC, 심실세동, 제세동 성공, 뉴로-퍼지, 심폐생술

제 1 장 서 론

본 연구는 심실세동시 심전도 신호를 wave analysis for fatigue and oceanography(WAFO) 분석 방법을 이용하여 파라미터를 추출하고 dynamic evolving neural-fuzzy inference system(DENFIS)을 이용하여 소생성공 여부를 예측하는 연구이다.

심실세동(ventricular fibrillation: VF)이 발생하면 심장의 전기적 활동이 제대로 이뤄지지 않으며 혈액공급이 중단되어 급성심장사의 원인이 된다. 심실세동 시간이 증가 할수록 심장활동이 정상으로 돌아오기가 매우 어렵게 되며 소생(return of spontaneous circulation: ROSC) 성공률은 심실세동 경과시간과 반비례 관계를 가지게 된다[1-4].

심실세동을 치료하는 방법에는 제세동(defibrillation), 심폐소생술(cardiopulmonary resuscitation: CPR), 약물투여 등이 있으며 이러한 치료에 의해 혈액흐름이 증가되면서 심장이 정상상태로 돌아오게 된다. 제세동은 심폐소생술 중에 자연 순환을 회복시킬 수 있는 결정적인 방법이지만 반복적인 제세동은 심근세포를 손상시켜 소생 이후에 심각한 후유증을 가져올 수 있다. 특히 긴 시간동안 심실세동이 유지된 경우에는 제세동 이전에 심폐소생술, 인공호흡, 약물투여 등의 처치를 하는 것이 생존율의 향상을 가져온다고 보고되었다[5-7]. 따라서 제세동의 성공여부를 예측하는 것은 반복적인 제세동을 방지하고 심폐소생술 등의 처치효과에 대한 분석을 가능하게 한다.

제세동 성공을 가장 정확하게 예측할 수 있는 지표는 심폐소생술 시행 중에 측정되는 관상동맥관류압(coronary perfusion pressure: CPP)과

심근혈류양(myocardial blood flow: MBF)으로 알려져 있다[8]. 그러나 이러한 혈액학적인 값들은 심장과 혈관 내에 카테터를 삽입해야 측정이 가능하므로 병원 밖에서나 응급상황에서는 측정하기 어렵다. 따라서 비관혈적인 방법으로 제세동에 대한 성공여부를 예측하기 위해서 심실세동시의 심전도를 측정하고 분석하는 방법들이 제안 되어져 왔다 [9][10].

제세동 성공 예측에 관한 연구는 여러 측면에서 이루어졌는데 거친 심실세동(coarse VF)이 약한 심실세동(fine VF)에 비해서 소생 성공율이 높다는 것에서 시작한다. 그림 1.1 과 같이 거친 심실세동과는 약한 심실세동과에 비해서 크기가 크고 그 모양이 빠르게 변화하는 고주파 성분을 가지고 있다.

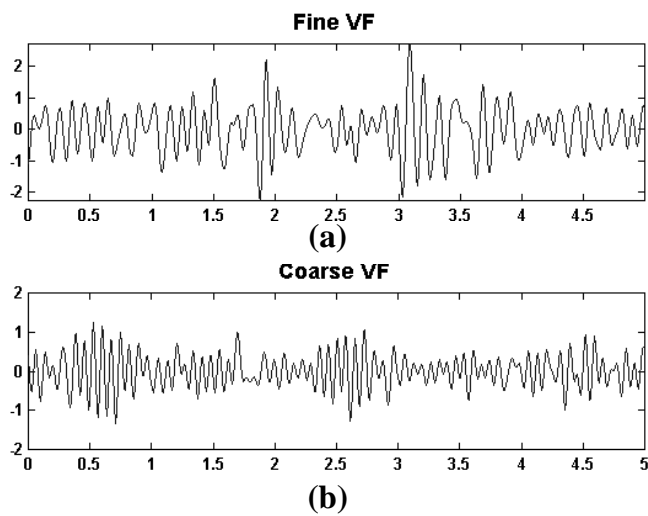


그림 1.1 심실세동 데이터

(a) 약한 심실세동 (b) 거친 심실세동

심실세동 심전도 신호의 분석을 위해 다양한 알고리즘들이 적용되고 있으나 크게는 시간 영역의 진폭 분석법과 주파수 분석법으로 분류할 수 있다.

진폭 분석법을 이용한 심실세동과 제세동 성공에 관한 연구는 거친 심실세동이 약한 심실세동에 비해서 비교적 진폭이 크다는 특성을 이용한다. 그림 1.1 은 거친 심실세동 데이터와 약한 심실세동 데이터를 나타낸다. 거친 심실세동 데이터는 크기가 크고 그 모양이 빠르게 변화하는 고주파 성분을 가지고 있다. 초기 연구에서는 심실세동 파형크기, 시간간격의 변화와 소생 성공률의 관계에 대해 관찰하였다. 심실세동 파형의 값이 0.2 mV이하이면 약한 심실세동파로, 0.2 mV 이상이면 거친 심실세동파로 구분 지었다. 또 다른 진폭 분석법은 심실세동 심전도 신호에서 최대 피크-저점 (maximum peak-to-trough)의 크기를 VF 신호로 정의하며 일정 시간 구간 내에서의 VF 신호의 평균을 평균 VF(mean VF) 신호로 사용하였다 [11].

주파수 분석법은 소생 확률이 높은 거친 심실세동이 소생 확률이 낮은 약한 심실세동에 비해 비교적 높은 주파수 성분을 나타낸다는 이론을 기본 근거로 하고 있다. 신호의 모델링 없이 주파수를 분석하는 FFT와 같은 비 파라미터식(non-parametric) 분석방법과 신호를 모델링하고 분석하는 파라미터식(parametric) 주파수 분석법이 있다. 비 파라미터 방식에 비해 파라미터 방식은 주파수 분석 결과가 매끄럽고 피크가 뚜렷하게 구분이 되기는 하지만 모델 차수 결정에 따라 분석 오차가 커질 수 있는 단점이 있다. 주파수 분석을 실시하여 구해진 파워 스펙트럼은 심실세동의 특성 분석을 위해 중간 주파수(mean frequency), 피크 주파수 및 평탄도 (spectral flatness) 등의 파라미터를 추출할 수 있다.

이들 연구에서는 심전도의 주파수 영역에서 중간주파수(median frequency, MF)와 최대주파수(peak power frequency, PPF)를 구하여 이를 관상동맥관류압이나 동맥혈압(arterial pressure)같은 혈역학적 변수들과의 변화와 비교하여 심실세동시에 주파수 성분의 변화가 혈역학적 변수들의 변화를 나타낼 수 있는지를 연구하였다[8][13-15].

중간주파수나 최대주파수 값에 대한 연구들에서는 체세동 성공률에 대한 예측뿐만 아니라 심실세동의 경과시간을 예측하는 방법들도 제시되고 있다. Roger 의 연구에서는 심정지 후에 나타나는 심실세동 데이터를 4초 단위로 분할하여 중간주파수를 구하였다. 이 실험에서는 심실세동 후 중간주파수는 상승과 하강 곡선을 그리는 것으로 나타났으며 두 개의 직선식을 이용하여 심실세동의 경과시간을 추정하였다[16].

이 외에도 시간 영역에서의 신호의 이동 평균 크기[17], 주파수 영역의 면적[18], Bispectral 에너지[19], 유전자 알고리즘[20], AR-model 을 이용한 심실세동 모델링[21] 과 같은 체세동 성공 예측에 관한 여러 연구들이 있다.

심실세동 심전도에서 추출한 여러 가지 파라미터들 이용하여 체세동 성공을 판단하기 위해서는 통계분석법이 주로 이용되는데 t-test 나 ANOVA 검정 등을 이용하여 소생성공과 소생실패 그룹에서의 파라미터의 차이가 통계적으로 유의한지를 파악하거나 관상동맥관류압과 같은 혈역학적 변수를 회귀분석 등을 이용하여 예측하는 것을 목표로 한다[22][23].

그러나 관상동맥류압을 소생지표로 사용하는 경우에는 소생 예측율이 높은 것으로 나타나기는 하지만, 약 30mmHg 의 기준 압력을 소생 지표로 하므로 기준 압력을 초과하는 순간을 검출하기 위해 신호 구간을 작게

나누어야 한다. 또한 심폐 소생술이 실시되어 흉부에 압박이 가해지는 순간에 흉부에 가해지는 외부 압력이 관상동맥류압에 영향을 주는 단점이 있으며, 실제 심폐 소생술 및 체세동을 실시할 때에는 관상동맥류압을 측정할 수 없는 문제점이 있어서 실질적으로 적용하기 어렵다.

심실세동 환자에 대한 실제 응급실 치료 상황에서는 카테터 삽입에 따른 치료 시간 지연과 시술시 위험이 따르는 관혈적인 방식의 계측장치를 사용할 수 없고 환자의 피부에 신속히 부착해서 사용할 수 있는 심전도 장치가 사용되므로, 본 연구에서는 관상동맥류압을 소생 지표로 사용하지 않고 소생 성공 또는 실패의 여부만을 결과 지표로 사용하였다.

또한 진폭 분석법의 경우 심전도 전극의 위치와 환자의 상태에 따라 신호의 진폭이 달라지므로 하나의 절대적인 값이나 최대 피크-저점을 기준으로 소생여부를 예측하기 어려운 단점이 있다. 주파수 분석법의 경우 주파수 분석에 사용하는 모델의 차수에 따라 분석 결과가 달라지는 단점이 있고 소생의 지표가 되는 심장 박출량의 경우 주파수 보다는 진폭 성분에 주로 정보가 담겨 있기 때문에 주파수 분석에만 의존하는 경우도 한계점이 있다.

본 연구에서는 심실세동 신호의 크기와 분포 특성을 모두 고려하기 위해 신호의 진폭성분과 분포 특성을 조합하고 다양한 통계적인 기법을 제공하는 WAFO 분석법을 적용하였다. 또한 신호 전체에 대해 일괄적인 기준에 의해 예측하는 것이 아니라 추출된 파라미터들에 대한 t-test 를 통해 5 개의 구간별로 가장 판별도가 높은 파라미터들을 선택하여 뉴로-퍼지 방법인 DENFIS 를 적용하여 소생 여부를 예측하고 평가하는 새로운 예측 기법을 제안하였다.

제 2 장 심실세동과 소생술

2.1 심실세동

심실세동은 심장의 무질서한 전기적 활동으로 인해 심근 수축이 동시에 이뤄지지 않음으로 발생하게 되며 심장의 혈액공급이 이뤄지지 않게 하여 신체기관의 산소공급을 중단시키게 된다. 뇌로의 산소공급이 중단되면 뇌는 손상을 입게 되며 결국은 몇 분 안에 뇌의 기능이 정지하여 급성심장사(sudden cardiac death, SCD)에 이르게 된다[24]. 그림 2.1 은 정상심전도, 심실빈맥(ventricular tachycardia), 심실세동시 심전도를 나타낸 것이다.

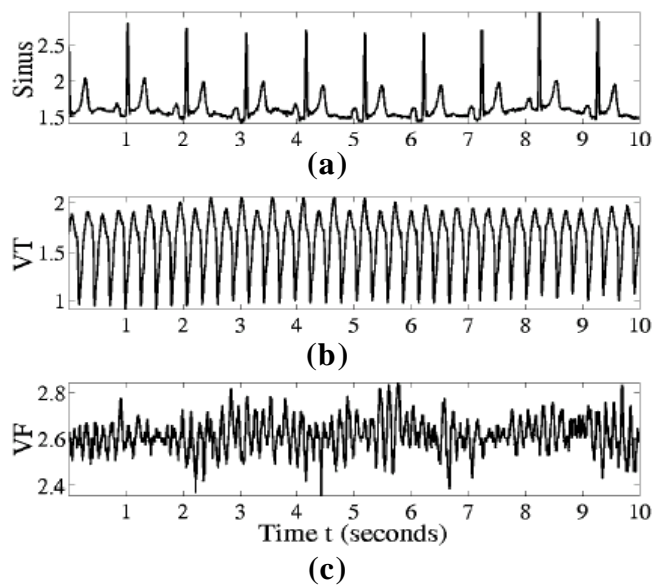


그림 2.1 정상심전도와 부정맥 심전도의 비교

(a) 정상심전도 (b) 심실빈맥 (c) 심실세동

심실세동의 경우 정상심전도에서 P-QRS-T 의 모양이 모두 소실된 잡음에 가까운 매우 무질서한 모양을 보이고 있다.

급성심근경색에서 발생하는 일차 심실세동(primary VF)은 관상동맥 폐색증(coronary occlusion)에서 시작하며 일차 심실세동시 1 분 안에 제세동을 하면 소생할 확률이 90~95%정도이다. 초기 심실세동은 0.2 mV 이상의 크기와 $\pm 200\sim 300$ 정도의 박동수를 가지는 것으로 알려져 있다. 시간이 지날수록 점차적으로 박동수와 크기가 줄어들게 되며 12~15 분 후에는 평탄한 전기신호를 보이게 된다. 이차 심실세동(secondary VF)은 확장, 신장, 신진대사의 이상, 교감신경의 과다활동 등의 원인으로 인해 발생하며 이 때는 생존율이 30%이하로 떨어지게 된다. 허혈성 심질환 (ischemic heart disease: IHD)은 심실세동의 주요 원인으로 급성 심근경색증(acute myocardial infarction: AMI) 환자의 30% 이상은 심실세동이 발생하면 2 시간 안에 사망하는 것으로 보고있다. 허혈이나 재관류 (reperfusion)는 부정맥 질환과 관련이 있으나 급성심장사의 20% 정도만이 급성 심근 경색을 가지므로 경색증(infarction) 보다는 일시적인 허혈이나 재관류가 급성심장사를 유발하는 주요 원인이 된다[25].

병원 밖에서 심정지(cardiac arrest) 상태에 이르거나 심실세동이 발견되는 환자들의 경우 여러 가지 요인들로 인해 생존 여부가 판가름된다. 이 중 가장 중요한 것은 심정지 발생과 제세동 시행 사이의 시간, 초기 심폐소생술 시행 여부 등으로 알려져 있다[26-28].

2.2 심실세동의 치료와 제세동

심실세동 발생시 심장리듬을 정상 동조율로 전환하려면 전기적 제세동을 가하는 것이 유일한 치료방법으로 알려져 왔다. 제세동의 성공은

시간과 밀접한 관련이 있는데 심실세동이 1 분 경과할 때 마다 소생 성공률은 7~10%씩 감소하게 된다[25].

병원에 도착하기 전 급성심장사 하는 사람들 중 30~40%에서 초기에 심실세동이 나타나며 성공적인 소생 가능성은 전기적 제세동의 유용성과 밀접한 연관이 있다. 제세동은 심실세동 발생시 시행해야 하는 첫 번째 방법으로 권장되고 있다. 심실세동 시간이 짧은 경우에는 즉각적인 제세동이 매우 효과적이나 긴 시간동안 심실세동이 유지된 경우에 행해지는 즉각적인 제세동은 효과적인 치료방법이 아니며 오히려 무수축(asystole)이나 무맥박성 전기활동(pulseless electrical activity)을 가져 올 수 있음이 밝혀졌다[28].

지속적인 심실세동을 성공적으로 끝낸 뒤에도 비관류 리듬이 존재함이 보고 되어져 왔다. 제세동 후에 발생하는 무수축이나 무맥박성 전기활동은 쇼크의 강도나 제세동 파형의 모양과는 관계가 없는 것으로 연구되어 졌으나 이후 심실세동 시간과 심소생법에 이용되는 제세동 에너지 사이의 관계에 대한 연구들이 있었다[29-31].

Yanakitas 는 심실세동이 1, 3, 4, 9 분이 경과한 후에 처치 방법을 심폐소생술, 심폐소생술과 에피네프린 투여, 즉각적인 제세동 등으로 구분하여 실시하였다. 제세동시 에너지가 4~5 joules/kg 일 때가 가장 성공적인 제세동을 가져왔음을 밝혔으며 제세동을 가하기 이전의 처치효과 결과에 대해 에피네프린과 심폐소생술을 병행하였을 때에 심실세동이 5 분경과시에는 57%의 생존율, 9 분경과 시에는 60% 정도의 생존율을 보였으나 심폐소생술이나 에피네프린 투여가 없이 바로 제세동을 가했을 경우에는 생존율이 0%까지 감소하였다[32].

제세동 전에 투여하는 여러 약물의 효과를 보고자 하는 연구에서

Manegazzi 는 8 분 동안의 심실세동 기간에 흉부압박이나 인공호흡을 하지 않고 에피네프린(epinephrine), 리도케인(lidocaine), 브레틸륨(bretylium), 프로프라놀롤(propranolol) 과 같은 여러 가지 약물들을 조합해서 투여하여 약물투여에 대한 생존율을 연구하였다. 이 실험에서 에피네프린과 리도케인을 동시에 투여한 후 제세동을 실시한 그룹은 약물투여 없이 바로 제세동을 실시한 그룹에 비해서 높은 생존율의 향상을 보였고 1 시간 이후의 생존율에서도 44%의 차이를 보였다[33].

Robert 의 연구에서는 긴 시간 심실세동후의 치료방법에 따른 제세동 회수비교와 주파수 변화에 대한 연구를 하였다. 10 분 동안의 심실세동 시간이 지난 후 즉각적인 제세동, 심폐소생술과 약물투여, 심폐소생술의 세 가지 방법으로 실험한 결과 제세동만 하는 경우 생존하는 경우가 없었으나 심폐소생술만 시행한 경우는 50%, 심폐소생술과 약물투여를 병행한 결과에서는 60%의 생존율 향상이 나타남을 보였다. 결과적으로 심폐소생술이나 약물 투여를 하지 않는 경우에는 2 배 정도의 제세동이 필요하며 심폐소생술과 약물투여를 병행하면 제세동만 시행하는 경우에 비해서 주파수 성분의 크기가 증가함을 보였다[6].

본 연구에서도 소생 성공율을 높이기 위해 심실세동 후 심폐소생술과 약물투여를 병행하여 실시하였으며, 분당 80 회의 흉부압박과 2 회의 에피네프린 투여 후 제세동을 실시하는 순서로 실험 프로토콜을 구성하였다.

제 3 장 WAFO 분석법

WAFO 분석법은 1993 년에 스웨덴 Lund 대학의 WAFO 그룹에서 제안한 것으로 랜덤 신호 및 랜덤 부하에 대한 통계적 분석을 위한 다양한 수학적 도구들로 구성되어 있다. 랜덤 신호에 대한 다양하고 세부적인 특징 파라미터들을 추출하는 기본적인 방법을 제시하고 있으며 이를 기반으로 한 통계적 모델링 및 스펙트럼 분석 방법이 소개되어 있다[34][35].

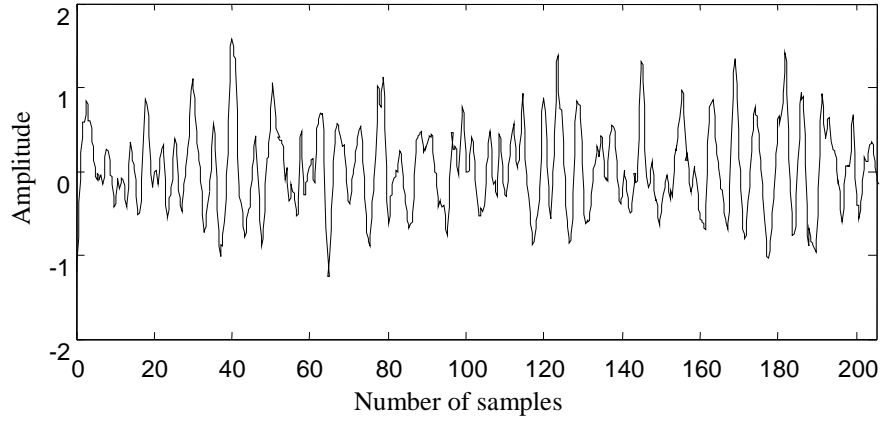
WAFO 에는 다음과 같이 세 가지의 주요 분석 영역이 있다.

첫째, 해양공학 분야에서 파도에 대한 통계적 분석과 선박에 대한 파도의 영향 및 응답특성을 분석할 수 있다.

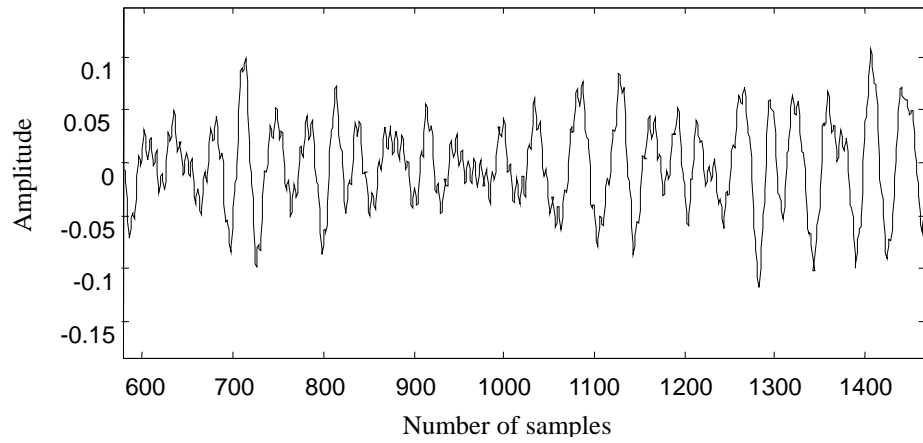
둘째, 기계공학 분야에서 불규칙적인 랜덤 로드의 일종인 위험도와 부하에 의한 피로도를 분석할 수 있다.

셋째, 그 외에 공학 전반에 걸쳐 다루어지는 랜덤과정에 대한 통계적인 분석이 가능하다.

WAFO 분석법이 분석 대상으로 하고 있는 랜덤 신호 중에서 가장 대표적인 신호는 그림 3.1 의 (a)와 같은 파도 높낮이 신호이다. 심실세동 심전도 신호 역시 랜덤 신호의 일종으로 그림 3.1 의 (b)에 나타낸 것과 같이 파도 높낮이 신호와 매우 유사한 형태를 가지고 있다. 본 연구에서는 WAFO 분석법을 심실세동 심전도 신호의 분석에 이용하여 여러 가지 파라미터들을 추출하여 심실세동 예측에 적용하였다.



(a)



(b)

그림 3.1 랜덤 신호의 예

(a) 파도의 높낮이 신호 (b) 심실세동시 심전도 신호

3.1 랜덤 웨이브 신호의 특징 파라미터

3.1.1 저점과 정점

신호 $x(t)$ 를 시간 t 에 대한 웨이브 신호 레벨의 크기의 함수라고 가정할 때, 불규칙적인 랜덤 웨이브 신호 $x(t)$ 는 다양한 높낮이를 가지는 저점(trough)과 정점(crest)의 집합으로 정의할 수 있다. 정점과 저점의 차이와 웨이브의 지속 시간은 각각 진폭과 웨이브 길이로 정의된다[34].

저점과 정점에 대한 도식적 표시는 그림 3.2와 같다. 시간 t 에 대해 레벨 u^c 를 기준으로 하강교차하는 시간을 t_i 로 정의한다. 전역 최대값과 전역 최소값인 M_i^{tc} 와 m_i^{tc} 를 각각 구간 $t_i < t < t_{i+1}$ 에서의 i 번째 정점과 저점으로 정의한다. 이 때에 정점과 저점의 크기 차이를 정점 전 진폭(crest front amplitude) H^c 로 정의하며 식 (3.1)과 같이 나타낸다.

$$H_i^{tc} = M_i^{tc} - m_i^{tc} = \max_{t_i < t < t_{i+1}} x(t) - \min_{t_i < t < t_{i+1}} x(t) \quad (3.1)$$

저점 때의 시간과 정점 때의 시간 사이의 시간 간격은 정점 전 웨이브길이(crest front wavelength) T^c 로 정의하며, 정점 전 진폭과 정점 전 웨이브 길이를 줄여서 각각 진폭과 웨이브 길이로 정의한다.

그림 3.3은 심실세동 심전도에 대한 저점과 정점의 검출 예이다. 심실의 활동에 영향을 주지 못하는 부분적인 변환점들이 제거됨을 알 수 있다.

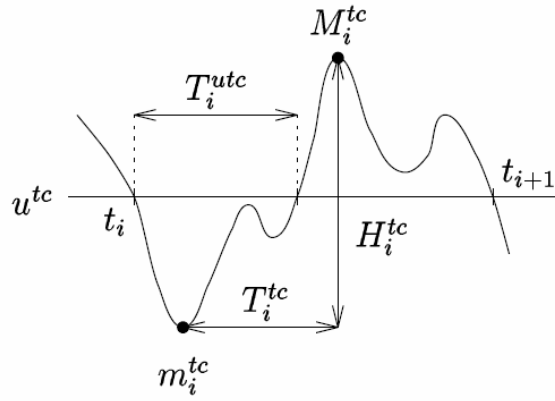


그림 3.2 저점과 정점의 정의

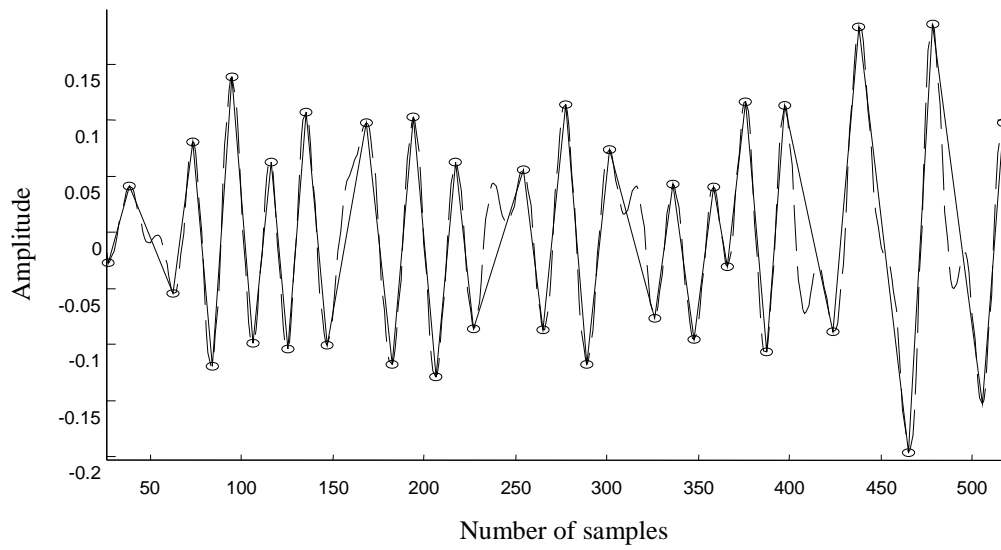


그림 3.3 심실세동 심전도 신호의 저점 및 정점의 검출 예

(점선: 심실세동 심전도 신호, 실선: 검출된 저점과 정점으로 재구성된 신호)

3.1.2 최소-최대 웨이브 및 특징 파라미터

웨이브 분석의 주요 응용 가운데 하나는 큰 신호를 추출하고 예측하는 것으로 이를 위해 상대적으로 크기가 작은 웨이브들을 제거할 필요가 있다.

그림 3.4 는 최소-최대 웨이브의 정의를 나타낸다. 시간 t 에 대해 시간 t_i 는 국부 최소치 m_i 와 국부 최대치 M_i 지점의 시간 정보를 가지고 있는 i 번째 변환점(turning point)을 의미하며 m_i 과 M_i 의 연속 집합을 (m_i, M_i) 로 정의한다. 이 때에 형성되는 i 번째의 최소-최대 웨이브의 크기를 H_i 로 정의하며 식 (3.2)와 같이 나타낼 수 있으며 상대적으로 크기가 큰 웨이브만을 추출한 결과를 레인플로우(raiflow) 신호 라고도 한다[36].

$$(T_i, H_i = M_i - m_i) \quad (3.2)$$

여기서 T_i 는 m_i 와 그 다음에 나오는 M_i 와의 시간 간격을 의미한다.

그림 3.5 는 심심세동 신호에 대한 레인플로우 검출의 예이며 신호의 크기가 큰 성분들만을 추출할 수 있다.

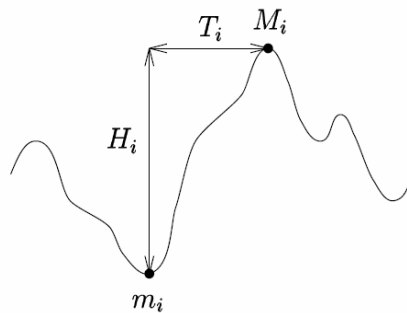


그림 3.4 최소-최대 웨이브의 정의

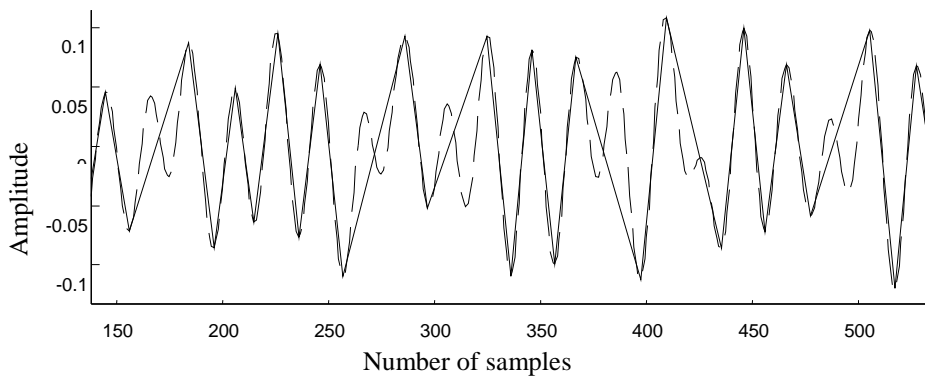


그림 3.5 심실세동 심전도 신호의 레인플로우 신호 검출 예
(점선: 심실세동 심전도 신호, 실선: 레인플로우 신호)

저점과 정점 및 최소-최대 웨이브는 랜덤 신호에 대한 웨이브 분석의 가장 기본이 되는 파라미터이며 그 외의 파라미터들은 그림 3.6 과 같으며 각각에 대한 설명을 표 3.1 에 나타냈다.

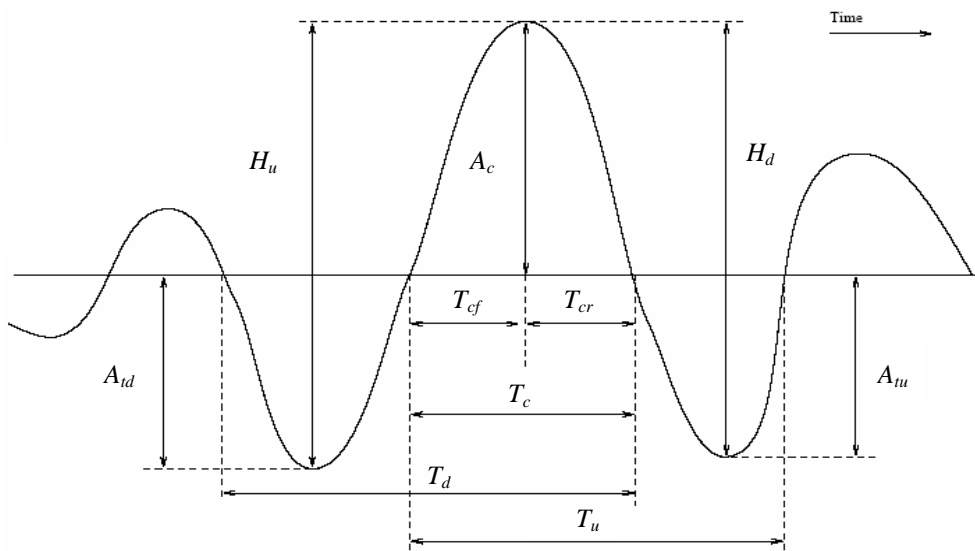


그림 3.6 랜덤 신호에 대한 여러 가지 특징 파라미터

표 3.1 여러 가지 웨이브의 특징 분석을 위한 파라미터

특징 파라미터	정 의
T_{cf} , crest front wave period	상향교차 지점에서부터 정점까지의 시간
T_{cr} , crest rear wave period	정점에서부터 하향교차 지점까지의 시간
T_u , upcrossing period	연속된 두 상향교차 지점간의 시간
T_d , downcrossing period	연속된 두 하향교차 지점간의 시간
A_c , crest height above mean level	평균 레벨에 대한 정점의 높이
A_{td} , trough downcrossing depth below mean level	평균 레벨에 대한 하향교차 방향의 저점의 깊이
A_{tu} , trough upcrossing depth below mean level	평균 레벨에 대한 하향교차 방향의 정점의 깊이
H_u , upcrossing wave amplitude	저점에서 정점까지의 수직 크기
H_d , downcrossing wave amplitude	정점에서 저점까지의 수직 크기

3.1.3 교차 스펙트럼(crossing spectrum)

교차 스펙트럼은 신호 $x(t)$ 가 레벨 u 에 상향교차(upcrossing)되는 회수를 u 의 함수 $N(u)$ 로 정의된다. 교차 스펙트럼은 신호 $x(t)$ 의 특성을 나타내는 중요한 역할을 하며 특히 크기가 큰 신호 성분의 특징을 파악하는데 유용하다. $N(u)$ 는 식 (3.3)과 같이 정의된다[37].

$$N(u) = \sum_i 1_{(m_i, M_i)}(u) \quad (3.3)$$

여기서 (m_i, M_i) 는 최소-최대 싸이클에 대한 시퀀스를 의미하며 만약

$a < u < b$ 이면 $1_{(a,b)}(u) = 1$ 이고 그렇지 않으면 0 이다. 따라서 $N(u)$ 의 형태는 비연속적인 상수 형태의 계단형(stepwise) 함수임을 알 수 있다. 이것을 좌측 또는 우측의 연속적인 형태로 확장하면 식 (3.4)와 같이 변형된 정의할 수 있다.

$$N(u) = \sum_i 1_{(m_i, M_i]}(u) \quad (3.4)$$

여기서 $N(u)$ 는 좌측으로 연속된 형태로 만들어졌다. 식 (3.3) 또는 (3.4)를 이용하여 다음과 같은 식 (3.5)를 얻을 수 있다.

$$\sum_i (M_i - m_i) = \int N(u) du. \quad (3.5)$$

이 때 식 (3.5)는 교차 스펙트럼에 대한 적분값이 최소-최대 크기에 대한 평균값인 $\sum (M_i - m_i) / n_{mM}$ 와 관련이 있음을 의미한다.

교차 스펙트럼은 식 (3.3)으로부터 저점-정점에 의한 싸이클 카운트 또는 최소-최대 싸이클 카운트와 같이 일반적인 싸이클 카운트의 표현인 (x_i, y_i) 를 이용하여 식 (3.6)과 같이 표현할 수 있다.

$$N^{cc}(u) = \sum_i 1_{(x_i, y_i]}(u) \quad (3.6)$$

여기서 cc 는 싸이클 카운트(cycle count)를 의미하며 저점과 정점 또는 국부 최소치와 국부 최대치로 이루어진 시퀀스 쌍(pair)을 의미한다.

그림 3.7 은 심실세동 심전도에 대한 교차 스펙트럼의 예이다. 심실세동 신호 레벨의 범위는 약 -0.1 부터 0.1 까지 분포하며 이 범위 내에 존재하는 레벨 u 에 대해 상향교차가 발생하는 회수를 분포도로 나타낸 것이다.

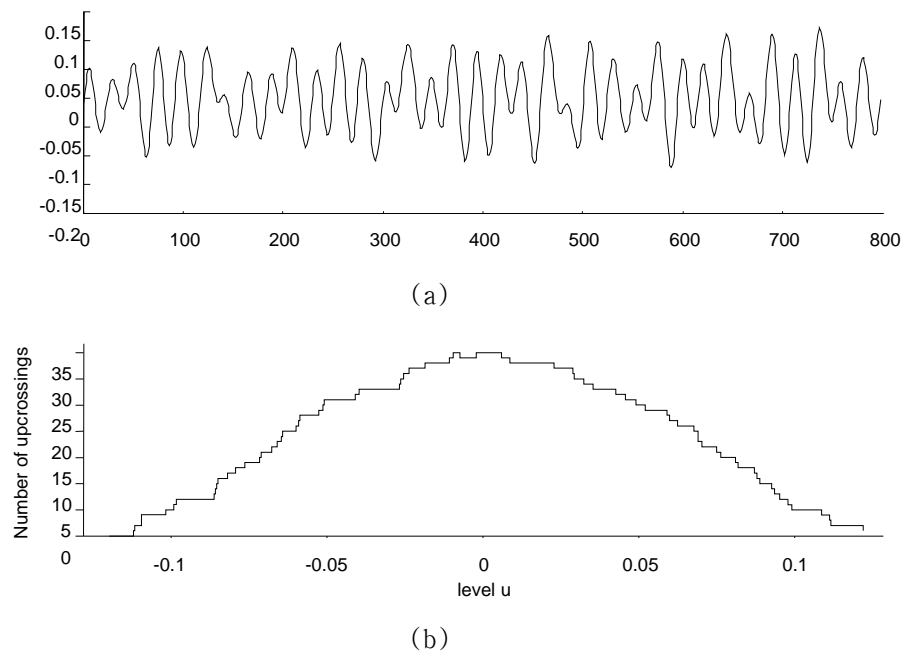


그림 3.7 심실세동 심전도의 교차 스펙트럼의 예
(a) 심실세동 심전도 신호 (b) 교차 스펙트럼

WAFO 분석법은 이와 같이 변환점과 저점 및 정점을 기본으로 하여 교차 스펙트럼, 불규칙도, 왜도, 첨도, 위험도 등의 정보를 추출하는 방법이며 본 연구에서는 이러한 정보들을 이용하여 심실세동시 소생 가능성에 대한 예측 정보로 사용하고자 하였다.

제 4 장 Dynamic evolving neural-fuzzy inference system 모델

지금까지 많은 연구자들에 의해 신경망과 퍼지 이론이 접목된 다양한 뉴로-퍼지 알고리즘들이 소개되었다. 본 논문에서 사용한 dynamic evolving neural-fuzzy inference system 알고리즘 역시 뉴로-퍼지 알고리즘 중의 하나로서 최근에 소개된 새로운 뉴로-퍼지 기법이다[38].

최근에 소개되고 있는 뉴로-퍼지 기법들은 추론의 정확도에 있어서 비슷한 성능을 나타내고 있기 때문에 이보다는 연산 속도의 향상과 같은 실제적인 적용성에 초점이 맞추어지고 있는 추세이다. DENFIS 의 경우도 기존의 뉴로-퍼지 기법의 단점이었던 느린 연산속도를 향상시켜 실시간 처리에 적용할 수 있는 on-line 알고리즘으로써의 장점을 갖고 있다.

뉴로-퍼지 기법은 이른바 지능화 시스템(intelligent system: IS)이라 불리는 범주에 속하며 IS 는 아래 열거한 일곱 가지의 주요 요구 조건을 충족시켜야 한다[39].

- ① 빠른 학습
- ② 온라인 상태에서의 증가적 적응 학습
- ③ 개방적 구조 조직화
- ④ 정보에 대한 메모리화
- ⑤ 능동적인 상호작용

⑥ 지식의 획득과 자발적 개량

⑦ 시공간적 학습

이러한 요구 조건들 중에서 학습은 필수적 단계이므로 온라인 학습은 IS 의 중요한 구성 요소가 되며 특히 온라인 학습은 시스템이 운영되고 있는 실시간 중에 데이터를 학습하는 것으로 실제 시스템에 적용하기 위한 결정적 성능 변수로써 작용한다. 과거에 소개되었던 신경망 모델로써 back propagation(BP), radial basis function(RBF)와 self-organizing maps (SOMs)와 같은 기법으로 훈련되는 multilayer perceptrons (MLPs)은 적응 특성이 약하고 온라인 학습용으로는 적합하지 않다[40].

DENFIS 기법은 기존의 학습 알고리즘의 단점을 개선하여 적응 특성을 지닌 온라인과 오프라인 학습방법을 모두 제공하고 특히 입력의 특성에 따라 시스템의 운영 중에도 새로운 퍼지 규칙들을 생성하고 갱신할 수 있도록 온라인 기능을 강화한 기법이다[41-43].

한편 이 알고리즘은 기존의 적응 형 온라인 시스템의 일종인 evolving fuzzy neural network(EFuNN)과 클러스터 링 알고리즘인 evolving clustering method(ECM)와 ECM 의 오프라인 모델인 evolving clustering method with constrained minimization(ECMc)를 합쳐 놓은 기법이므로 먼저 이 세가지 알고리즘에 대해 기술하고자 한다.

4.1 Evolving fuzzy neural network 모델

EFuNN 은 입력되는 신호의 스트림에 따라 형성되는 계층들을 연결시키는 방법에 관한 모델로서 해당 파라미터들을 동적으로 최적화(dynamic parameter self-optimization) 시키는 역할을 한다. 즉 신호의

입력 스트림들에 대해 이전의 학습 과정 동안 만들어진 m 개의 퍼지 규칙을 근거로 입력 공간에 있는 입력 벡터의 위치에 따라 출력이 동적으로 형성되도록 하는 것이다[44].

이를 위해 EFuNN 은 그림 4.1 과 같은 5 계층 구조로 되어 있는 퍼지 로직 시스템이다. 먼저 첫 번째 계층은 입력 계층으로써 실제적인 입력 변수를 의미한다. 두 번째 계층은 퍼지 입력 뉴런 또는 퍼지 입력을 의미하는 것으로서 각각의 입력 변수 공간을 퍼지 입력 변수로 변환하기 위한 퍼지 양자화를 나타내며, 퍼지 입력 노드의 역할은 입력 값들을 각각의 입력 값들이 속하는 소속함수의 소속 정도로 변환하는 것이다. 예를 들어 두 개의 퍼지 입력은 “작다” 와 “크다” 라는 값으로 나타낼 수 있다. 이 때에 퍼지 입력에 대해 여러 가지의 퍼지 소속 함수(fuzzy membership function, MFs)가 사용될 수 있으며 이 때에 소속 함수의 종류나 수는 고정되어 있는 것이 아니고 EFuNN 과정을 거치면서 동적으로 변하게 된다. 세 번째 계층은 학습과정을 통해 형성된 규칙 노드들로 구성되어 있는데 이 노드들은 퍼지 입력과 퍼지 출력의 조합으로 이루어져 있다. 또한 각각의 노드 r 은 두 개의 연결 강도를 나타내는 $W_1(r)$ 과 $W_2(r)$ 의 두 벡터에 의해 정의된다.

네 번째 계층은 퍼지 출력에 대한 퍼지 양자화 역할을 하며 따라서 입력 퍼지 뉴런과 유사한 형태를 갖는다. 그리고 마지막 다섯 번째 계층은 퍼지 양자화 이후에 실제의 출력 값을 가지게 되는 계층은 비퍼지화 과정을 의미한다. 언급된 다섯 개의 계층 외에 또 다른 계층이 존재하는데 short-term memory 계층이 그것이다. 세 번째 계층인 규칙 노드 계층의 퍼지 규칙을 학습하고 소속함수의 종류와 수를 결정하는 과정에서 각 규칙 노드로부터의 연결을 피드백 시키고 피드백 연결된

레이어는 입력 데이터들이 서로 임시적으로 관계성을 가질 때 구조화시켜 학습을 위한 임시 기억 장소로 사용된다.

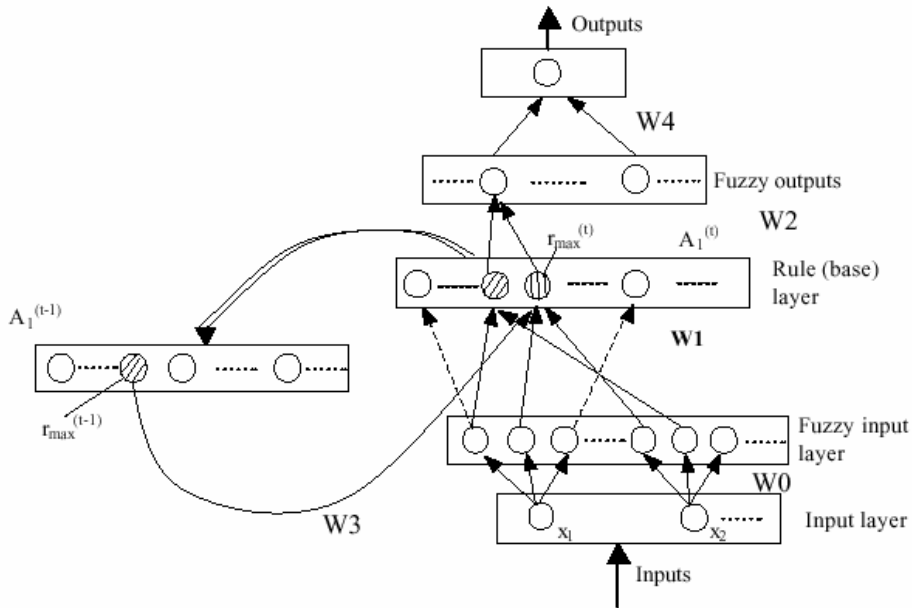


그림 4.1 EFuNN의 구조

4.2 Evolving clustering method 모델

Evolving clustering method 모델은 입력된 데이터에 대해 입력 공간을 나누는 일종의 클러스터링 알고리즘이다. 기존의 다른 클러스터링 알고리즘들과 달리 데이터가 입력될 때 마다 클러스터링의 중심에 대한 정보를 계속 갱신하는 구조로 되어있기 때문에, 입력된 데이터들을 일괄작업 형식으로 처리하는 오프라인 방식이 아닌 입력 데이터 스트림에 대해 실시간으로 클러스터링 처리가 가능한 온라인 방식으로 구성된 것이 특징이다. ECM 기법은 궁극적으로 ECM 모델은 퍼지 입력 공간을

분할하여 퍼지 추론 규칙을 생성하기 위해 사용되며 이 과정에서 온라인의 특성을 갖도록 하는 역할을 한다. 클러스터링 중심을 찾아내기 위한 방법으로는 거리 기반(distance-based)의 클러스터링 방법을 사용하며 그 중에서도 식 (4.1)과 같이 입력된 데이터와 클러스터 중심과의 최대 거리를 탐색하는 일반적인 Euclidean distance 방법이 사용된다[45].

$$\| \mathbf{x} - \mathbf{y} \| = \left(\sum_{i=1}^q |x_i - y_i|^2 \right)^{\frac{1}{2}} \quad (4.1)$$

여기서 x 와 y 는 두 개의 벡터를 의미하며 $x, y \in R^q$ 이다. 클러스터링 과정은 그림 4.2 에 나타내었는데 여기서 C_c 는 클러스터의 중심을 의미하고 R_u 는 클러스터의 반경을 의미한다. 각각의 클러스터들은 입력된 데이터와 클러스터의 중심간의 최대거리가 임계 값보다 작도록 결정이 되는 방식으로 클러스터링의 중심이 생성된다.

4.3 ECM with constrained minimization 모델

ECM with constrained minimization 모델은 ECM 과정을 거쳐 생성된 클러스터 중심에 대해 최적화 과정을 추가한 것이다. 즉 ECM 과정이 완료된 후에 실시되기 때문에 ECM 에 대한 오프라인 모델이라고 할 수 있다. ECMc 는 p 개의 입력 벡터인 $x_i (i=1, 2, \dots, p)$ 를 n 개의 클러스터 $C_j (j=1, 2, \dots, n)$ 로 분할하고 제한 조건이 주어진 거리 기반의 목적함수(objective function)가 최소가 되도록 최적화시킨다. 이를 위해 먼저 ECM 모델과 같이 일반적인 Euclidean distance 를 이용하여 클러스터

j 에 있는 입력 벡터 x_i 와 이에 해당하는 클러스터 중심 C_{c_j} 와의 거리를 계산하게 되며 objective function 은 식 (4.2)로 정의된다.

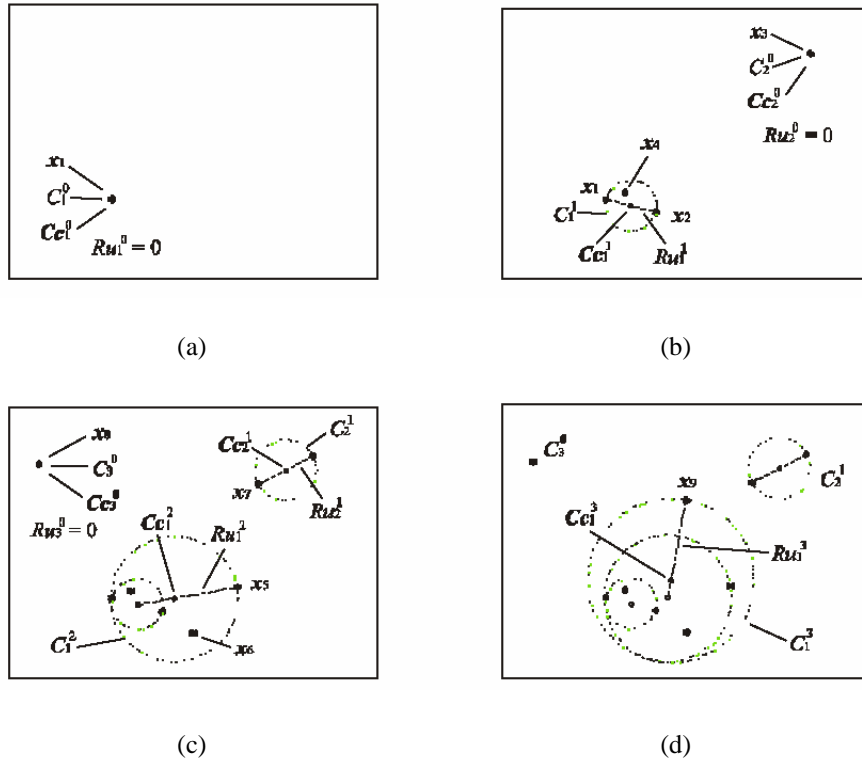


그림 4.2 샘플 $x_1 \sim x_9$ 에 대해 ECM 기법을 이용하여 클러스터링하는 과정

- (a) 샘플 x_1 의 입력에 의해 새로운 클러스터가 형성
- (b) x_2 가 C_1^0 를 C_1^1 으로 업데이트, x_3 가 새로운 클러스터 C_2^0 를 형성
- (c) x_5 에 의해 클러스터 C_1^1 를 C_1^2 로 업데이트, x_7 에 의해 클러스터 C_2^0 를 C_2^1 로 업데이트, x_8 가 새로운 클러스터 C_3^0 를 형성
- (d) x_9 에 의해 클러스터 C_1^2 를 C_1^3 으로 업데이트

$$J = \sum_{j=1}^n J_j = \sum_{j=1}^n \left(\sum_{x_i \in C_j} \|x_i - Cc_j\| \right) \quad (4.2)$$

여기서 $J_j = \sum_{x_i \in C_j} \|x_i - Cc_j\|$ 로써 objective function 을 의미하고 제한 조건은 식 (4.3) 수식에 의해서 정의된다.

$$\|x_i - Cc_j\| \leq D_{thr}, \quad j = 1, 2, \dots, n \quad (4.3)$$

분할된 각 클러스터들은 일반적으로 $p \times n$ 의 이진 형태의 membership matrix U 로 정의되며, ECMc 는 오프라인 방식으로 처리되므로 일괄처리 방식으로 클러스터의 중심인 Cc_j 과 membership matrix U 를 결정하기 위해 다음과 같은 순서를 거치게 된다.

1 단계는 각 클러스터들의 중심인 $Cc_j(j=1, 2, \dots, n)$ 를 초기화하는 것으로써 ECM 과정을 통해 생성된 클러스터 탐색 결과를 이용한다. 2 단계에서는 식 (4.1)에 의해 이진 형태의 membership matrix U 를 결정한다.

$$\begin{aligned} & \text{if } \|x_i - Cc_j\| \leq \|x_i - Cc_k\|, \text{ 단 } j \neq k; \\ & u_{ij} = 1, \text{ else } u_{ij} = 0 \end{aligned} \quad (4.4)$$

3 단계는 식 (4.2)와 식 (4.3)에 의해 constrained minimization 방법을

적용하고 새로운 클러스터들을 얻는 것이다. 마지막 4 단계에서는 식 (4.3)에 따라서 objective function J 를 계산하는 단계이다. 이 때에 만약 계산된 결과가 어떤 허용 한계 이하이거나 개선된 정도가 이전에 반복되었을 때의 임계 값보다 작거나 또는 최소화시키기 위한 반복수행 횟수가 특정 값을 초과했을 때에 이 단계를 정지하게 되고, 그렇지 않은 경우 2 단계로 돌아가 반복수행을 계속 실시하게 된다.

이와 같은 단계를 통해 결정된 ECMc 방법의 경우 입력된 벡터들에 대하여 결정된 클러스터의 중심들은 각 입력 벡터와의 최대 거리가 다른 클러스터링 방법보다 작게 되는데 이것은 각 클러스터를 더욱 균일하게 분할할 수 있다는 것을 의미하며 최대 거리는 ECM 과 ECMc 가 거의 동일하다. 다만 앞서 언급한대로 ECM 은 온라인에 적합하도록 디자인 되었으며 ECMc 는 입력 데이터에 대한 일괄처리 방식인 오프라인에 적합하도록 설계된 것이다.

4.4 Dynamic evolving neural-fuzzy inference system 모델

DENFIS 모델은 위에서 언급된 세 가지의 모델을 모두 사용하여 각각의 특징들을 결합시킨 모델로써 기본적으로 다음과 같이 m 개의 퍼지 규칙을 갖는 Takagi-Sugeno 타입의 퍼지 추론 엔진을 사용한다[34].

if x_1 is R_{11} and x_2 is R_{12} and \dots and x_q is R_{1q} , then y is $f_1(x_1, x_2, \dots, x_q)$

...

if x_1 is R_{m1} and x_2 is R_{m2} and \dots and x_q is R_{mq} , then y is $f_m(x_1, x_2, \dots, x_q)$

이 때에 출력 f_i 가 상수이면 영차, 선형함수 형태이면 1 차, 그 이상이면 고차 Takagi-Sugeno 추론 엔진이 된다[46]. DENFIS 에서는 다음과 같은 소속함수를 삼각형 형태의 함수를 사용하며 여기서 b 는 ECM 또는 ECMc 알고리즘을 통하여 구해진 클러스터 중심을 의미한다.

$$\mu(x) = mf(x, a, b, c) = \begin{cases} 0, & x \leq a \\ \frac{x-a}{b-a}, & a \leq x \leq b \\ \frac{c-x}{c-b}, & b \leq x \leq c \\ 0, & c \leq x \end{cases} \quad (4.5)$$

그림 4.3 은 DENFIS 과정에 의해 두 개의 퍼지 규칙 그룹이 입력 벡터에 따라 어떻게 형성이 되는지 나타낸다. 우선 입력 데이터들로 이루어진 입력 벡터는 ECM 또는 ECMc 에 의해 입력 공간을 여러 개의 클러스터로 나누고 각 클러스터의 중심을 구하게 된다. 이렇게 생성된 각 클러스터는 입력 EFuNN 에 의해 입력 공간에 분포한 입력 벡터의 위치에 따라 출력에 해당하는 퍼지 규칙과 퍼지 출력 계층을 동적으로 형성하게 된다. 그림 4.3 과 같이 두 개의 서로 다른 퍼지 추론 규칙 그룹들은 2 차원의 입력 공간상에 위치한 두 개의 입력 벡터 x_1 과 x_2 에 의해 생성되므로 예를 들어 영역 C 는 (a)에서는 언어 변수 값으로 ‘크다’ 에 해당하지만 (b)에서는 ‘작다’ 에 해당하므로 영역 C 는 하나의 입력 벡터에 의해서 정의되는 것이 아니라 서로 다른 두 개의 소속 함수에 의해 정의되는 것이다.

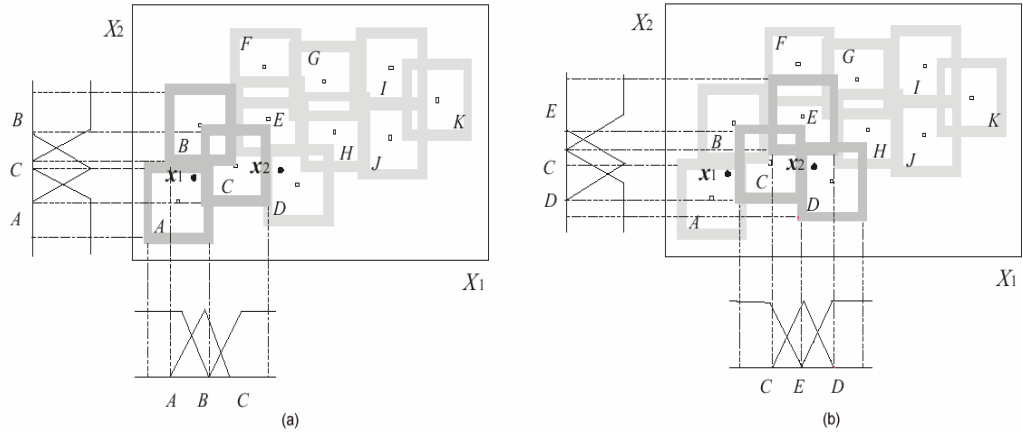


그림 4.3 DENFIS 과정에 의해 형성된 두 개의 퍼지 규칙 그룹
 (a) 입력 벡터 \mathbf{x}_1 에 대한 추론 (b) 입력 벡터 \mathbf{x}_2 에 대한 추론

제 5 장 실험 및 분석 방법

5.1 동물 실험 및 데이터 수집

체중 21-30 kg 사이의 개를 실험동물로 사용하였다. 케타민(ketamine sulfate)을 근육 주사하여 마취를 유도하였으며, 펜토탈(pentothal)을 정맥 주사하여 마취를 유지하였다. 마취 후 기관 내 삽관을 시행하고, 인공 호흡기를 이용하여 분당 20 회의 속도로 인공호흡을 하였다.

그림 5.1 에는 심전도와 혈액학 데이터 측정을 위한 전극부착 위치를 나타내었다. 양측 경부, 흉곽, 양측 앞발 및 뒷발을 면도한 후 표면 전극을 부착하여 심전도를 측정하였다. 혈액학적 변화를 감시하기 위한 도자를 삽입하기 위해서 우측 경부, 우측 대퇴부를 절개하여 내경 정맥, 대퇴 동맥, 대퇴 정맥을 노출시켰다. 대동맥압을 감시하기 위하여 우측 대퇴 동맥을 절단한 후 유도초(introducing sheath)를 삽입하고 카테터를 우심방에 삽입하였다. 심실세동을 유발하기 위한 전극 도자를 삽입하기 위하여 내경 정맥에 삽입되어 있는 다른 하나의 유도초를 통하여 balloon tipped pacing electrode(5Fr, bipolar lead, Arrow international Inc., USA)를 우심실에 삽입하였다.

우심실에 전극도자가 바르게 접촉되었는지 확인하기 위해서 심박조율기로 인공심박조율을 심전도상에 나타나는지를 확인하였다. 전극 부착 및 도자의 삽입이 완료되면 약 10 분간 실험 동물을 안정시켰다. 10 분이 경과한 후에 심전도, 대동맥압, 우심방압, 호기말 이산화탄소(end-tidal CO₂) 등의 기준 데이터를 측정한 후 심실세동을 유발하고 실험을 시작하였다.

심실세동은 연세대학교 원주의과대학 응급의학교실에서 제작한 세동유발 장치를 사용하였다. 우심실에 삽입되어 있는 심박조율 도자를 이용하여 60Hz 의 교류(60volt, 30 mA)를 인가하였다. 측정 장비의 화면에 심실세동 파형의 출현과 대동맥압의 파형이 소실되는 것으로 심실세동 유발을 확인하였다.

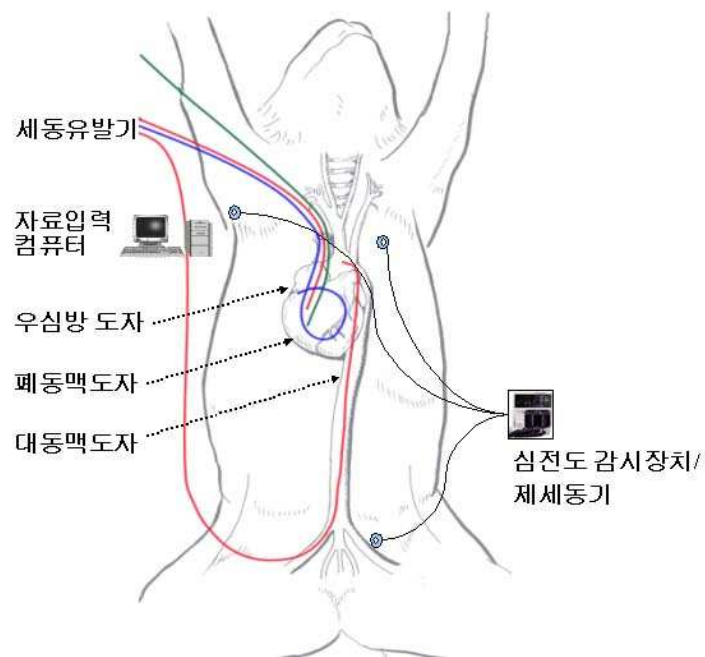


그림 5.1 데이터 측정을 위한 전극 부착 및 도자 삽입

실험은 다음과 같이 진행하였다. 전극부착과 각종 도자삽입 시술 후 10 분 동안의 안정기를 갖은 후 심실세동을 유발하였다. 에피네프린은 심실세동 유발 후 4 분과 7 분후에 각각 1 mg을 투여하였다. 심실세동 유발 후에 6 분 동안 자동심폐소생술기(automatic mechanical resuscitator,

Thumper, Michigan Instruments, USA)를 이용하여 표준 심폐소생술을 실시하였다. 흉부압박은 분당 80 회로 하였고 압박과 이완의 비율은 50:50 을 유지하였다. 두 번의 에피네프린 투여와 6 분 동안의 심폐소생술 후에는 제세동을 가하였다.

실험하는 동안 심전도, 대동맥압, 우심방압을 측정하였는데 데이터 획득은 ADInstrument 사의 MacLab 장비를 이용하여 측정하였으며 샘플링율은 400Hz, 분해능 16bit 로 하였다. 측정된 데이터는 컴퓨터에 저장 후 분석하였다. 실험은 모두 15 회 실시하였는데 이 중 9 마리는 소생에 실패하였으며 6 마리는 소생에 성공하였다. 데이터 추출은 30 초씩 5 개의 구간으로 하였으며, 각 구간은 표 5.1 과 같은 의미를 가진다.

표 5.1 심실세동 심전도 데이터 추출 구간의 임상적 의미

구간	해당 시간	실험 조작	임상적 의미	참고
A	03:30~04:00	심실 세동	심실세동 유발 직후 안정화된 심실세동 파형	
B	04:00~04:30	심폐소생술	첫 번째 초기 심폐소생술 구간 심실세동과 관측	에피네프린 1mg 투여
C	05:30~06:00	심폐소생술	약물 작용 및 심폐소생술 후기 심실세동과 관측	
D	07:00~07:30	심폐소생술	두 번째 초기 심폐소생술 구간 심실세동과 관측	에피네프린 1mg 투여
E	08:30~09:00	심폐소생술	약물 작용 및 심폐소생술 후기 심실세동과 관측	

5.2 WAFO 분석법을 이용한 파라미터 추출 및 평가

WAFO 분석법을 이용하여 특징 파라미터를 추출하고 평가하기 위해 그림 5.2 와 같은 과정을 거쳤으며 파라미터의 표기와 의미는 표 5.2 와 같다.

먼저 총 5 개 구간으로 데이터를 분할하고 신호의 기저선 변동을 제거하기 위해 선형 성분과 저주파 기저선 변동을 제거하였다. 또한 심실세동 신호 성분을 이루고 있는 5~30Hz 대역을 추출하기 위해 FIR 대역통과 필터를 적용하였다. 이러한 신호 전처리 과정을 거친 후에 WAFO 분석방법을 이용하여 파라미터들을 추출하였으며 기존의 연구에서 사용되던 주파수 분석법도 적용하여 파라미터를 추출하였다.

표 5.2 심실세동 심전도에서 추출한 파라미터의 표기와 의미

표기	의미
IR	불규칙도(irregularity factor)
SK	왜도(skew)
KU	첨도(kurtosis)
SM0	스펙트럼 모멘트 m_0 (spectral moment m_0)
SM1	스펙트럼 모멘트 m_1 (spectral moment m_1)
SM2	스펙트럼 모멘트 m_2 (spectral moment m_2)
DM	위험도(damage factor)
MPLC	평균 레벨교차 스펙트럼 파워(mean power of level-crossing spectrum)
MRS	평균 알파-유효 지수(mean of α -significant value)
MP	평균 파워 스펙트럼(mean of power spectrum)
MF	평균 주파수(mean frequency)

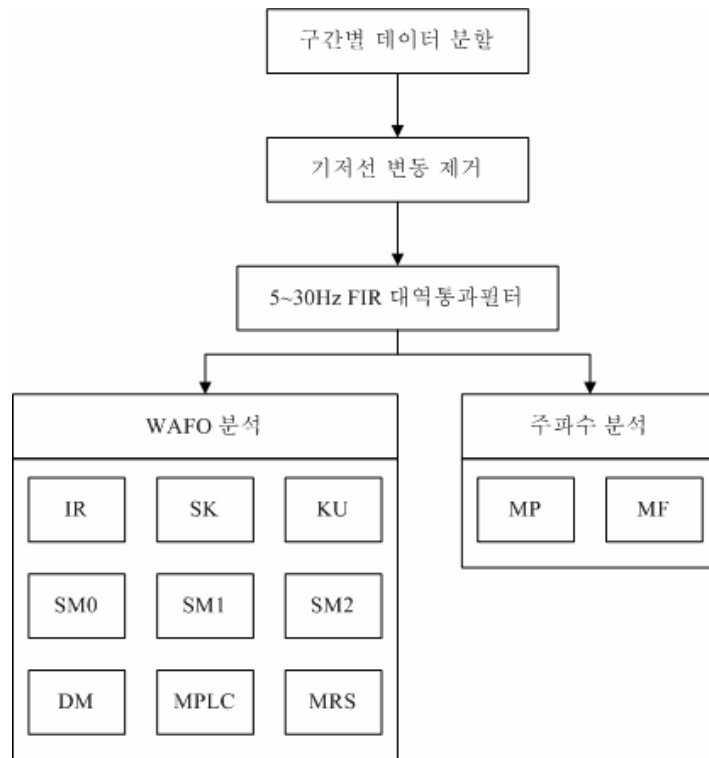


그림 5.2 데이터 처리 및 분석 과정

5.2.1 신호 전처리 과정

신호 전처리 과정은 파라미터를 추출하기 전에 노이즈 성분을 제거하기 위한 과정으로 기저선 변동을 제거하는 과정과 대역통과필터 과정으로 구성된다.

수집된 심실세동 심전도 신호의 기저선은 직류 성분인 선형 성분과 교류 성분인 저주파 성분으로 나뉘어 진다. 선형 성분은 신호 전체가 직선의 형태의 기울기를 가지고 있는 것으로 구간 신호에 대한 선형회귀 (linear regression) 과정을 통해 계산된 기울기와 절편값으로 직선을 구하고 심실세동 신호에서 직선을 빼는 방법으로 선형 성분의 기저선

변동을 먼저 제거하였다.

교류 성분의 저주파 기저선의 경우에는 곡선에 대한 회귀식을 구하는 방법도 있으나 이 방식은 신호에 따라서는 수십 가지의 곡선 모델이 존재하게 되어 연산 시간이 많이 소모된다. 본 연구에서는 곡선 모델에 관계없이 교류 성분의 기저선을 제거할 수 있는 이동평균에 의한 방식을 적용하였다. 그림 5.3에서 (a)는 교류 성분이 포함된 심실세동 심전도 신호이다. 이 신호를 200 포인트 이동평균을 취하면 (b)와 같이 기저선 성분만 남게 되고, 원 신호에서 이동평균 후의 기저선 성분을 빼주면 (c)와 같이 교류 성분의 기저선이 제거된 신호를 구할 수 있다.

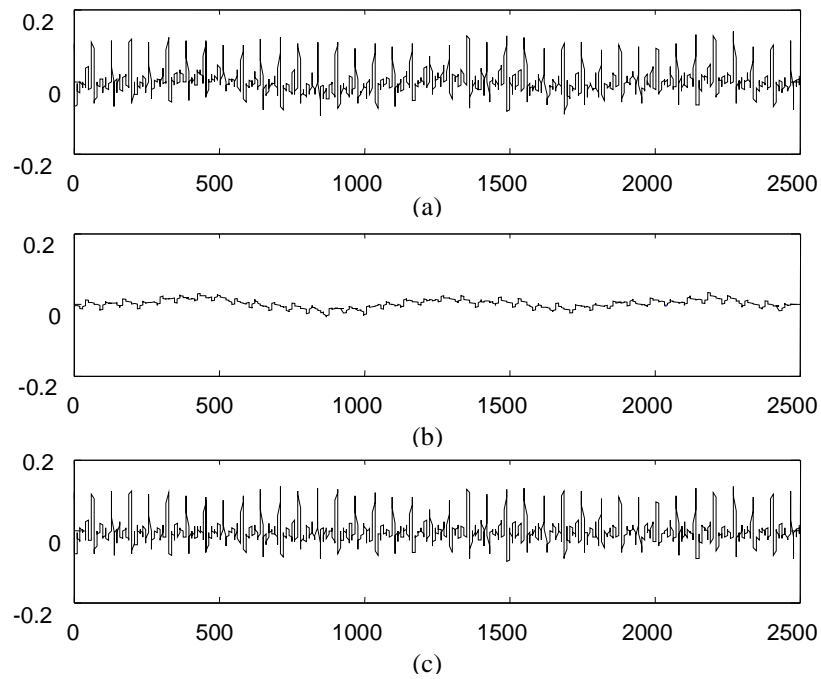


그림 5.3 이동평균을 이용한 기저선 변동 제거

(a) 심실세동 심전도 신호 (b) 이동평균으로 구한 기저선 신호

(c) 기저선이 제거된 심실세동 신호

기저선 변동이 제거된 심실세동 신호는 불필요한 고주파 및 저주파 잡음성분을 제거하기 위하여 대역통과필터를 적용하였다. 심실세동 심전도 신호는 주파수 성분이 5~30Hz 영역에 분포하므로 이 대역을 만족하는 100 차 FIR 필터를 적용하였고 그림 5.4 에 적용한 필터의 주파수 및 위상 응답 특성을 나타냈다.

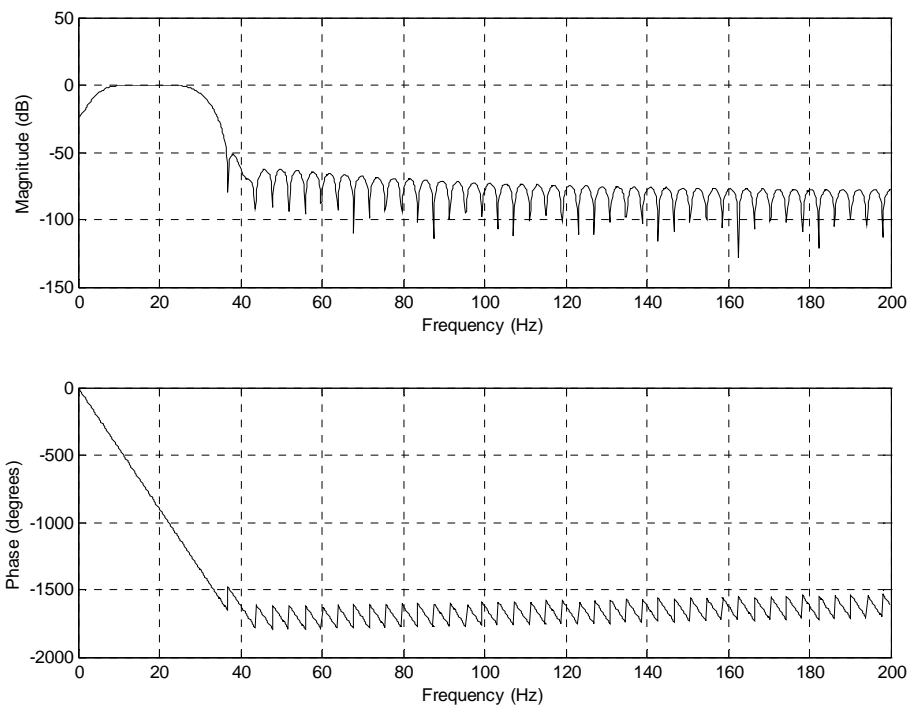


그림 5.4 대역통과 FIR 필터의 주파수 및 위상응답 특성

5.2.2 불규칙도

불규칙도(irregularity factor)는 심실세동 신호의 불규칙한 정도를 나타내는 파라미터로서 교차 스펙트럼의 분포 특성으로부터 유도된다[34].

신호 $x(t)$ 에 대하여 시간 구간 T 까지의 평균값 m 은 식 (5.1)과 같이 정의할 수 있다.

$$m = \frac{1}{T} \int_0^T x(t) dt \quad (5.1)$$

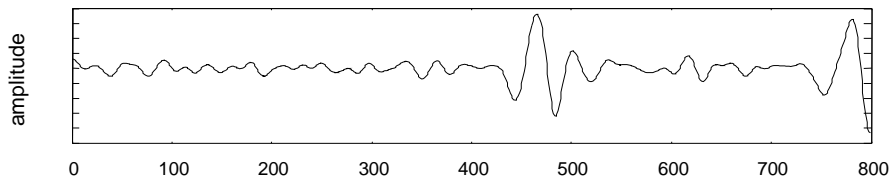
레벨 u 에 따라 신호가 교차되는 빈도인 교차 스펙트럼의 강도를 $\mu(u)$ 라고 정의하면, 평균 주파수 f_0 는 시간 구간 T 의 길이에 의해 정규화 (normalize)된 평균 레벨 m 을 교차하는 신호 $x(t)$ 의 개수로 정의되며 식 (5.2)와 같이 나타낼 수 있다.

$$f_0 = \mu(m) \quad (5.2)$$

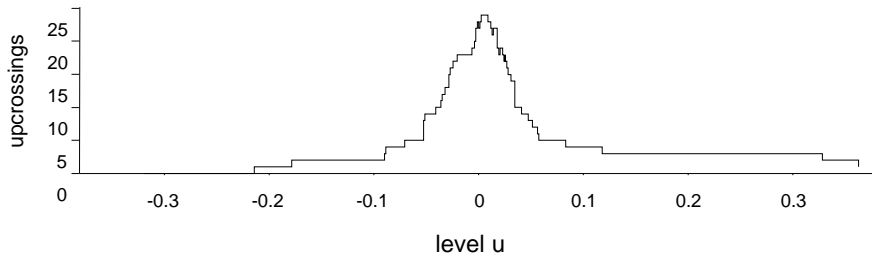
최종적으로 불규칙도 IR 은 식 (5.3)과 같이 평균 주파수 f_0 를 시간 구간 T 에 의해 정규화된 국부 최대치와 국부 최소치의 개수로 나누어 구하게 된다.

$$IR = \frac{f_0}{(\text{number of local maxima} + \text{number of local minima})/T} \quad (5.3)$$

그림 5.5 와 5.6 은 각각 non-ROSC 및 ROSC 심실세동 심전도에 대해 불규칙도를 분석한 예를 나타낸 것이다. 불규칙도의 분석결과는 각각 0.7820 과 0.9397 이며 소생 성공한 경우의 불규칙도가 소생에 실패한 경우보다 높게 나타났다.



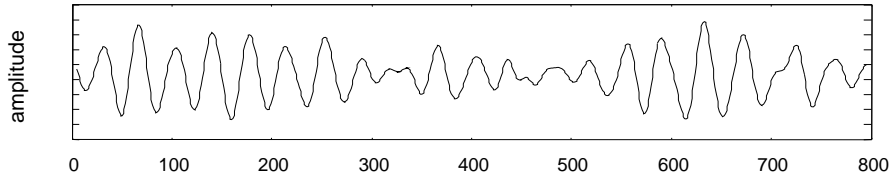
(a)



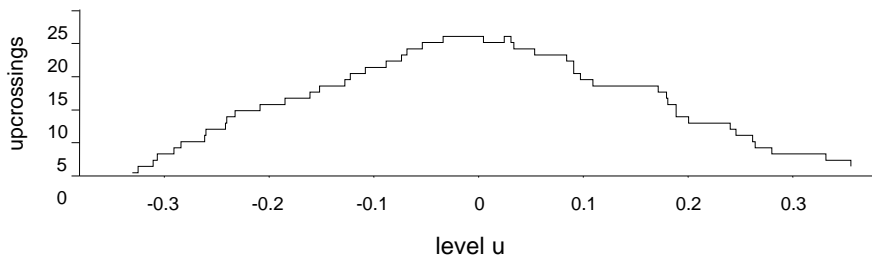
(b)

그림 5.5 Non-ROSC 심실세동 심전도의 불규칙도 분석의 예

(a) 심실세동 심전도 신호 (b) 교차 스펙트럼



(a)



(b)

그림 5.6 ROSC 심실세동 심전도의 불규칙도 분석의 예

(a) 심실세동 심전도 신호 (b) 교차 스펙트럼

위의 두 신호에 대해 FFT 를 통한 주파수 스펙트럼을 비교한 결과를 그림 5.7 에 나타내었다. 대체적으로 소생 성공 가능성이 높은 심실세동 신호는 주파수가 상대적으로 높은 곳에 주로 분포하는 특성을 가지고 있기는 하지만 전적으로 주파수 분석에만 의존하는 경우에는 구분이 어려운 경우도 있다. 주파수 분석 방법에서 사용되는 파라미터는 평균 또는 중간 주파수 및 피크 주파수 이다.

그러나 그림 5.7 의 경우 소생 실패 심실세동 신호와 소생 성공 심실세동 신호의 진행 상태와 진폭의 크기 변화는 서로 차이가 많이 나지만 두 신호의 신호의 주파수 분포는 크게 차이가 나지 않는다. 따라서 불규칙도와 같이 신호 크기와 분포를 모두 분석할 수 있는 WAFO 분석 방법을 통해 이러한 단점을 보완할 수 있다.

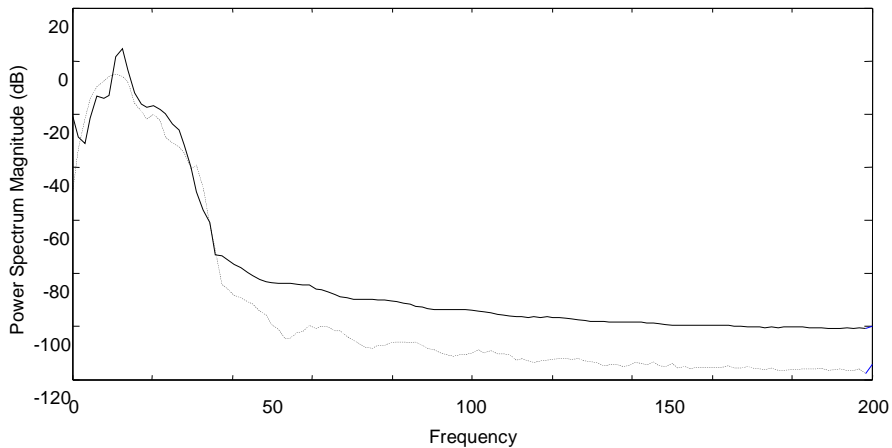


그림 5.7 non-ROSC 및 ROSC 심전도의 주파수 분포 비교
(점선: non-ROSC, 실선: ROSC)

5.2.3 왜도 및 첨도

왜도(skew)는 관측치들이 어느 쪽으로 치우쳐 있는가 하는 것으로 분포가 대칭적이지 않음의 정도를 나타내는 지수이다. 도수 분포가 대칭일 때는 산술평균, 중앙값, 최빈값은 모두 일치하지만 비대칭일 때의 도수는 최빈값의 좌우에 균등하게 분포하지 않는다. 변량 X 의 도수분포를 $F(X)$ 라 할 때 크기 N 인 집단에서 산술평균 M 에 대한 제 n 차 모멘트를 μ_n 이라 하면 μ_n 은 식 (5.4)와 같이 정의된다[35].

$$\mu_n = \frac{\sum F(X)(X - M)^n}{N} \quad (5.4)$$

이 때 왜도 SK 는 식 (5.5)와 같이 평균에 관한 제 3 차 모멘트의 제곱을 분산의 3 제곱으로 나눈 값으로 정의된다.

$$SK = \frac{\mu_3^2}{\mu_2^3} \quad (5.5)$$

첨도(kurtosis)는 분포의 뾰족함의 정도를 나타내는 측도로 관측치들이 중앙값 주위에 얼마나 퍼져있는가를 나타낸다. 첨도 KU 는 식 (5.6)과 같이 평균에 관한 제 4 차 모멘트를 분산의 4 제곱으로 나눈 값으로 정의된다.

$$KU = \frac{\mu_4}{\mu_2^2} \quad (5.6)$$

5.2.4 스펙트럼 모멘트

랜덤 신호에 대한 주파수 영역에서의 파워 스펙트럼은 식 (5.8)과 같이 정의된다[35].

$$\hat{s} = \frac{(a^2 + b^2)}{2\Delta\omega} \quad (5.8)$$

여기서, $\Delta\omega$ 는 주파수 영역에서의 샘플링 간격을 의미한다.

스펙트럼 모멘트(spectral moment)는 이와 같이 파워 스펙트럼을 기본으로 하고 있으며 제 n 차 스펙트럼 모멘트는 식 (5.7)과 같이 정의된다.

$$m_i = \int_0^\infty \omega^i \hat{s}(\omega) d\omega \quad (5.7)$$

파워 스펙트럼에 대한 분산 σ^2 은 식 (5.8)과 같이 정의되는데 이것은 스펙트럼 모멘트 i 가 0인 경우와 동일하므로 0 차 스펙트럼 모멘트 m_0 으로 사용할 수 있다.

$$\sigma^2 = \Delta\omega \sum \hat{s} \omega_i \approx \int_0^\infty \hat{s}(\omega) d\omega = m_0 \quad (5.8)$$

본 연구에서는 스펙트럼 모멘트 m_0 와 m_1 및 m_2 를 사용하였으며 m_1 과 m_2 는 각각 m_0 에 대한 1차와 2차 미분을 의미한다.

5.2.5 위험도

WAFO 분석법에서 제시하는 방법중에는 피로 분석(fatigue analysis) 분야가 있다. 랜덤 신호의 진폭 s 에 의해 형성되는 부하 사이클(load cycle)의 수를 $N(s)$ 라고 할 때, 충분히 작은 진폭을 가지는 경우($s < s_{\infty}$) 위험도가 낮아지므로 피로수명(fatigue life)은 매우 커지게 되고 $N(s) \approx \infty$ 로 표현할 수 있다. 이 때 진폭 s_{∞} 를 피로한계(fatigue limit)라고 하며 $N(s)$ 는 식 (5.9)와 같이 간단한 모델로 표현할 수 있다.

$$N(s) = \begin{cases} K^{-1}s^{-\beta}, & s > s_{\infty} \\ \infty, & s \leq s_{\infty} \end{cases} \quad (5.9)$$

여기서 K 는 랜덤 변수로 일반적으로 $K^{-1} = E\varepsilon^{-1}$ 으로 표현되며 β 와 ε 이 고정상수일 때 정규분포 $\ln(E) \in N(0, \sigma_E^2)$ 을 만족한다.

불규칙적인 랜덤 신호의 경우 k 번 째 사이클의 신호 진폭을 s_k 라고 하고 이로 인한 위험도 DM을 $1/N(s_k)$ 로 정의할 수 있으며 시간 t 까지 발생한 모든 신호 사이클에 대해 식 (5.10)과 같이 나타낼 수 있다.

$$DM = D(t) = \sum_{t_k \leq t} \frac{1}{N(s_k)} = K \sum_{t_k \leq t} s_k^{\beta} = KD_{\beta}(t) \quad (5.10)$$

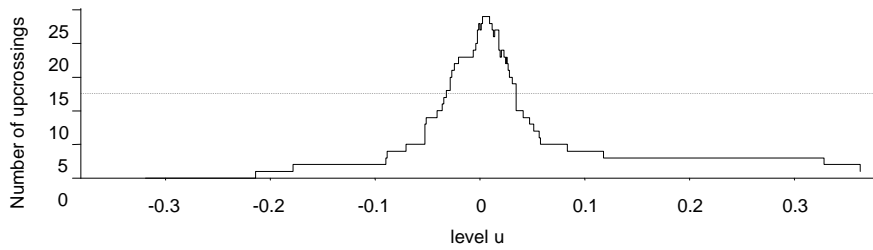
진폭이 작은 경우에는 위험도에 영향을 주지 못하므로 진폭이 큰 신호만을 추출하는 레인플로우(rainflow) 신호를 사용하였으므로 s_k^{β} 는 s_k^{RFC} 로 표현할 수 있다.

5.2.6 평균 레벨교차 스펙트럼 파워

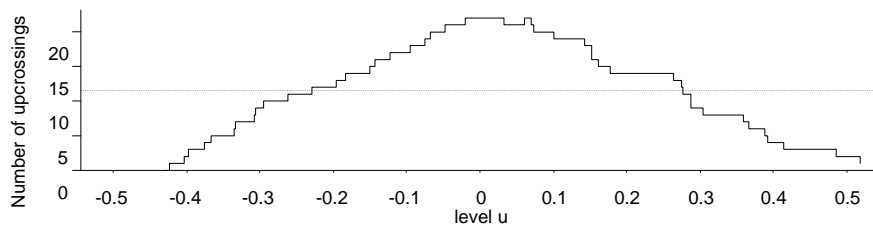
주파수 스펙트럼과 마찬가지로 레벨 교차 스펙트럼(level-crossing spectrum)에서도 스펙트럼 모멘트를 정의할 수 있으며, 본 연구에서는 교차 스펙트럼 파워의 평균 레벨 MPLC 를 0 차 모멘트로 사용하였으며 스펙트럼 $S(i)$ 의 길이 L 에 대해 식 (5.11)과 같이 정의한다[35].

$$MPLC = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L S(i) \quad (5.11)$$

그림 5.8 은 non-ROSC 및 ROSC 심실세동 신호에 대한 분석 예이다.



(a)



(b)

그림 5.8 평균 레벨 교차 스펙트럼 파워의 분석 예

(a) Non-ROSC 심실세동 신호(MPLC=12.64)

(b) ROSC 심실세동 신호(MPLC=10.96)

Non-ROSC 심실세동 신호의 경우 레벨 교차가 중앙으로 집중되어 있으므로 상대적으로 평균 레벨값이 커지게 되며, ROSC 심실세동 신호의 경우에는 레벨 교차가 좌우로 넓게 분포하므로 평균 레벨값이 상대적으로 낮아지게 된다.

5.2.7 평균 알파-유효지수

WAFO 분석법에서는 랜덤 신호의 심도(severity)를 간략한 값으로 표현한 것을 유효 웨이브 특성(significant wave characteristic)이라고 한다. 이 중에서도 특히 중요한 특성을 유효 진폭(significant amplitude)과 유효 정점(significant crest)으로 정의하고 있다[35].

신호 $x(t)$ 에 대해 $0 \leq t \leq T$ 의 구간에서 식 (5.12)와 같이 유효 진폭 $H_{1/3}^{tc}$ 은 진폭 H_i^{tc} 의 1/3 높이의 평균값으로 정의된다.

$$H_{1/3}^{tc} = \frac{3}{n} \sum_{i=2n/3}^n H_i^{tc} \quad (5.12)$$

여기서 H_i^{tc} 는 크기 순서대로 정렬된 정점 전 진폭(crest front amplitude)이다.

이와 유사하게 유효 정점 $M_{1/3}^{tc}$ 와 저점 $m_{1/3}^{tc}$ 은 식 (5.13)과 같이 정의된다.

$$M_{1/3}^{tc} = \frac{3}{n} \sum_{i=2n/3}^n M_i^{tc}, \quad m_{1/3}^{tc} = \frac{3}{n} \sum_{i=2n/3}^n m_i^{tc} \quad (5.13)$$

여기서 M_i^{tc} 와 m_i^{tc} 는 각각 크기 순서대로 정렬된 정점 및 저점의 크기를 의미한다.

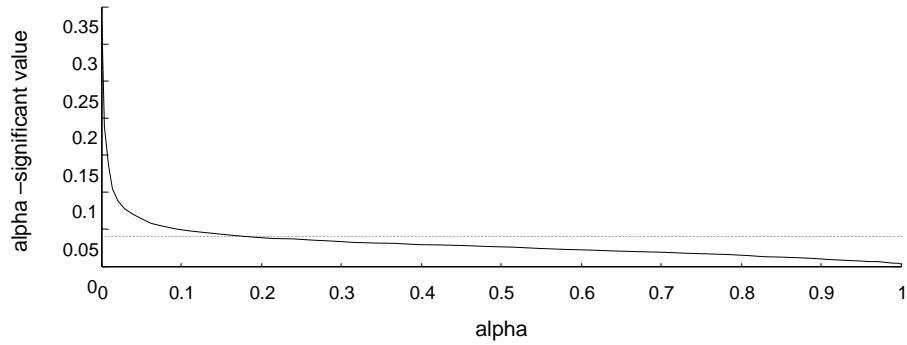
이러한 개념을 일반화 시킨 것이 알파-유효 지수(α -significant value)이며 식 (5,14)와 같이 정의된다.

$$M_{\alpha}^{tc} = \frac{1}{\alpha n} \sum_{i=(1-\alpha)n}^n M_i^{tc}, \quad 0 < \alpha \leq 1 \quad (5.14)$$

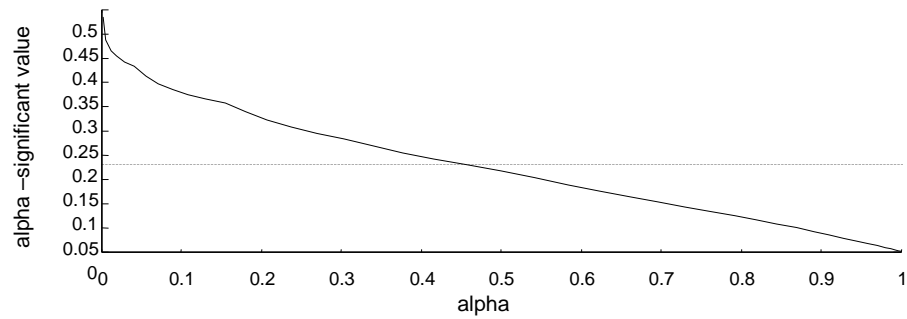
따라서 α 를 0 에서 1 의 범위로 변화시키면 α 값에 따라 알파-유효지수의 변화를 구할 수 있다. 본 연구에서는 알파-유효 지수의 평균값인 평균 알파-유효 지수(mean of α -significant value)를 사용하여 심실세동 신호의 파라미터로 사용하였다.

그림 5.9 는 심실세동 신호에 대한 평균 알파-유효지수에 대한 분석의 예를 나타낸다. 소생에 실패한 non-ROSC 심실세동 신호의 경우 α 가 0.1 미만으로 작은 경우에 알파-유효 지수의 크기가 크게 집중되는 형태를 가지고 있으므로 전체적으로 평균 알파-유효 지수가 0.0387 로 매우 작게 나타났다.

이에 비해 소생에 성공한 ROSC 심실세동 신호의 경우 α 가 커짐에 따라 선형적으로 작아져 고른 알파-유효 지수의 분포를 나타낸다. 따라서 전체적인 유효-알파 지수의 크기가 전체적으로 커져서 평균 알파-유효 지수가 0.1784 로 non-ROSC 의 경우보다 매우 크게 나타났다.



(a)



(b)

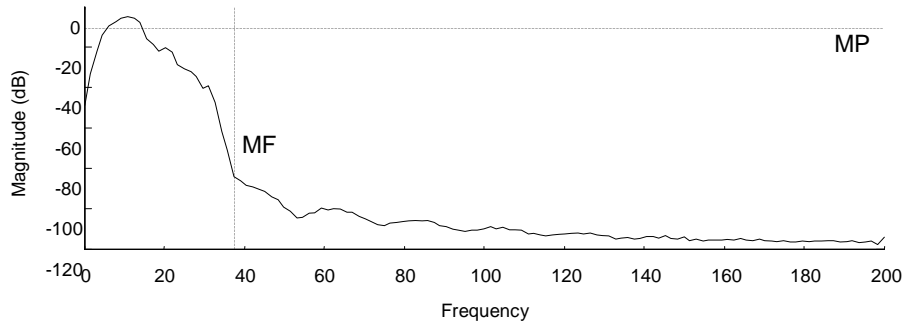
그림 5.9 평균 알파-유효지수 분석의 예
 (a) Non-ROSC 심실세동 신호(MRS=0.0387)
 (b) ROSC 심실세동 신호(MRS=0.1784)

5.2.8 평균 파워 스펙트럼 및 평균 주파수

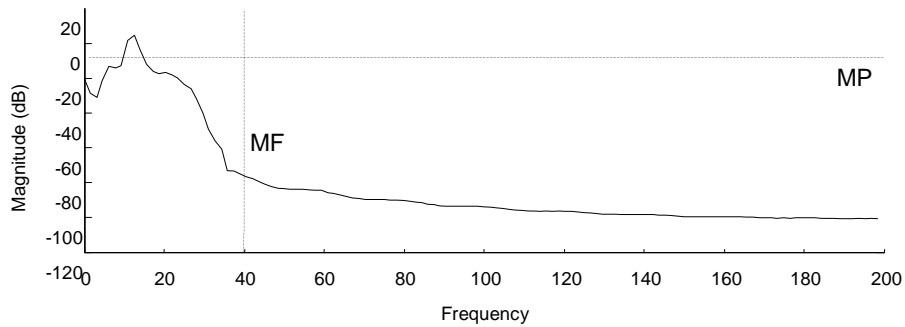
WAFO 분석법 외에 기존에 심실세동 분석에 사용되던 주파수 분석 파라미터인 평균 파워 스펙트럼(mean of power spectrum) MP 와 평균 주파수 (mean frequency) MF 를 추가로 사용하였으며 스펙트럼의 데이터 길이를 L 이라 할 때 식 (5.14)와 같이 정의된다.

$$MP = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L P(i) , \quad MF = \frac{\sum_{i=1}^L f(i) P(i)}{\sum_{i=1}^L P(i)} \quad (5.14)$$

그림 5.10 은 non-ROSC 및 ROSC 심실세동 신호에 대한 평균 파워 스펙트럼 및 평균 주파수 분석의 예이다.



(a)



(b)

- 그림 5.10 평균 파워 스펙트럼 및 평균 주파수 분석의 예
- (a) Non-ROSC 심실세동 신호(MP=-9.43dB, MF=38.68Hz)
 - (b) ROSC 심실세동 신호(MP=-8.14dB, MF=40.56Hz)

5.3 DENFIS 에 의한 제세동 예측

WAFO 분석법을 이용하여 특징 파라미터를 추출한 후에 A 부터 E 까지의 데이터 구간별로 non-ROSC 와 ROSC 에 대한 판별도가 높은 파라미터를 골라내고 이를 DENFIS 의 입력 훈련 데이터로 사용하였고 이러한 과정을 그림 5.11 에 나타냈다.

먼저 WAFO 분석법과 주파수 분석법에 의해 각각 9 개 및 2 개의 파라미터를 추출 하였다. 그러나 심실세동의 진행 상태가 각 구간 별로 다르기 때문에 모든 파라미터가 non-ROSC 와 ROSC 를 구분하는데 사용될 수 없다. 따라서 11 개의 파라미터들이 각각의 신호 구간에 대해 얼마나 판별도가 높은지를 먼저 평가해야만 한다.

이를 위해 본 연구에서는 두 분포집단이 서로 구분 되는 정도를 판별할 수 있는 t-test 를 사용하여 검증하였다. 구간별로 심실세동 신호의 파라미터를 구하여 평균과 분산을 이용하여 non-ROSC 와 ROSC 사이의 t-test 를 실시한 후 신뢰도 95% 이상의 판별도를 가지는 구간을 선택하였다.

특히 판별도가 높은 두 개의 파라미터를 해당 구간에 대한 최종 파라미터로 선택하였으며 이를 위해 t-test 의 결과 검증값인 p 값이 작은 순서대로 정렬하였다.

선택된 두 개의 파라미터들은 DENFIS 의 훈련 및 검증을 위한 입력 변수로 사용하였다. 본 연구에 사용된 15마리의 실험에서 수집된 각 구간별 심실세동 신호의 절반에 해당하는 구간을 입력 데이터로 사용하고, 실험 후 판정된 non-ROSC 및 ROSC 여부를 출력 데이터로 각각 설정하였다.

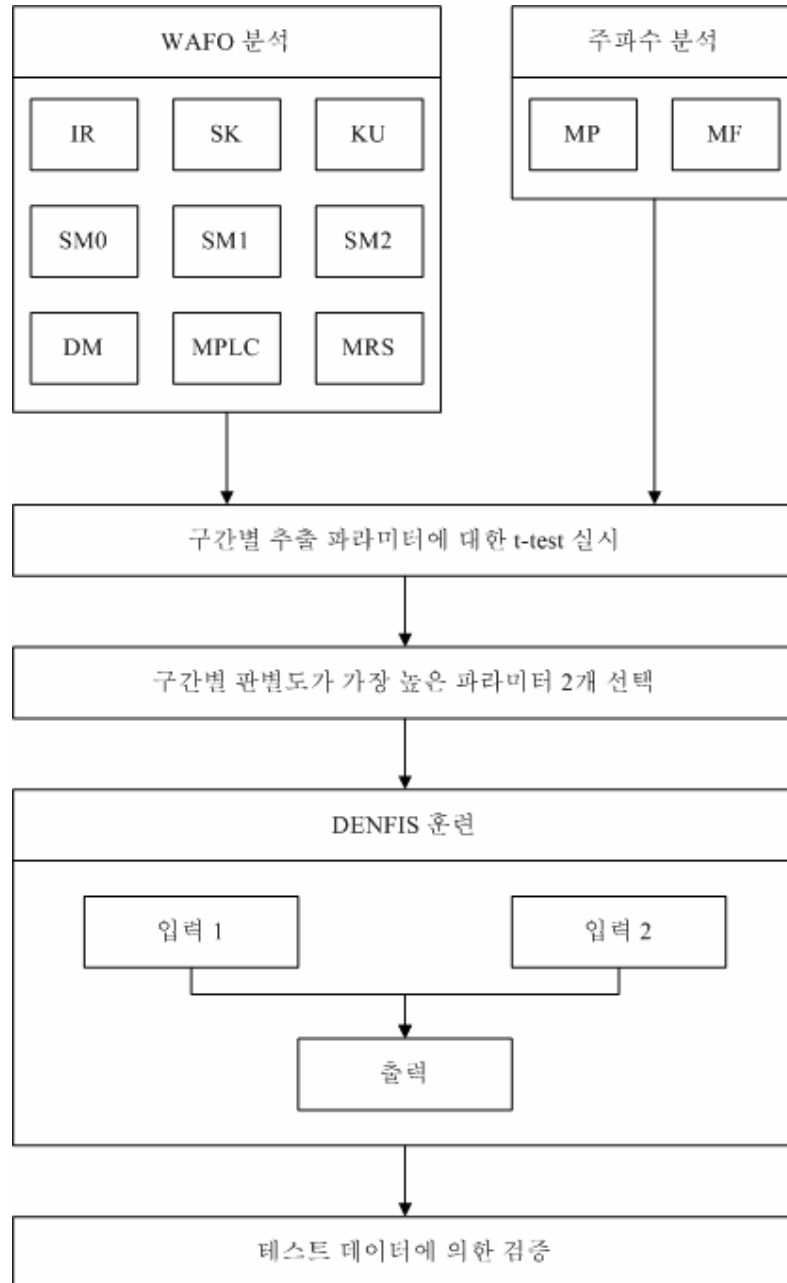


그림 5.11 제세동 예측 과정

DENFIS의 훈련을 위해 설정한 뉴로-퍼지 파라미터는 표 5.1과 같다. 소속함수(membership function)의 형태는 벨(bell) 형태를 사용하였고, 두 입력 변수에서의 소속함수 개수는 각각 동일하게 3개로 하였다. 또한 훈련 회수를 10회로 하였고 훈련과정 중 에러가 가장 작은 회수의 훈련 결과를 최종 퍼지 추론 시스템(fuzzy inference system)으로 사용하였다.

표 5.3 DENFIS 훈련에 사용된 뉴로-퍼지 파라미터

파라미터	설정 값
소속함수 형태	벨 모양
소속함수 개수	3개
훈련 회수	10회

훈련을 실시한 이후에는 훈련에 사용하지 않은 나머지 절반의 구간을 테스트 데이터로 사용하여 검증하였다. 구간별로 선택된 파라미터들을 테스트 데이터를 이용하여 값을 구하고 훈련 결과로 형성된 퍼지 추론 시스템의 입력으로 설정하였다.

이러한 과정에 의해 최종적으로 추론된 예측 결과들을 이용하여 구간별로 민감도(sensitivity), 선택도(selectivity), 정예측도(positive predictive factor), 부예측도(negative predictive factor)를 구하여 예측 정도를 평가하였다.

제 6 장 결과 및 고찰

6.1 WAFO 및 주파수 분석법을 이용한 파라미터 추출

표 6.1 은 WAFO 및 주파수 분석법을 이용하여 구간별로 파라미터를 추출한 결과의 평균값과 표준 편차 및 t-test 결과를 나타낸 것이며 그림 6.1~6.11 은 이를 도식화한 것이다. 각 구간은 다시 5 개의 세그먼트(segment)로 나누어 각 세그먼트 구간에서의 파라미터 추출값들을 이용하여 t-test 를 실시하여 검정 결과인 p 값에 따라 non-ROSC 와 ROSC 를 판별할 수 있는지의 여부를 결정하였다. 이를 위해 표 6.2 와 같이 별도로 구간별 p 값을 분석하였다.

불규칙도(irregularity factor)의 경우 B 구간을 제외하고는 non-ROSC 의 경우가 불규칙도의 평균값이 더 높게 나타났다. 그러나 p 값을 살펴보면 non-ROSC 의 불규칙도가 큰 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없다. A 구간의 경우 non-ROSC 의 불규칙도가 ROSC 의 경우보다 크지만 p 값이 0.05 이므로 두 분포간의 구분이 어느 정도 가능하다고 할 수 있겠으나, 0.05 의 경계값을 가지므로 판별도는 떨어진다고 할 수 있다. 이에 비해 B 구간은 p 값이 0.0034 로 가장 낮게 나타나므로 non-ROSC 와 ROSC 의 판별력이 가장 컸다. 그러므로 불규칙도의 경우 B 구간에서 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, B 구간에서의 ROSC 가 더 불규칙한 파형의 특성을 가짐을 의미한다.

이를 통해 불규칙도는 심실세동이 발생하고 첫 번째 심폐소생술을

실시하는 시점에서의 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다. 반면, 그 외의 구간에서는 판별도가 떨어진다는 것을 또한 알 수 있다.

왜도(skew)의 경우 경우 D 구간을 제외하고는 p 값이 0.05 보다 커서 두 분포간의 판별을 위한 파라미터로 사용할 수 없었다. 구간별 왜도의 평균값 분포 경향도 일정하지 않아서 A, C, E 구간은 ROSC 의 왜도가 non-ROSC 의 왜도보다 크게 나타났고 B 와 D 구간에서는 non-ROSC 의 왜도가 더 크게 나타났다. 다만 D 구간에서는 p 값이 0.0244 로 0.05 의 절반 수준이어서 두 분포간의 판별을 위한 파라미터로 사용이 가능하다. 그러므로 왜도의 경우 D 구간에서 non-ROSC 가 ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, D 구간에서의 non-ROSC 신호 분포가 더 비대칭적임을 의미한다.

이를 통해 왜도는 심실세동이 발생하고 두 번째 심폐소생술을 실시하는 시점에서의 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다. 반면, 그 외의 구간에서는 판별도가 떨어진다는 것을 또한 알 수 있다.

첨도(kurtosis)의 경우 A 구간을 제외하고는 non-ROSC 의 경우가 불규칙도의 평균값이 더 높게 나타났다. 그러나 p 값을 살펴보면 non-ROSC 의 첨도가 큰 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없다. A 구간은 p 값이 0.0407 로 가장 낮게 나타나므로 non-ROSC 와 ROSC 의 판별력이 가장 컸다. 그러므로 첨도의 경우 A 구간에서 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, A 구간에서의 non-ROSC 신호 분포가 더 중앙값 주위에 밀집해 있음을 의미한다.

이를 통해 침도는 심실세동이 발생한 직후에 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다. 반면, 그 외의 구간에서는 판별도가 떨어진다는 것을 또한 알 수 있다.

스펙트럼 모멘트(spectral moment) m_0 의 경우 A 구간과 D 구간을 제외하고는 ROSC 의 경우가 더 높게 나타났다. p 값을 살펴보면 A 구간과 B 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없고 C, D, E 구간은 p 값이 0.05 보다 작으므로 non-ROSC 와 ROSC 의 구분이 가능하다고 할 수 있으며 이 중에서도 E 구간의 p 값이 0.0026 으로 가장 작게 나타났다. 그러므로 스펙트럼 모멘트 m_0 의 E 구간에서 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, 파워 스펙트럼이 더 넓게 퍼져있음을 의미한다.

스펙트럼 모멘트(spectral moment) m_1 과 m_2 의 경우 m_0 의 경우와 동일하게 A 구간과 D 구간을 제외하고는 ROSC 의 경우가 더 높게 나타났다. p 값을 살펴보면 B 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없고 A, C, D, E 구간은 p 값이 0.05 보다 작으므로 non-ROSC 와 ROSC 의 구분이 가능하다고 할 수 있다. 이 중에서도 E 구간의 p 값이 m_1 과 m_2 모두 가장 작게 나타났으며 특히 m_2 파라미터의 경우는 0.0003 으로 m_1 파라미터의 p 값인 0.0010 보다 낮게 나타나서 더 판별도가 높았다. 그러므로 스펙트럼 모멘트 m_1 과 m_2 도 E 구간에서 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, 파워 스펙트럼의 분산변화도가 더 큼을 의미한다.

이를 통해 스펙트럼 모멘트 m_0 과 m_1 및 m_2 는 두 번째 약물작용 및 심폐소생술 후에 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다.

위험도(damage factor)의 경우 경우 D 구간과 E 구간을 제외하고는 p 값이 0.05 보다 커서 두 분포간의 판별을 위한 파라미터로 사용할 수 없었다. 구간별 위험도의 평균값 분포 경향도 일정하지 않아서 B, C, E 구간은 ROSC 의 위험도가 non-ROSC 의 위험도보다 크게 나타났고 A 와 D 구간에서는 non-ROSC 의 위험도가 더 크게 나타났다. D 구간과 E 구간에서는 p 값이 각각 0.0286 과 0.0250 으로 0.05 의 절반 수준이어서 두 분포간의 판별을 위한 파라미터로 사용이 가능하다. 그러나 D 구간과 E 구간에서의 non-ROSC 와 ROSC 의 위험도는 서로 상반되게 나타나고 두 파라미터의 p 값도 서로 비슷하므로 어느 경우가 더 큰 위험도 값을 가지는지에 대한 경향은 알 수 없었다. 다만 위험도는 심실세동이 발생하고 두 번째 초기 심폐소생술 및 약물작용을 실시하는 시점에서의 판별도가 높다는 것을 알 수 있다. 반면, 그 외의 구간에서는 판별도가 떨어진다는 것을 또한 알 수 있다.

평균 레벨교차 스펙트럼 파워(mean power of level-crossing spectrum)의 경우 모든 구간에서 non-ROSC 의 평균값이 더 높게 나타났다. 그러나 p 값을 살펴보면 B 구간과 C 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없다. 특히 E 구간은 p 값이 0.0001 로 가장 낮게 나타나므로 non-ROSC 와 ROSC 의 판별력이 가장 컸다. 모든 구간에 걸쳐 non-ROSC 의 평균값이 더 크므로 평균 레벨교차 스펙트럼 파워의 경우 non-ROSC 가 ROSC 보다 크게 나타나는

경향이 있다고 할 수 있으며, non-ROSC 의 레벨교차가 더 증상으로 집중되어 있고 ROSC 의 레벨교차 분포는 넓게 퍼져있음을 의미한다.

이를 통해 평균 레벨교차 스펙트럼 파워는 두 번째 약물작용 및 심폐소생술 후에 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다.

평균 알파-유효 지수(mean of α -significant value)의 경우 A 구간과 D 구간을 제외하고는 ROSC 의 경우가 더 높게 나타났다. p 값을 살펴보면 A 구간과 B 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없고 C, D, E 구간은 p 값이 0.05 보다 작으므로 non-ROSC 와 ROSC 의 구분이 가능하다고 할 수 있으며 이 중에서도 E 구간의 p 값이 0.0025 로 가장 작게 나타났다. 그러므로 평균 알파-유효 지수의 E 구간에서 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, 심장 활동에 필요한 유효 수축작용이 더 활발하게 일어남을 의미한다.

이를 통해 평균 알파-유효 지수는 두 번째 약물작용 및 심폐소생술 후에 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다.

평균 파워 스펙트럼(mean of power spectrum)의 경우 A 구간과 D 구간을 제외하고는 ROSC 의 경우가 더 높게 나타났다. p 값을 살펴보면 B 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없고 나머지 A, C, D, E 구간은 p 값이 0.05 보다 작으므로 non-ROSC 와 ROSC 의 구분이 가능하다고 할 수 있으며 이 중에서도 E 구간의 p 값이 0.0025 로 가장 작게 나타났다. 그러므로 평균 파워 스펙트럼은 E 구간에서 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수

있으며, ROSC 의 경우가 더 높은 스펙트럼 파워를 가지고 있음을 의미한다.

이를 통해 평균 파워 스펙트럼은 두 번째 약물작용 및 심폐소생술 후에 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다.

평균 주파수(mean frequency)의 경우 B 구간과 C 구간을 제외하고는 ROSC 의 경우가 더 높게 나타났다. p 값을 살펴보면 B 구간과 C 구간은 p 값이 0.05 보다 크므로 두 분포간의 판별도가 떨어져서 사용할 수 없고 나머지 A, D, E 구간은 p 값이 0.05 보다 작으므로 non-ROSC 와 ROSC 의 구분이 가능하다고 할 수 있으며 이 중에서도 A 구간의 p 값이 0.0012 로 가장 작게 나타났다. 그러므로 평균 주파수는 A 구간에서의 ROSC 가 non-ROSC 보다 크게 나타나는 경향이 있다고 할 수 있으며, ROSC 의 경우가 더 높은 주파수 분포를 가지고 있음을 의미한다.

이를 통해 평균 주파수는 심실세동 발생 직후에 판별도가 가장 높다는 것을 알 수 있다.

표 6.1 WAFO 및 주파수 분석법을 이용하여 구간별로 파라미터를 추출한 결과의 평균값과 표준 편차 및 t-test 결과

Factor	Mean(ROSC)	Std(ROSC)	Mean(non-ROSC)	Std(non-ROSC)	Period	<i>p</i>
IR	0.8832	0.0299	0.9555	0.0635	A	0.0500
	0.9093	0.0219	0.8542	0.0205	B	0.0034
	0.8314	0.0530	0.8669	0.1270	C	0.5804
	0.8690	0.0315	0.9285	0.0712	D	0.1252
	0.8427	0.0192	0.8388	0.0346	E	0.8291
SK	0.0936	0.1613	-0.0022	0.0084	A	0.2215
	0.0133	0.0284	0.1177	0.1815	B	0.2396
	-0.0098	0.0427	-0.0241	0.0696	C	0.7059
	-0.0263	0.0364	0.0261	0.0218	D	0.0244
	-0.0131	0.0282	-0.0691	0.0508	E	0.0635
KU	3.8470	1.1428	2.4982	0.4740	A	0.0407
	3.1487	0.7620	4.2729	1.9403	B	0.2623
	2.6110	0.4572	3.4359	0.6972	C	0.0579
	2.8092	0.1813	2.8556	0.5330	D	0.8584
	3.2069	0.4646	3.1833	0.2983	E	0.9261
SM0	0.0673	0.0433	0.1355	0.0620	A	0.0784
	0.1329	0.1026	0.0525	0.0149	B	0.1215
	0.1301	0.0470	0.0726	0.0157	C	0.0319
	0.0654	0.0220	0.2203	0.1083	D	0.0139
	0.0814	0.0258	0.0315	0.0025	E	0.0026

(계속)

Factor	Mean(ROSC)	Std(ROSC)	Mean(non-ROSC)	Std(non-ROSC)	Period	<i>p</i>
SM1	0.0143	0.0089	0.0362	0.0136	A	0.0169
	0.0278	0.0213	0.0110	0.0028	B	0.1193
	0.0297	0.0061	0.0178	0.0024	C	0.0035
	0.0130	0.0049	0.0494	0.0207	D	0.0050
	0.0154	0.0039	0.0065	0.0005	E	0.0010
SM2	0.0050	0.0027	0.0141	0.0049	A	0.0067
	0.0107	0.0080	0.0056	0.0015	B	0.1988
	0.0125	0.0038	0.0070	0.0016	C	0.0184
	0.0055	0.0022	0.0182	0.0061	D	0.0023
	0.0082	0.0020	0.0028	0.0002	E	0.0003
DM	0.0591	0.0639	0.0005	0.0005	A	0.1152
	0.5647	0.6845	0.0001	0.0001	B	0.1144
	0.2717	0.2327	0.0001	0.0001	C	0.0611
	0.0282	0.0284	0.0022	0.0018	D	0.0286
	0.0497	0.0386	0.0001	0.0001	E	0.0250
MPLC	27.2392	2.2340	33.8520	3.1046	A	0.0048
	26.6205	2.5581	26.9506	1.3760	B	0.8058
	32.7655	3.9339	34.3603	1.9432	C	0.4399
	24.0001	0.6869	30.9008	4.3340	D	0.0079
	23.1531	0.5515	26.5962	0.5959	E	0.0001

(계속)

Factor	Mean(ROSC)	Std(ROSC)	Mean(non-ROSC)	Std(non-ROSC)	Period	p
MRS	0.0574	0.0383	0.1214	0.0550	A	0.0651
	0.1168	0.0921	0.0405	0.0065	B	0.1018
	0.1065	0.0346	0.0588	0.0103	C	0.0185
	0.0567	0.0212	0.1884	0.0926	D	0.0147
	0.0681	0.0214	0.0265	0.0025	E	0.0025
MP	-10.0613	0.4798	-9.3387	0.3123	A	0.0224
	-9.5281	0.9336	-10.0204	0.2209	B	0.2843
	-9.3288	0.1850	-9.6339	0.1069	C	0.0127
	-9.9854	0.3359	-9.0752	0.3730	D	0.0037
	-9.8132	0.1848	-10.5262	0.1876	E	0.0003
MF	0.2710	0.0275	0.2049	0.0120	A	0.0012
	0.1980	0.0129	0.2052	0.0110	B	0.3683
	0.2367	0.0278	0.2293	0.0449	C	0.7613
	0.2359	0.0319	0.1845	0.0168	D	0.0128
	0.1938	0.0050	0.1749	0.0098	E	0.0050

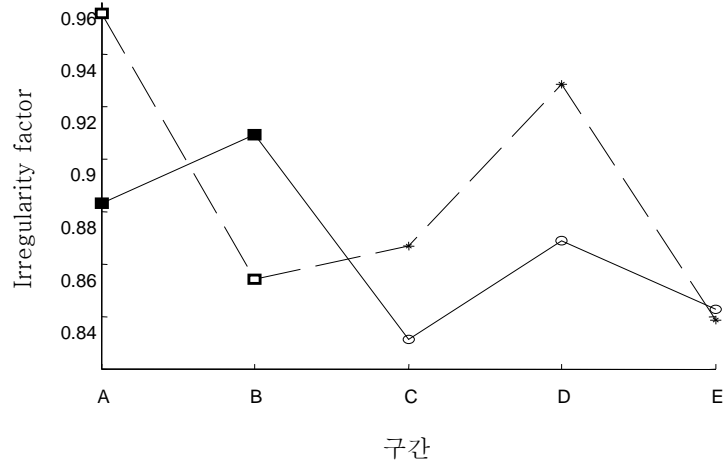


그림 6.1 구간별 불규칙도 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

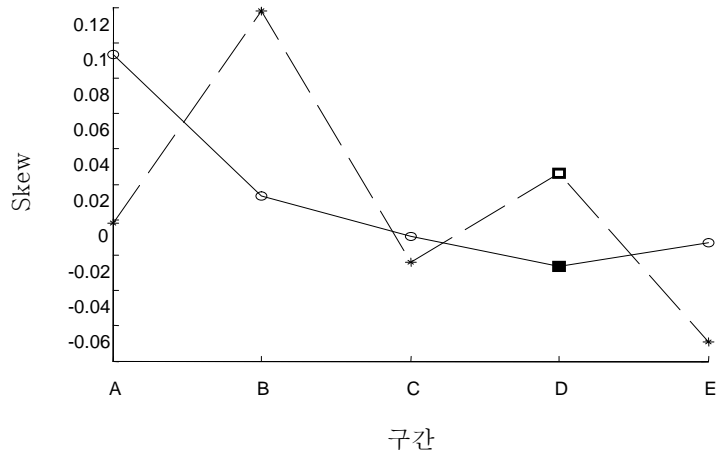


그림 6.2 구간별 왜도 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

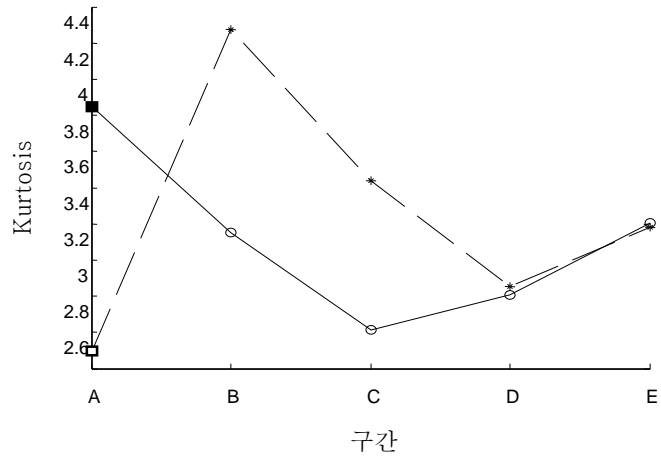


그림 6.3 구간별 첨도 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

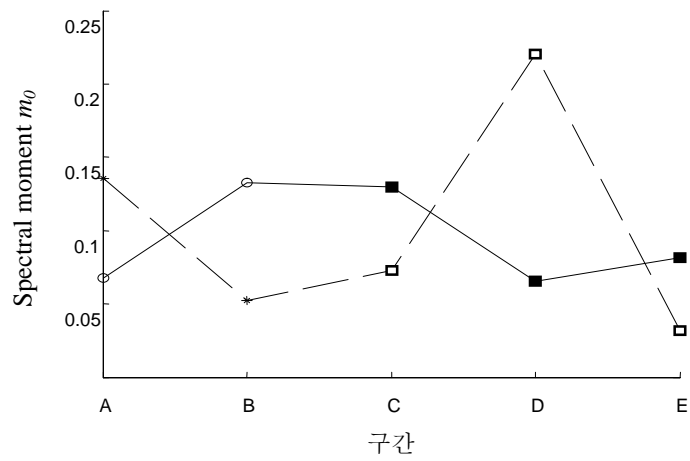


그림 6.4 구간별 스펙트럼 모멘트 m_0 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

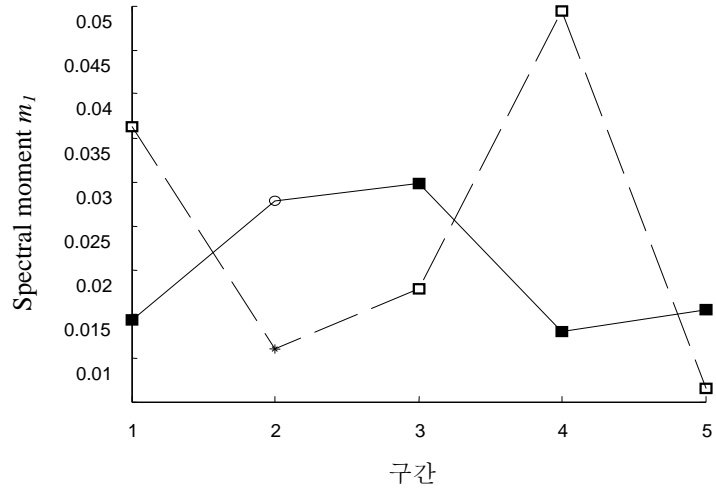


그림 6.5 구간별 스펙트럼 모멘트 m_1 분석 결과
 (점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

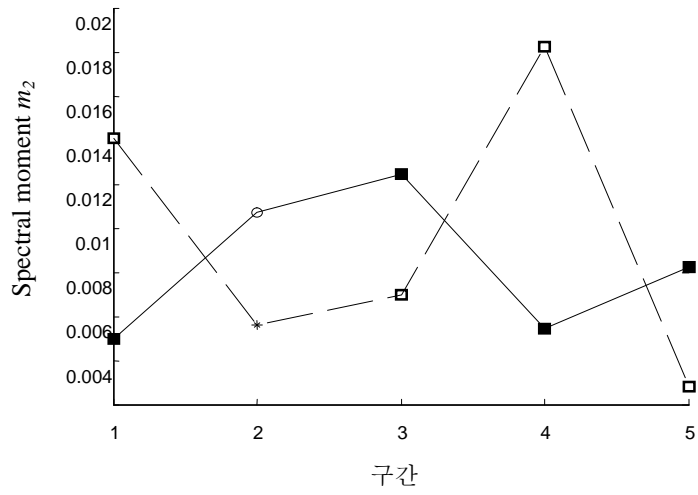


그림 6.6 구간별 스펙트럼 모멘트 m_2 분석 결과
 (점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

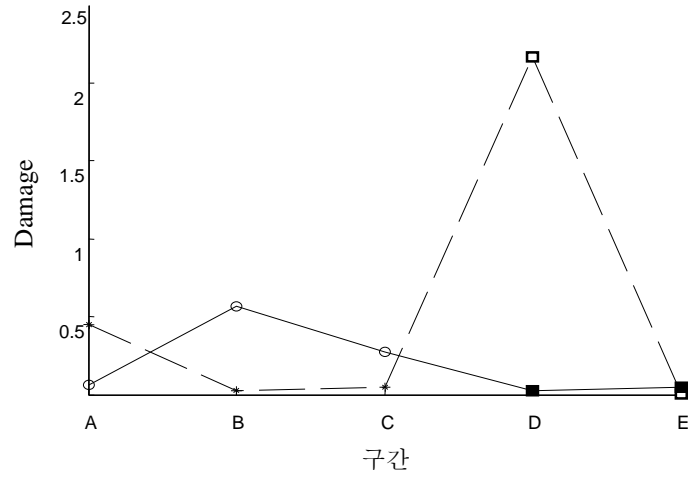


그림 6.7 구간별 위험도 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

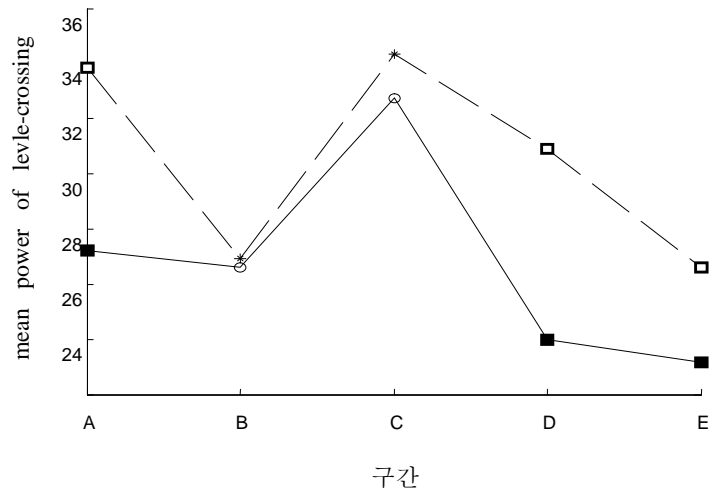


그림 6.8 구간별 평균 레벨교차 스펙트럼 파워 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

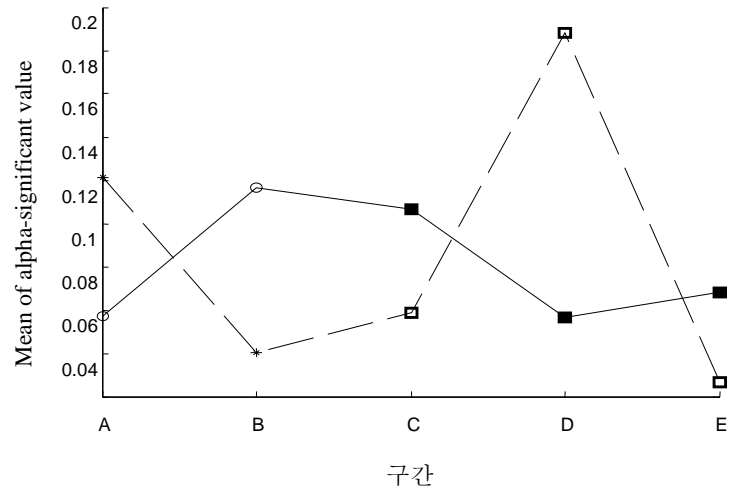


그림 6.9 구간별 평균 알파-지수 분석 결과
 (점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

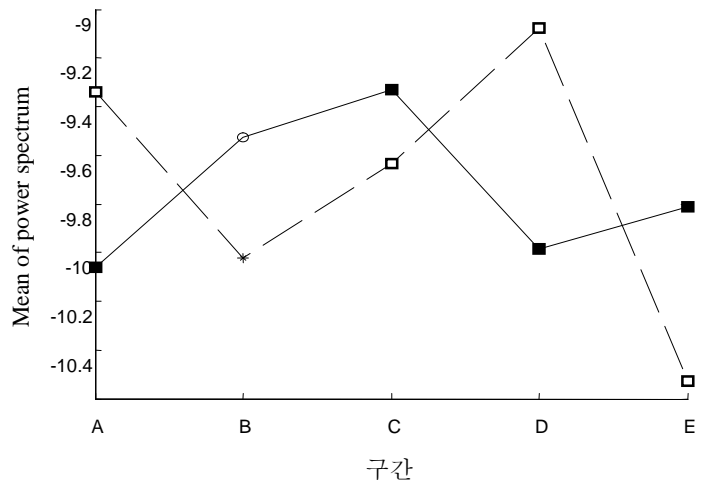


그림 6.10 구간별 평균 파워 스펙트럼 분석 결과
 (점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

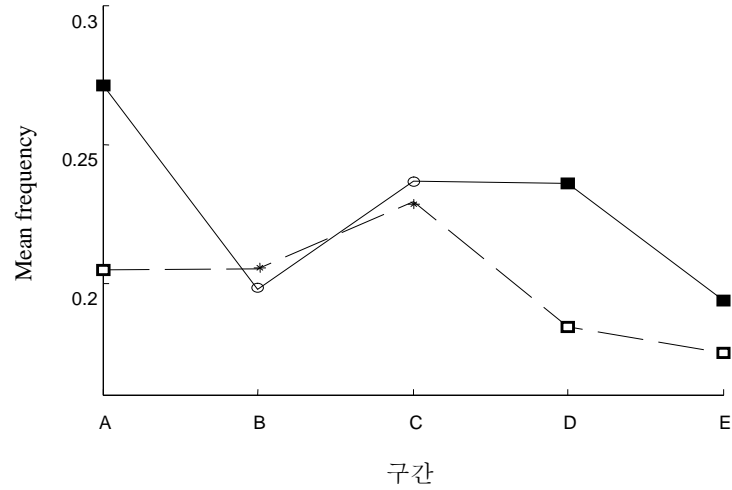


그림 6.11 구간별 평균 주파수 분석 결과

(점선: non-ROSC, 실선: ROSC; □: non-ROSC $p < 0.05$, ■: ROSC $p < 0.05$)

표 6.2 구간별 p 값 분석 결과

	A	B	C	D	E
IR	0.0500*	0.0034**	0.5804	0.1252	0.8291
SK	0.2215	0.2396	0.7059	0.0244*	0.0635
KU	0.0407*	0.2623	0.0579	0.8584	0.9261
SM0	0.0784	0.1215	0.0319*	0.0139*	0.0026**
SM1	0.0169*	0.1193	0.0035**	0.0050**	0.0010***
SM2	0.0067**	0.1988	0.0184*	0.0023**	0.0003***
DM	0.1152	0.1144	0.0611	0.0286*	0.0250*
MPLC	0.0048**	0.8058	0.4399	0.0079**	0.0001****
MRS	0.0651	0.1018	0.0185*	0.0147**	0.0025**
MP	0.0224*	0.2843	0.0127*	0.0037**	0.0003***
MF	0.0012**	0.3683	0.7613	0.0128**	0.0050**

* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$; **** $p < 0.0001$

파라미터별로 $p < 0.05$ 를 만족하는 구간의 수는 표 6.3 과 같으며 스펙트럼 모멘트 m_2 및 m_1 과 평균 파워스펙트럼이 4 개로 가장 많은 구간에서 판별도가 높게 나타났다. 스펙트럼 모멘트 m_0 , 평균 레벨교차 스펙트럼 파워, 평균 알파-유효 지수, 평균 주파수가 3 개로 두 번째로 판별도가 높은 그룹으로 나타났으며 불규칙도, 위험도는 2 개의 구간에서 판별이 가능하였다. 그리고 왜도와 첨도는 하나의 구간에서만 판별도를 가져서 판별 가능 구간수를 기준으로 할 때에 가장 낮은 판별력을 나타냈다.

표 6.3 파라미터별 $p < 0.05$ 인 구간 수

파라미터	$p < 0.05$ 인 구간 수
IR	2
SK	1
KU	1
SM0	3
SM1	4
SM2	4
DM	2
MPLC	3
MRS	3
MP	4
MF	3

각 구간별로 어떠한 파라미터가 높은 판별도를 가지는지를 알아보기 위해 구간별로 $p < 0.05$ 를 만족하는 파라미터를 p 값이 낮은 순서대로

정렬하여 표 6.4 에 나타냈다.

표 6.4 구간별로 $p < 0.05$ 를 만족하는 파라미터

A	B	C	D	E
MF**	IR**	SM1**	SM2**	MPLC****
MPLC**	MRS	MP*	MP**	SM2***
SM2**	DM	SM2*	SM1**	MP***
SM1*	SM1	MRS*	MPLC**	SM1***
MP*	SM0	SM0*	MF**	MRS**
KU*	SM2	KU	SM0**	SM0**
IR*	SK	DM	MRS*	MF**
MRS	KU	MPLC	SK*	DM*
SM0	MP	IR	DM*	SK
DM	MF	SK	IR	IR
SK	MPLC	MF	KU	KU

* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$; **** $p < 0.0001$

A 구간에서는 평균 주파수, 평균 레벨교차 스펙트럼 파워, 스펙트럼 모멘트 m_2 가 $p < 0.01$ 로 가장 높은 판별도를 나타냈고 스펙트럼 모멘트 m_1 과 평균 파워 스펙트럼, 침도, 불규칙도는 $p < 0.05$ 로 최소한의 판별이 가능한 정도의 수준을 나타냈다.

B 구간에서는 불규칙도만이 $p < 0.01$ 로 $p < 0.05$ 범위를 만족시켰으며 그 외의 다른 파라미터들은 판별도가 낮아 사용할 수 없었다.

C 구간에서는 평균 주파수, 스펙트럼 모멘트 m_1 이 $p < 0.01$ 로 가장 높은 판별도를 나타냈고 평균 파워 스펙트럼, 스펙트럼 모멘트 m_2 , 평균 알파-유효 지수, 스펙트럼 모멘트 m_0 가 $p < 0.05$ 로 최소한의 판별이 가능한 정도의 수준을 나타냈다.

D 구간에서는 스펙트럼 모멘트 m_2 , 평균 파워 스펙트럼, 스펙트럼 모멘트 m_1 , 평균 레벨교차 스펙트럼 파워, 평균 주파수, 스펙트럼 모멘트 m_0 등 6 개의 파라미터가 $p < 0.01$ 로 가장 높은 판별도를 나타냈다. 또한 평균 알파-유효 지수, 왜도, 위험도는 $p < 0.05$ 로 최소한의 판별이 가능한 정도의 수준을 나타냈다.

E 구간에서는 평균 레벨교차 스펙트럼 파워가 $p < 0.0001$ 의 가장 높은 판별도를 나타냈고 스펙트럼 모멘트 m_2 , 평균 파워 스펙트럼, 스펙트럼 모멘트 m_1 도 $p < 0.001$ 의 높은 판별도를 나타냈다. 평균 알파-유효 지수, 스펙트럼 모멘트, 평균 주파수는 $p < 0.01$ 의 판별도를 나타냈으며 위험도는 $p < 0.05$ 로 최소한의 판별이 가능한 정도의 수준을 나타냈다.

이와 같은 결과를 이용하여 표 6.5 와 같이 구간별로 판별도가 가장 높은 파라미터 두 개를 DENFIS 의 입력변수로 선택하였다.

표 6.5 구간별로 판별도가 가장 높은 두 개의 파라미터

	A	B	C	D	E
Input 1	MF**	IR**	SM1**	SM2**	MPLC****
Input 2	MPLC**	MRS	MP*	MP**	SM2***

* $p < 0.05$; ** $p < 0.01$; *** $p < 0.001$; **** $p < 0.0001$

표 6.6 은 어느 구간이 전체적으로 볼 때 판별도가 높은지를 분석한 결과이다. 판별도 $p < 0.05$ 를 만족하는 파라미터의 개수가 많은 순서대로 보면,

$$D > E > A > C > B$$

로써 D 구간이 9 개의 파라미터에 대해 판별력을 갖고 있는 것으로 나타났다. 그러나 판별 성능에 대한 지표인 p 값을 기준으로 하면 표 6.4 의 결과와 같이 D 구간은 $p < 0.01$ 인 파라미터가 6 개, $p < 0.05$ 인 파라미터가 3 개인 것에 비해 E 구간은 $p < 0.0001$, $p < 0.001$, $p < 0.01$, $p < 0.05$ 인 파라미터가 각각 1 개, 3 개, 3 개, 1 개로 D 구간보다 더 높은 판별도를 가진다고 할 수 있다. 따라서 판별 성능과 개수를 모두 고려해 볼 때 구간별 판별도는,

$$E > D > A > C > B$$

의 순서로 정렬되어 E 구간의 판별도가 종합적으로 가장 높다고 할 수 있다.

표 6.6 구간별로 $p < 0.05$ 를 만족하는 파라미터 개수 및 상위 판별도 두 개의 p 값의 평균

Period	A	B	C	D	E
Number of $p < 0.05$	7	1	5	9	8
Average of p	0.0032	0.0543	0.0081	0.0030	0.0002

6.2 DENFIS 를 이용한 제세동 예측

구간별로 판별도가 높은 파라미터 두 개를 선택한 후에는 DENFIS 의 입력으로 설정하여 훈련과정을 거쳤으며, 총 10 회의 훈련결과 생성된 퍼지 입출력 관계는 그림 6.12~15 와 같다. 훈련 회수가 10 회 이상인 경우는 더 이상 추론 오차가 줄어들지 않았고 10 회 중에서 가장 작은 추론 오차를 나타내는 회수에서의 추론 결과를 최종적으로 선택하였다. 한편 구간 B 의 경우는 $p < 0.05$ 인 파라미터가 불규칙도 하나밖에 없으므로 두 개의 입력을 필요로 하는 본 예측 시스템에 적용할 수 없으므로 제외하였다.

출력값은 0~1 사이의 값으로 맵핑되도록 하였으며 0 에 가까워 질수록 생존율이 떨어지고 1 에 가까워 질수록 생존율이 높아지는 것을 의미한다.

훈련이 완료된 DENFIS 추론 시스템에 훈련에 사용되지 않은 나머지 반 구간 심실세동 심전도 신호에 대해 테스트를 실시하였으며 성공예측 성능을 평가하였다.

총 15 마리의 실험 결과 소생에 성공(survival)한 9 케이스의 survival 데이터 집단과 소생에 실패(dead)한 6 케이스의 데이터 집단의 최종적인 구간별 소생예측 결과는 표 6.7 에 나타내었다. 표 6.7 에서 * 표시는 예측 결과 잘못 검출된 것을 의미하여 성능 평가를 위해 각 구간별로 TP(true positive), FP(false positive), FN(false negative), TN(true negative)의 개수를 표 6.8~11 에 나타내었다.

예측 성능에 대한 평가는 민감도(sensitivity), 특이도(specificity), 정예측도(positive predictive factor), 부예측도(negative predictive factor)의 총 4 가지 항목으로 하였으며 계산 방법은 식 (6.1)~(6.4)와 같다.

$$Sensitivity = \frac{TP}{TP + FN} \times 100\% \quad (6.1)$$

$$Specificity = \frac{TN}{FP + TN} \times 100\% \quad (6.2)$$

$$Positive\ predictive\ factor = \frac{TP}{TP + FP} \times 100\% \quad (6.3)$$

$$Negative\ predictive\ factor = \frac{TN}{FN + TN} \times 100\% \quad (6.4)$$

민감도의 경우 A 구간에서의 검출율이 83.3%로 가장 높았고 D 구간과 E 구간의 검출율이 66.7%로 그 다음으로 높았으며, C 구간이 33.3%로 가장 낮은 검출율을 나타냈다. 특이도의 경우 A 구간과 D 구간 및 E 구간의 검출율이 77.8%로 가장 높았고 C 구간이 66.7%로 가장 낮게 나타났다. 전체 실험군에 대한 소생 예측 정도를 나타내는 정예측도는 A 구간이 71.4%로 가장 높았고 D 구간과 E 구간이 66.7%로 그 다음으로 높았으며 C 구간은 40.0%로 나타났다. 소생 실패의 예측 정도를 나타내는 부예측도는 A 구간이 87.5%로 가장 높았고, D 구간과 E 구간이 77.8%를 나타냈으며 C 구간은 60.0%를 나타냈다. 평균적으로는 민감도와 특이도가 각각 62.5%와 75.0%로 특이도가 더 높게 나타났고, 정예측도와 부예측도의 경우 각각 61.2%와 75.8%로 부예측도가 더 높게 나타났다. 이는 전체적으로 소생 실패에 대한 예측성능이 소생 성공에 대한 예측성능보다 높다는 것을 의미한다.

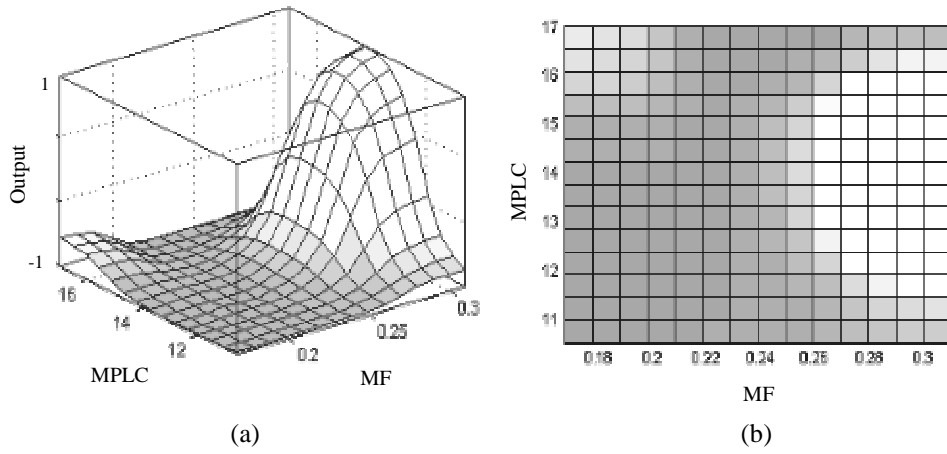


그림 6.12 구간 A 에 대한 퍼지 입출력관계
 (a) 3 차원 입출력도 (b) 퍼지 맵 입출력도

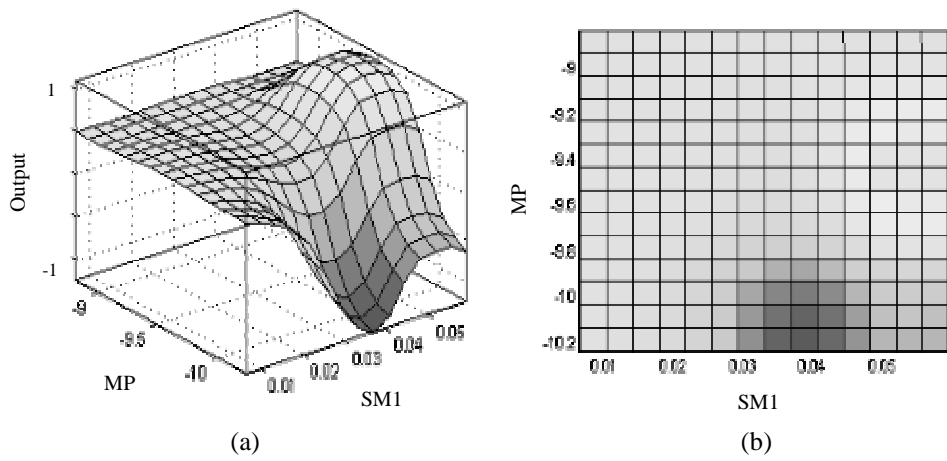


그림 6.13 구간 C 에 대한 퍼지 입출력관계
 (a) 3 차원 입출력도 (b) 퍼지 맵 입출력도

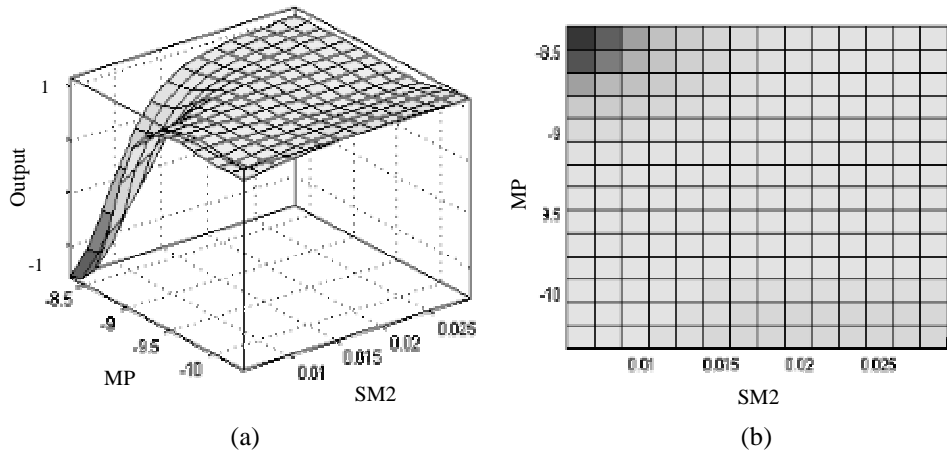


그림 6.14 구간 D에 대한 퍼지 입출력관계
 (a) 3차원 입출력도 (b) 퍼지 맵 입출력도

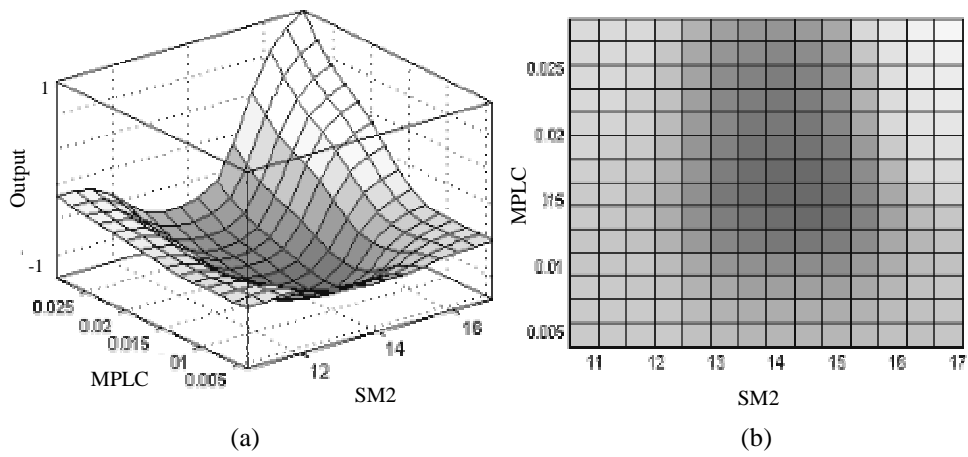


그림 6.15 구간 E에 대한 퍼지 입출력관계
 (a) 3차원 입출력도 (b) 퍼지 맵 입출력도

표 6.7 실험 테스트 집단에 대한 소생 예측

	Case	A	C	D	E
	1	0.0009	0.0000	* 1.0000	0.0000
	2	0.0000	* 1.0000	0.0000	* 1.0000
	3	* 1.0000	0.0911	0.0000	0.2427
	4	0.0065	* 1.0000	0.0000	0.0000
Dead	5	0.0000	0.0000	* 1.0000	0.0000
	6	0.0000	0.0422	0.0000	0.1533
	7	0.0022	*0.8872	0.0000	*1.0000
	8	0.0543	0.0000	0.1202	0.0000
	9	*1.0000	0.0107	0.0000	0.0000
	10	1.0000	0.9829	* 0.0000	*0.0000
	11	1.0000	* 0.0000	1.0000	*0.0000
Survival	12	0.9073	1.0000	1.0000	1.0000
	13	1.0000	* 0.0000	1.0000	1.0000
	14	1.0000	* 0.0000	* 0.0000	1.0000
	15	*0.0000	*0.4866	1.0000	1.0000

* fault detection

표 6.8 A 구간에 대한 평가

	Survival	Dead	Total
ROSC	5	2	7
non-ROSC	1	7	8
Total	6	9	15

표 6.9 C 구간에 대한 평가

	Survival	Dead	Total
ROSC	2	3	5
non-ROSC	4	6	10
Total	6	9	15

표 6.10 D 구간에 대한 평가

	Survival	Dead	Total
ROSC	4	2	6
non-ROSC	2	7	9
Total	6	9	15

표 6.11 E 구간에 대한 평가

	Survival	Dead	Total
ROSC	4	2	6
non-ROSC	2	7	9
Total	6	9	15

표 6.12 구간별 예측 성능평가

Period	Sensitivity	Specificity	Positive predictive factor	Negative predictive factor
A	83.3%	77.8%	71.4%	87.5%
C	33.3%	66.7%	40.0%	60.0%
D	66.7%	77.8%	66.7%	77.8%
E	66.7%	77.8%	66.7%	77.8%

제 7 장 결 론

본 논문에서는 제세동 성공 예측을 위하여 총 15 마리의 개에 대한 실험을 통해 수집된 심실세동시 심전도 신호에 WAFO 분석 방법을 적용하여 파라미터를 추출하고 추출된 파라미터를 DENFIS 를 적용하여 소생성공 여부를 예측하는 새로운 방법을 제안하였다.

심폐소생술로 인한 동잡음을 제거하였으며 WAFO 분석방법을 이용하여 불규칙도, 왜도, 첨도, 스펙트럼 모멘트, 위험도, 평균 레벨교차 스펙트럼 파워, 평균 알파-유효 지수를 특징 파라미터로 추출하였다. ROSC 와 non-ROSC 에 대한 각 파라미터들의 판별도를 평가하기 위해 t-test 를 적용했으며, 구간별로 가장 판별도가 높은 두 개의 파라미터를 선택하여 추론 시스템인 DENFIS 의 입력 변수로 사용하여 제세동 예측지수를 구하고 성능을 평가하였다.

이와 같은 과정으로 구해진 결과를 통해 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

- (1) $p < 0.05$ 를 만족하는 판별 가능한 구간의 개수를 기준으로 보면 스펙트럼 모멘트 m_2 , 스펙트럼 모멘트 m_1 , 평균 파워 스펙트럼, 평균 알파-유효 지수, 스펙트럼 모멘트 m_0 , 평균 주파수, 불규칙도, 위험도, 왜도, 첨도의 순서로 판별도가 높게 나타났다.
- (2) A 구간에서는 평균 주파수, B 구간에서는 불규칙도, C 구간에서는 스펙트럼 모멘트 m_1 , D 구간에서는 스펙트럼 모멘트 m_2 , E 구간에서는 평균 레벨교차 스펙트럼 파워가 각각 가장 판별도가 높은

파라미터로 나타났다.

(3) 구간별로 판별도가 높은 기준으로 보면,

$$E > D > A > C > B$$

의 순서로 나타났다.

(4) 구간별 소생 예측 성능은 A 구간의 민감도와 특이도가 각각 83.3%와 77.8%로 가장 높았고, 정예측도와 부예측도도 각각 71.4%와 87.5%로 A 구간이 가장 높았다.

(5) 평균적으로는 민감도와 특이도가 각각 62.5%와 75.0%로 특이도가 더 높게 나타났고, 정예측도와 부예측도 의 경우 각각 61.2%와 75.8%로 부예측도가 더 높게 나타났으며, 전체적으로 볼 때 소생 실패에 대한 예측성능이 소생 성공에 대한 예측성능보다 높게 나타났다.

본 연구에서 제안한 방법은 심실세동 신호의 크기와 분포 및 주파수 특성을 모두 고려한 방법이고, 대동맥 압력값을 표준지표로 사용하지 않고 소생 여부만을 이용한 예측 방법이므로 실제 임상 환경에서의 적용 가능성을 높일 수 있는 장점이 있다. 또한 온라인 상태에서의 학습에 가장 적합한 뉴로-퍼지 알고리즘을 적용하였으므로 실시간 시스템에서도 유용하게 사용할 수 있다.

분석된 심실세동 데이터는 동물실험을 통해 인위적으로 심실세동이 유발된 것이므로 임상에 적용하기 위해서는 실제 임상 데이터를 적용할 필요가 있으며, 실험 대상의 수를 늘려서 제안된 방법에 대한 검증이 더욱 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

- [1] Vander, A., Sherman, J., Luciano, D., "Human Physiology", McGraw Hill, pp449-450, 2001.
- [2] Redding, J. S., Pearson, J. W., "Resuscitation from ventricular fibrillation", Journal of the American Medical Association, vol.203, pp255-260, 1968.
- [3] Richard, O. C., Mickey, S. E., "Pre-hospital Cardiopulmonary Resuscitation", Journal of the American Medical Association, vol.16, pp2408-2412, 1985.
- [4] Weaver, W. D., Cobb, L. A., Hallstrom, A. P., Fahrenbruch, C., Copass, M. K., Ray, R., "Factors Influencing Survival After Out-of-Hospital Cardiac Arrest", American College of Cardiology, vol.7, no.4, pp752-757, 1986.
- [5] Trygve, E. S., Kjetil, S., Sven, O. A., Hakon, J., Petter, A. S., "Predicting Outcome of Defibrillation by Spectral Characterization and Nonparametric Classification of Ventricular Fibrillation in Patients with Out-of-Hospital Cardiac Arrest", Circulation, vol.102, pp1523-1529, 2000.
- [6] Berg, R. A., Hilwig, R. W., Kern, K. B., Ewy, G. A., "Pre-counter shock Cardiopulmonary Resuscitation Improves Ventricular Fibrillation Median Frequency and Myocardial Readiness for Successful Defibrillation

- From Prolonged Ventricular Fibrillation: A Randomized, Controlled Swine Study", *Annals of Emergency Medicine*, vol.40, no.6, pp563–571, 2002.
- [7] Cobb, L. A., Fahrenbruch, C. E., Walsh, T. R., Copass, M. K., Olsufka, M., Breskin, M., Hallstrom, A. P., "Influence of Cardiopulmonary Resuscitation Prior to Defibrillation in Patients With Out-of-Hospital Ventricular Fibrillation", *The Journal of the American Medical Association*, vol.281, no.13, pp1182–1188, 1999.
- [8] Strommenger, H. U., Volker, W., "Electrocardiographic Prediction of Cardiopulmonary Resuscitation Success", *Current Opinion in Critical Care*, vol.6, no.3, pp192–195, 2000.
- [9] Noc, M., Harry, W. M., Pernat, T. W., Bisera, J., "Electrocardiographic Prediction of the Success of Cardiac Resuscitation", *Critical Care Medicine*, vol.27, no.4, pp708–714, 1999.
- [10] Reed, M. J., Clegg, G. R., Robertson, C. E., "Review article: Analyzing the Ventricular Fibrillation Waveform", *Resuscitation*, vol.57, pp11–20, 2003.
- [11] Weaver, W. D., Cobb, L. A., Dennis, D., "Amplitude of Ventricular Fibrillation Waveform and outcome after Cardiac Arrest", *Annals of International Medicine*, vol.102, pp.53–55, 1985.
- [12] Stults, K. R., Brown, D. D., Kerber, R. E., "Ventricular Fibrillation Amplitude Predicts ability to Defibrillate", *Journal of American College of Cardiology*, vol.9, pp152A, 1987.
- [13] Dazell, G. W., Adgey, A. A., "Determinants of Successful Transthoracic Defibrillation and Outcome in Ventricular Fibrillation"

British Heart Journal, vol.65, pp.311–316, 1991.

[14] Strohmenger, H. U., Lindner, K. H., Keller, A., Linder, I. M., Pfenninger, E. G., "Spectral analysis of Ventricular Fibrillation and Closed–chest Cardiopulmonary", Resuscitation, vol.33, pp155–161, 1996.

[15] Brown, C. G., Dzwonczyk, R., "Signal Analysis of the Human ECG During VF: Frequency and Amplitude Parameters as Predictors of Successful Counter shock", Annals of Emergency Medicine, vol.27, pp184–188, 1996.

[16] Dzwonczyk, R., Brown, C. G., Werman, H. A., "The Median Frequency of the ECG During Ventricular Fibrillation: Its Use in an Algorithm for Estimating the Duration of Cardiac Arrest", IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol.37, no.6, pp640–646, 1990.

[17] Kuelz, K. W., Hsai, P. W., Wise, R. M., Mahnud, R., Dami, R. J., "Integration of Absolute Ventricular Fibrillation Voltage Correlates with Successful Defibrillation", IEEE Transaction On Biomedical Engineering, vol.41, no.8, pp782–791, 1994.

[18] Povoas, H. P., Weil, M. H., Tang, W., Bisera, J., Klouche, K., Barbatsis, A., "Predicting the success of defibrillation by Electrocardiographic analysis", Resuscitation, vol.53, pp77–82, 2002.

[19] Patwardhan, A., Wang, K., Moghe, S., Leonelli, F., "Bispectral Energies within Electrocardiograms During Ventricular Fibrillation are Correlated with Defibrillation Shock Outcome", Annals of Biomedical Engineering, vol.27, pp171–179, 1999.

[20] Podbregar, M., Kovacic, M., Podbregar–Mars, A., Brezocnik, M.,

- "Predicting defibrillation success by genetic programming in patients with out-of-hospital cardiac arrest", Resuscitation, vol.57, pp153-159, 2003.
- [21] Baykal, A., Ranjan, R., Thakor, N. V., "Estimation of the Ventricular Fibrillation Duration by Autoregressive Modeling", IEEE Transactions On Biomedical Engineering, vol.44, no.5, pp349-356, 1997.
- [22] 장승진, "관상동맥 관류압과 심실세동 심전도 파형 추출 파라미터와의 상관관계 분석", 연세대학교 대학원 석사학위 논문, pp. 1-4, 2001
- [23] 성홍모, "시-주파수 분석을 이용한 심실세동시 심전도 분석을 통한 제세동 예측에 관한 연구", 연세대학교 대학원 박사학위 논문, pp. 1-15, 2004
- [24] Achleitner, U., Wenzel, V., Strohmnger, H. U., Linder, K. H., Baubin, M. A., Krismer, A. C., Mayr, V. D., Amann, A., "The beneficial effect of basic life support on ventricular fibrillation mean frequency and coronary perfusion pressure", Resuscitation, vol.51, pp151-158, 2001.
- [25] Boassaert, L. L., "Fibrillation and defibrillation of the heart", British Journal of Anaesthesia, vol.79, pp203-213, 1997.
- [26] Herlitz, J., Bang, A., Holmberg, M., Axelsson, A., Lindkvist, J., Holmberg, S., "Rhythm changes during resuscitation from ventricular fibrillation in relation to delay until defibrillation, number of shocks delivered and survival", Resuscitation, vol.34, pp17-22, 1997.
- [27] ACC/AHA Guidelines for the Management of patients with Acute Myocardial Infarction. A Report of the ACC/AHA Task Force on Practice Guidelines, Journal of American College of Cardiology, vol.28, pp1328-1428, 1996.

- [28] Cruz, B., Niemann, J. T., "Experimental studies on precordial compression or defibrillation as initial interventions for ventricular fibrillation", *Critical Care Medicine*, vol.28, no.11(Suppl), ppN225–N227, 2000.
- [29] Niemann, J. T., Cairns, C. B., Sharma, J., Lewis, R. J., "Immediate Countershock Versus Cardiopulmonary Resuscitation Before Countershock in a 5–Minute Swine Model of Ventricular Fibrillation Arrest", *Annals of Emergency Medicine*, vol.36, no.8, pp543–546, 2000.
- [30] Paradis, N. A., Martin, G. B., Rivers, E. P., Goetting, M. G., Feingold, M., "Coronary Perfusion Pressure and the Return of Spontaneous Circulation in Human Cardiopulmonary Resuscitation", *Journal of the American Medical Association*, vol.263, no.8, pp1106–1113, 1990.
- [31] Niemann, J. T., Cairns, C. B., Sharma, J., Lewis, R. J., "Treatment of Prolong ed Ventricular Fibrillation: Immediate Countershock versus High–Dose Epinephrine and CPR Preceding Countershok", *Circulation*, vol.85, no.1, pp281–287, 1992.
- [32] Yakaitas, R. W., Eay, G. A., Otto, C. W., Taren, D. L., Moon, T. E., "Influence of time and therapy on ventricular defibrillation in dogs", *Critical Care Medicine*, vol.8, no.3, pp157–163, 1980.
- [33] Menagazzi, J. J., Davis, E. A., Yealy, D. M., "An Experimental Algorithm versus Standard Advanced Cardiac Life Support in a Swine Model of Out–Of–Hospital Cardiac Arrest", *Annals of Emergency Medicine*, vol.22, pp235–239, 1993.
- [34] Igor Rychlik and Georg Lindgren, "Wave Analysis Toolbox" ,

Center for Mathematical Sciences, Lund Institute of Technology, Lund University Sweden, pp.1–20, 1993

[35] The WAFO Group, “Wave Analysis Toolbox”, Center for Mathematical Sciences, Lund Institute of Technology, Lund University Sweden, pp.1–85, 2000

[36] Igor Rychlik, “A New Definition of the Rainflow Cycle Counting Method”, *Int. J. Fatigue*, Vol. 9, pp. 119–121, 1987

[37] Igor Rychlik, “Note on Cycle Counts in Irregular Loads”, *Fatigue Fract. Eng. Mater. And Struc.*, Vol. 16, pp. 337–390

[38] Xu–Sheng Zhang and Rob J. Roy, “Derived fuzzy knowledge model for estimating the depth of anesthesia”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 48, No. 3, pp. 312–323, 2001

[39] Roger Jang and Chuen–Tsai Sun, “Neuro–Fuzzy Modeling and Control”, *Proceeding of IEEE*, Vol. 83, pp. 378–390, 1995

[40] Nikola K. Kasabov, Senior Member, IEEE, and Qun Song, “DENFIS: Dynamic Evolving Neural–Fuzzy Inference System and Its Application for Time–Series Prediction”, *IEEE trans. Fuzzy Systems*, Vol.10, No.2, pp.144–154, 2002

[41] Takagi, T. and Sugeno, M., “Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control”, *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol.15, pp.116–132, 1985

[42] Jang, R., “ANFIS: adaptive network–based fuzzy inference system”, *IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics*, Vol.23, No.3, pp.665–685, 1993

- [43] Kasabov, N. “Evolving Fuzzy Neural Networks for On-line, Adaptive, Knowledge-based Learning” , IEEE Transactions of Systems, Man, and Cybernetics, B - Cybernetics, Vol.31, No.13, pp.543-549, 2001
- [44] Kasabov, N., J. S Kim, M. Watts, A. Gray, “FuNN/2- A Fuzzy Neural Network Architecture for Adaptive Learning and Knowledge Acquisition” , Information Sciences Applications, Vol.101, No.3, pp.155-175, 1997
- [45] Maeda, M., Miyajima, H. and Murashima, S., “A self organizing neural network with creating and deleting methods” , Nonlinear theory and its applications, Vol.1, pp.397-400, 1996
- [46] Takagi, T. and Sugeno, M., “Fuzzy identification of systems and its applications to modeling and control” , IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics, Vol.15, pp.116-132, 1985

연구 실적

<국외논문>

[1] J.W. Shin, J.H. Yoon, Y.R. Yoon, "A Study on the Rate-Adaptive Pacemaker by Motion and Respiration using Neuro-Fuzzy", Medical & Biological Engineering & Computing, Vol. 39, pp.694-699, 2001

<국내논문>

[1] 이승하, 신재우, 성홍모, 윤영로, 이경중, "통합 생체신호관리 시스템에 관한 연구", 대한의료정보학회지, 제 4 권, 제 2 호, 1998

[2] 성홍모, 신재우, 윤영로, 윤희로, 박진한, 신정호, "퍼지이론과 바이오피드백을 이용한 주정중독증 환자의 긴장도 평가", 의공학회지, 제 20 권, 제 2 호, 1999

[3] 신재우, 윤영로, 박세진, "생체신호와 퍼지이론을 이용한 스트레스 평가에 관한 연구", 대한인간공학회지, 제 18 권, 제 1 호, 1999

[4] 정남식, 장양수, 하종원, 변영섭, 이남호, 임세중, 이문형, 심원흠, 조승연, 김성순, 조상호, 윤영로, 석주현, 신재우, "특발성 확장성 심근병증 환자에게서 수축기말 압력-용적 관계선을 이용한 좌심실 수축예비능의 평가: 병리조직학적 검사와 비교 연구", 순환기, 제 29 권, 제 7 호, 7 월호, 1999

[5] 신재우, 차동익, 윤영로, "웹 기반의 퍼지 환자감시장치 개발에 관한 연구", 대한의료정보학회, 제 5 권, 제 3 호, 1999

[6] 신재우, 윤정환, 윤영로, "뉴로-퍼지를 이용한 움직임·호흡률 적응형 페이스메이커 알고리즘", 의공학회지, 제 21 권, 제 1 호, p. 23-30, 2000

- [7] 신재우, 김성윤, 윤영로, "환자감시정보 자동응답·호출 시스템", 대한의료정보학회지, 제 7 권, 제 1 호, p. 97-104, 2001
- [8] 신재우, 이주성, 윤영로, "무선 청진기를 이용한 심음 데이터 분석 관리 시스템", 대한의료정보학회지, 제 7 권, 제 2 호, 2001
- [9] 신재우, 차민석, 이주성, 윤영로, "무선 방식의 청진교육 시스템", 대한의료정보학회지, 제 8 권, 제 1 호, p.47-54, 2002
- [10] 설아람, 신재우, 박세진, 윤영로, "생체신호와 퍼지이론을 이용한 스트레스에 대한 반응과 회복의 평가", 인간공학회지, 제 21 권, 제 2 호, pp.59-70, 2002
- [11] 신재우, 설아람, 성홍모, 김원식, 차동익, 이철규, 윤영로, Hiroko Takeuchi, Haruyuki Minamitani, "뉴로-퍼지를 이용한 만성적인 스트레스 평가", 의공학회지, 제 24 권 5 호, pp. 465-471, 2003
- [12] Y.R. Yoon, J.W. Shin, H.S. Lee, Jose .C. Principe, "Evaluation of Body Movement during Sleep with a Thermopile, Wavelets and Neuro-fuzzy Reasoning", 의공학회지, 2004
- [13] 김원식, 김교현, 박세진, 신재우, 윤영로, "수면단계 자동 분류를 위한 심박동변이도 분석", 한국감성과학회지, Vol. 6, No. 4, pp.9-14, 2004
- [14] 신재우, 윤형로, 윤영로, "Home Healthcare Monitoring", 전자공학회지, 제 32 권, 제 12 호, pp. 242-250, 2005
- [15] 성홍모, 신재우, 이현숙, 윤영로, "시-주파수 분석을 이용한 심실세동시 심전도 분석을 통한 제세동 예측에 관한 연구", 전기학회지, 2006(출판예정)

<국외 학술회의>

- [1] J.W. Shin, H.M. Seong, D.I. Cha, Y.R. Yoon, H.R. Yoon, "Estimation of Stress Status Using Biological and Fuzzy Theory", IEEE 98 Proceeding in Hong Kong, 1998
- [2] J.W. Shin, Y.R. Yoon, J.H. Yoon, "Rate-adaptive Pacemaker Algorithm by Motion and Respiration using Neuro-Fuzzy", the 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, 1999
- [3] W.S. Kim, S.J. Park, J.W. Shin, Y.R. Yoon, "Classification of Sleep Stages using Heart Rate Variability", the 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, 1999
- [4] B.Y. Kang, J.W. Shin, Y.R. Yoon, J.H. Yoon, "The Development of Single chamber cardiac Pacemaker Tester", the 4th Asia-Pacific Conference on Medical & Biological Engineering, 1999
- [5] J.W. Shin, J.H. Yoon, Y.R. Yoon, "Neuro-Fuzzy rate-adaptive Pacemaker Algorithm", Conference of High-Tech Medicine in Hanover, 2000
- [6] J.W. Shin, J.H. Yoon, Y.R. Yoon, "A Study on the Rate-Adaptive Pacemaker by Motion and Respiration using Neuro-Fuzzy", IEEE EMBS World Congress in Chicago, 2000
- [7] J.W. Shin, D.Y. Cha, K.J. Lee, Y.R. Yoon, "The Web-Based Fuzzy Patient Monitor System", IEEE EMBS World Congress in Chicago, 2000
- [8] J.W. Shin, Y.R. Yoon, J.C. Prindipe, "Similarity Classification for Bio-signals using Fuzzy Table Look-up by Distance and Eigenvector", IEEE

EMBS, 2002

[9] A.R. Sul, J.W. Shin, C.G. Lee, Y.R. Yoon, J. Principe, "Evaluation of Stress Reactivity and Recovery using Biosignals and Fuzzy Theory", IEEE EMBS, 2002

[10] J.W. Shin, Y.R. Yoon, Jose C. Principe, "Evaluation of body movement during sleep by thermopile using wavelet and neuro-fuzzy", IEEE EMBS 25th Annual International Conference in Cancun, 2003

[11] J.W. Shin, J.S. Lee, A.R. Sul, C.G. Lee, Y.R. Yoon, Hioko Takeuch, Haruyuki Mainimitani, "Chronic Stress Evaluation using Neuro-Fuzzy", IEEE EMBS, 2004

<국내 학술회의>

[1] 김원식, 박세진, 신재우, 윤영로, "각성-졸림 과도기 생리신호 분석연구", 대한인간공학회 추계학술대회, 1997

[2] 김원식, 박세진, 신재우, 윤영로, "수면생리신호처리연구", 대한인간공학회 추계학술대회, 1997

[3] 성홍모, 신재우, 윤영로, 윤형로, 강동주, "바이오피드백 시스템 개발에 관한 연구", 의용생체공학회 추계학술대회, 1997

[4] W.S. Kim, S.J. Park, J.W. Shin, H.M. Seong, Y.R. Yoon, "The HRV features of sleep stages in normal human sleep", 대한인간공학회 추계학술대회, 1998

[5] 강병윤, 신재우, 윤영로, "Single-Chamber 페이스메이커 테스트의 개발에 관한 연구", 의용생체공학회추계학술대회, 1998

[6] 신재우, 이승하, 성홍모, 차동익, 윤영로, 이경중, "통합생체신호관리

- 시스템 개발에 관한 연구“, 의용생체공학회 춘계학술대회, 1998
- [7] 이승하, 신재우, 윤영로, 하중원, 정남식, “압력-용적 관계 분석을 이용한 좌심방의 상태 연구“, 의용생체공학회 춘계학술대회, 1998
- [8] 신재우, 김원식, 차동익, 윤영로, 박세진, “생체신호와 퍼지이론을 이용한 스트레스 평가에 관한 연구“, 의용생체공학회 춘계학술대회, 1998
- [9] 설아람, 신재우, 이철규, 윤영로, “스트레스에 따른 생체신호의 변화“, 의용생체공학회 춘계학술대회, 2000
- [10] 신재우, 성홍모, 장원석, 윤정한, 윤영로, “적응형 페이스메이커를 위한 운동부하 측정 시스템에 관한 연구“, 의용생체공학회 추계학술대회, 2000
- [11] 설아람, 신재우, 이철규, 윤영로, “스트레스에 대한 민감도와 회복속도를 통한 피험자 분류“, 의용생체공학회 춘계학술대회, 2001
- [12] 이주성, 신재우, 윤영로, 윤형로, “시리얼-이더넷 통신장치를 이용한 환자 중앙감시 시스템연구“, 의용생체공학회 춘계학술대회, 2002
- [13] 이정훈, 이병우, 신재우, 이철규, 윤영로 “심음의 그래픽적 특성 추출 알고리즘에 의한 심장 판막 질환 진단에 관한 연구“, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 2002
- [14] J.W. Shin, Y.R. Yoon, J.C. Principe, "Evaluation of body movement during sleep by thermopile using wavelet and neuro-fuzzy", 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 2002
- [15] 이정훈, 차민석, 신재우, 윤영로, 강성웅, 강연승, 박용재, “괄약근을 이용한 의사 전달시스템 구현“, 대한의용생체공학회 추계학술대회, 2003

<특허>

- [1] 인체감지기, 특 2001-0106548, 2001.12
- [2] 귀체온계의 스펙클럼, 20-0229660, 2001.4
- [3] 적외선 체온계, 20-0228751, 2001.4
- [4] 적외선 체온계, 20-0229747, 2001.4
- [5] 송신 장치를 포함하는 청진기, 수신 장치 및 상기 수신 장치를 포함하는 청진기, 10-2001-7011055, 2001.10

<연구개발>

- [1] EMG 바이오피드백 신호수집 및 분석 시스템 (연세대학교 재활학과, 1995)
- [2] 복사열 방식 인큐베이터의 폐지 온도제어 시스템 (연세대학교 의용전자공학과, 1997)
- [3] LAVP 신호수집 및 분석 시스템 (연세대학교 신촌 세브란스 심혈관 센터, 1997)
- [4] 통합생체신호관리 시스템 (보건복지부, 1997)
- [5] 수면측정신호 수집 및 HRV 분석 시스템 (한국표준과학연구원, 1997)
- [6] 바이오피드백 시스템 (보건복지부, 1998)
- [7] 생체신호와 폐지이론을 이용한 스트레스 평가에 관한 연구 (한국표준과학연구원, 1998)
- [8] 수면생리신호 측정 및 분석 연구 (한국표준과학연구원, 1998)
- [9] 멀티미디어 바이오피드백 시스템 (보건복지부, 1999)
- [10] 이식형 페이스메이커 (보건복지부, 1999)
- [11] 적응형 페이스메이커의 운동부하측정 시스템 (보건복지부, 1999)

- [12] 경흉곽 초음파를 이용한 혈전용해에 관한 연구 (연세대학교 RRC, 1999)
- [13] 신생아 무호흡감시장치 전시회용 UI simulation 소프트웨어 (BINZ Medical, 1999)
- [14] 웹기반 퍼지환자감시 시스템 (보건복지부, 2000)
- [15] Tympanic thermometer (연세대학교 RRC, 2000)
- [16] 인체감지 정지모듈 (2000)
- [17] HAS(home auto & security) 시스템 (2000)
- [18] 페이스메이커 테스터 (2000)
- [19] PDA 용 무선 생체신호수집 시스템 (연세대학교 매지학술연구, 2000)
- [20] 환자감시정보 자동응답 호출 시스템 (2000)
- [21] 체외형 페이스메이커 (보건복지부, 2001)
- [22] Tympanic thermometer 온도수집 자동화 시스템 (2001)
- [23] 무선 청진기 송수신장치 (2001)
- [24] 써모파일 센서용 펠티어 냉각-가열 시스템 (연세대학교 RRC, 2001)
- [25] 무선 방식의 청진 교육 시스템 (2002)
- [26] 적외선 수면체동분석 측정 시스템 (2002)
- [27] 뉴로-퍼지와 PIV 를 이용한 모세혈관내 혈류속도 측정시스템 (2003)
- [28] 루게릭 환자의 의사소통을 위한 CDAS 시스템 (2003)
- [29] Beauty Phone 개발(연세대학교 TIC, 2003)
- [30] MP3 인코딩형 디지털 무선 청진기(2003)
- [31] PPG 와 ECG 를 이용한 스트레스 모니터링 시스템(2005)

ABSTRACT

Predicting Successful Defibrillation in Ventricular Fibrillation using WAFO and DENFIS

Shin, Jae Woo

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

This paper described predicting successful defibrillation in ventricular fibrillation using parameters extracted by WAFO analyzing method and DENFIS method which is one of neuro-fuzzy algorithms. Treating methods for removing ventricular fibrillation were introduced to defibrillation, cardiopulmonary resuscitation(CPR), and drug administration. These treating methods result to increase blood-flow in the body and to help a heart to be recovered from abnormal status. Even though the defibrillation is ultimate treating method to recover a heart into the natural circulating status, this method can be caused to damage heart muscles by repeating defibrillations. Therefore, the predicting that defibrillation can result to be success or not helps to prevent repeated and unnecessary defibrillation and to analyze the effectiveness of a treatment by cardiopulmonary resuscitation.

In this paper, total 15 dogs were tested for predicting successful defibrillation. The FIS band-pass filter of 5~30Hz was used for removing CPR and noise from ECG signals. Then feature parameters were extracted for discriminating return of spontaneous circulation(ROSC) and non-ROSC by WAFO method, and these

parameters are an irregularity factor, skew, kurtosis, spectral moment, damage factor, mean of level-crossing spectrum power, and mean of α -significant value. Additionally, two parameters by analyzing method of frequency were extracted into a mean of power spectrum and a mean frequency. Then extracted parameters were analyzed in which parameters result to have high performance of discriminating ROSC and non-ROSC by a statistical method of t-test, and final results show as follows:

- (1) The performance of discriminating parameter resulted in the order of a low p value: spectral moment m_2 , spectral moment m_1 , mean of spectrum power, mean of α -significant value, spectral moment m_0 , mean frequency, irregularity factor, damage factor, skew and kurtosis
- (2) The parameters with the lowest p value during the period A, B, C, D, and E were mean frequency, irregularity factor, spectral moment m_1 , spectral moment m_2 , and mean of level-crossing spectrum power, respectively.
- (3) The period resulted in the order of a good performance of discriminating ROSC and non-ROSC: $E > D > A > C > B$
- (4) The period 'A' resulted in the most good predicting performance which sensitivity, specificity, positive predictive factor, and negative predictive factor were 83.3%, 77.8%, 71.4%, and 87.5%, respectively.
- (5) The average of sensitivity, specificity, positive predictive factor, and negative predictive factor resulted in 62.5%, 75.0%, 61.2%, and 75.8%, respectively. From this result, as a whole, the predicting non-ROSC had more good performance than the predicting ROSC.

Key words: WAFO, DENFIS, ROSC, non-ROSC, ventricular fibrillation, successful defibrillation, neuro-fuzzy, cardiopulmonary resuscitation