

# 비선형 분석 도구 개발을 통한 생체 신호처리에 관한 연구

양영재, 안광민, 이 형

lostwingsangel@hotmail.com, mangdol@hananet.net, hlee@dju.ac.kr

대전대학교 정보통신공학과

대전 동구 용운동 대전대학교,

011-426-9798, 011-492-7337, 017-211-3481

## 요 약

뇌전도(EEG), 심전도(ECG) 와 같은 생체 전기신호는 카오스적 특성을 가지고 있으므로, 신호특성 분석에 비선형 도구를 사용하므로 의미있는 정보를 얻을 수 있다.

분석하는 데에는 주파수 특성, 변이 특성과 같은 생체시스템의 상태를 검증하는 방법이 주로 이용되어 왔다.

이에 본 연구에서는 심장 맥파의 RR 간격의 값을 획득하여 비선형 분석하는 도구로 Hurst Exponent 값의 변화를 모델화 하여 두 개의 비교대상 집단을 대상으로 차별성을 검출하는데 그 목적이 있다.

키워드: 생체신호, RR 간격, ECG, Hurst Exponent

## 제 1장 서 론

생체 전기신호는 신경세포나 근세포에 의해 발생되어지는 전류 또는 전압 형태의 신호이다. 이의 근원은 세포막 전위(membrane potential)인데 이는 어떠한 조건하에서 활동 전위(action potential)를 만들도록 자극되어질 수 있다. 단일세포에서의 측정은 특수한 미세전극을 이용할 수 있으며 이때 활동전위가 생체신호의 근원이 된다. 일반적인 연구에서는 표면전극이 이용되어지며 전극 주변에 분포되어 있는 많은 세포의 활동에 의해 발생하는 전계를 측정하게 된다. 생체전기신호는 가장 중요한 생체신호(bio signal) 중의 하나이다. 생체시스템에서 흥분성 세포(excitable cell)를 이용한다는 사실은 인체 주요 기능들을 연구하고 관찰하는데 생체신호의 이용을 가능케 한다. 생체를 통해 전계가 전파되어지며 이때 전위는 체표면의 비교적 편리한 위치에서 얻어질 수 있다. 생체신호를 얻는 데는 비교적 단순한 전극을 필요로 한다. 생체에서의 전기 전도는 이온에 의해 이루어지나 측정 시스템에서는 전자에 의해 이루어지기 때문에 전극이 필요하게 된다. 이의 예로는 심전도, 근전도, 뇌전도 신호등이 있으며 진단을 위하여 가장 폭넓게 이용되어진다.

일반적으로 뇌전도(EEG), 심전도(ECG) 와 같은 생체신호를 분석하는 데에는 주파수 특성,

변이 특성과 같은 생체시스템의 상태를 검증하는 분석방법이 주로 이용되어 왔다. 이는 생체신호가 주로 병리학적인 병증의 검출에 주로 사용되어진데 그 원인이 있다.

이에 본 연구에서는 뇌전도 및 심전도 내부에 포함되어있는 신호를 획득하여 분석하고 신호 상호간의 연계성, 전도성 등을 카오스 이론을 도입하여 정량적으로 분석하고 복잡한 생체신호 시스템에서의 정보 전달 체계를 유추할 수 있는 시스템을 구현하여 이 복잡한 시스템을 모델링 할 수 있는 실마리를 마련하는 데에 그 목적이 있다.

인간의 뇌에 대한 연구는 오늘날 의학, 생물학, 물리학뿐만 아니라 다른 여러 분야에서 주 관심사로 연구되고 있다. 뇌 전위를 측정하기 위한 EEG(Electro Encephalo Graphy) 신호, 신경전류에 의한 자기장을 검출하는 MEG(Magneto Encephalo Graphy), 신경세포 활동 시 증가하는 활성산소의 증가량을 영상화하는 functional-MRI, 양전자 방출단층촬영(Single Photon Emission Tomography, PET), 단일광자 방출 전산화단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 등과 같은 장비가 이용되고 있으나 뇌의 기능적인 이상을 보여주는 도구는 EEG만이 가능하며, 다른 장비는 뇌의 구조적 이상을 찾을 때만 이용되므로, 그 적용범위가 다르다고 할 수 있다.

또한, EEG, ECG 이외의 측정 장비들은 가격이 고가이거나 방사선 등에 노출될 수 있다는 단점도 있기 때문에 많은 생체신호에 대한 임상연구에서는 일반적으로 EEG 측정 장비를 이용하여 EEG 혹은 ECG 신호에 대한 분석을 한다. 본 연구 또한 생체신호에 대한 근원적인 접근을 위해 EEG 신호를 분석하여 신호 상호간의 연계성, 지연성 및 정보의 이동경로에 대한 추적에 대한 실험을 진행하였다.

Electric Potential을 검출하는 EEG는 우리 몸의 뉴런 150만개와 약 10,000 개 정도의 다른 뉴런과 연결되어 정보를 주고받음으로써 발생하는 이온들의 신호로, 신경조직들은 전도성 매질에 둘러싸여 있기 때문에 발생된 전류는 피부표면에까지 형성되고, 전류는 음의 법칙에 의해 나타나며 이때의 전위를 측정하는 것이다[1].

뇌에서 발생된 신호는 1980년 이전까지만 해도 확률과정(stochastic process)으로 발생된 '소음'(noise)으로 여겨졌으나 최근 비선형 동역학 연구에 의해서 뇌파는 잡음이 아니라 의미 있는 신호이고, 뇌의 정보처리 과정의 정보를 갖고 있는 결정론적인 카오스 신호라는 사실이 보고 되면서 많은 연구가 진행되고 있다[2].

그러므로, 뇌에서 발생하는 EEG 신호의 각 채널별 신호들 간의 관련성을 분석하여 그 경로를 모델링 할 수 있다면 뇌의 정보처리 과정의 흐름을 파악할 수 있는 결정적인 단서를 확보하게 되는 것으로 본 연구가 궁극적으로 추구하는 방향을 제시하는 것이라 할 수 있다.

본 연구는 뇌의 정보처리 과정에서의 정보가 이동하는 경로에 대한 추적을 목표로 하는 것으로써 본 논문에서는 EEG 신호 상호간의 상관관계수(Cross-Correlation) 을 측정하여 통계적으로 검증하여 일반화하는 것으로 EEG 신호내의 정보의 흐름을 모델링 하고자 한다.

EEG 측정방법으로는 국제 전극 배치법인 International 10-20 electrode system을 적용하여 단극 유도법으로 16채널에 대하여 측정하였고, 주파수 샘플링 간격은 초당 400Hz로 측정하였다[3].

본 논문의 연구방법은 크게 세부분으로 구성된다.

첫 단계는 아날로그 데이터를 EEG 측정 장비를 이용하여 디지털 EEG 데이터로 추출 및

획득하는 것인데, 이 과정에서의 잡음을 최대한 줄이기 위해 전자파 간섭에 대해 차폐 된 공간(shield room)에서 측정을 하였으며, 인공적인 잡음(artifact)을 억제하기 위해 피검자를 편안한 자세로 누워있는 자세에서 측정을 하였다. 두 번째 단계는 획득된 디지털 EEG, ECG 생체신호 데이터를 각 채널별로 구분하여 다양한 척도를 사용하여 분석하는 것이며, 마지막으로 모든 피검자에 대한 채널별 분석결과를 랜덤 신호 혹은 잡음 신호와를 비교 분석하여 구현된 시스템의 신뢰도를 검증하여 차후 시스템을 확장 개선하는 것이다.

## 제 2 장 관련 연구

### 2.1 생체 전기 신호

#### 2.1.1 생체 전기 신호

피부 표면에 형성되는 전위(Electric Potential)의 근원은 몸의 각 기능을 담당하는 뉴런에서 세포막으로 투과해 지나가는 이온들에 의해 발생하는 전류이다. 이들 신경조직들은 전도성 매질에 둘러싸여 있기 때문에 조직에서 발생한 전류는 피부표면까지 형성되어 음의 법칙에 의해 전위가 나타난다. 뇌 세포에 근원이 있는 것을 뇌전도(EEG), 심장에 근원이 있는 것을 심전도(ECG), 근육에서 발생하는 것을 근전도(EMG)라고 한다. 이밖에도 ERG, EOG 등이 있다[4].

#### 2.1.2 생체 전기 신호의 발생

생체조직에서 발생하는 각종 신호를 측정하고 분석하는 일은 인간의 몸을 비롯해 생체의 특성과 그 상태를 이해하는 데 매우 중요하다. 또 그 메커니즘을 밝혀냄으로써 질병치료에도 유용하게 활용할 수 있다. 지금까지 생체조직에 대한 대부분의 접근방법들은 선형적 원리에 근거하고 있었다. 하지만 비선형적 특성을 완전하게 나타낼 수 없었던 까닭에 생체조직에는 밝혀지지 않은 부분이 많이 남아 있다.

그래서 생체조직의 특성을 좀더 정확하게 이해할 수 있는 새로운 접근 방법이 요구됐다. 그 대안으로 등장한 것이 비선형적 동력학에 근거해 생체신호와 생체현상을 해석하려는 카오스 이론이다.

생체조직의 첫 번째 특징은 만들어진 것이 아니라(not made) 발생되는(generated)것이란 사실이다. 발생의 과정은 일반적으로 자기유사성을 갖는 단위과정의 확대, 축소, 또는 변형된 반복으로 볼 수 있다. 예를 들어 벚나무와 소나무의 비교에서 서로 닮지 않은 두 그루의 벚나무를 같은 군으로 분류하는 까닭은 같은 모습의 끌개(attractor) 어느 한 순간의 동력학계에 대한 모든 정보는 위상공간의 한 점으로 나타난다. 그 점이 그 순간의 동력학계다. 그러나 바로 다음 순간에 그 계가 살짝 변하여 그 점도 움직이게 된다. 따라서 시간이 지남에 따라 변화하여 가는 계의 역사는 위상공간 내에서 궤도를 그리며 움직이는 점으로 나타낼 수 있다. 생체조직의 두 번째 특징은 시간에 따라 수시로 변화하는 동력학적 시스템이라고 할 수 있다. 그러므로 주변의 환경에 적응해 계속적인 변화가 발생하는 것은 살아있음의 본질적인 특성이라 할 수 있다.

### 2.1.3 생체 전기 신호의 비선형 특성

생체 전기 신호 중 대표적인 동력학적 시스템으로는 EEG를 들 수 있다. 불규칙하게 보이는 뇌파신호에 대해 혼돈이론을 적용하기 위해서는 비선형성과 피드백(feed back)이 필수적인데 이 두 가지는 바로 생체 조직의 기본적 특성이다. 생체 내의 모든 기관과 여기에서 발생하는 신호들은 신경계와 호르몬계에 의해 제어된다. 이러한 신경계와 호르몬계의 기본적인 동작과 제어특성을 살펴보면 많은 부분이 비선형적이고 주위 환경과 생체조직의 특성에 따라서 부 피드백 또는 정 피드백의 특성을 가진다.

또한, ECG 신호를 추출하여 HRV 분석방법을 통하여 심장 박동의 비선형적 특성을 하여 보면 정상적 상태에서 심장의 박동은 규칙적, 주기적으로 뿔 것이라고 생각하기 쉬우나 사실 그렇지 않다. 이것은 정상적인 심장의 상태가 카오스적이라는 것을 의미한다. 이러한 현상은 심박동수를 제어하는 자율신경계의 두 부분, 즉 교감신경과 부교감신경의 상호 작용에 의한 것으로 알려져 있다. 카오스적 특성의 감소는 심장기능의 저하로 이해할 수 있으며 이러한 특성을 정량화해 실제 임상진단에서 사용하기 위한 연구가 활발히 이루어지고 있다.

### 2.1.4 시스템 모델링

생체신호분석의 이상적인 목표는 그 신호를 똑같이 만들어 낼 수 있는 미분방정식을 찾는 일이다. 그러나 대부분의 생체신호는 그런 방정식이 존재한다는 사실조차 확신하기 어렵고, 설령 존재한다 해도 고차원의 비선형 미분방정식이거나, 확률변수(stochastic variables)까지 포함 될 수도 있기 때문에 생체신호를 미분방정식 형태로 기술하는 것은 쉬운 일이 아니다 [5].

Michael Kremliovsky와 James Kadtke는 주어진 생체신호가 결합된 상미분방정식(coupled ODEs)이라고 가정하고, 실제 데이터와 비교하면서 상미분방정식각항의 계수(coefficients)들을 결정하여 생체신호를 만들어내는 미분방정식을 얻어내는 방법을 제안했다. 그러나 정확한 미분방정식 형태를 모르기 때문에, 실제 시스템이 이와 같은 미분방정식으로 기술 될 수 있다고 보기는 어렵다. 그들은 이 방법이 생체신호들을 분류하는데 적용해 다양한 실험환경에서 얻은 뇌파들을 구분해내기도 했다.

신경세포하나의 전기적인 활동에 대한 전산모델링은 지난 몇 년 사이 전산신경과학(computational neuroscience)과 신경동력학(neuro dynamics) 분야에서 널리 사용되고 있는 방법이다. 신경세포의 막전위신호를 만들기 위해서는 위와같은 비선형미분방정식을 만들어 직접 풀 수도 있지만, 미국에서 개발 된 계산프로그램을 이용해 신경세포를 모델링 할 수도 있다[6].

가장 많이 사용되는 프로그램은 Jim Bauer가 개발한 GENESIS와 Michael Hines 등이 개발한 NEURON이다. 이 프로그램들은 원하는 세포막의 전도도 특성이나 이온채널의 개수, 동역학 특성 등을 마음대로 조절 할 수 있고, 다구조체모델(multi-compartment model)을 통해 신경세포의 구조도 마음대로조절 할 수 있으며, 간단한 뉴런모델은 불러서 쉽게 사용 할 수 있도록 내장돼있다[7].

좀 더 큰 스케일에서의 신경망 모델인 국소장(local field potential), electrocorticogram, 뇌파 등을 발생시키는 모델은 몇몇 그룹에서 드물게 제안된 바 있으나, 가장 생물학적으로 타당

한 모델로 Walter J. Freeman group, Nunez 그룹, Lope Da Silva를 주축으로 한 암스테르담그룹, James J. Wright 그룹 등을 꼽을 수 있다.

Walter J. Freeman은 토끼의 olfactory bulb 연구를 통해 국소장이 무수한 신경세포에서 발생한 수상돌기 전위(dendritic potential)의 합이며, 신경세포들의 스파이크밀도(spike density)와 수상돌기전위사이의 관계가 비선형관계임을 실험적으로 증명했다[8].

이 연구는 뇌파가 발생하는 메카니즘을 실험적으로 처음 증명한 연구다.

암스테르담그룹은 알파파(alpha waves)가 어떻게 발생하는가를 모델링 한 연구로 뇌파 연구의 모범을 보여주고 있으나, 그들의 모델은 폭넓은 주파수영역을 갖는 뇌파의 특성을 총체적으로 기술하는 데에는 어려움이 있다[9].

James Wright가 제안한 뇌파 발생 신경망모델(EEG-generation neural network)은 고양이 의 해부학적인 연구를 바탕으로 얻은 데이터 값을 신경망변수에 대입 해 가장 실제 대뇌에 가까운 신경망을 구축했다[10].

이 신경망으로부터 얻은 시뮬뇌파(Simulated EEG)는 실제 뇌파와 유사한 특성들을 보이는 놀라운 성과를 보였지만, 선형모델이기 때문에 뇌파의 비선형특성을 설명하지 못한다는 단점이 있다. 최근 들어 James Wright의 모델과 암스테르담모델을 이용해 치매환자의 뇌파특성을 모델링 한 연구결과가 발표되기도 했다.

## 2.2 ECG 생체 전기 신호

### 2.2.1 ECG 파형 (Waveform)

심장의 전기적인 활동은 pacemaker에서 발생해서 conduction tissue를 따라서 myocardium으로 전달된다. pacemaker 와 conduction tissue 의 전기적인 활동은 너무 약해서 체 표면에서 측정하는 ECG 로는 보이지 않으며, 이를 측정하려면 직접 심장 내에 전극을 넣어서 측정하는 electro physiologic study를 해야 한다. 표면에서 측정하는 ECG 에서 관찰되는 것은 myocardium 의 전기적인 활동인 atrial depolarization 과 ventricular depolarization 및 ventricular repolarization 이다. atrial depolarization 은 P wave 로 나타난다. atrial repolarization 을 나타내는 Ta wave 는 작아서 보통 보이지 않으나 atrial infarction 이나 acute pericarditis 등이 있으면 보일 수도 있습니다. ventricular depolarization은 QRS complex 로 나타나며 ventricular repolarization 은 ST segment 와 T wave 및 U wave 로 나타난다.

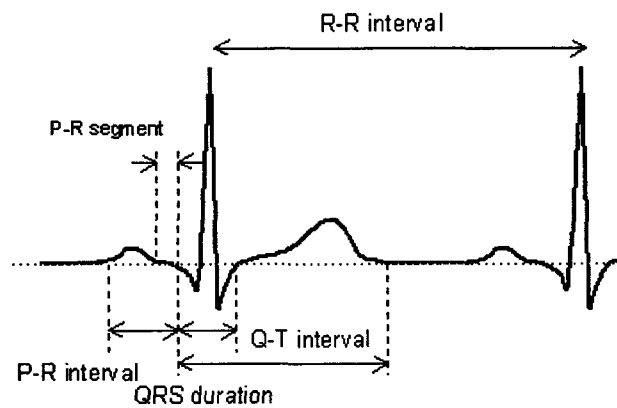
### 2.2.2 ECG 주 간격 (Major ECG Intervals)

ECG 기록에서는 여러 가지 interval 이 측정되며 주된 것은 다음 네 가지 이다.

1) R-R interval : 심장의 박동 수 (heart rate)

정상범위 : 심박수의 정상범위와 같다. (80 ~ 120 회)

- 2) P-R interval : atrial depolarization 의 시작으로 부터 ventricular depolarization 의 시작까지의 시간, 즉 P wave 에서 QRS complex 의 시작까지의 시간이다. (P-QRS interval) 이 시간의 대부분은 AV junction(AV node + His fiber) 에서 지체되는 시간이다.  
 정상범위 : 120~200 msec (less than large time unit (0.2 sec) of ECG recording paper)
- 3) QRS duration : ventricular depolarization 이 지속되는 시간이며 QRS complex 의 간격으로 측정된다.  
 정상범위 : 120 msec 이하
- 4) Q-T interval : QRS complex 의 시작부터 T wave 의 끝까지의 시간이며 ventricle 의 depolarization 과 repolarization 을 합한 시간이다.  
 심박수가 빨리 질수록 상대적으로 감소하므로 이를 고려하여 Rate-related(corrected) QT interval ( $QTc = QT \text{ (sec)} / \sqrt{RR \text{ (sec)}}$ ) 를 사용하게 된다.  
 정상범위 : QTc 의 정상범위는 440 msec 이하이다.



[그림 2.2] ECG 파형의 간격

## 제 3 장 비선형 분석도구 개발

### 3.1 개발 환경

- 1) Operating System: MS-Windows 2000 Professional
- 2) Compiler: MS Visual C++ 6.0 Service Pack 5
- 3) Library: MFC 6.0
- 4) Machine: Intel Xeon 2.0 Dual SMP (RAM 1GB)

### 3.2 주요 기능

- 1) ECG 시계열 데이터에서 HRV 데이터 추출
- 2) RRI Review
- 3) 다양한 데이터 포맷 지원 (ECG, RRI, EEG)
- 4) 분석 결과 출력
- 5) ECG 생체신호 실시간 재연

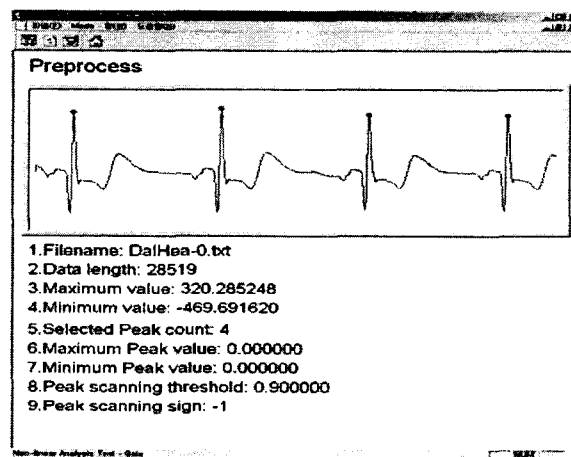
### 3.3 사용자 인터페이스

본 연구에서 개발한 분석도구는 MS Windows 환경에서 그래픽 사용자 인터페이스(GUI)를 기반으로 작성 되었으며, 메뉴와 툴바를 사용하여 모드전환이 가능하다.

데이터의 전처리과정과 Review, 분석과정 어디에서나 마우스만을 사용하여 프로그램을 사용할 수 있도록 대부분의 기능을 마우스 버튼과 위치 정보를 활용하도록 배치하였다.

#### 1) Preprocess Mode

전처리 과정(Preprocess)은 ECG 신호 분석에 있어서 매우 중요한 부분으로 ECG 시계열 데이터에서 실제 분석에 사용되는 R Peak를 선별적으로 추출하는 과정이다.



[그림3.1] ECG Preprocess Mode

## 2) Review Mode

전처리 과정에서 추출된 R Peak를 이용하여 R Peak 사이의 간격을 구하고(RRI), 이를 Review 하는 과정으로 그래프를 확인하여 오류 있을 경우 전처리 과정으로 복귀하여 오류를 보정 할 수 있다.

## 3) Analysis Mode

RRI를 이용하여 비선형 분석 방법으로 분석된 결과를 그래프 형태로 제공한다. Hurst Exponent plot은 Hurst Exponent 값이 변화하는 형태를 선형회귀분석(Linear Fitting)을 통하여 도출된 기울기를 랜덤 시그널 값(0.5)와 비교하여 볼 수 있다.

또한, Poincare plot은 x축은 RRI(n)을 사용하고 y축은 RRI(n+1)의 시간 지연을 통하여 RRI 시계열 데이터 내에서의 동역학적인 운동형태를 보여주는 plot 이다. 이 그래프에서 데이터가 특정 부위에 집중되어 있는 것은 일반적으로 건강하지 못하거나 병증이 존재할 가능성이 상당히 높은 것으로 알려져 있다.

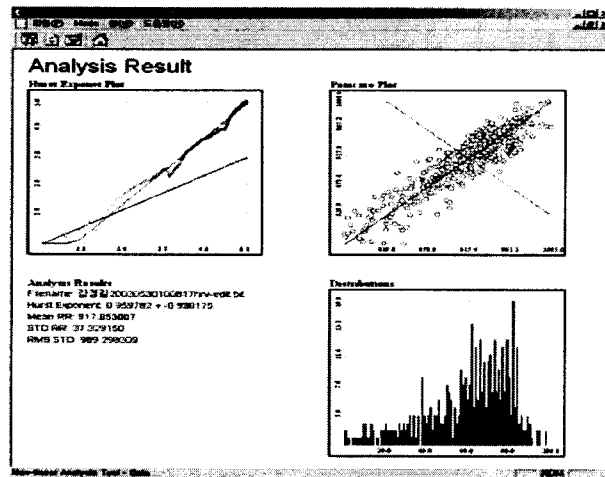
또한 SD1, SD2를 사용하여 동역학 끌개(attractor)를 이끌어 낼 수 있다.

여기서, SD1은  $y = x$ 로 이고, SD2는  $y = -x + 2 \text{RRIm}$  이다.

또한, RRIm은 RRI 전체의 평균값(Mean)이다.

결국, SD1 과 SD2가 접하는 부분에서 동역학 끌개가 형성되는 것이다.

Distributions는 일종의 히스토그램(Histogram)으로 신호의 분포정도를 확인하는데 사용된다. Poincare plot 과 같이 분포도가 특정 부위에 집중되어 있는 것은 심장의 이상을 예상할 수 있는 척도가 되며, 생체신호 추출과정에서의 오류나 잡음에 대한 확인에도 사용 될 수 있다.



[그림 3.2] Analysis Result Mode



### 3.4 비선형 분석

#### 3.4.1 카오스 이론

카오스이론은 생체에서 나타나는 비선형적 특성, 자기유사성, 전일적 분석 등 생체의 특성을 분석하는 데 적합하다. 그래서 혼돈이론은 뉴턴역학에 기반을 둔 기존의 분석방법들에서 제공하지 못했던 여러 가지 생체현상에 대한 분석을 가능하게 함으로써 생체의 메카니즘 연구와 이를 이용한 각종 진단 분야에서 많은 발전을 가져오고 있다.

카오스 이론이란 자연 현상의 복잡성의 구조를 비선형사상이나 비선형방정식의 전산모사로 밝혀내는 것이다. 카오스 이론의 기본 전제는 자연현상에 내재된 복잡성의 원인이 무작위성이 아니라 포앙카레가 주장한 예측불허성이라는 것이다. 즉 동일한 초기조건이 주어지면 항상 같은 결과에 도달한다는 결정론적 관점이 무작위적인 요인을 배재하며, 초기조건이 조금만 달라져도 결과는 크게 바뀌어 예측이 불가능하게 된다는 것이 혼돈이론의 근본 개념이 된다. 예측이 불가능하므로 무의미한 이론이 아니라, 수많은 초기조건 중 관심 있는 계를 특정 지워 주는 결과에 항상 도달하는 초기 조건을 찾아내면 결국 복잡성 속에 숨어있는 질서를 찾아내게 되는 것이다. 예를 들면 정상인의 심전도 신호로 구성된 끌개 구조는 특정 부위에 이상이 있는, 즉 초기조건이 다른, 환자의 끌개와는 다르다. 즉 조건에 따른 끌개 구조를 비교하여 특정 신체 부위의 이상을 진단할 수도 있는 것이다.

#### 3.4.2 허스트 지수(Hurst Exponent)

사람의 건강 상태 및 활동 상태는 인체에 여러 가지 현상들을 통하여 나타난다. 이들을 재구성함으로써 역으로 건강 상태를 추정할 수 있게 된다. 즉, 심장은 건강 상태에 따라 카오스적 특성이 다르게 나타나는데, 이러한 카오스 현상을 나타내는 심장의 활동 양상을 살펴봄으로써 건강 상태를 구분할 수 있다는 것이다. 이에 대표적으로 카오스 현상을 측정할 때 사용하는 측정값(measure)이 바로 Hurst Exponent이다.

심장의 활동 상황에 대한 카오스적인 특성을 분석할 때에는 심전도 파형 중 심실활동의 결과로 나타나는 R-Peak의 특성을 분석함을 통하여 이루어진다. 즉, R-Peak와 R-Peak간의 시간 간격(RR Interval)의 변화양상을 보는 것이다. 이는 한 시점에서 심장의 상태는 전후 시간의 심장 상태에 의해 영향을 주고받으며, 그 상태 변화는 심박 수간의 시간간격을 통해 지속적으로 나타나게 된다는 관점에서 시작한다. 이를 통하여 Hurst Exponent를 구하는 알고리즘은 다음과 같다.

우선, R-peak의 시간 간격(RR interval)을 구한다. : RR Interval

다음, 이동평균값(running means)을 구하고, 이에 대한 현재 심박동에 대한 누적편차(accumulated deviation)를 구함으로써 현재 심장의 동역학적인 상태를 이전의 상태와 비교한다.

$$\bar{u}(n) \equiv \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n u(k) : \text{running means}$$

$$X(l, n) = \sum_{k=1}^l [u(k) - \bar{u}(n)] : \text{accumulated deviation}$$

이렇게 나타나는 누적편차의 최대값과 최소값을 구하여 그 간격의 크기(R(n): distance

between the max and min of  $X(l, n)$ )가 변화하는 정도의 변화정도를 살펴봄으로써 심장의 상태가 이전 상태에 대하여 얼마만큼의 폭을 유지하고 있는가 하는 경향성을 본다. 이러한 경향성을 볼 때에 이동표준편차 ( $S(n)$ :standard deviation)을 기준으로 그 증가하는 비율을 바라보게 되면, 시간이 지남에 따라 나타나는 경향성은 지수값( $H$ )을 통해 나타나게 된다. 즉, 다음과 같이 표현된다.

$$R(n) = \max_l X(l, n) - \min_l X(l, n)$$

: distance between the max and min of  $X(l, n)$

$$S(n) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (u(k) - \bar{u}(n))^2} : \text{standard deviation}$$

$$\frac{R(n)}{S(n)} \sim n^H : \text{rescaled range}$$

이렇게 나타나는 지수값( $H$ )을 Hurst Exponent라 한다. 그리고, 이 값은 카오스적 특성을 나타내는 일반적인 표현법인 Fractal Dimension( $D$ )과 다음의 관계를 갖는다.

$$D = 2 - H$$

프랙탈 차원(Fractal Dimension)은 일반적인 의미에 있어서 시스템의 자유도(Degree of Freedom)를 나타내는 하나의 지수로도 표현되어, 시스템의 특성을 결정짓는데 필요한 파라미터의 개수와 연관된 의미를 갖는다. 또한, 시스템의 정규적인 성질(regularity)과 난수적인 성질(randomness) 사이의 특성을 나타내는 의미 있는 값을 갖게 되어 system의 역동성(dynamical property)을 표현하는데 사용된다.

Hurst Exponent의 경우, 연관성 없는(uncorrelated) 숫자들(random numbers)을 생성시켜 경향성을 살펴볼 경우,  $H = 0.5$ 의 값을 보이는 것을 확인 할 수 있다. 즉, 무작위하게 반응하는 심장의 특성은  $H=0.5$ 의 값에 근접하게 나타나게 될 것임을 유추할 수 있다. 또한,  $H < 0.5$ 라는 의미는 data 값들 간에 음의 연관성(negative correlated)을 갖고 있어서 반지속적인(anti-persistence)의 특성을 의미한다. 즉, 연속적으로 나타나는 data값은 이전의 값과는 커다란 차이를 보이며 이동평균값(running means)을 기준으로 계속적인 진동을 보이고 있는 것을 의미한다. 우리가 주의해서 보아야 하는 값은 주로  $H > 0.5$  를 만족하는 범위의 값이다. 이는 시계열이 얼마만큼의 기억효과(memory effect)를 갖고, 장기간의 연관성(long-term correlation)을 갖고 있는가를 보는데 그 의미가 있다. 보통 건강한 정상인의 경우, Hurst Exponent의 값은 0.7 정도의 값을 보인다. 이는 random behavior를 보이는 0.5와 regular behavior를 보이는 1.0의 중간 값에 근접한 값으로서 카오스적인 특성을 보이고 있음을 의미한다.

## 제 4 장 실험환경 및 방법

### 4.1 ECG 실험

#### 4.1.1 ECG 분석 과정

- 1) Hurst Exponent를 통한 접근은 사람의 심장이 외부환경에 대하여 역동적으로 반응하는 정도를 측정하는 measure로 이용 가능
- 2) 심 변증 환자를 중심으로 허증 분류
- 3) 대상 집단들에 대하여 평상시, 침 자극 중, 침 자극후의 3가지 경우에 대하여, 심장의 특성을 나타내는 ECG 측정 데이터 값들을 구하여, 이 값들에 대한 Hurst Exponent를 구하였다.
- 4) 데이터를 적용하여 Hurst Exponent를 구할 때는 의미 있는 RR interval에 해당하지 않는다고 판단되는 값들은 직접 육안선별법으로 전처리 과정을 통하여 삭제하여 적용하였다.
- 5) Hurst Exponent를 의미 있는 값으로 구하기 위하여 프로그램 구현
- 6) 프로그램을 이용하여 난수 데이터의 H 값(0.5)의 유의성 검증
- 7) 임상 데이터를 처리하고 선형 근사곡선을 구하여 결과 값 추출

#### 4.1.2 Hurst Exponent 분석 알고리즘

[STEP1] 실험 규칙에 따라 ECG 데이터를 측정한다.

[STEP2] 측정된 ECG 데이터에서 RR Interval을 계산한다.  
이때, RR Interval 은 다음의 수식으로 표현된다.

$$u(n) \equiv rr(n) = t(r_{n+1}) - t(r_n) : \text{RR Interval}$$

[STEP3] RR Interval의 이동 평균값(running means)을 계산하고, 심박동에 대한 누적편차(accumulated deviation)를 계산한다.

$$\bar{u}(n) \equiv \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n u(k) : \text{running means}$$

$$X(l, n) = \sum_{k=1}^l [u(k) - \bar{u}(n)] : \text{accumulated deviation}$$

[STEP4] 누적편차의 최대값과 최소값을 계산한 다음, 그 간격의 크기를 계산하여 변화 정도를 계산해 경향선(trend line)을 구한다.

$$R(n) = \max_l X(l, n) - \min_l X(l, n)$$

: distance between the max and min of X(l, n)

[STEP5] 이동 표준편차(standard deviation)를 계산한다.

$$S(n) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{k=1}^n (u(k) - \bar{u}(n))^2} : \text{standard deviation}$$

[STEP6] 경향선이 이동 표준편차를 기준으로 증가하는 비율을 계산, 지수값(H)을 통하여 나타낸다.

$$\frac{R(n)}{S(n)} \sim n^H : \text{rescaled range}$$

[STEP7] [STEP3]에서 [STEP6]까지의 계산과정을 n 회 반복한다.

[STEP8] 시간적으로 변화한 H 값을 선형 회귀직선으로 계산하여, 그 기울기가 Hurst Exponent 로 계산된다.

## 제 5 장 실험결과 및 분석

### 5.1 분석도구의 검증

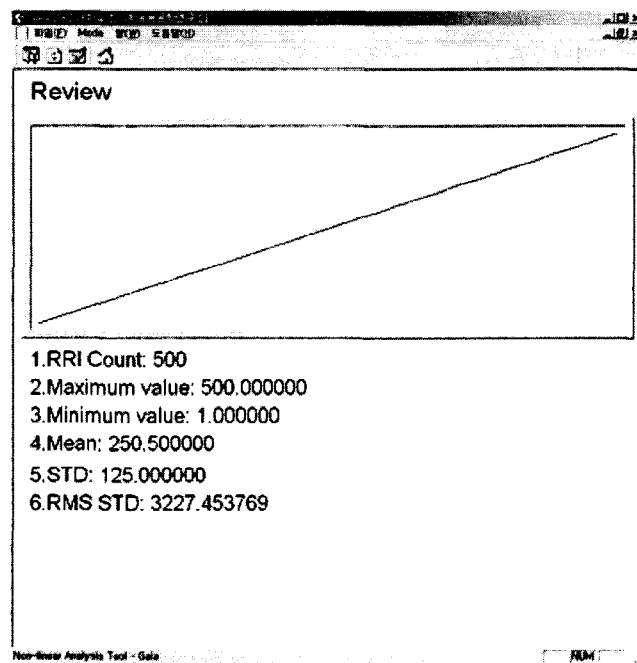
Hurst Exponent는 무작위 신호에(random signal)에 대해서는 0.5의 값을 갖는다. 또한, 신호의 발생이 이전의 신호와 긴밀한 연관성을 갖는 신호에 대해서는 1.0의 값을 갖는다[2].

본 연구에서는 개발된 분석도구의 신뢰성을 검증하기 위해 무작위 신호에 대해서 100회의 실험을 가졌는데, 0.5에 대해 오차 평균이 0.078 이었다. 또한 단조 증가, 단조 감소하는 것과 같이 일정한 패턴을 가지는 신호와 일정주기로 반복되는 신호에 대해서도 실험을 하였는데 1.0에 대해 오차 평균이 0.018 이었다.

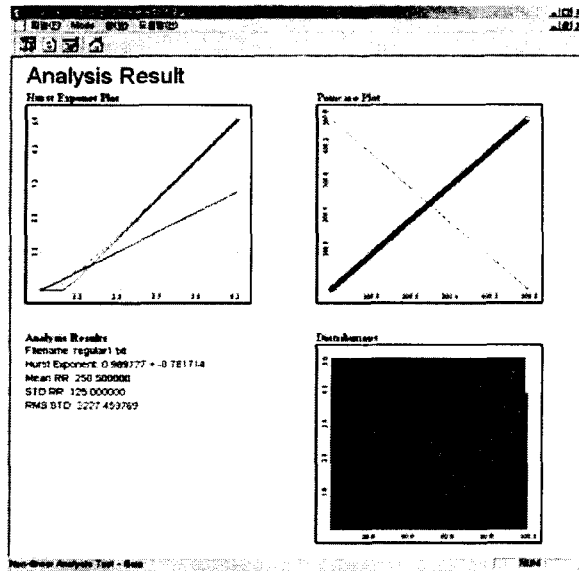
Hurst Exponent의 특성에 대해서 이해하기 위해서는 신호에 일정한 통계적 특성(regulative)을 포함하여 Hurst Exponent 값을 구해 보면 쉽게 파악 할 수 있다. 그래서, 본 연구에서는 [그림 5.1]과 [그림 5.3] 과 같은 신호를 발생시켜 Hurst Exponent를 구해 보았다. 그 결과는 [그림 5.2]와 [그림 5.4]에서 확인 할 수 있었다.

[그림 5.1]에서는 1에서 500까지 단조 증가하는 신호를 생성(generation)하여 이를 review mode에서 plotting 한 것 이고, 이를 분석한 결과가 [그림 5.2]이다.

Hurst Exponent가 1.0에 근접한 결과로 출력되는 것을 확인 할 수 있다.

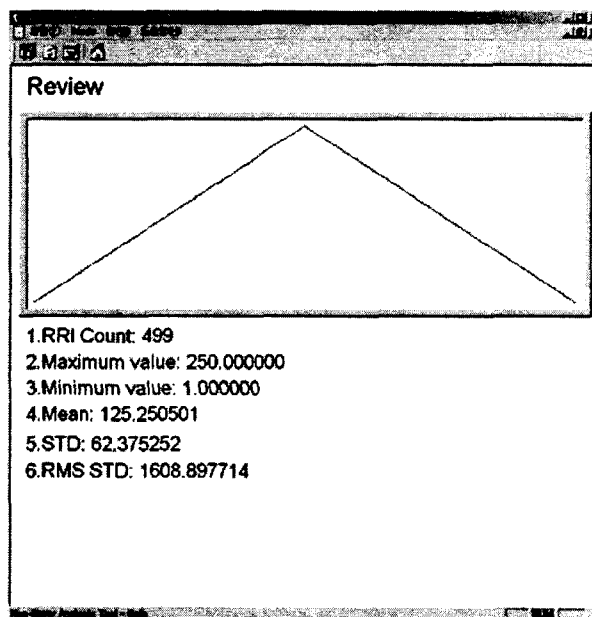


[그림 5.1] Regular signal (RRI Review)

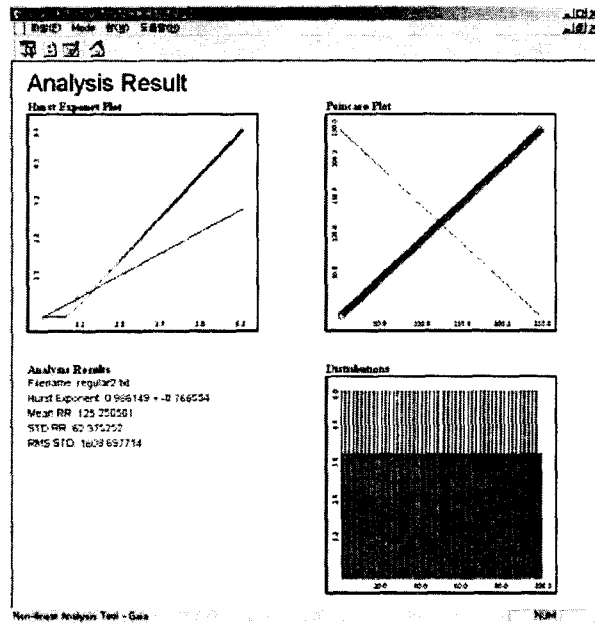


[그림 5.2] Regular signal (Result)

[그림 5.3]에서는 1에서 500까지 단조 증가하였다가 다시 1로 단조 감소하는 신호를 생성 (generation)하여 이를 review mode에서 plotting 한 것 이고, 이를 분석한 결과가 [그림 5.4]이다. Hurst Exponent가 1.0에 근접한 결과로 출력되는 것을 확인 할 수 있다.



[그림 5.3] Regular signal (RRI Review)



[그림 5.4] Regular signal (Result)

Hurst Exponent는 신호 속에 regulative가 존재하면 1.0의 값을 가지게 된다.

실험을 통하여 구현된 분석 도구의 견고성이 검증 되었으며, 본 연구 이외의 태교를 통한 태아의 정서적 발달 평가와 같은 생체 신호 연구에 활용되고 있다.

## 5.2 실험 결과 해석

### 5.2.1 비선형 분석 (Non-Linear analysis)

본 연구에서 구현 된 비선형 분석 도구를 통하여 비선형 분석 방법인 Hurst Exponent를 구한 결과는 다음과 같다.

[표 5.1] 정상인과 환자 그룹의 Hurst Exponent

	평균 연령	Hurst Exponent			특이 사항
		평상시	치료 중	치료 후	
정상인	33 세	0.75	0.8	0.78	
환자	62 세	0.86	0.81	0.87	

### 5.2.2 선형 분석 (Linear analysis)

선형 분석 방법을 통하여 분석 된 결과 값을 통하여 비선형 분석방법과의 차별성을 확인할 수 있다. 이는 비선형 분석방법이 기존의 선형 분석으로는 도출하기 어려운 신호 내부에 내재되어 있는 카오스적 특성을 끄집어 낼 수 있다는 것을 역설적으로 나타내는 것이라 할 수 있겠다.

[표 5.2] 정상인과 환자 그룹의 SDNN, RMS SD

	SDNN - RMS SD					
	평상시		치료 중		치료 후	
정상인	55.7	52.47	56.41	52.63	69.8	70.13
환자	27.18	21.42	37.47	31.91	38.66	

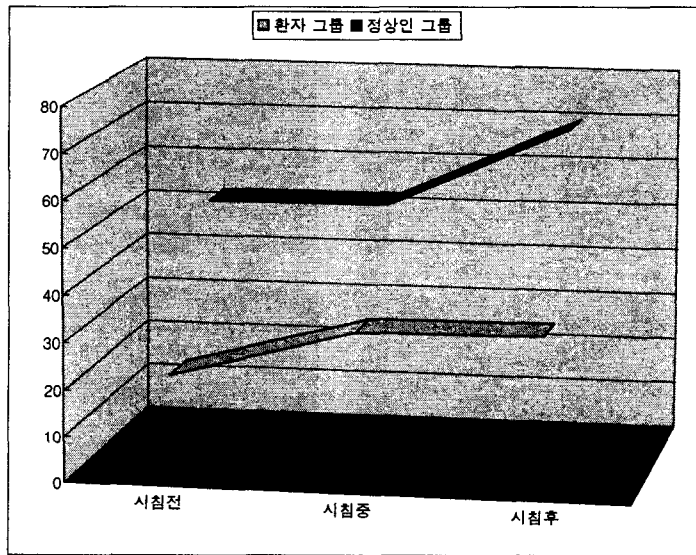
[표 5.3] 정상인과 환자 그룹의 평균

	MEAN		
	평상시	치료 중	치료 후
정상인	908.84	941.14	949.74
환자	905.36	917.8	919.46

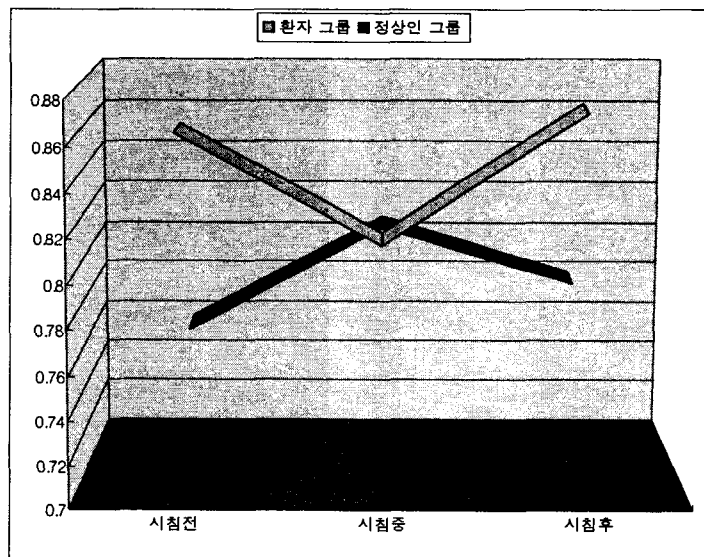


### 5.2.3 실험 결과 해석

선형 분석법 중에서 Hurst Exponent와 유사한 특성을 가질 수 있는 도구(measure)로 평가할 수 있는 RMS SD는 흔히 근접 신호 변화량 분석(short time analysis)에 주로 사용되는 도구이다. 인접 신호간의 표준 편차의 차이로 규정되는 RMS SD가 실험을 통하여 변화하는 형태와 Hurst Exponent의 변화 형태를 비교하여 보면, 정반대로 운동하는 것을 알 수 있다. 이는 비선형 분석도구인 Hurst Exponent가 선형시스템 내에 내재되어 있는 비선형 동역학 특성을 잘 반영하고 있으며, 이것이 ECG 신호 분석에 결정적으로 도움을 준다는 것을 증명하고 있는 것이다.



[그림 5.5] 시침에 의한 RMS SD 변화



[그림 5.6] 시침에 의한 Hurst Exponent 변화

### 5.3 Hurst Exponent 분석결과

ECG 데이터의 측정 시 구분되어진 각각에 대하여 평상시와 치료중과 치료 후에 측정된 ECG 데이터(RRI)를 추출하였다.

이렇게 추출된 HRV 데이터를 본 연구에서 구현한 생체신호 분석 프로그램을 활용하여 Hurst Exponent를 분석하여 위와 같은 결과를 얻게 되었다.

이렇게 나뉜 그룹들에 대하여 각각의 경우에 따라 Hurst Exponent를 측정하여 본 결과, 표에서 보이는 바와 같이 평상시 환자들의 경우 0.86 이상의 높은 값을 보이고 있으며, 정상인의 경우 0.75정도의 비교적 낮은 결과 값을 갖고 있음을 알 수 있다. 이는 환자의 심장은 비역동적인 상황에 있으며, 정상인의 심장은 비교적 역동적인(chaotic dynamical) 상황에 있음을 추정 할 수 있다. 또한, 치료 중에는 Hurst Exponent 값이, 환자 그룹의 경우에는 0.81이 되어 값이 낮아 졌으며, 정상인 그룹의 경우 0.80 으로서 값이 높아지는 결과를 얻었다. 이는 두 값이 비슷한 값 즉 0.8 정도의 값을 중심으로 분포하고 있는 것이다. 또한, 치료 후의 Hurst Exponent 값이 환자 그룹의 경우 값이 실험 이전과 같이 0.87로서 높은 값으로 되돌아가게 되었고, 정상인 그룹의 경우 역시 값이 0.78로서 치료 이전의 값과 비슷한 값을 갖게 된다는 것이다.

이는 정상인과 심혈관계에 이상이 있는 환자들이 런닝 머신을 이용하여 운동을 하였을 때의 Hurst Exponent 값이 변화하는 것과 같은 현상이다.

## 제 6 장 결론

본 연구에서는 카오스 분석도구 중 하나인 Hurst Exponent를 비선형 분석 도구로써 구현하였다.

실험을 통하여 이 분석도구가 실증적으로 생체신호 내부에 내재되어 있는 카오스 특성을 잘 도출하고 있다는 것을 확인하였다.

또한, ECG 생체 신호에 대해서 직접 실험을 하여 본 결과, 비교집단과의 값의 변화가 다르다는 사실이 확인 되었다.

차후, 생체신호의 비선형 특성을 제한된 조건 변화에서 분석함으로써 인체 내에서의 움직이는 신호의 운동특성이 병중에 따라 서로 다른 요인이 검출 가능하리라 기대된다.

## 참 고 문 헌

- [1] 강근, "EEG 생체신호의 비선형 분석에 대한 연구," 대전대학교 석사학위논문, 2003. 2
- [2] M. Martinis, "Change in the Hurst exponent of heartbeat intervals during physical activities," physics 02122029 v1, 2002.
- [3] H. Kantz and T. Schreiber, "Nonlinear Time Series Analysis," Cambridge University press, 1997
- [4] 김형래, "시각적으로 변하는 두뇌 생체 신호 동역학의 공동작용 효과를 고려한 분석 방법 개발 : 거시적 패턴 형성," 한국과학기술원 박사학위논문, 2002.
- [5] R. Cooper, J.W. Osselton, J. C. Shaw, "EEG technology," Butterworths, 1980.
- [6] A.E.S., "Guideline to EEG and EP," J. of Cli. Neurophy. 11-1, pp. 1-142, 1994.
- [7] M. Brennan, "Do Existing Measure of Poincare Plot Geometry Reflect Nonlinear Feature of Heart Rate Variability," IEEE TANSCTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. 48, NO. 11, NOVEMBER 2001.
- [8] I. Korhonen, "COMPARISON OF LINEAR AND NON-LINEAR ANALYSIS OF HEART RATE VARIABILITY IN SEDATED CARDIAC SURGERY PATIENTS,"
- [9] MICHANEL BRENNAN, "Poincare plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators," AJP-Heart Circ Physiol, VOL. 283, November 2002.
- [10] Juha-Pekka Niskanen, "Software for advanced HRV analysis," Physics Report Series ISSN 0788-4672, 2002.