

(모바일 기반의 HRV 알고리즘 분석 인터페이스에 대한 실증적 시뮬레이션의
재활치료용 생체계측 시스템 모델링의 구현)
(Embodiment of living body measure system modeling for Rehabilitation
treatment of positive simulation for HRV algorithm analysis interface of
Mobile base)

김휘영(Whi-Young Kim)¹⁾

요약

모바일 컴퓨터는 현대기술의 보조적 역할보다는 중추적인 역할을 제공하고 새로운기술을 생리학적 개념의 정확성을 재고하고, 창조적으로 재건할 수 있다. 병적징후들이 질병으로 발전 되기 훨씬 이전에 재활전, 후 변화를 유도하는 과정에 개입할 수 있는 가능성을 제공해 준다. 그러나 많은 파라미터가 분석대상, 수학적 처리 및 얻어진 데이터의 평준화 시스템의 거대함, 모든 데이터의 동시수집이 어려움 등을 들 수 있다. 이러한 주요약점은 시스템을 구성하는 요소들간의 구조적인 연관성에 두고 있다. 따라서 본 연구에서는 시스템적 조절의 시간적 요소가 지니는 역학연구가 분석핵심이 되는 접근법의 모색이 타당하고 재활용 생체전기 신호를 바탕으로 하는 신경역학적 코드화 방법을 채택했다. 연구결과, 생체신호 디지털 분석장치의 바탕모델이 개발할 수가 있었고 학문적인 모색을 목적으로 재활치료용HSS(Hardware-software system)를 적용시킬 수가 있었다. 나아가 모바일기반의 생체전기 신호형성의 비전형화된 특성이 연구되었고 그 결과, 생체계측 신호의 기본적인 과정을 아날로그-디지털 송수신장치의 구조회로 형태로 모델링 할 수 있었다.

Abstract

Mobilecomputer offers more fundamental role than role assistance enemy of modern technology equipment and new Information <중략> These main weakness puts in structural relation between elements that compose system. Therefore, dynamics research that time urea of systematic adjustment has selected method code Tuesday nerve dynamics enemy who groping of approach that become analysis point is proper and do with recycling bioelectricity signal. Nature model of do living body signal digital analysis chapter as research result could be developed and scientific foundation groping could apply HSS (Hardware-software system) by rehabilitation purpose. Special quality that is done radish form Tuesday of bioelectricity signal formation furthermore studied, and by the result, fundamental process of bodysignal in do structure circuit form of analog - digital water supply height modelling do can .

논문접수 : 2006. 7. 15.

심사완료 : 2006. 8. 11.

1) 중신회원: 동주대학 의리기공학과 교수

1. 서론

의료공학의 발전으로 생체측정이 용이해졌고, 특히, 모바일장비의 발전으로 생체신호 측정진단, 환자관리 등이 가능하게 되었다. HRV(Heart rate variability) 이론 및 새로운 정보기술(바이오리스플러지, 바이오 클로닐러지)의 토대로 구현된 프로그램과 AVR칩으

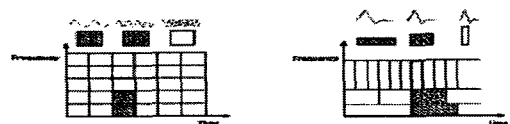
로 구성된 심전도의 스펙트럼 주파수에서 분리된 생체리듬을 데이터마이닝 기법으로 분석하여 기존의 장비 등으로 발견하기 어려운 기능성 질병, 재활치료, 노화방지, 수험생, 통증 클리닉 등을 진단하기 위해서 연구하였다. 특히, 프랙탈분석(심원분열 분석법)을 통해 새로운 기술 및 생물학의 생리학, 유전학, 임상학 영역에서의 새로운 연구성과를 근거로 하여 분석하였기 때문에 인체의 외부환경에 대한 적응력 상태를 보다 정확하게 평가 할 수 있을 것으로 보아진다.

일반적으로 시간에 따른 주기적인 심박동의 미세한 변화(Heart Rate Variability)를 심박변이도 (HRV)라 한다. 내, 외적인 환경요인에 의하여 미세하게 변화하는 자율신경계의 활동을 정량적으로 분석함으로써 스트레스에 대한 인체의 반응을 가시화 하고, 현재의 건강상태 및 정신 생리학적 안정 상태를 확인할 수 있는 시스템으로 임상적으로 자율신경계 균형도, 활성화도의 확인, 스트레스 관련 질환의 발병 위험도 예측, 심장에 대한 발병 위험도 예측, 질병에 대한 저항 능력의 평가, 우울증, 불안, 공황장애등과 같은 신경증의 진단, 학습 및 집중력 장애 등으로 인한 학습능력 평가를 할 수가 있으며 일반적으로 정상적인 심박리듬은 매우 불규칙하다. HRV는 심전도 레코더에 나타나는 최대/최소 분당 심박수의 변화를 말하는 것이 아니라 하나의 심장 주기로부터 다음 심장 주기 사이의 변이를 측정하는 것이다. 즉, HRV는 끊임없이 변화하는 심혈관계 제어 메카니즘에 있어 R-R간격의 변동 특징을 관찰하고 심장박동의 변화 추이를 정량화한 것이라 정의할

수 있다. 그림1은 이런 신호를 분석하기 위한 기본적인 개념으로 퓨우리에와 웨이버렛 함수 개념을 도입하였다.

모바일 컴퓨터는 현대 기술장비의 보조적 역할 보다는 근본적인 역할을 제공하고 새로운 정보 기술을 생리학적 개념의 정확성을 재고하고, 창조적으로 재건할 수 있다. 병적 징후들이 질병으로 발전되기 훨씬 이전에 재활전,후 병적 징후들의 변화를 유도하는 과정에 개입할 수 있는 가능성을 제공해 준다. 그러나 많은 파라미터가 분석대상이 되는 것과 수학적 처리 및 얻어진 데이터의 평준화 시스템의 거대함, 모든 데이터의 동시 수집이 어려움 등을 들 수 있다. 이러한 주요약점은 시스템을 구성하는 요소들간의 구조적인 연관성에 두고 있다. 따라서 시스템적 조절의 시간적 요소가 지나는 역학연구가 분석핵심이 되는 접근법의 모색이 타당하고 재활용 생체전기 신호를 바탕으로 하는 신경역학적 코드화 방법을 채택했다. 연구 결과, 생체신호 디지털 분석장치의 바탕모델이 개발될 수가있었고 학문적 토대 모색을 목적으로 재활용HSS(Hardware-software system)를 적용시킬 수가 있었다. 나아가 모바일 기반의 생체전기 신호형성의 비전형화된 특성이 연구되었고, 그 결과, 생체계측신호의 기본적인 과정을 아날로그-디지털 송수신장치의 구조회로 형태로 모델링 한다.

2. 선행연구



(a)퓨우리에 기본함수 (b) Daubechies 웨이버렛기본함수

그림1. 퓨우리에, 웨이버렛함수

그림(a)는Fourierbasis 그림(b)는 functions Da

ube chies 웨이브렛 기본함수를 나타내며 넓이 감소는 시간 해상도 증가를 높이증가는 주파수 해상도 감소를 나타내며 저주파신호는 전체신호에 걸치는 광범위한 정보를 고주파 신호는 짧은 시간에 지속되는 숨겨진 형태의 자세한 정보를 나타내고 있다.

$$\psi_{a,b}(t) \approx a^{-1/2} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right), a = a_1, a_2, a_3, \dots, a_{n-1} \text{ -----(1)}$$

웨이브렛 크기를 결정하는 압축계수(scale)와 시간축으로의 이동에 관계되는 전이계수로 구성된 함수의 집합체로 (a: 압축계수, b: 전이계수)로 a는 웨이브렛의 크기를 변화시키는 역할을 하며

$$f(t) \approx \sum_{j,k \in Z} C_{j,k} \psi_{j,k}(t) \text{ -----(2)}$$

식(2)는 임의의 함수(신호)를 시간-주파수 영역에서 동시에 국부성을 만족하는 기저함수의 선형결합으로 표현하고 있다.

$$\phi(t) \approx \sum h(n) \sqrt{2} \phi(2t-n), n \in V_0 \text{ -----(3)}$$

$\phi(t)$ 는 천이된 $\phi(2t)$ 의 가중합으로 표현가능한 scale함수 기능을 하며

$$\psi(t) \approx \sum h_1(n) \sqrt{2} \psi(2t-n), n \in Z \text{ -----(4)}$$

$$f(t) \approx \sum_{j \in Z} C_{0,j} \phi_{0,j}(t) + \sum_{k > 0} \sum_{j \in Z} d_{k,j} \psi_{k,j}(t) \text{ ----(5)}$$

식5는 앞항이 $f(t)$ 의 저해상도 f_0 를 나타내며 후항이 고해상도를 나타내고 있다.

그림2는 앞그림은 필터링과 다운샘플링을 통해 원영상을 여러개의 서브밴드로 나누는 과정이고, 뒤그림은 업 샘플링과 필터링을 거쳐 서브밴드를 합하므로 영상을 복원하는 과정이다. 식6는 2차원 scale함수를 식7은 2차원 고속 웨

이브렛 변환을 위한 웨이브 함수를 나타낸다.

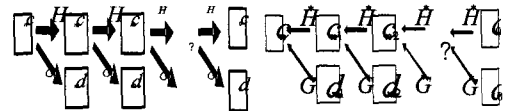


그림 2. . 분해 및 합성

$$\phi_{k,j}(t,s) \approx 2^k \phi(2^k t - j, 2^k s - j) \text{ -----(6)}$$

$$\psi_{k,j}(t,s) \approx 2^k \psi(2^k t - j, 2^k s - j), i=1,2,3 \text{ --- (7)}$$

다음은 2차원 고속웨이브렛 변환으로

$$F(t,s) \approx \sum_j C_{K,j} \phi_{K,j}(t,s) + \sum_{k > k} \sum_{j \in Z} d_{K,j} \psi_{k,j}(t,s) \text{ -----(8)}$$

$$C_{K-1,J} \approx \sum_{n2} \sum_{n1} h_{n1-2j1} h_{n2-2j2} c_{k,n} \text{ -----(9)}$$

$$d_{K-1,J} \approx \sum_{n2} \sum_{n1} h_{n1-2j1} g_{n2-2j2} c_{k,n} \text{ -----(10)}$$

$$d_{K-1,J} \approx \sum_{n2} \sum_{n1} g_{n1-2j1} h_{n2-2j2} c_{k,n} \text{ -----(11)}$$

$$d_{K-1,J} \approx \sum_{n2} \sum_{n1} g_{n1-2j1} g_{n2-2j2} c_{k,n} \text{ -----(12)}$$

$$c_{K,n} \approx \sum_{j2} \sum_{j1} h_{n1-2j1} h_{n2-2j2} c_{k-1,J} + \sum_{j2} \sum_{j1} h_{n1-2j1} g_{n2-2j2} d_{k-1,J} + \sum_{j2} \sum_{j1} g_{n1-2j1} h_{n2-2j2} d_{k-1,J} + \sum_{j2} \sum_{j1} g_{n1-2j1} g_{n2-2j2} d_{k-1,J} \text{ -----(13)}$$

웨이브렛 분해를 식(8)에서 나타내었고 분해와 분석을 식(9),(10),(11),(12)로 웨이브계수로 나타내었다. 다음으로 합성과 재생을 통한 식(13)으로 표현 하였다.

다음은 프랙탈의 개념을 살펴보면 구조일부를 확대, 확대부분에서 전체를 찾을 수 있고, 복제적인 성질을 규모불변이나 자기유사성이라 한다. 점, 선, 면적, 부피의 유클리드 기하학적 차원은 각각 0,1,2, 그리고 3과 같이 정수인 데 반해, 자기유사성을 보이며 무리수를 포함한 정수가 아닌 실수의 차원을 갖는 기하학적 구

조를 말하며 차원은 정수가 아닌 무리수 값을 갖는 이상한 성질을 갖는다. 특히, 만델브로 집합은 z 가 복소수일 때 재귀 함수 $f(z)$, z_0 로부터 복소수열 $\{z_n\}$ 이 만들어진다. 이는 복소평면에 한점과 하나의 점열로 나타낼 수 있는데 복소재귀 함수 $f(z) = z^2 + c$ 를 보면 초기치와 상수 c 값에 따라 변화를 보이며 초기값을 0으로 놓고 c 의 값을 변화시키면 c 값이 일정범위에 있을때 수렴한다. c 값의 변동폭을 넓히면 아름답고 환상적인 모습의 인력권이 나타난다. c 를 변화시켜 $|z_n|$ 이 무한대가 되지않는 c 의 집합을 만델브로 집합이라 한다.

$$M = \{C: z_{n+1} = z_n^2 + c, z_0 = 0, \lim |z_n| \neq \infty\}$$

-----(14)

줄리아는 반대로 복소상수 c 를 고정하고, z_0 의 값을 변화시키면서 수렴하는 점들만을 찾는 것으로 옅은색을 칠해가면서 칠할 수 없는 집합이 남았을 때, 이를 줄리아 집합이라 한다. 프랙탈의 구조 및 특징으로는 직선, 도형을 이용한 것을 창시자(initiator), 생긴 도형을 생성자(generator)라 하며 반복에 따라서 다양해진다. 코흐라인의 생성자는 선분이다. 선분을 위로 굽히는 과정을 무한히 반복하면 코흐곡선을 얻을 수 있다. 또한, 랜덤코흐라인(Random Koch)은 상하로 꺾는 모습인 랜덤(random) 코흐곡선이 있다.

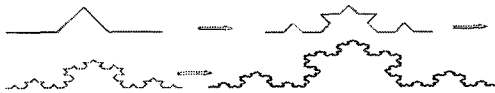


그림 3. 코흐곡선

다음으로 모란체의 창시자는 수직 선분으로 생성자는 창시자의 꼭대기에서 그 절반 길이의 2개의 가지 좌우 30도 씩 벌어진 Y자형을 이룬다. 칸토르먼지를 만드는 방법은 길이가 1인 선분을 생각하고 그 중에서 중간의 1/3 부분을 제거하고 양쪽 0~1/3, 2/3~1 부분은 그대로 남

긴다.



그림 4. 칸토르 먼지

프랙탈 차원으로는 공간안의 한 점을 유일하게 표현 하는데 필요한 최소의 좌표의 개수가 주어진 공간의 차원이다. $D = \log(\text{축도})/\log(\text{확대율})$, 따라서 차원 $= \log(\text{축도})/\log(\text{확대율}) = \log 4 / \log 3 = 1.2618$ 코흐곡선은 1.2618 차원을 가진다. 칸토르를 먼지를 3배로 확대하면 원래의 칸토르 먼지가 두 개 생긴다. 따라서 프랙탈 차원은 $\log 2/\log 3 = 0.6309$ 이다. 이러한 비정수 차원을 말한다. 정리하면 일부를 확대시 앞의 전체모습과 일치하는 자기유사성을 가지며 등방적 변화에 대해서 불변하는 자기 근사성 프랙탈과 2가지를 포함한 결정론적 프랙탈 등이 있다. 본 연구에서는 프랙탈 개념을 적용하여 연구하였다.

3. 시스템의 형성 구조와 원리

자율신경계는 심장이나 위, 장 등 소화기관의 작용과 발한, 발열, 손발의 혈관 등 자기의사와는 관계없이 몸을 유지하는데 있어서 필요에 따라 자동적으로 조절 되는 장기의 기능을 지배하는 신경으로 교감과 부교감 신경계로 이루어져 있다. 교감신경은 기관에 신경전달 물질인 에피에프린과 노르에피네프린을 분비하여 심장 박동과 호흡속도를 빠르고 활기있는 행동을 가능하게 하고, 부교감신경은 아세틸콜린을 분비함으로써 반대의 작용을 한다. 그림5는 심전도 신호로부터 HRV 신호를 추출하는 과정을 나타낸 것이다. 먼저 심전도 신호로부터 R피크를 검출한다. 검출된 RR간격을 시계열 신호로 변환하여 시간축에 재배열하면 시간에 따라 변화하는 심박동 변화를 알 수 있다. 이것이 바로 HRV 신호이다. 그림2는 400초 동안의 HRV

신호를 나타낸 것이다. 안정된 상태에서도 심박동은 매순간 변화함을 알 수 있다. 최근 알고리즘의 발달과 더불어, 정밀한 디지털 장비와 고성능 컴퓨터 등이 널리 보급되면서 주기적인 순환계의 현상과 주파수 분석에 대한 더욱 정교한 접근이 가능해 졌다.



그림5. 심박동이 불규칙한 경우



그림6. 심박동이 뛰지 않는 경우

시스템적 조절의 시간적 구성요소가 지니는 역학 연구가 분석의 핵심이 되는 그러한 접근법의 모색이 타당하다. 우리는 바이오 전기신호를 바탕으로 하는 신경역학적 코드화 방법을 지속적으로 개발하며 해당 신호들의 새로운 처리방식을 적용하는 것을 초기의 과제로 채택한다. 본 연구에서 소개되는 접근 방식들이 지니는 고유의 혁신성에 대하여 간략하게 기술하자면 먼저 몇 가지 중요한 점을 주지 시켜야만 한다. 연구과정 중에 바이오 전기신호 형성의 비 전형화된 특성이 연구되었고, 그 결과, 정보교환의 기본적인 과정을 아날로그-디지털 송수신장치의 기능적 구조회로 형태로 모델링 할 수 있었다. 또한 신경네트워크상의 바이오 전기신호를 처리하는 무선물리학적모델 및 바이오 전기신호의 분석을 위한 획기적인 신경역학적 코드화 방법을 연구한다. 설계된 생체계측 디지털 분석장치를 이용, 다양한 기원의 바이오 전기신호 분석정보기술은 사실상 최초로 시스템적 조절과정의 바이모달(bimodal)한 특성이 조직 및 시스템적 컨트롤의 기본적인 원리임을 재확인 시켜주고 있다. 이처럼 유기체를 대상으로 한 기능 모델은 실질적, 이론적 구상과 전적으로 부합됨과 동시에 신경 호르몬조절

메카니즘의 진화 및 퇴화원리를 일목 요연하게 보여줄 수가 있다.

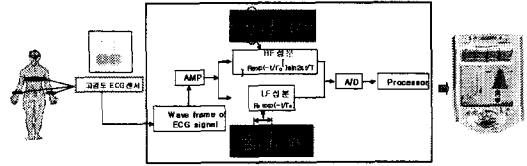


그림 7. HF와LF 분리 측정

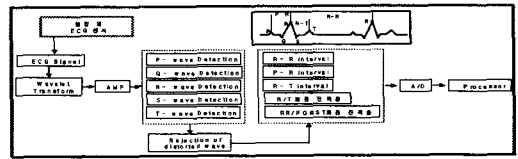


그림 8. 파형추출 파라미터

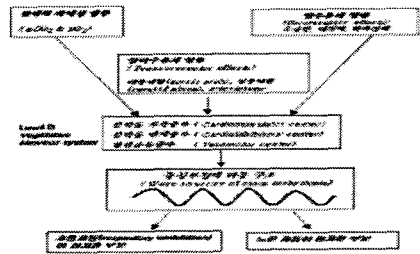


그림 9. 자율신경계 중추를 통해 심장운동의 내부영향

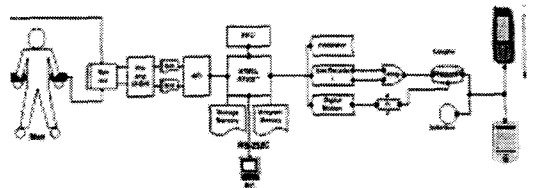


그림 10. 제안된 시스템 블록도

심장운동의 프랙탈 적인 분석을 통하여 이러한 관련성을 확인해 볼 수 있으며, 하나의 운동적인 과정에서 또 다른 운동적인 과정(으로의 이행도 가능하게 해준다. 따라서 생체는 역동적인 컨트롤 계보를 지닌 다단위 자기조직 시스템이라 할 수 있다. 이들간의 상호 정보교환은 직접적인 관계 및 역관계 채널을 통해 이루어진다.

인체에 미치는 영향이 강하면 강할수록 좀더 상위의 단위가 컨트롤에 관여하게 된다. 뉴런은 다양한 단위의 신경역학적 코드로 구성된 2진 펄스를 다양하게 조합시키는 표준화된 파라미터들을 지닌 신호들을 이용한다. 신경역학적 코드화 원리에 의해 만들어진 신호모델은 다양한 시간적, 공간적, 주파수적 좌표 형태로 신호의 역학적 특성변화를 연속적으로 제시한다. 그 결과, 하나의 법칙에 따르는 철저하게 정렬된 정보화 코드 요소들의 그룹이 형성되나 이러한 요소들의 수는 유한하다. 따라서 바이오전진기신호의 활동성 신호는 정보전송 전체 채널의 신경역학적 코드들을 시간적, 공간적으로 누적시킨 결과물이라 할 수 있다. 이 신호는 다양한 시간적 차원에서 구현되기 때문에 다양한 컨트롤단위들에서 발생하는 과정들의 특징을 잘 나타내 준다. 컨트롤 신호들의 파동 구조는 비주기적인 진동법칙에 따르기 때문에 다음과 같은 울동그래프에서 구조를 얻을 수 있다

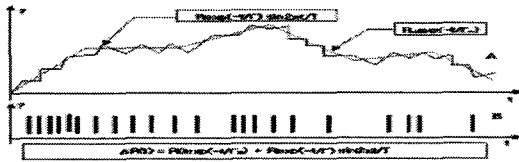


그림11. 비주기적 법칙

ΔR : 동시적 바이오리듬의 주파수 변화

R: 주파수 최대 변동폭

R_0 : 설정된 주파수 수치의 초기 수치

t_0 : 설정된 주파수 수치 변화 시간 상수

t : 주파수 변동폭 시간 상수

T: 동시적 바이오 리듬 주파수 변화의 변동 시기

A: 바이오리듬 종합 신호의 변조 기능

B: 신경역학적 집합코드의 특성을 나타내는 2진 펄스(Binary pulse)들의 수열.

4. 분석방법 및 시뮬레이션

신경역학적 신호처리는 신경역학적 행렬형태의 코드 집합체로 나타난다. 초기 신호의 최하위 저주파 변조 기능을 하는 신경역학 코드의 2진 요소들 전체가 형성될 때 얻어진다. 코드 하나의 2진 요소수는 바이오 전기신호의 최상위 주파수 변조 사양을 처리해 얻은 코드들을 포함하는 타임 간격의 수와 동일해야 한다. 신경역학적 코드화와 기존 신호처리 방식들간의 근본적인 차이점은 입수되는 신호 전체 집합에서 단일한 법칙을 유도함으로써 신호분석이라는 과제를 해결했다는 데 있다. 이는 신호대상의 역학적 조직적 구조의 합성을 가능하게 해주고 있다. 생리학적 관점에서 이 구조는 반드시 신경호르몬 조절 구조가 되어야 한다. 해당 기술의 개발로 인하여 매우복잡한 역학적 대상들의 조직에 관한 본질적인 연구에 새로운 접근이 가능해졌다. 신호의 1차 처리 및 이후 신호를 신경역학적 신호로 전환하기 위해서는 특수용도의 관련 시스템들에서 보편적으로 이용되는 초기 정보의 역학적 코드화 기본원리들이 이용되어야 한다. 이러한 변조방식이 바로 신호코드화 방식으로, 이의 핵심은 모든 파라미터가 동일한 연속 펄스로 구성된 2진수 코드 조합으로 초기기능을 전환시키는 데 있다. 기술적 실현차원에서 심전도 신호로부터 울동을 얻을 수 있다.

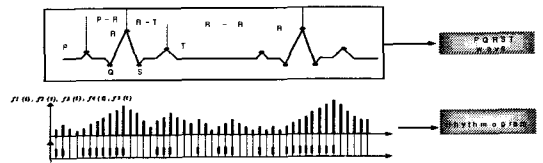


그림12. 신경역학적 리듬그래프 처리방식

R-R 간격그래프 (R-R 간격 수열(interval sequence))

P-R 간격그래프 (P-R 간격 수열 (interval sequence))

R-T 간격그래프 (R-T 간격 수열 (interval sequence))

R-T 파동의 진폭 비율(R-T 파동 진폭 비율치

수열)

각각의 경우에서 율동들의 포락선을 형성하는 파동들이 유래된다. 리듬그램에서 시간적 함수들로 정확히 이행 된다. 이후 이러한 율동들의 신경역학적 처리과정은 $f_1(t)$, $f_2(t)$, $f_3(t)$, $f_4(t)$, $f_5(t)$ 신호들을 이진법 코드조합으로 전환하는 과정으로 여기서의 이진법 코드조합은 동일한 파라미터들을 지닌 펄스들의 수열들로 구성된다.

$$R-R(t)= f_1(t), P-R(t)= f_2(t), R-T(t)= f_3(t), R/T= f_4(t), RR(t)/PQRST(t)= f_5(t) \text{-----} (15)$$

그림13는 동작별 활성상태를 나타내며 (a)는 심전도 진단창으로 횡축은 진단시작으로부터 시간을 분, 초, 단위로 나타내며 종축은 심전도의 폭을 나타내며 그래프상의 수직선은 심장박동이 정상적으로 뛰었을때를 나타낸다. (b)는 PQRST창으로 리스모그램에서 선택된 RR간격에 맞는 PQRST를 그래픽으로 나타낸 것으로 점들은 PQRST각 분석점을 나타낸다. (c)는 리스모그램으로 R-R간격과 측정 사이클과의 의존관계를 보여준다. 리스모그램에서 분홍색선은 오류값이고 붉은색은 심장박동이 정상적으로 뛰었을 때를 나타낸다. (d)는 히스토그램으로 RR-wave 간격과 시간을 연동한 그래프이다. 횡축(X축)은 RR-wave 사이 시간을 표시하고 종축(Y축)은 RR-wave의 구간별 분포를 나타낸다. 분홍색으로 표시되는 것은 오차 범위 밖의 수치이다.

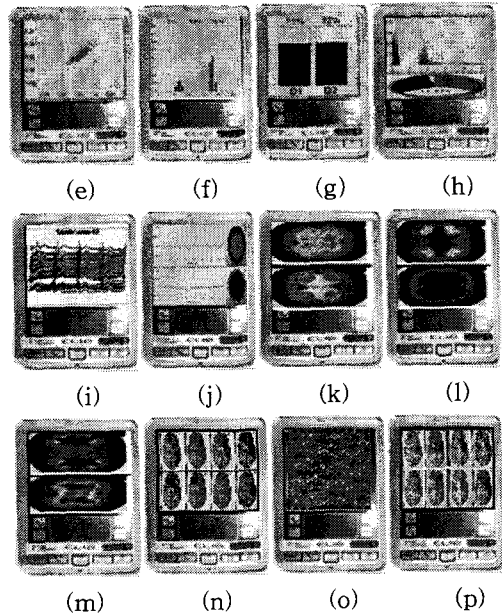
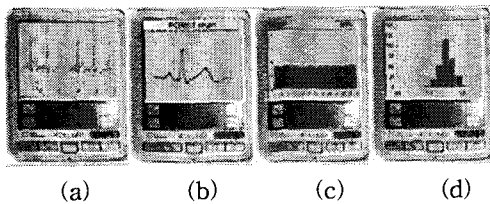


그림13. 구현한 동작별 활성상태

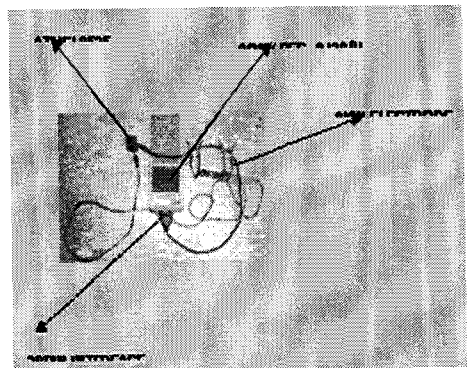


그림14. 모바일 기반의 생체계측 블록도

(e)는 스캐터 그래프로 2차원으로 심장박동 주기의 분포를 표현한 것이다. 횡축(X축)은 RR_i 간격의 차이를 초단 위로 나타내 준다. 종축(Y축)은 RR_{i+1} 의 인터벌의 차이를 초 단위로 나타낸 것이다. (f)는 HISTOGRAM OF CODE 로서 내분비계 break down(비정상), 내분비계 정상(활동성 감소), 내분비계정상(활동

성 증가)으로 나타낸다. (g)는 중추의 조종다이 어그램으로 중추 신경계의 조종 기능에 수치에 관한 분석을 도와주며 건강한 경우 C1과 C2가 수치가 높으면서 균형을 이루며 C1, C2의 오차가 20%이상일 경우 중추신경계의 조종능력저하, C1, C2 모두 10% 이하일 경우 중추신경계가 병리학적으로 이상이 있음을 암시한다. (h)는 스펙터그램으로 HF(High frequency)는 고주파 (심장박동의 변화가 빠를때)를 LF(Low frequency)는 저주파(심장박동의 변화가 느릴 때)을 VLF(Very low frequency)는 극저주파 (심장박동의 변화가 아주 느릴 때)를 교감신경우세, 동공산대, 심박수 증가, 기관지 확장 외에, 위 장관의 운동과 분비가 억제되고, 심리적으로 긴장되고 초조한 상태를 나타낸다. 부교감신경 우세는 동공축소 심박수 감소 기관지 수축 외에, 위 장관의 운동과 분비가 항진되고, depress된 상태를 나타낸다. (i)는 ECG WAVE FRAME를 나타내며 PQRST차트를 구성하는 여러가지 변종의 심장박동을 시각화한 그래프로서 Gold section parameter로서 0.15~0.62일 때 정상이며 0.01이하는 병리학적인 상황을 나타낸다. (j)는 자동상관관계를 나타내며 자율신경계균형도 분석을 보면 부교감신경계 항진과 자율신경계 균형 이룬상태, 교감신경계 항진으로 위장기관 억제, 긴장초조한 상태 등으로 분류할 수가 있다. (k),(l),(m)은 Fractal 분석은 환자의 여러 가지 조종체계와 바이오리듬의 조화정도를 형상화하여 심원 분석법으로 환자의 상태를 분석하고 최대 10일 후의 상태까지 예측할 수 있게 해 준다. (n), (p)는 SPLINE MAPS OF ELECTRICAL ACTIVITY을 나타내며 알파파(α wave)를 측정하여 환자의 심리, 감수성 상태 및 대뇌의 활성화 정도를 분석 및 진단을 한다. (o)는 NEURODYNAMIC MATRIX 를 나타내며 12가지 색의 Scale은 병리학적인 Neurodynamic의 정상상태로부터 이상적인 상태에 이르기까지 나타내준다.

5. 결론

이러한 평가들은 상위조절 단위(중추신경계 단위)라는 관점에서, 심장율동의 프랙탈적 분석종합 지수라는 관점(시상하부 뇌하수체 단위)에서, 그리고 심장율동의 변동적 분석이라는 관점(자율신경계 단위)에서 인체 상태를 평가할 수 있는 가장 중요한 특성이 된다. 이런 신호를 분석하기 위한기본적인 개념으로 퓨우리에와 웨이버렛 함수개념과 프랙탈개념을 접근시켜 보았다. 그결과 병적징후들이 질병으로 발전되기 훨씬 이전에 재발전, 후 변화를 유도하는 과정에 개입할 수 있는 가능성을 제공할 수가 있었다. 그러나 많은 파라미터가 분석대상이 되는 것과 수학적 처리 및 얻어진 데이터의 평준화 시스템의 거대함, 모든 데이터의 동시 수집이 어려움이 있었다. 따라서 시스템적 조절의 시간적 요소가 지니는 역학연구가 분석핵심이 되는 접근법의 모색이 타당하고 재활용 생체전기 신호를 바탕으로 하는 신경역학적 코드화 방법이 유용하였다. 연구결과, 생체신호 디지털 분석장치의 바탕모델이 개발될 수가 있었고 학문적 토대모색을 목적으로 재활용HSS(Hardware-software system)를 적용시킬 수가 있었다. 나아가 모바일 기반의 생체전기 신호형성의 비 진형화된 특성을 연구하는 계기가 되었고 생체계측신호의 기본적인 과정을 아날로그-디지털 송수신장치의 구조회로 형태로 모델링을 할 수가 있었다.

References

- [1] Overstreet,j.w.Tzes,A,"An internet-based real-time control engineering laboratory", IEE E control systems, vol 5,p19-34,1999
- [2] J,M. Hill,L,Agram"wide-area topographic mapping and applications using airborne light detection and ranging tecnology,"pe& rs, vol. 66 no.8,2000
- [3]. Screuder, M. P., Mooren, A. T. A., Tosc

- hka, H. Y., Verrips, C. T., and Klis, F.M.: Immobilization of proteins on the surface of yeast cells. *Trend Biotechnol.*, 14, 115.120 (1996).
- [4] Van der Vaart, J.M., Biesebeke, R. T., Chapman, J.W., Toschka, H. Y., Klis, F.M., and Verrips, C. T.: Comparison of cell wall proteins of *Saccharomyces cerevisiae* as anchors for cell surface expression of heterologous proteins. *Appl. Environ. Microbiol.*, 63, 615.620 (1997).
- [5] Ueda, M. and Tanaka, A.: Cell surface engineering of yeast: construction of arming yeast with novel biocatalyst. *J. Ferment. Bioeng.*, 90, 125.136 (2000).
- [6] Ye, K., Shibasaki, S., Ueda, M., Kamazawa, N., Osumi, M., Shimizu, K., and Tanaka, A.: Construction of engineered yeast with glucose-inducible emission of green fluorescence from cell surface. *Appl. Microbiol. Biotechnol.*, 54, 90.96 (2000).
- [7] Nakamura, Y., Shibasaki, S., Ueda, M., Tanaka, A., Fukuda, H., and Kondo, A.: Development of novel wholecell immunoadsorbents by yeast surface display of the IgGbinding domain. *Appl. Microbiol. Biotechnol.*, 57, 500.505 (2001).
- [8] www.mobilejava.co.kr
- [9] "Visual C++ Programming Bible Ver5.x", 이상엽, 영진출판사
- [10] Kim Cung Nam"차세대 무선인터넷 서비스"
- [11] www.xce.co.kr
- [12] "Visual Basic programming Bible" 주경민, 영진출판사
- [13] www.v-square.co.kr
- [14] S.Benedetto,D.divsalar,"Serial concatenation of interleaved codes", *california*,aug.15,1996.
- [15] 상대전극을 스퍼터링 증착한 염료감응형 태양전지의 새로운 디자인, 김휘영의 2006 한국신·재생 에너지학회 춘계학술대회PP.154-157
- [16] 셀폭에 따른 염료감응형 태양전지의 표면 저항효과, 김휘영의 2006 한국신·재생에너지학회 춘계학술 대회pp.187-pp.191
- [17] DSC를 활용한 상용전력변환 시스템에 관한 연구, 김휘영의 2006한국신·재생에너지학회 춘계학술 대회pp.187-pp.191
- [18] 근조직 재활치료를 위한 자계신경 자극시스템의 설계 및 구현,김휘영의 2006년도 전자공학회 하계종합학술대회 논문집Ⅱ pp.855-856
- [19] Fracture환자의 무자극 재활촉진을 위한 초'綸 다층치료기의 구현, 김휘영 2006년도 전자공학회 하계 종합학술대회 논문집Ⅱ pp.857-858
- [20] 모바일 기반의 HRV 인터페이스처리에 대한 생체계측시스템, 김휘영2006년도 전자공학회 하계종합 학술대회 논문집Ⅱ pp.857-858
- [21] Photosensor를 이용한 재활치료형을 위한 co2 laser의 출력변동을 안정을 위한 실시간 제어특성연구, 김휘영 2006년도 전자공학회 하계종합학술 대회 논문집Ⅱ pp.857-858

김휘영



2000.3 - 현재 동주대학 의료기
공학과 조교수
관심분야: 의료정보, 의료기기