

AVR MCU를 적용한 휴대형 HRV 생체 계측시스템의 설계 및 제작(Ⅱ)

(Design and manufacture of carrying along style HRV operational bioinstrumentation system that apply AVR MCU(Ⅱ))

김휘영(Whi-Young Kim)¹⁾, 박두열(Doo-Yul Park)²⁾

요약

모바일 컴퓨팅은 무선이동체 통신과 휴대 정보 터미널, 인터넷을 이용하여, 컴퓨터와 인체의 정보 기술을 효과적으로 연계시켜, when, where, who, 이동하면서 사용이 가능한 현대 기술의 중추 적인 역할을 제공하며 새로운 기술을 생리학적 측정으로 재고하고, 창조적으로 재건 할 수 있다. 특히, 고령화 사회에서 병적 징후들이 질병으로 발전되기 이전에 생체 변화를 유도하는 과정에 개입할 수 있는 가능성을 제공해 줄 수가 있다. 그러나 많은 파라미터가 데이터처리, 데이터의 기준화의 모호함, 데이터의 동시수집이 어려움 등을 들 수 있다. 따라서 본 연구에서는 모바일 컴퓨팅을 활용하여 시간적 제한요소를 배제하고, 정확한 분석이 되는 접근으로 분석이 타당하고 생체전기 신호를 바탕으로 하는 모바일 신경역학적 코드화 방법을 채택하여 시스템을 구현하여 실험한 결과, 생체 신호 모바일 분석 장치의 모델이 될 수가 있었다.

Abstract

Because Mobile computing uses radio transfer communications division carrying along information terminal, internet, link computer and information technology of human body effectively, when, where, who, can offer role that is center enemy of available modern technology moving and reconsider new technology to physiological sounding, and reconstruct creatively. Specially, can offer possibility that can intervene in process that motive living body change before military register symptoms are developed of disease on silver society. But, much parameters data processing, standard anger of data of that is vague, same time collection of data can lift difficulty etc.. Therefore, this research excludes time limitation constituent inflecting Mobile computing, and result that analysis experiments because is proper and Mobile nerve mechanical code Tuesday that do with bioelectricity signal method select and embody system by access that become correct analysis, is becomes model of living body signal Mobile analysis device, and person could apply Mobile living body measuring device m-HSS (mobile-Hardware-software system) that measuring is possible by scientific access.

논문접수 : 2007. 9.12.

심사완료 : 2007.10.12.

1) 종신회원 : 동주대학 의료기공학과 조교수

2) 일반회원 : 동주대학 컴퓨터웹정보과 교수

1. 서론

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, 활성도의 확인, 스트레스 관련 질환의 발병 위험도 예측, 심장에 대한 발병 위험도 예측, 질병에 대한 저항 능력의 평가, 우울증, 불안, 공황장애 등과 같은 신경증의 진단, 학습 및 집중력 장애 등으로 인한 학습능력평가를 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. 생체신호를 검출해서 시간적 개념으로 분석하는 원리로 바이오리듬러지(Biorhythmology)와 바이오크러널러지(Biochronology) 등 2가지 기술을 바탕으로 생물학적 클럭으로 보고 초(second) 단위는 심전도(Electrocardiogram)에서 나오는 R-R간격(R-R interval)이고 분(minutes)과 시(hour) 단위는 심장 등에서 검출된 다른 신호로 인식하여 푸리에 변환(Furie transformation) 등을 통해 심전도의 R-R 간격 리스모그램(R-R interval Rhythmogram)에서 4가지의 스펙트럼을 ULF, VLF, LF, HF 검출신호를 동일하게 검출하고 역변환법(Reverse transformation) 등을 이용하여 이 스펙트럼에서 4가지 조절계층에 맞는 함수들로 계산한다.

즉, 순환기 시스템, 심장, 자율신경계, 중추신경계의 뇌하수체를 통하여 컴펜세이션 메커니즘(compensation mechanism)과 에너지 밸런스(Energy balance)를 보장하고, 중추신경계의 대뇌 관련한 스트레스 대비하여 사이코에모우셔널 상태를 연결처리 한다.

본 연구에서 인터페이스 모듈(모바일용)은 환자로부터 얻은 데이터는 샘플비가 480hz인 8채널, 10bit A/D변환기 등을 거쳐 PC로 입력된다. 여기서 60HZ 및 기저선 변동 등의 잡음을 없애기 위한 디지털 필터를 통과한 후 데이터 파일로 저장이 된다. 이러한 데이터 파일은 압축방식을 임의로 선택하여 처리할 수가 있고 처리된 데이터는 저장, 전송, 재생이 가능하다. 모바일 컴퓨팅은 무선 이동체 통신과 휴대 정보 터미널, 인터넷을 이용하여, 컴퓨터와 인체의 정보 기술을 효과적으로 연계시켜, when, where, who, 이동하면서 사용이 가능한 현대 기술의 중추적인 역할을 제공하며 새로운 기술을 생리학적 측정으로 재고하고, 창조적으로 재건 할 수 있다. 따라서 본 연구에서는 모바일 컴퓨팅을 활용하여 시간적 제한요소를 배제하고, 정확한 분석이 되는 접근으로 분석이 타당하고 생체전기 신호를 바탕으로 하는 모바일 신경역학적 코드화 방법을 채택하여 시스템을 구현하여 실험한 결과, 생체 신호 모바일 분석 장치의 모델이 될 수가 있고, 학문적인 접근으로 자가 측정이 가능한 모바일 생체측정 장치 m-HSS 를 적용 시킬 수가 있었다.

2. 프렉탈 원리

프렉탈의 개념을 살펴보면 구조일부를 확대, 확대부분에서 전체를 찾을 수 있고, 만델브로 집합은 z 가 복소수 일 때 c 값의 변동폭을 넓히면 아름답고 환상적인 모습의 인력권이 나타난다. c 를 변화시켜 $|z|$ 가 무한대가 되지않는 c 의 집합을 만델브로 집합이라 한다.

$$M = \{C: zn +1=zn^2 +c, z=0, \lim |zn| \neq \infty\} \text{-----}(1)$$

프랙탈 차원으로 공간안의 한 점을 유일하게 표현 하는데 필요한 최소의 좌표의 개수가 주어진 공간의 차원이다.

$$D = \log(\text{측도})/\log(\text{확대율}),$$

따라서, 차원 = $\log(\text{측도})/(\log(\text{확대율}))$

$$= \log 4 / \log 3$$

$$= 1.2618 \text{-----}(2)$$

코흐곡선은 1.2618 차원을 가진다. 칸토르를 먼저를 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 출력하였다.

3. 시스템의 설계와 제작

생체계측 데이터를 사용하여 490Hz로 AHA(American Heart Association)의 기준인 0.14~50Hz(0.5dB), 0.05~100Hz(3dB)를 만족시키고 전원잡음이 60Hz를 제거 하기 위하여 490Hz 로 하였고 원 신호와의 오차를 0.9%이 내로 줄여 신호가 안정이 되도록 한다. 신체 기능 상태, 수치변화 확인, 정신, 기능 상태를 시간대별로 예측, 순환기 시스템 및 외부 환경에 대한 적응력 평가, 심장박동을 통계적, 시간적 방법 및 스펙트럼 방법으로 분석해서 자율신경계 조절능력 평가, 생체리듬을 뉴로 다이내믹알 분석방법 (Neuro dynamic Analysis)으로 내분비계와 중추신경계 조절 능력 평가, 페이즈(Phase) 분석 방법으로 환

자의 심리, 감수성 상태 진단, 진단 결과 저장과 프린트, PQRST 간격 자동 측정, 기능, 정신상태를 신속한 검사를 목표로 하였으며 개발을 위한 포팅 작업으로는 BC3.1의 통합 환경을 사용할 경우 Option->Compiler->Code Generation...과 Advanced Code Generation... 항목에서 설정하여 줄 중요한 변수가 있다.

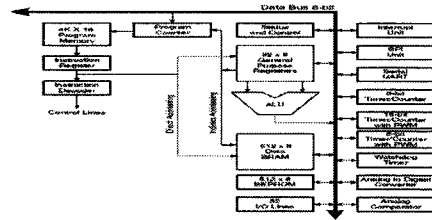


그림 1. AT90S8535 내부블록 구성도

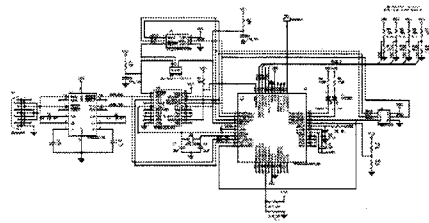


그림 2. AVR ISP 회로

Memory Model과 Floating Point 그리고 Instruction Set들 이다. 메모리 모델이란 컴파일시 CS(Code Segment), DS (Data Segment), SS(Stack Segment), ES(Extra Segment)로 구성된 64Kbyte 메모리 영역을 어떻게 사용할 것인가를 정의하는 것으로 small, medium, compact, large 등 4가지가 있다. 마지막으로 Instruction Set의 경우 instruction을 이용하도록 할 것이다. 호환성에 의해 상위 모든 CPU에서 인식될 수 있기 때문에 이것으로 설정하면 다른 CPU에서도 컴파일 에러가 나지않게 된다. Optimization 항목들도 한번 정도 살펴보면 좋다. OS 코드에서 프로그램을 짜서 컴파일하면 되

는데 OS 코드와 애플리케이션 코드를 하나로 묶어 컴파일 할 수 있다. 이 자료에는 uC/OS-II를 구성하는 소스코드 이외에 Hardware Dependent Code와 예제로써 large 모델 소스도 포함되어 있다. 프로세서 독립적인 코드 리스트는 전회에서 살펴본 여러 함수들을 종류별로 나누어 놓은 파일들의 집합이다. (OS_CORE.C, OS_Q.C, OS_MBOX.C OS_SEM.C, OS_MEM.C, OS_TASK.C, OS_TIME.C, uCOS_II.C, uCOS_II.H) 스케줄러, IPC, TASK, Timer 관리를 위한 OS의 일부들로서 C언어로 작성되었으며 하드웨어에 상관없이 수행되는 일종의 알고리즘과 같은 것들이다.

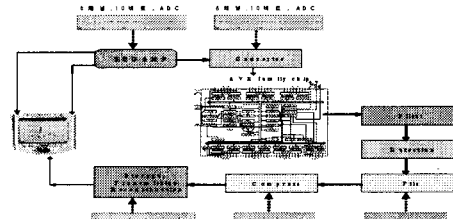
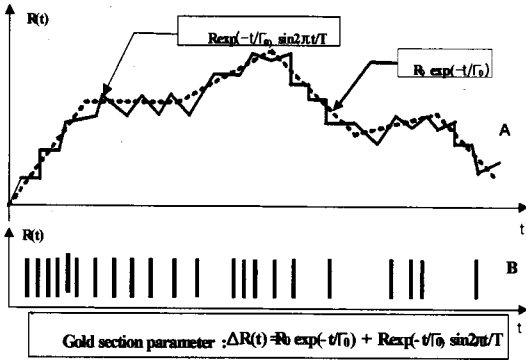


그림 4. 하드웨어적 시스템구성도

이것이 바로 HRV 신호이다. 최근 알고리즘의 발달과 더불어, 정밀한 디지털 장비와 고성능 컴퓨터 등이 널리 보급되면서 주기적인 순환계의 현상과 주파수 분석에 대한 더욱 정교한 접근이 가능해 졌다. 시스템적 조절의 시간적 구성요소가 지나는 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. 심전도 측정은 접지가 상당히 중요하며 (인체 - 오른발, 기계-접지단자, 없을시 수도꼭지), 하나의 전원은 심전도 기록만을 위하여 사용하도록 하며, calibration이 맞는지 확인하며 감도는 1mv=10mm 정도가 좋으며 파형이 1mv=5mm 이면 감도는 대략 0.5정도이며 파형이 너무 작으면 1mv=20mm 로서 감도 2정도가 된다. 특히, 유도는 정확해야 하는데 (특히 흉부 유도) 유도에서 기록해야 할 심박수는 부정맥이 없을시 4-5개이며 단, 부정맥이 있을때는 lead를 길게 기록해야 하며, 전극을 부착할 부위에는 artifact가 생길 우려가 있으므로 식염수나 jell을 바르며, 팔시계, 목걸이 등의 금속은 artifact의 원인이 되므로 제거한다. 흉부 유도시는 주의해야 하는데 흉도는 artifact의 원인이 되므로 깎아야 하며 여성의 겨우 유방의 위치에 따라 다르므로 정확히 늑골을 짐작해 유도한다. 다음으로 시상수는 3.2초 인데 시상수는 1mv의 전압이 1/3mv가 되었을 때의 시간 T를 기록지



- $\Delta R(t)$ - 동시적 바이오리듬 주파수 변화(정상치: 0.150.02)
R - 주파수 최대변폭
 R_0 - 설정된 주파수치의 초기수치
 τ_0 - 설정된 주파수치 변화시간상수
t - 주파수변동폭 시간상수
T - 동시적 바이오리듬 주파수 변화의 동시기
A - 생체신호의 종합변조기능
B - 신경학적 자극의 특성을 나타내는 진폭 (Birynpuls)의 수열

그림 3. 생체신호검출알고리즘

먼저 심전도 신호로부터 R 피크를 검출한다. 검출된 RR간격을 시계열 신호로 변환하여 시간축에 재배열하면 시간에 따라 변화하는 심박동 변화를 알 수 있다.

상에서 측정된 것으로 오른발 접지 회로에 5mA의 휴즈삽입하며 I II III aV_R, aV_L, aV_F, V₁ ~ V₆ 순으로 기록을 하는 것이 좋으며 근전도 혼입의 원인이 되는 피검자의 불안, 긴장, 공포심, 움직임이 있을 경우와 온도가 낮아 떠는 경우, 전극 부착밴드가 너무 조여 환자가 고통스러울 경우, 소변을 참고 있는 경우, parkinson's disease 기선의 불안정, 전극오염, 호흡운동에 따른 기선의 동요가 있을 수가 있다.

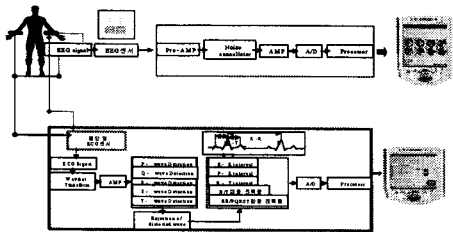
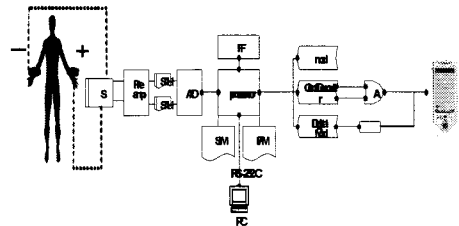


그림 5. PQRST 개념을 적용한 검출기법

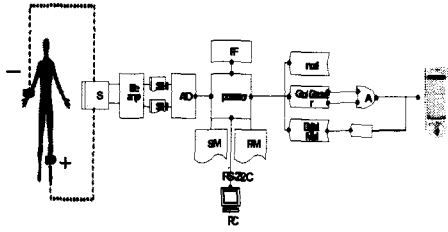
4. 분석방법 및 시뮬레이션

심전도는 심장은 혈액을 순환시키는 펌프로써 설새없이 수축과 확장을 규칙적으로 반복하고 있다. 심장의 펌프작용은 심근이 수축 함으로서 이루어지는데 심장이 박동할 때마다 미약한 전기가 생기며, 그것으로 인하여 전류가 흐르게 되고 이 전류에 의하여 신체의 표면에 전위의 분포가 발생된다. 심근이 활동할 때는 전기적 흥분이 일어나고, 소위 활동전위가 생긴다. 이것이 신체의 표면에 전달된 것을 전류에 의해 과형으로 기록한 것이 심전도이다. 심장의 활동 전위는 1mV 이하의 작은 전위차를 가지므로 매우 예민한 전류계를 필요로 한다. 심전도를 기록하기 위하여 기계 장치를 사용하게 되는데 초창기에 만들어서 사용한 것은 Einthoven의 Saitengalvanometer 이다. 현선은 2-3u의 석영 또는 백금선을 이용하여

이것이 강한 자장속에 배열되어 있으며, 여기에 활동전류를 흘리게 되면 Fleming의 왼손 법칙에 의해 편향운동을 한다. 이 편향운동을 하는 회전축에 거울을 붙이고 여기에 광선을 비쳐서 확대하여 투사 촬영하는 방법을 사용하였다. 이 원리를 이용한 것이 전류심전계라고 한다. 이에 비해 활동 전압을 증폭하고 음극선관, 광학적, 역학적으로 확대하여 표현하는 장치를 전압심전계라고 한다. 전자의 경우보다 신체의 접촉저항, 피부전류, 외부의 진동 또는 전기의 영향을 적게 받고, 사용법이 간편하다. 이러한 심전계는 주로 심장검사, 수술시의 감시 장치, 중환자 감시 장치 등에 쓰인다. 심전계는 기록 감도, 안정성, 진폭 특성, 주파수 특성, 과도 특성, 교정 장치, 기록속도 등이 중요하다. 심장의 활동으로 생긴 작은 전위 변화를 신체 표면의 적당한 부위에서 일정한 방법으로 유도해서 증폭하여 도형으로 기록한 것이 심전도 이다. 심전도는 유도법에 따라 신체표면의 일정부위에 전극을 부착시키고 두 전극간의 전위 차를, 또는 신체 표면상의 한 점의 전위변화를 눈에 보이는 곡선으로 기록하는 것이다. 심장활동에 의하여 생기는 미약한 전기적 변화가 심전계에 의하여 증폭되어 곡선으로 기록되게 된다. 특히, 심장의 수축은 심장내 전기적 활동에 의하여 일어난다.



(a) 유도 I 측정법(AT90S8535적용)

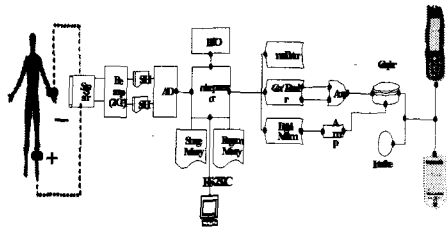


(b) 유도 II 측정법(AT90S8535적용)



(a)

유도 I 측정법(AT90S8535적용)

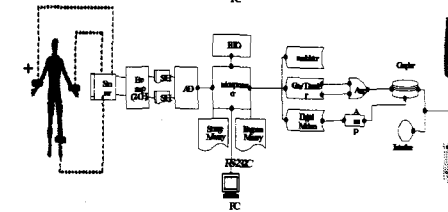


(c) 유도 III 측정법(AT90S8535적용)



(b)

유도 II 측정법(AT90S8535적용)

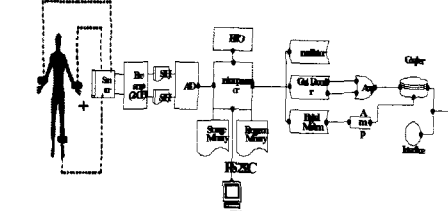


(d) 유도 aVR 측정법(AT90S8535적용)



(c)

유도 III 측정법(AT90S8535적용)

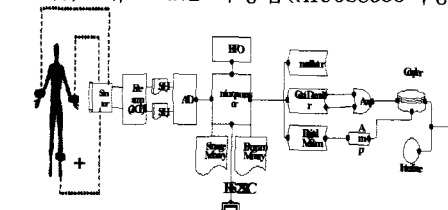


(e) 유도 aVL 측정법(AT90S8535적용)

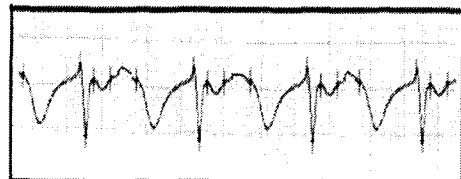


(d)

유도 aVR 측정법(AT90S8535적용)



(f) 유도 aVF 측정법(AT90S8535적용)



(e)

유도 aVL 측정법(AT90S8535적용)

그림 6. 유도법에 따른 적용시(AT90S8535적용)

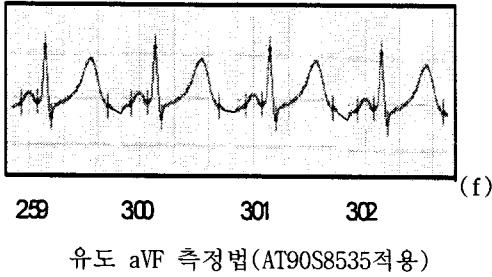


그림 7. 유도법에 따른 검출파형(AT90S8535)

이러한 전기적 활동은 비록 미약하지만 체표면에서 포착하여 기록할 수 있다. 심전도의 임상적 의의는 심전도가 현대의학에 중요한 위치를 차지하는 이유는 이것의 임상적 활용가치 때문이다. 심전도의 기본파형은 정상심전도는 P 파와 P-R 분절, QRS군, S-T절 및 T 파로 구성되어 있으며, P간격은 QRS간격 및 Q-T 간격을 포함하게 된다. 다음으로 심조율 및 심박동수는 심전도는 특별한 언급이 없는 경우 초당 25mm 속도로 기록한 것을 의미하므로 작은 눈금 하나(1mm)는 0.04초가 되며, 작은 눈금 다섯 개마다 굵은선으로 표시되어 있어 굵은선 사이는 0.2초가 된다. 심전도의 간격 및 분절에서 P 파는 심방내 전도시간(0.06-0.10초)이며, P-R 간격은 방실결절 전도시간(0.12-0.20초), QRS 폭은 심실의 총 탈분극 시간(0.06-0.10초), Q-T 간격은 심실의 흥분 및 회복시간과 ST접합부(J-point): QRS 군과 ST 분절이 만나는 부위와 ST 분절, J부터 T 파 시작까지이며 부위 유도법은 표준유도, I II III-와 사지유도, avR, avL, aVF와 흉부유도: V1 V2 V3 V4 V5 V6, V1: 제 4늑간의 흉골 우연, V2: 제4늑간의 흉골 좌연, V3: V2와 V4의 중간 부위, V4: 제5늑간과 좌측 쇄골중앙선이 만나는 부위, V5: V4와 수평되는 전액와선 부위, V6: V4와 수평되는 중액와선 부위 등으로 측정할 수가 있다.

5. 결론

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. 그 결과 병적징후 들이 질병으로 발전되기 훨씬 이전에 재할 전, 후 변화를 유도하는 과정에 개입할 수 있는 가능성을 제공할 수가 있었다.

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. 나아가 모바일 기반의 생체전기 신호형성의 비 전형화된 특성을 연구하는 계기가 되었고 생체계측 신호의 기본적인 과정을 아날로그- 디지털 송수신장치의 구조회로 형태로 모델링을 할 수가 있었다.

참고문헌

- [1] "Visual C++ Programming Bible Ver5.x", 이상엽, 영진출판사
- [2] 상대전극을 스퍼터링 증착한 염료감응형 태양전지의 새로운 디자인, 김휘영의 2006 한국신·재생에너지학회 춘계학술대회PP.154-157
- [3] 셀폭에 따른 염료감응형 태양전지의 표면 저항효과, 김휘영의 2006 한국신·재생 에너지학회 춘계학술 대회pp.187-pp.191
- [4] DSC를 활용한 상용전력변환 시스템에 관한 연구, 김휘영의 2006한국신·재생에너지학회 춘계학술 대회pp.187-pp.191
- [5] 셀폭에 따른 염료감응형 태양전지의 표면 저항효과, 김휘영의 2006 한국신·재생 에너지학

회 춘계학술 대회pp.187-pp.191

[6] DSC를 활용한 상용전력변환 시스템에 관한
연구, 김휘영의 2006한국신·재생에너지학회