

가속도 센서를 부착한 홀터ECG의
개발과 USB Class Driver를 이용한
전송 시스템 구현

연세대학교 대학원

의 공 학 과

김 덕 현

가속도 센서를 부착한 홀터ECG의
개발과 USB Class Driver를 이용한
전송 시스템 구현

지도 신 태 민 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2005년 12월 일

연세대학교 대학원

의 공 학 과

김 덕 현

김덕현의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2005년 12월 일

감사의 글

저를 이곳에 있게 하시고 저의 모든 것을 받아주시고 특히 가장 힘들고 방황했던 시기에 저를 바른길로 인도해 주신 하느님께 깊은 감사드립니다. 본 논문이 있기까지 항상 따뜻한 관심과 지도와 격려를 아끼지 않으신 신태민 교수님, 바쁘신 와중에도 논문에 대한 관심과 충고를 해주신 이경중 교수님, 김영호 교수님께 깊이 감사드립니다. 학업을 통해 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님, 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 조효성 교수님, 김법민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님, 이용흠 교수님, 전병조 교수님, 김지현 교수님께 감사드립니다. 학교 생활동안 많은 도움을 주신 안중수 선생님, 바쁘신 와중에도 틈틈이 도와주신 TIC, RRC 선생님들께 감사드립니다.

대학원 생활동안 많은 관심과 도움을 주신 김기원 사장님, 박성빈 선배님, 이전 선배님, 류기홍 선배님, 전대근 선배님께 감사드립니다. 특히 학부 때부터 같이 논문을 썼고 대학원에 함께 입학하고 옆자리에서 같이 고민하고 공부했고 고등학교 후배란 이유만으로 선배로 생각해주고 함께 지내왔던 태균에게 감사의 맘 전합니다. 연구실 큰형님으로 어려움이 있을 때마다 해결책을 주셨고 자신의 일처럼 챙겨주신 기훈이형, 같이 인생 고민도 많이 하고 취미도 같아진 종수, 전자공학에 대한 많은 조언을 해준 균정, 지금은 외국에 가 있지만 궂은일을 도맡아 해도 싫은 표정 안 보이고 잘 따라준 동하, 연구실 생활동안 서로 마음이 잘 통해서 이것저것 재미있게 지낼 수 있었던 관호, 동아리 후배이면서 연구실 후배이지만 많이 못 챙겨준 진욱, 용현, 논문의 실험 데이터와 마무리를 위해 힘써준 은근, 선영, 현학에게 그동안 말하지 못했던 고마운 마음을 전합니다.

삶에 있어서의 깊은 조언과 남자로서 나가야할 길을 알려주신 상훈이형, 특히 논문의 가장 큰 틀을 잡아주었고 자세한 것 까지 많은 도움을 주었고 자신의 일처럼 많은 관심을 보여주신 서광석 선배님, 논문의 중요한 결과를 도와준 회사 동료이자 대학 동기인 기수, 갑작스럽게 바뀐 환경으로 힘들었던 시기에 같이 고민하고 충고해준 석진, 귀찮은 일이지만 진심으로 도와주고 걱정해준 귀염동이 사회에게 깊은 감사의 맘 전합니다.

서로 많은 부분에서 동감하였고 의견과 충고를 아끼지 않은 장준범 선배님, 규일이에게 감사의 맘 전합니다. 다른 연구실에 있으면서도 모르는 부분 많이 채워주고 도와준 성필, 미희에게 감사드립니다. 그리고 동기면서 고등학교 후배란 이유로 잘 대해줬던 그래서 늘 고마웠던 용희, 상륜 석주, 원철이에게 감사드립니다. 그리고 대학 동기인 화준이 만희 영호 창민 정호 령희와 많은 96동기들에게 감사의 맘

을 전합니다. 그리고 학사와 석사 생활에서 많은 소중한 추억을 주었던 혜영이에게 감사의 맘 전합니다. 그리고 모든 대학원 선·후배님들께 진심으로 감사드립니다.

학부 때부터 대학원 졸업할 때 까지 모든 것을 다 함께 해왔고 고민했고 충고해주셨던 친형으로 생각하는 영일이형께 감사드립니다. 동아리 직속 후배였던 사랑스런 동생 영웅, 모든 부분에서 열심히 하는 모습을 보이며 동아리에 모범이 된 세준, 어른스러웠지만 귀여운 구석이 있는 소정, 많이 싸우기도 했지만 순수했고 착한 규화, 내가 참 아꼈고 이뻐 했던 쌍칼 유경, 대견스러웠고 많이 미안한 태영, 내 동기 같고 친구 같은 수경, 형이지만 친구처럼 따듯했던 선재, 항상 아름다운 미소로 주위 모든 사람들을 편하게 했던 어린, 진취적인 자세로 동아리를 이끌어갔던 석우, 많은 가르침을 준 승렬이형, 동생이지만 많이 챙겨주려 했던 지현, 학사 생활에 힘든 과정을 슬기롭게 처리 할 수 있도록 도와준 원범이형, 현선누나와 후배 아침, 근영, 동환, 정훈, 하영, 영근, 세현, 성환, 소연, 동혁, 지수, 현정, 향나, 호연, 흥범, 혜경, 두원이와 모든 FM식구들에게 감사의 맘 전합니다. 노래의 즐거움을 알게 해주었고 너무나도 이쁘게 사는 승모와 미희, 같이 노래를 함께 할 수 있어서 즐거웠던 정아, 경숙, 계현, 성진, 희정, 상규형, 진희, 그리고 원주모노 모든 식구들에게도 감사의 맘 전합니다.

성당 교리교사 시절 많은 즐거움을 느끼게 해주었던 은정누나, 기용이형, 홍석이형, 세실리아누나에게 감사의 맘 전합니다. 그리고 부대 복무 중 성당 일을 함께 했던 형곤, 하느님에 대한 사랑을 느끼게 해주신 사랑하는 세실리아수녀님, 그리고 못 먹고 불편한 생활에 진심으로 도움을 주셨던 세실리아선생님, 내 동기 중 자랑스럽게 신부님이 되신 이형호신부님께도 감사드립니다.

어릴때부터 형제처럼 지낸 지금은 결혼한 종윤, 누나처럼 때론 동생처럼 아껴주고 걱정해 주었던 현민, 너무나 귀여웠던 동생 정한, 고등학교 친구이자 많은 충고와 조언을 아끼지 않은 고등학교 동기들 범섭, 동우, 영남, 재영, 성진이에게 감사의 맘을 전합니다. 초등학교때 인연으로 지금까지 만나고 있는 재영, 희정, 태영, 종혁, 은선, 소영, 미용, 진실, 근실이 에게도 감사의 맘 전합니다.

평생 한길만 걸어오신 사랑하는 고모수녀님, 그리고 명희고모, 정희고모, 숙희고모, 경희고모, 혜정고모님께 감사드립니다. 그리고 이쁜 조카를 생기게 해준 현경, 말 없지만 속이 깊은 현정, 자주 만날 순 없지만 듬직한 장경, 너무나도 이쁘고 착한 정연, 지금은 훌쩍 커버렸지만 아직도 꼬마 같은 동생 성연, 내성적이지만 착하고 사랑스런 진이에게도 감사의 맘 전합니다. 대학가기전 힘들 때 나를 보살펴준 이모 이모부님, 자주 만나고 싶고 배우고 싶었던 태권이형, 지금 하늘나라에서 지켜보고 있는 많이 미안했고 사랑하는 은하누나, 항상 반갑게 대해주시고 잘해주신 외삼촌 외숙모, 오빠지만 잘해주지 못했던 진순이, 그리고 손자가 최고라며 항상 저를

지켜봐 주신 사랑하는 외할머니, 반년의 시간 이었지만 하느님을 알게 해 주셨고 믿음의 뿌리를 내려주신 선경이모 이모부, 내 동생이지만 내 머리위에서 노는 하지만 이 녀석 없으면 참 재미없을 것 같다고 생각이 드는 너무 좋은 동생 성훈에게 깊은 감사의 맘을 전합니다.

나의 기둥이 되어준 든직한 우리 형, 너무나도 착하고 이쁘고 감사드리는 형수님, 아들 둘 때문에 많이 고생하셨고 지금까지도 그 사랑 변치 않은 어머니, 인생에 있어서 올바른 방향으로 이끌어주시고 삶의 지표가 되어주신 세상에서 가장 존경하는 아버지께 진심으로 감사드리고 사랑한다는 말을 전합니다.

넘치는 사랑을 주신 모든 분들께 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

희망에 찬 2006년 봄날에.....

김 덕 현 드림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	v
국문 요약	vi
제1장 서론	1
제2장 이론적 배경	3
2.1 연구배경	3
2.2 심전도	4
2.3 가속도 센서	6
2.4 MSP430	8
2.5 USB통신	9
2.6 플래쉬	11
2.7 파일시스템	12
2.8 자세의 불균형	13
제3장 하드웨어 및 시스템 구성	14
3.1 시스템 구성	14
3.2 단말기 구성	15
3.2.1 전원부	17
3.2.2 전송부	18
3.2.2.1 MSP430과 메모리 전송부	18
3.2.2.2 USB Mass Storage	19
3.2.3 가속도 센서부	20
3.2.4 Clock 회로부	21
3.2.5 아날로그 부	22
3.3 시스템 펌웨어	23

3.3.1 플래쉬 제어부	24
3.3.2 데이터 저장부	26
3.3.3 데이터 통신부	27
3.3.4 파일 시스템	28
3.3.5 아날로그 제어부	30
3.3.6 시스템 모드	31
3.4 시스템 설정 및 백업 프로그램	32
제4장 실험 및 결과	36
4.1 플래쉬 메모리 장치인식	36
4.2 자세 검출	38
4.3 동적 동작 검출	39
4.4 심전도 + 가속도 신호	40
4.5 신호분석	41
4.6 시스템 특성	45
제5장 결론	47
참고 문헌	48
ABSTRACT	50

그림 차례

그림 2.1	심전도 파형	4
그림 2.2	가속도 센서의 블록 다이어그램	7
그림 2.3	USB Device의 계층도	9
그림 2.4	플래쉬 상세도	11
그림 3.1	시스템 블록 다이어그램	14
그림 3.2	전극 케이블 장착	15
그림 3.3	아날로그보드 디지털보드	15
그림 3.4	디지털 회로부 블록 다이어그램	16
그림 3.5	전원부 블록 다이어그램	17
그림 3.6	MSP430 전원 동작 모드	17
그림 3.7	전송부 회로도	18
그림 3.8	USB 데이터 흐름도	19
그림 3.9	가속도 센서부 블록 다이어그램	20
그림 3.10	가속도 센서 회로	20
그림 3.11	RTC 회로부	21
그림 3.12	Real Time 전원 스위칭 블록 다이어그램	21
그림 3.13	아날로그 측정부 블록 다이어그램	22
그림 3.14	증폭기 블록 다이어그램	22
그림 3.15	단말기 제어 펌웨어 흐름도	23
그림 3.16	FAT32 데이터 형식에 관한 요소	28
그림 3.17	data 내용 기록부분	28
그림 3.18	단말기 설정 mode	31
그림 3.19	설정 및 데이터 백업 프로그램	32
그림 3.20	단말기 설정 및 모니터 프로그램 흐름도	35
그림 4.1	시스템 장착	38

그림 4.2 자세 검출 결과	38
그림 4.3 걷기와 계단 내리기	39
그림 4.4 동적 동작 구분	39
그림 4.5 동작구분과 심전도 신호	40
그림 4.6 운동전 심전도와 가속도 신호	41
그림 4.7 운동전 메디안필터 적용과 QRS검출	41
그림 4.8 운동할때의 심전도와 가속도신호	42
그림 4.9 운동할때의 심전도의 QRS검출	42
그림 4.10 운동을 끝낸후 심전도와 가속도신호	43
그림 4.11 운동을 끝낸후 심전도의 QRS 검출	43

표 차례

표 1.1 연도별 심장혈관 수술 현황	1
표 2.1 MSP430F149의 주요 특징	8
표 2.2 USB 장점	10
표 3.1 FAT32데이터 형식에 관한 설명	29
표 3.2 모드별 주요 특징	31
표 4.1 15초에 대한 검출된 R값 비교	44
표 4.2 기존시스템과 연구 시스템의 비교	45
표 4.3 모드별 소비전류	45
표 4.4 모드별 저장시간 환산 결과	46

국문 요약

가속도 센서를 부착한 홀터ECG의 개발과 USB Class Driver를 이용한 전송 시스템 구현

본 논문은 가속도 센서가 내장된 휴대용 심혈관계 질환 진단시스템을 개발하는데 목적이 있다. 전체 시스템은 시스템에 전원을 공급하는 전원부, 심전도신호를 받을 수 있는 아날로그부, 신호를 처리하고 메모리에 데이터를 저장하고 전원 관리를 하는 디지털부, 호스트 프로그램으로 데이터를 전송하기 위해 USB Mass Storage Class Driver를 이용한 데이터 통신부, 데이터를 호스트 프로그램에서 저장하고 Raw Data를 관리하는 호스트 데이터 저장부로 구성하였다. 전원을 3.3V로 공급하도록 설계하였으며 USB 장착시 배터리 전원을 OFF하고 USB 전력을 쓸 수 있도록 회로를 설계하여 전력소비를 줄였다. 디지털 시스템의 CPU로는 5가지의 전력모드를 갖고 있어 다양한 전원관리가 용이하고 다기능 통합되어 있을 뿐 아니라 소형화시 장점이 있는 MSP430을 사용하였다. 삼성 플래쉬 메모리는 데이터선과 어드레스선이 통합되어 있기 때문에 어드레스선이 없는 MSP430에 유리하다. CPU에서 데이터가 파일시스템으로 저장되고 그것을 USB를 통해 데이터를 전달 할 수 있도록 하였다.

기존 홀터 시스템은 고정된 단일 샘플링을 갖는 반면 본 연구 시스템은 사용 용도에 따라 200Hz, 300Hz, 500Hz의 다양한 샘플링을 선택할 수 있도록 설계되었기 때문에 융통성을 발휘할 수 있다. 그리고 본 시스템의 아날로그 대역폭도 0.05Hz에서 100Hz로 진단 심전계의 기준으로 설계되었으며, 데이터 저장시간은 기존의 시스템이 대부분 약 48 시간인 것에 비해 83 시간 ~ 113 시간 범위를 갖도록 설계되었다. 그리고 시스템의 많은 부분에서 소형화에 적합한 칩의 선택으로 인해 기존 시스템에서 보이는 부피에 대한 불편함을 해소 할 수 있었다. 또한 가속도, 심전도, 듀얼모드 선택에 의해서 가속도 신호와 심전도신호의 개별 판별이 가능한 것으로 확인되었으며 또한 듀얼모드 선택으로 인해 심전도 신호에 대한

이상증후 판별 시 신체의 움직임과 자세를 고려한 정확한 판별을 할 수 있을 것으로 사료된다. 또한 USB전송 방식을 채택함으로써 대용량으로 데이터전송을 가능케 하였다.

본 논문의 연구를 통해 데이터 저장용량의 확대, 소형화, 그리고 간단한 USB 인터페이스로 채택 의료기기에 부합 할 수 있는 시스템의 개발이 가능할 것으로 예측된다.

핵심이 되는 말 : 심전도, ECG, USB, USB Class Driver, 가속도 신호,

제 1 장 서 론

최근 20년 동안 심혈관질환으로 인한 사망률이 감소하고 있음에도 불구하고 심혈관계질환은 성인의 사망 원인의 11%를 차지할 만큼 주요 성인병으로 다루어지고 있다[13]. 특히 과학문명의 발달과 식생활의 변화를 통해 심혈관계 질환 유병률에 많은 영향을 주는 비만인구의 증가는 주목할만하다. 11만 5000명의 여자를 대상으로 11년 동안 시행된 Nurses Health Study에 의하면 BMI가 29kg/m²초과인 사람은 그렇지 않은 사람에 비해 심혈관 질환의 발생이 4배 이상 증가한 것으로 조사된다.[14] 또한 2990명의 소아를 57년 동안 추적 관찰한 영국의 연구결과에 따르면 사춘기 때의 BMI가 75 percentile이상인 소아는 BMI가 25-49 percentile이었던 소아에 비해 성인이 되었을 때 허혈성 심질환의 발병 위험도가 2배 이상 증가하였다.[15] 이처럼 점차 비만인구의 증가로 심혈관계 질환이 증가하는 추세이다.

외국의 경우에는 심혈관계 질환에 대하여 많은 연구가 이루어져 있고, 미국에서는 심혈관계질환의 위험을 교육하고 이러한 심혈관계 질환을 통제하는 등의 정책적인 지원도 함께 이루어지고 있다.[1] 표1.1에서 보는 것처럼 심혈관 질환으로 인해 사망까지 이르는 사람들은 점차 증가하는 상태이다.

표 0.1 연도별 심장혈관 수술 현황 (1997 - 2004) 단위 : 명

구분	계	2004	2003	2002	2001	2000	99	98	97
총 인원	264,997	45,906	43,245	41,702	36,429	25,917	27,977	22,820	21,001
사망인원	2,510	314	300	303	325	243	313	379	333
사망율%	0.9	0.7	0.7	0.7	0.9	0.9	1.1	1.7	1.6

이러한 결과 국내 대부분의 병원은 최첨단의 장비와 전문 인력을 갖추고, 다양한 심혈관 질환에 대한 양질의 진료서비스와 교육 및 상담 체계를 갖추려 하고 있다. 심혈관 질환중 정상적인 전기전달체계에 의해 맥박이 발생되나 횡수가 60회 미만인 경우, 증상이 없고 우연히 측정된 경우 발견되는 서맥이나 심방전체가 균

일하게 수축하지 않고 심방의 각 부분이 무질서하고 가늘게 떨고 있는 상태인 심방세동에 대한 질병을 조기 진단하고 치료하는데 대표적인 장비가 24시간 홀터 심전계이다.

24시간 심전도 검사(부정맥과 무증상협심증검사)는 일상생활 중 일어나는 환자의 심박수 및 심전도의 변화를 24시간 기록하고 컴퓨터로 분석하여 각종 부정맥의 출현과 허혈성 심질환 등을 진단하고 치료시 이에 대한 반응을 파악하기 위해 사용되는 방법이다. 24시간 심전도를 측정 및 진단함에 있어서 중요한 무구속화하기 위한 소형화나 좀더 많은 데이터를 측정 할 수 있게 해주는 배터리소모와 대용량의 메모리는 24시간 심전도 측정에 중요한 인자가 된다

그러나 기존 홀터 심전계들은 일상생활에서 몸에 부착하여 장시간의 데이터를 획득하는데 어려운 점이 많다. 복부나 옆구리에 24시간 착용할시 그 크기로 인한 불편함이 있고 특히 좀더 많은 데이터를 획득하기 위해 카드형태의 메모리 장치를 이용하고 있는데 이는 회로 크기, 전류 소모면 에서 그 한계가 있을 수 있다. 뿐만 아니라 일상생활에서 심장의 이상증후가 발생할 경우 피검자에 의해서 그때 그때마다 수기로 작성하여 진단에 정보를 제공하는 불편함이 있다.

본 논문에서는 소형화에 적합한 MSP430, 가속도 센서, 플래쉬 메모리등의 칩과 소형화를 고려한 시스템 설계로 인해 기존 시스템에서 착용시 보이는 크기에 대한 불편함을 줄일 수 있다. 그리고 파워에 대한 저전력 설계로 인해 기존 시스템의 48Hour의 저장시간보다 좀더 많은 시간을 저장할 수 있을 것으로 보인다. 그리고 보드에 삽입할 수 있는 플래쉬 메모리의 사용으로 기존 시스템의 카드형 메모리의 문제점인 크기와 전류소모를 대폭 줄일 수 있을 것으로 보인다. 그리고 기존 시스템의 심전도 측정시 수기로 작성했던 불편함을 신체의 동작과 자세를 판별할 수 있는 가속도 센서의 포함으로 피검자의 불편함을 해소 할 수 있을 것으로 보이고 진단의 정확도와 신뢰성을 향상 시키려고 한다.

그리고 심장이상 분석시 심전도신호를 받을때 신체 활동상태까지 동시에 분석 가능하게 함으로써 기존의 시스템보다 신뢰성을 갖고 분석을 가능하게 하는 모니터링 시스템을 설계 하고자 한다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 연구 배경

심전도 자동진단 장치란 용어에서 알 수 있듯이 심장의 이상 유, 무를 컴퓨터 진단장치가 의사를 대신하여 진단한다는 뜻에서 유래 되었다(한). 그러나 현실적으로 컴퓨터가 갖는 논리적 한계와 정량적인 분석 불가능 등의 이유로 완벽하게 의사를 대신할 수 없기 때문에 최근에는 컴퓨터를 이용한 보조 역할화한 전도 해석 장치라는 용어가 널리 사용되고 있다. [2]

24시간 심전도 검사는 일상생활 중 일어나는 환자의 심박수 및 심전도의 변화를 24시간 기록하고 컴퓨터 소프트웨어에 의해 분석되어 각종 부정맥의 출현과 허혈성 심질환등을 진단하고 치료시 이에 대한 반응을 파악할 수 있는 검사방법이다. [2] 따라서 환자가 휴대용 심전계를 착용하여 24시간의 심전도 측정 및 기록을 해야 하는 특성이 있는데 이것 때문에 휴대용심전계의 사이즈, 배터리용량, 전원관리에 대한 생각을 고려하게 되었다. 1960년대에는 심전도 데이터 기록매체로 테이프 레코더를 사용하였는데 이는 크기에 비해 용량이 적다는 문제가 있다. 점차 메모리 매체에 대한 발전이 급성장 하고 있어 더욱더 크기는 작고 용량은 큰 것으로 변경되고 있다. 처음 심전도 진단 시스템이 도입된 1960년대와 1970년대에는 실시간 처리 시 주어진 시간 내에 모니터링 및 진단에 필요한 변수를 정확히 검출하여야 하므로 초기에는 심박수를 모니터링 함으로써 이상 신호를 검출하였으나 이는 단지 리듬 분석에 한정 되므로 파형의 형태 변화를 관찰 할 수 없었다. 이후에 심전도 각 부분파형의 형태적 특징을 이용해 이상신호를 검출하고, 심박수 및 형태를 파형 분류변수로 사용한 부정맥 검출 시스템이 개발되었다. 그리고 형태를 나타내는데 있어 많은 변수가 사용될 경우에는 변수들의 상호관계를 해석하는데 어려운 점이 많으므로 되도록 변수를 적게 이용하여 왔다. 또한 시스템의 성능을 향상시키기 위한 기준 템플릿을 설정하고 검출된 파형을 템플릿과 비교하여 두 파형의 상관관계를 이용하여 형태를 구하는 연구가 이루어져 생명에 영향을 줄 수 있는 심실성 부정맥 검출 성능을 향상 시켜왔다. [3][16]

2.2 심전도

심장은 생명을 유지하기 위하여 우리 몸의 피를 순환하게 하는 기관으로 특수한 근육으로 만들어 졌다. 이것은 가슴 가운데 종격동 속에 위치하며 약간 왼쪽으로 돌아 있는데 220 - 230g 정도의 무게에 크기는 개개의 주먹크기와 비슷하다. 심전도는 심장이 수축을 일으키는 원동력인 심장의 동결절에서 발생하는 미소전류인데, 이 미약한 전류가 심장을 가해지면 수축하게 된다. 이 전류를 신체의 표면에서 기록할 수 있는데 이를 기록하는 장치를 심전계라하며, 이 장치에 의해 기록되는 전기파형을 심전도라 한다.

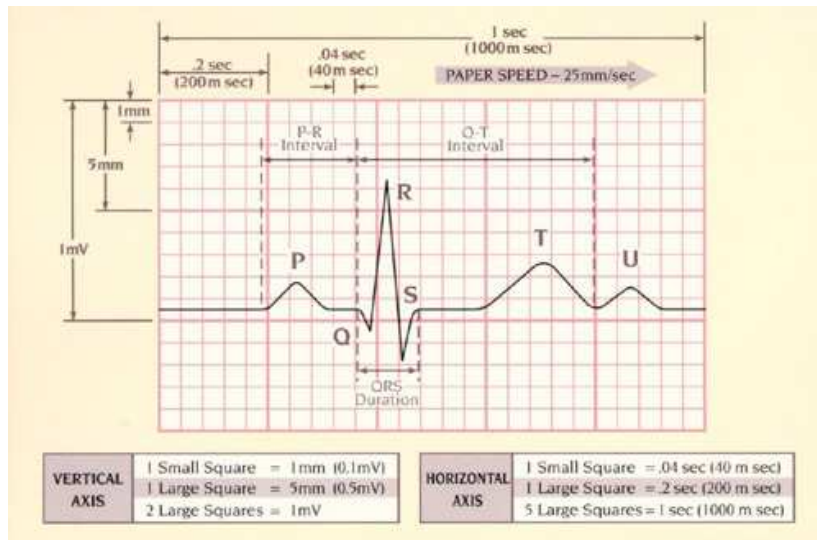


그림 2.1 심전도 파형

그림 2.1은 심전도 파형을 보여주고 있다. P파는 심방의 전기적인 감극을 나타낸다. P파의 interval이란 전기가 동결절에서 만들어져 심방 전체로 퍼진 후 이것이 드디어 방실결절까지 도달하는 시간을 나타낸다. PR간격은 심방쪽에서 오는 전기자극이 심방을 감극시킨 후 방실결절을 거쳐서 심실의 상부에 있는 conduction system에 까지 전기가 도달하는 시간을 말한다. 정상성인의 PR간격은 sinus rhythm 일때는 0.1-0.2초이다. 심장박동수가 증가하면 PR간격은 비례하여 짧아진다. QRS는 심실성 재분극을 대표한다. Q파란 QRS의 맨처음 시작부분으로

써 down ward deflection이다. 때로는 첫 번째 부분이 위쪽을 향하고 두 번째 부위가 아래를 향하여 올 수도 있다. R파는 QRS중에서 맨 처음 위쪽을 향하는 부위를 말한다. S파는 R파 후에 오게 되는 Negative deflection을 지칭한다. QRS간격은 심실 내에서의 전기전달에 소요되는 시간을 나타낸다 정상적인 성인은 QRS간격이 0.1초 이내이다. 이때 frontal plane에 있는 QR을 이용하여 QRS간격을 계산한다. ST는 심실이 감극된 후에는 isoelectric line이 되따른다. 또 심실의 재분극이 앞서온다. 이것은 QRS의 끝에서부터 T파의 시작부위 사이의 간격을 말한다. T파는 심실의 재분극을 의미하고 T파의 축은 아래쪽 좌측을 향한다. QT간격은 QRS의 시작부터 T파의 끝까지를 의미한다. 심장의 electrical systole이 일어나는 기간이다.

2.3 가속도 센서

가속도 센서를 이용한 초기의 운동량 측정 시스템은 인체의 한 부분에서 한 방향으로 가속도 신호를 측정하였는데 이 방식은 장시간 동안 하나의 센서로 간편하게 인체의 운동량을 정량적으로 측정할 수 있다는 장점을 가지고 있지만 인체의 운동량을 움직인 횟수로 평가하는 단순한 방법이였기 때문에 일상생활의 다양한 행동 구분을 통한 자세한 운동량 평가를 할 수 없다.[11]

그러므로 인체의 다양한 활동을 좀더 정확하고 효율적으로 측정하기 위해 인체의 여러 곳, 즉 가슴, 허리, 손목, 허벅다리, 발목 등에 센서를 부착하여 측정된 가속도 신호 분석을 통해 움직인 횟수뿐만 아니라 눕기, 앉기, 서기 등의 동적활동을 구분하는 알고리즘이 개발되어 좀더 자세한 운동량 평가가 이루어지고 있다.[12] 가속도 센서는 piezoelectric, piezoresistive, piezocapacitive 기술을 이용한 세 가지 종류로 분류된다. Piezoelectric 가속도 센서는 인가된 물리력에 의해 발생하는 전기적 전하에 의해 반응하는 센서로 자기 자신이 스스로 신호를 만들어 내기 때문에 공급전원이 필요하지 않아 능동 디바이스라 불린다. 그러나 안정상태 입력에 대해서는 응답을 하지 않기 때문에 인체의 운동량을 측정하는데는 많이 사용하지 않는다. [12] 또한 이러한 방법은 인체의 다양한 곳에 센서를 부착하고 생활을 해야 하기 때문에 환자가 움직임에 제약을 받는 단점이 있다. 최근부터 인체의 움직임과 에너지 소비와의 상관관계에 대한 연구를 위해 허리나 가슴에서 인체의 세 방향의 데이터를 하나의 3축 가속도 센서를 이용해 측정하는 방법이 사용되었다. 그러나 실제로 분석한 결과 두축의 가속도 신호만으로 많은 자세에 대한 정보를 얻을 수 있었다.[4]

그림 2.2는 ANALOG DEVICES사에서 나온 ADXL311가속도 센서의 블록 다이어그램을 보여주고 있다. MEMS의 기술로 제작된 센서는 2축의 저전력 가속도 센서로 최초로 1933년에 ANALOG DEVICES사가 MEMS기술로 가속도 센서를 만든 후 꾸준히 발전해왔다. 크기는 5mm * 5mm * 2mm의 CLCC 패키지로 되어 있다. 그리고 400uA보다 적은 저전력에서도 동작하며 단일 공급 전원에 작동된다.[13]

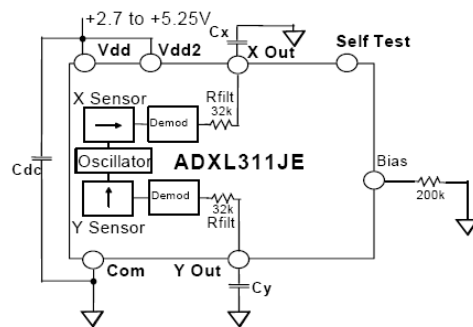


그림 2.2 가속도 센서의 블록 다이어그램

2.4 MSP430

MSP430은 TEXAS INSTRUMENTS사에서 개발한 칩으로서 초 전력형 마이크로 컨트롤러이다. 그리고 저전력의 플래쉬 메모리 모듈 내장능력을 갖추게 되었다. 이 내장 플래쉬 메모리는 휴대용제품등과 같은 전력 소모량을 낮춰야 하는 제품을 제작하는데 유리하다. MSP430은 16Bit MCU로써 저전압 저전류 구동이 가능하며, 5가지의 power save모드가 지원되어 최적의 소비전류를 제어 할 수 있도록 설계되어 있다. 뿐만 아니라 Flash Type의 on-chip ROM과 RAM영역 및 Analog -to-Digital Converter를 제공하여 주변 회로를 최소화 할 수 있다. MSP430의 제품군중 8MIPS 성능의 4×계열은 128Kbyte의 RAM을 제공하며 디스플레이 지원이 필요한 애플리케이션을 위해 디스플레이 연결 기능을 내장하고 있고 16MIPS성능을 제공하는 2×계열은 약 40핀 이하의 낮은 핀 수가 요구되는 애플리케이션에 적합하며 8MIPS 성능의 1×계열은 가격에 민감한 애플리케이션을 겨냥한 제품이다. 표2.1은 8MIPS성능의 1×계열 중 본 논문의 연구에 이용된 MSP430F149의 주요 특징을 보여주고 있다.

표 2.1 MSP430F149의 주요 특징

주요 기능	특징
저전압의 넓은 동작 범위	1.8-3.6V
초절전형 Power 소비	실행모드 : 280uA (1MHz 2.2V) 준비모드 : 1.6uA Off모드 : 0.1uA (RAM Retention)
On-Chip Memory	2KB RAM 60KB+ 256B flash memory
On-Chip A/D	12 bit analog -to-digital converter 내장 software적으로 reference voltage를 선택할 수 있음 8개의 외부 입력 채널 내장 16개의 conversion result storage register 내장

2.5 USB통신

USB는 1998년 9월 USB Spec V1.1을 발표한 시점으로 시작하여 발전되어 왔다. 7개(IBM, Intel, Microsoft, Compaq, DEC, Northern, NEC)업체가 공동으로 연구를 시작한 이래 pentium board부터 PC에 USB Port장착의 의무화를 시작하였다. 최근에 와서는 Motor 컨트롤러 의료기기 반도체 제어장비 완구등에 이용되고 있다. 대용량 데이터 전송을 위해 USB인터페이스를 구현하였다. 그림 2.3는 USB Device의 계층도를 보여주고 있다.(한국 산업기술대학교 EIRC센터 USB 개발자 과정)

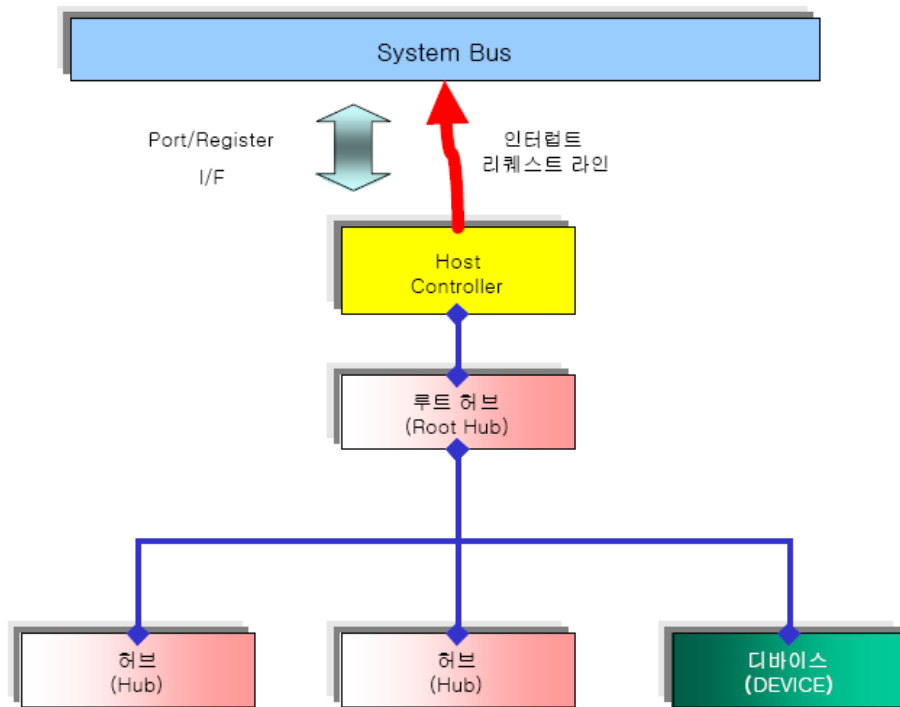


그림 2.3 USB Device의 계층도

USB의 장점은 기존의 IO Device와는 다르게 시스템 동작중에 디바이스를 설치할 수 있으며 재부팅의 필요가 없고 별다른 셋업없이 케이블을 삽입하면 자동으로 인식하여 사용이 가능하도록 되어있다. 대략적인 장점들은 표2.2에 정리하였

다.

표 2.2 USB장점

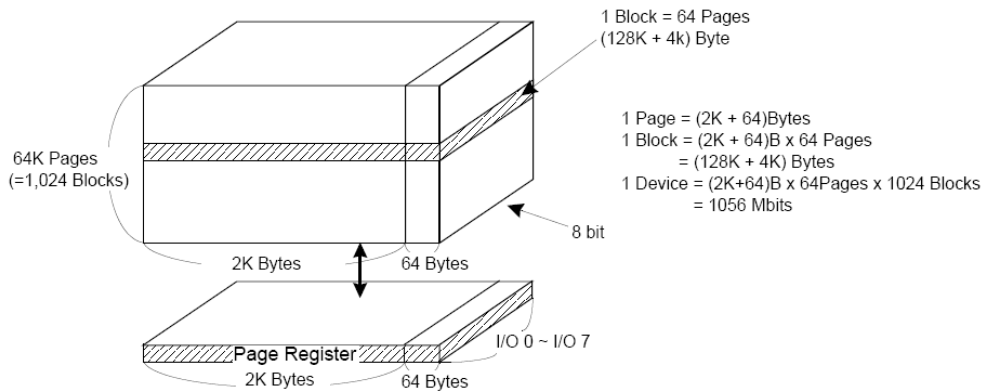
USB장점	특징
핫플러깅 지원	시스템 동작중 디바이스 드라이버 설치 가능 재부팅이 필요없음.
자동 인식	별도의 셋업 필요없음 케이블을 연결시 자동 인식 장치 착탈이 쉽고 간편함
확장성	단말기를 호스트에 연결시 다른 작업에는 영향이 없음 127개의 usb를 확장할 수 있음 모든 디바이스가 간단하고 소형인 케이블로 같은 형태를 취하고 있어서 연결이 용이
PC Interface	다른 인터페이스용 카드가 필요없음 PC의 케이스를 열 필요가 없음 최근 일반 PC 경우 시리얼 통신을 기본으로 지원하지 않 는 추세임.
Self Power	PC를 통해 5V DC, 500mA 의 안정적 전원 공급
기타	일정기간동안 사용하지 않으면 자동으로 전력모드 관리에 들어감 데이터 전송중 에러가 발생하면 재전송을 요구하여 안정 적인 데이터 통신이 가능 디바이스를 설치하기 위해서 PC를 열필요가 없고 인터페 이스용 카드를 제작할 필요가 없음

USB 속도는 1.1버전에서는 1.5Mbps, 2.0버전에는 12Mbps까지 지원이 가능하
다. USB class device는 Audio, HID, Mass storage, Printer등 여러 가지가 있으
며 지금도 추가적으로 정의되고 있다. 그중에서 Mass storage class란 대용량 저
장소 장치, 즉 매니저 프로그램에서 이동식 디스크로 저장방식을 완전히 바꾼 것
을 말한다. 그것에 대한 USB프로토콜을 PC의 O/S에서 갖고 있기 때문에 외부에
서 주는 드라이버 없이 storage class를 이용할 수 있다.

2.6 플래쉬

플래쉬 메모리는 내부방식에 따라 NOR(Not OR)형과 NAND(Not AND)형으로 나누는데 NOR형이란 셀이 병렬로 연결된 방식이고, NAND형이란 셀이 직렬로 연결된 구조를 갖고 있는 것이다. NOR플래쉬는 데이터의 처리속도가 NAND형보다 빠르지만 셀의 구조가 복잡하여 집적도 즉, 용량을 늘리기가 어렵다. NAND플래쉬는 데이터의 처리속도가 NOR플래쉬보다 느리지만 집적하기가 용이하다.

본 논문에서는 가격이 저렴하고 용량이 큰 NAND플래쉬를 사용하였다. NAND 플래쉬의 기본구조가 그림 2.4에 나타나있다.



	I/O 0	I/O 1	I/O 2	I/O 3	I/O 4	I/O 5	I/O 6	I/O 7	
1st Cycle	A0	A1	A2	A3	A4	A5	A6	A7	Column Address
2nd Cycle	A8	A9	A10	A11	*L	*L	*L	*L	Column Address
3rd Cycle	A12	A13	A14	A15	A16	A17	A18	A19	Row Address
4th Cycle	A20	A21	A22	A23	A24	A25	A26	A27	Row Address

NOTE : Column Address : Starting Address of the Register.
 * L must be set to "Low".
 * The device ignores any additional input of address cycles than required.

그림 2.4 플래쉬 상세도

여기서 page란 최소단위의 영역이며 2Kbyte로 나오고 있다. 하지만 1Gbit 이하의 용량에서는 page 단위가 512Kbyte로 되어있다. 그리고 블록은 64page의 집합으로 되어있고 플래쉬의 특성은 지우고 쓸 수 있는 구조로 되어있다. 플래쉬를 지우면 1로 채워진 FF형태로 되고 그 위에 데이터를 쓸 수 있다.

2.7 파일시스템

파일시스템은 운영체제가 파일을 관리하는 방법을 말하는 것이다. 어떤 데이터를 저장할 때 하드디스크에서는 이 데이터들을 섹터라는 최소 단위로 기록한다. 그러나 운영체제는 이 데이터들을 섹터 단위가 아닌 파일 단위로 저장한다. 파일은 그 내용 여부에 따라 크기가 다르므로 파일을 구성하는 섹터의 크기도 달라진다. 이러한 파일과 섹터의 저장방법 및 파일 관리를 하는 것이 파일시스템이며 운영체제에 따라 그 종류를 달리한다. 일반적으로 FAT를 파일시스템이라 하는데 현재 전 세계적으로 가장 많은 점유율을 보이는 IBM PC의 운영체제인 윈도우에서 이를 지원한다. FAT는 파일을 저장할 때 섹터에 차례대로 번호를 붙여서 기록하는데 이 섹터의 크기는 512Byte의 크기를 갖는다. 그리고 FAT는 섹터를 일정한 개수로 묶는 클러스터라는 단위로 파일을 저장한다. FAT16은 DOS4.0에서부터 정해진 방식으로 클러스터의 단위가 총 65539개까지 나뉘서 사용이 가능하다. 이 용량 제한 때문에 32MB의 하드 디스크 밖에는 인식을 하지 못한다. 이것을 클러스터 단위로 하여 1개의 클러스터가 2개의 섹터를 묶은 것이라면 인식 가능한 용량은 64MB가 될 것이다. 이렇게 클러스터의 크기를 늘려나간다면 인식 가능한 용량도 늘겠지만 16비트 까지만 다룰 수 있기 때문에 클러스터가 64개의 섹터를 묶은 2GB정도가 최대 인식 가능한 용량이다. 무리하게 늘리려고 하면 드라이브를 여러개로 쪼개야 한다. 이러한 문제를 해결하기 위해 FAT32가 개발되었다. 이것은 용량제한이 4TB 이기 때문에 사실상 용량이 무제한이다.

2.8 자세의 불균형

작업 혹은 운동을 할 때 올바르지 못한 자세는 통증, 근골격계 질환 불편등을 유발하는 것으로 여러 연구들에 의하여 알려져 있다. 이러한 것은 사회적, 문화적, 경제적인 변화로 인하여 육체적 활동에 비해 정신적 활동 분야 및 종사자가 늘어남에 따라 사회적 문제가 되고 있다. 이러한 올바르지 못한 자세는 신체증상에 영향을 미치는 요인 중 컴퓨터 프로그래머, 사무직 종사자, 그리고 학생 등에 해당하는 정적인 자세를 장시간 취하는 일반인에게 나타나는 비정상적인 자세로 인해 척추의 생리적 만곡이 손실되어 척추 근의 긴장 및 연속으로 급성경부 및 요부통증이나 추간판의 퇴행성 변화를 초래한다고 한다. 또한 장시간 고정된 자세를 유지했을 때 복근의 이완으로 인해 소화기관 장애 및 심장기능을 저하시키고, 특정 부위의 과부하로 근골격계 손상이 될 수 있다고 한다.

또한 자세 변화는 두부, 경부 근육의 근활성에도 영향을 미치며, 두부자세와 경부의 변화에 따른 근활성 변화는 하악의 길항근에도 영향을 미쳐 결국 안정위를 비롯한 하악위를 변화시킨다고 보고된다. 평소의 나쁜 자세는 체형을 변형시키고 변형된 체형은 척추의 생리적인 만곡도를 유지할 수 없어 척추의 곡소에 집중된 전위를 일으켜 요통을 유발한다. 또한 체형이 변형되면 복근을 중심으로 한 근력의 저하가 누적된다.

제 3 장 하드웨어 및 시스템 구성

3.1 시스템 구성

그림 3.1은 본 논문에서 개발한 시스템의 블록 다이어그램이다.



그림 3.1 시스템 블록 다이어그램

본 시스템은 크게 단말기와 호스트컴퓨터로 나뉜다. 단말기는 마이크로 가속도 센서와 대용량 플래쉬메모리를 이용하여 심전도와 가속도 센서 신호를 측정 기록 할 수 있는 경량의 기록기를 개발하는 것이고 호스트 컴퓨터는 단말기에 저장된 데이터를 USB Storage Class Driver를 이용 데이터를 취득하고 분석하는 시스템이다.

3.2 단말기 구성

그림 3.2는 본 시스템의 단말기를 나타내었다 .

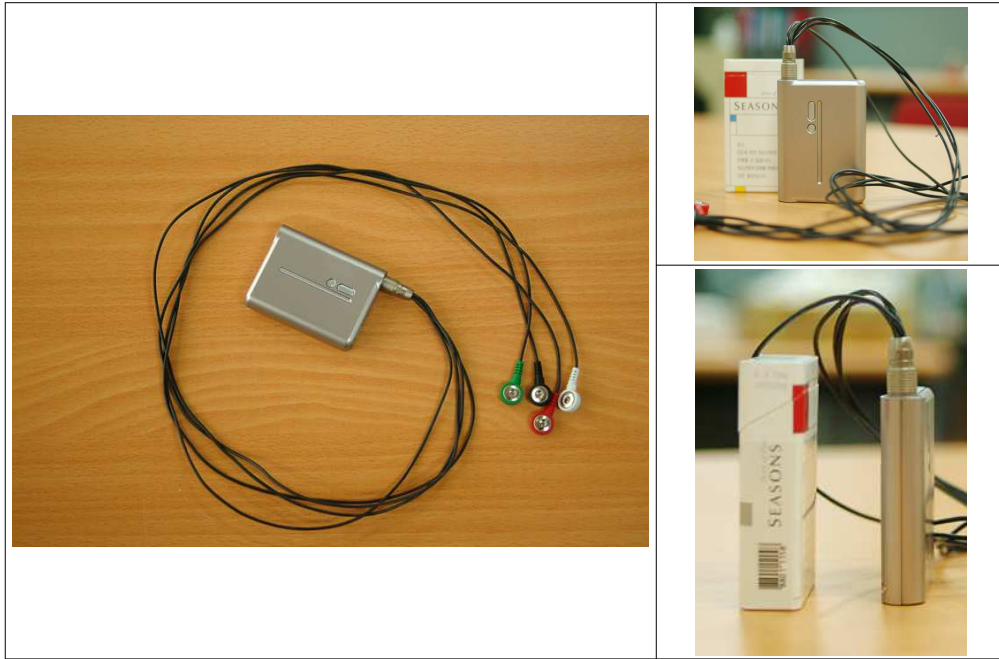


그림 3.2 전극 케이블 장착

그림 3.3은 단말기의 하드웨어부분을 나타내었다.

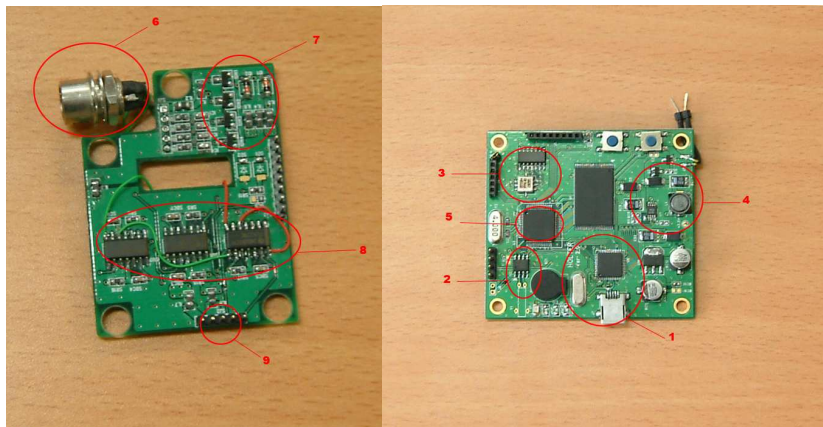


그림 3.3 아날로그 보드(왼쪽) 디지털보드(오른쪽)

본 시스템의 디지털보드는 전체 시스템의 전원을 공급하는 전원부(4), MSP430과 메모리와의 전송부(5), 대용량 데이터 전송을 위한 usb 인터페이스부(1), 가속도 신호를 측정할 수 있는 센서부(3), 현 시간을 기록하는 real time부(2)로 되어있다. 그리고 아날로그 보드는 초단 보호회로(7)와 환자 케이블 연결 커넥터(6), 디지털 시스템 연결부(9), 아날로그 AMP와 필터(8)로 구성되어 있다. 그림 3.4는 디지털 회로부의 블록 다이어그램을 나타내었다.

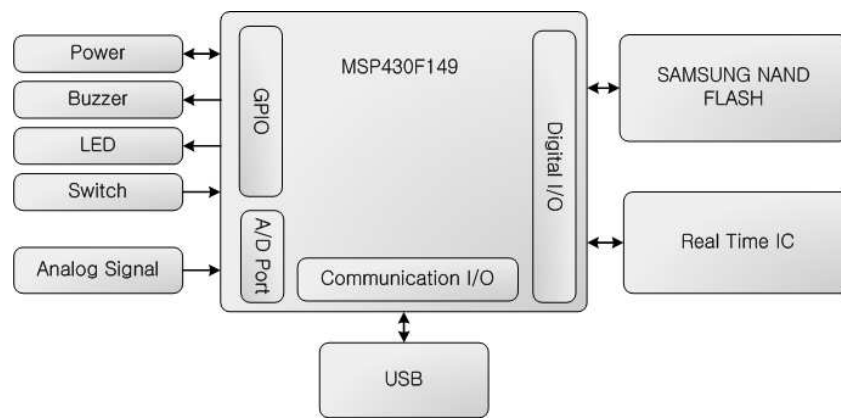


그림 3.4 디지털 회로부 블록 다이어그램

3.2.1 전원부

시스템에 공급되는 전원시스템은 총 배터리 파워와 USB파워를 쓸 수 있도록 설계하였다. 배터리 장착시 시스템을 동작시키면 바로 배터리 파워로 전환되고 측정이 끝난 후 데이터 백업을 위해 USB장착시 배터리 파워는 끊어지고 USB파워로 전환된다. 그림 3.5는 전원부에 대한 블록 다이어그램을 나타내었다.

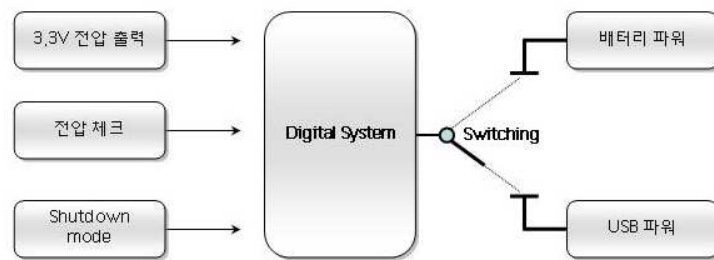


그림 3.5 전원부 블록 다이어그램

고효율 저잡음 다기능 전원부 설계를 위하여 디지털 및 아날로그 시스템의 안정적 전원 공급을 위한 Low Drop과 Battery Check기능을 구현하였고 Power Off 상태에서의 전력손실이 없도록 할 수 있으며, contact switch를 이용하여 파워를 on-off 할 수 있도록 하였다.

정상 측정시 배터리 모드로 동작하며 측정 데이터 전송 및 단말기 셋팅과 같은 PC인터페이스 상태에서는 USB의 Bus Power를 사용하여 Battery 소모를 최소화 하고 데이터 전송의 안정성을 확보할 수 있도록 회로를 설계하였다. 그림 3.6은 MSP430의 전원 동작 모드별 소비전류를 보여준다.

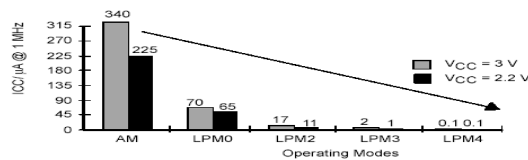


그림 3.6 MSP430 전원 동작 모드

3.2.2 전송부

3.2.2.1 MSP430과 메모리 전송부

삼성 플래쉬 메모리의 특성상 어드레스선과 데이터선이 8개로 통합되어 있어서 on chip의 특성이 있는 MSP430으로 인터페이스가 가능하게 되었다. 그림 3.7은 MSP430과 삼성 플래쉬 메모리와의 회로도를 나타내고 있다.

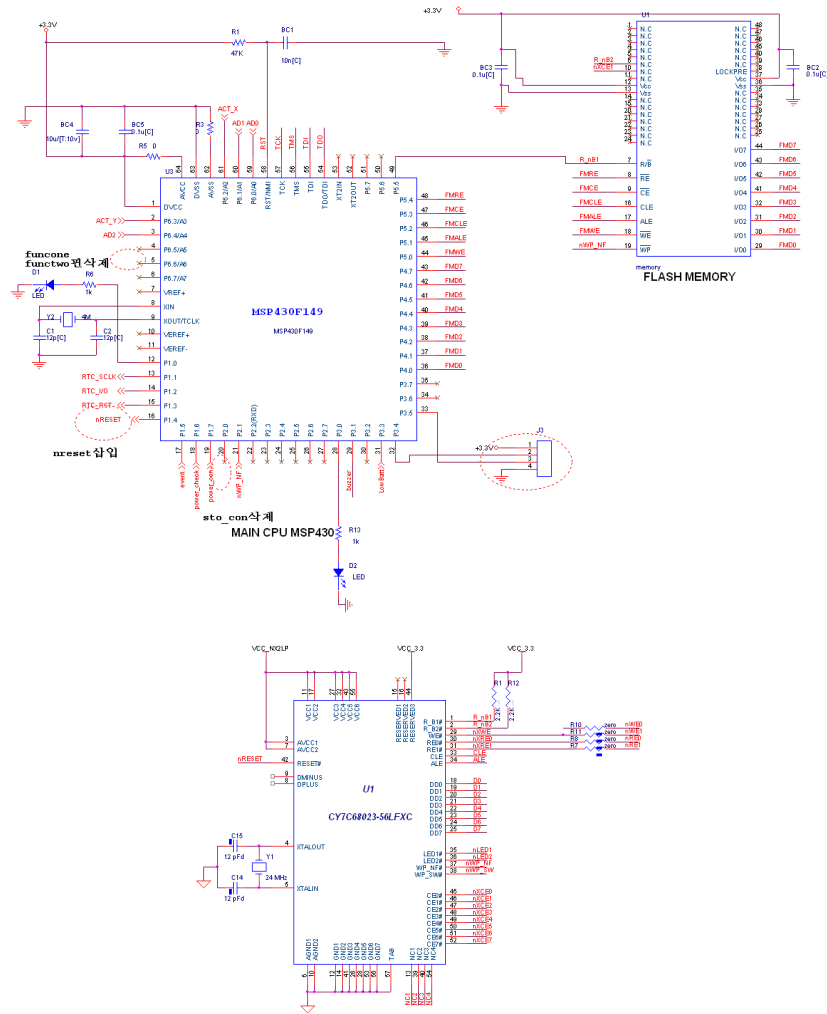


그림 3.7 전송부 회로도

그리고 MSP430에서 storage reset을 연결하여 데이터 공유시 스위치 역할을 MSP가 해주도록 하였다

3.2.2.2 USB Mass Storage

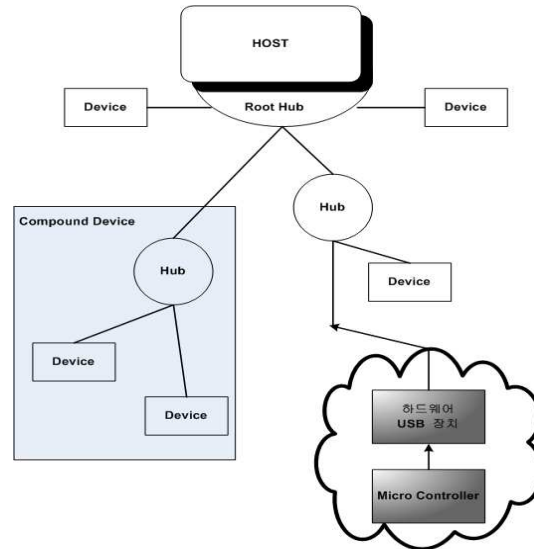


그림 3.8 USB 데이터 흐름도

그림 3.8에 USB 데이터 흐름도를 나타내었다. 시스템이 컴퓨터에 연결될 때 디스크로 인식될 수 있는 mass storage class driver를 써서 전송시간을 줄였다. mass storage class driver를 위해 cypress chip에서 개발된 IC를 이용해 그 기능을 가능하게 하였다.

3.2.3 가속도 센서부

2축 가속도 센서를 이용한 활동 패턴 신호 획득을 위한 아날로그 측정부를 개발하였다. 그림 3.9는 아날로그 측정부 블록 다이어그램을 나타낸다.

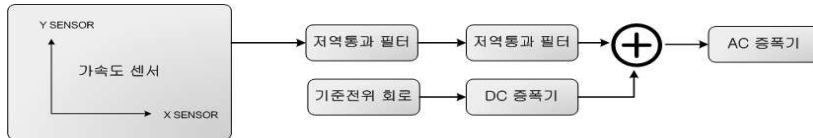


그림 3.9 가속도 센서부 블록 다이어그램

그림 3.10은 가속도 회로부를 나타내었다.

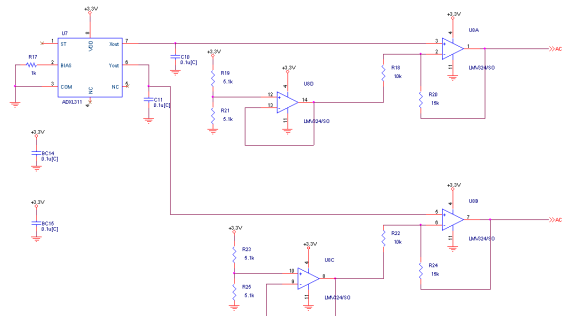


그림 3.10 가속도 센서 회로

Piezo resistive 기술을 이용한 중력의 안정 상태 입력에 대해 DC응답을 가지는 ANALOG DEVICES사의 일체형 2축 가속도 센서를 선택하였다.

선택된 가속도 센서는 저비용 초소형 가속도 센서로 Handheld 장치에 적합한 형태로 개발된 것이다. 실제 생활에서 발생할 수 있는 활동에 대한 중력 가속도 변화량을 만족하는 $\pm 2g$ 와 활동 강도 및 빈도와 관련된 20Hz이하의 주파수 성분 측정에 적합한 아날로그 회로를 설계하였다.

저전력 소모를 위해 0 - 3.3V범위의 단일 전원을 이용한 Quad-Amp를 선택하여 설계하였다. 활동패턴 중 계획했던 걷기, 뛰기, 눕기 등의 패턴을 분별 할 수 있도록 설계하였으며 측정 자세와 관련해서 치우침 정도를 검출 할 수 있었다. 디지털 시스템의 연산 부하를 최소화 할 수 있도록 인체 활동 범위 영역외의 고주파 신호를 제거한 신호를 A/D할 수 있도록 하였다.

3.2.4 Clock 회로부

심전도와 활동량에 대해서 시간이 매우 중요한 것을 알 수 있다. 본 연구 시스템에서는 DALLAS사의 DS1302 real time chip을 사용해서 시간을 알 수 있게 하였다.

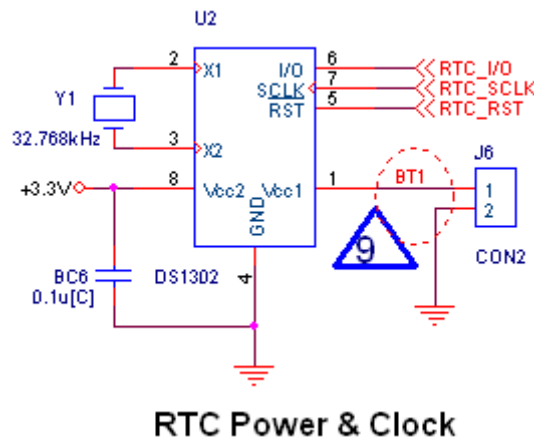


그림 3.11 RTC 회로부

일상생활에서 발생하는 심장 현상과 활동의 패턴을 좀더 효과적으로 분석 할 수 있도록 시간과 동기화된 데이터 관리 및 이벤트 저장을 위해 Real Time출력이 가능한 IC를 사용하여 회로를 설계하였다.

Real Time IC내부에서 제공되는 비휘발성 메모리 영역을 이용하여 단말기 고유 정보(mode 선택, 장비 상태, 이벤트 저장)를 저장할 수 있도록 하였다.

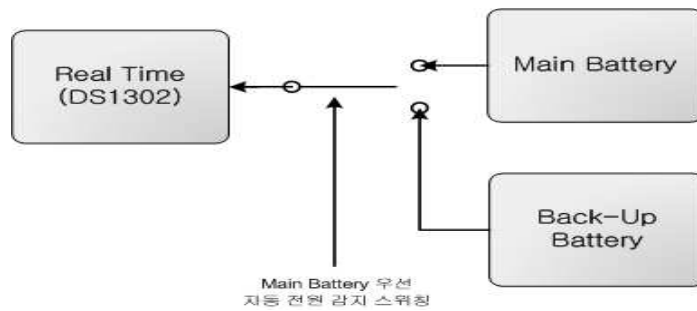


그림 3.12 Real Time 전원 스위칭 블록 다이어그램

3.2.5 아날로그 부

저잡음, 저전력 2채널 홀터 심전도 신호 획득을 위한 아날로그 측정 블록 다이어그램을 그림 3.13에 나타내었다.

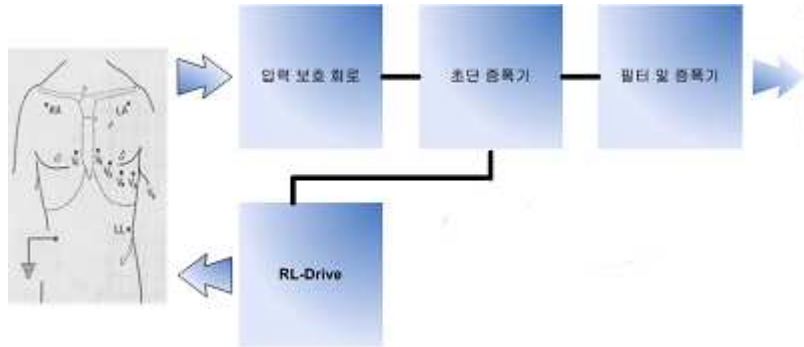


그림 3.13 아날로그 측정부 블록 다이어그램

휴대용 저전력 구도가 가능할 수 있도록 저전압 구동이 가능한 Rail-to-Rail 증폭기를 사용하여 회로를 설계하였다. 그림 3.14 은 한 채널에 해당하는 증폭기 블록 다이어그램이다.

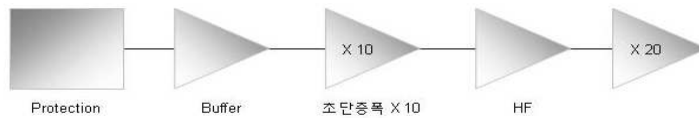


그림 3.14 증폭기 블록 다이어그램

사람의 움직임이나 호흡에 대한 기저선 변동을 제거하기 위한 Auto-balancing 회로와 0.05Hz-100Hz(3dB)의 대역폭을 갖는 높은 CMRR 갖는 2채널 증폭기를 설계하였다. 피검자의 몸통에 부착되어 있는 전극상태의 불량 및 부착 유무를 검출하기 위한 회로를 설계하였다. Lead fail 검출에 사용되는 임피던스 변화측정 회로의 복잡성을 배제하고 회로를 단순화 할 수 있는 방향으로 하였다. 심전도 측정의 기준전위를 제공하기 위한 높은 CMRR을 갖는 RL drive 회로를 설계하였으며 동기 신호를 초단에서 말단까지 부궤환 시킴으로써 CMRR을 향상시킬 수 있도록 하였다.

3.3 시스템 펌웨어

시스템 펌웨어의 총 블록다이어그램을 그림 3.15에 나타내었다.

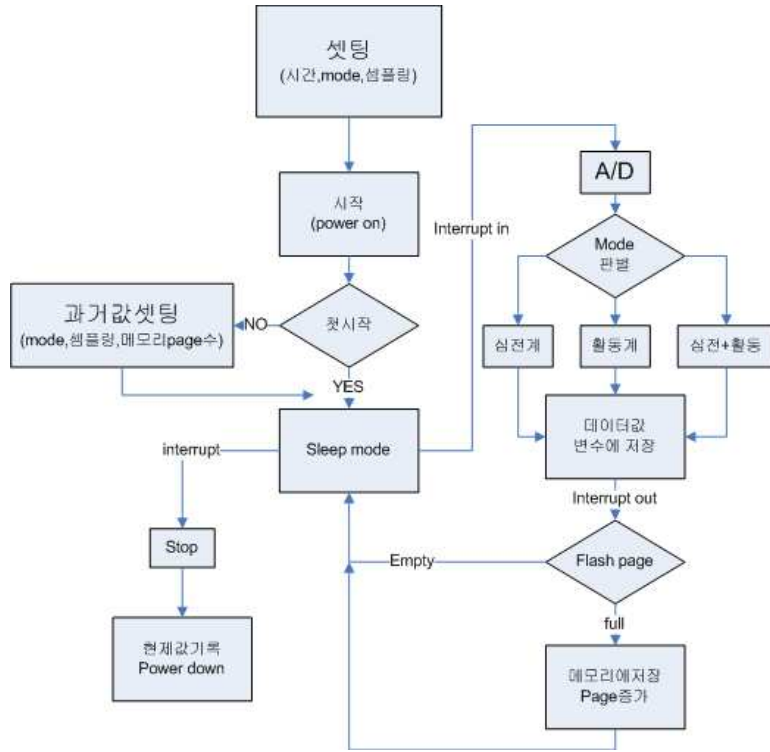


그림 3.15 단말기 제어 펌웨어 흐름도

시작에서 power on Reset 후 외부 영역의 메모리를 참조하여 변수를 복원할 것인지 초기화 할 것인지를 판단한 후 각각의 모듈을 초기화 하고 저장영역의 메모리를 준비한다. 시스템 펌웨어는 크게 플래쉬 제어부와 전원관리부, 데이터 저장 및 관리부, 데이터를 전송할 수 있는 통신부, 아날로그 신호를 받아서 처리하는 아날로그제어부로 구분할 수 있다.

3.3.1 플래쉬 제어부

Flashwrite, Flashread, flasherase의 함수로 플래쉬를 제어하였다.

```
void event_Flashwrite_start(unsigned char space,unsigned int row,unsigned char
row_a28){
    unsigned char add1,add2;
    En_flash();
    add1 = row & 0xff;
    add2 = row>>8 & 0xff;
    Open();
    Command(0x80); //쓰기명령
    Aleopen();
    Address(space);
    Address(0x08);
    Address(add1);
    Address(add2);
    Address(row_a28);
    Aleclose();
}
```

flashwrite의 시작으로써 플래쉬를 데이터 쓰기 대기모드로 바꿔주는 작업이다. 중요한 부분은 우선 칩을 열고 쓰기 명령을 주고 다음에 주소를 받을 수 있는 대기 상태로 올린 후 주소를 하위주소부터 차례로 입력한다 그다음에 데이터를 쓰고 데이터를 쓰면 Flashwrite_end로 칩을 닫아준다.

```

void Flashwrite_end(void){
    unsigned char status;
    Command(0x10);
    Delay();
    Busy();
    Command(0x70);
    status = In();
    if(status & 0x01)
    Print('x');
    Close();
    Dis_flash();
}

```

마지막에 칩을 닫고 오류검사인 0x07을 플래쉬 메모리에 입력한다. 오류가 나면 다시 0x01을 반환하기 때문에 칩이 오류가 되었는지 알 수 있다

flashread도 flashwrite와 같은 형식으로 되어있지만 처음 쓰기명령이 0x00으로 다르다.

3.3.2 데이터 저장부

데이터 저장부는 시스템 중에서 가장 많은 전류를 소비하는 부분이다. 그래서 바로 save power 모드로 들어가기 전 한번만 수행한다.

```
switch(write_flag){
    case 0x01:
        P3OUT |= 0x01;
        write_flag&=~0x01;
        if(memory_count == 0){
            Flashwrite_start(0x00,e_flashcount,row_a28);
            for(i=0;i<512;i++){
                Out(results_2[i]);
            }
            Flashwrite_end();
        }else{
            Flashwrite_start(0x04,e_flashcount,row_a28);
            for(i=0;i<512;i++){
                Out(results_2[i]);
            }
            Flashwrite_end();
        }
        P3OUT &= ~0x01;
        break;
```

.....

```
_BIS_SR(LPM0_bits);
```

write_flag 변수를 뒤서 배열이 차면 메모리에 저장하는 부분으로 하나의 배열 묶음이 차면 다음 배열 묶음은 데이터를 받고 다 찬 배열 묶음은 플래쉬에 저장하게 된다. 512byte가 채워지지 않았을 경우에는 LPM0(low power mode)로 넘어가게 되어 전원관리를 할 수 있다.

3.3.3 데이터 통신부

삼성 NAND 플래쉬 메모리의 특성상 1page가 2048byte이다 그러나 여러 가지 배열이 들어가고 배열의 단순화 때문에 512byte를 번갈아가면서 4번에 1page씩 받는다. 그리고 호스트에 데이터를 전달할때 512byte를 번갈아 가면서 전송한다. 이것은 메모리를 file system이 아닌 0번지부터 읽을 수 있도록 하는 기능을 제공한다.

```
for(j=start ;j<e_flashcount+1;j++){  
  
Flashread_start(0x00,j,0x00);  
for(i = 0; i<512 ; i++){  
    results_2[i] = In();  
}  
Flashread_end();  
  
for(i=0;i<512;i++){  
    Print(results_2[i]);  
}
```


3.3.4 파일 시스템

윈도우 O/S에 맞는 FAT32 포맷을 적용하였다

Offset	0	1	2	3	4	5	6	7	8	9	A	B	C	D	E	F	Access
000FE000	44	41	54	41	20	20	20	20	54	58	54	20	18	9A	B4	06	DATA TXT .습.
000FE010	6B	33	6B	33	00	00	6C	B2	6A	33	04	00	00	78	09	00	k3k3..1뽕3...x..
000FE020	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE030	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE040	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE050	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE060	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE070	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE080	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE090	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE0A0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE0B0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE0C0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE0D0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE0E0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE0F0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE100	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE110	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE120	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE130	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE140	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE150	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE160	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE170	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE180	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE190	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE1A0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE1B0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE1C0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE1D0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE1E0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE1F0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00

그림 3.16 FAT32 데이터 형식에 관한 요소

000FE3A0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE3B0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE3C0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE3D0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE3E0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE3F0	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00	00
000FE400	07	93	0F	E3	07	93	0F	E3	07	93	0F	E3	07	93	0F	E3	.???????
000FE410	81	76	0F	DF	0F	E1	0F	DF	0F	E1	0F	DF	0F	E1	0F	DF	샨.?????
000FE420	0F	E1	80	7F	0F	E4	0F	DF	0F	E4	0F	DF	0F	E4	0F	DF	.?w.?????
000FE430	0F	E4	0F	DF	7F	75	0F	ED	0F	E5	0F	ED	0F	E5	0F	ED	.?u.????
000FE440	0F	E5	0F	ED	0F	E5	7F	77	0F	E8	0F	E9	0F	E8	0F	E9	.??w.???
000FE450	0F	E8	0F	E9	0F	E8	0F	E9	7F	75	0E	E7	0F	E1	0E	E7	.???u.??
000FE460	0F	E1	0E	E7	0F	E1	0E	E7	0F	E1	80	76	00	15	0F	EB	.?????v...
000FE470	00	15	0F	EB	00	15	0F	EB	00	15	0F	EB	7F	76	00	10	...?.?.?v..
000FE480	0F	E8	00	10	0F	E8	00	10	0F	E8	00	10	0F	E8	7F	76	.?.?.?.?v.
000FE490	00	13	0F	EB	00	13	0F	EB	00	13	0F	EB	00	13	0F	EB	...?.?.?..
000FE4A0	7F	77	0A	7E	0F	DF	0A	7E	0F	DF	0A	7E	0F	DF	0A	7E	!w.?.?.?.??"
000FE4B0	0F	DF	81	78	0F	E7	0F	E9	0F	E7	0F	E9	0F	E7	0F	E9	.?x.?????v.
000FE4C0	0F	E7	0F	E9	80	77	0F	E1	0F	E8	0F	E1	0F	E8	0F	E1	.??w.?????
000FE4D0	0F	E8	0F	E1	0F	E8	81	77	0F	E8	0F	EB	0F	E8	0F	EB	.??w.???.??"
000FE4E0	0F	E8	0F	EB	0F	E8	0F	EB	81	77	0F	17	0F	E0	0F	17	.??w.?.?.?v.
000FE4F0	0F	E0	0F	17	0F	E0	0F	17	0F	E0	80	77	00	24	0F	E9	.?.?.?.?w.\$.
000FE500	00	24	0F	E9	00	24	0F	E9	00	24	0F	E9	81	78	00	10	.\$?.\$.?\$.?x..
000FE510	0F	E6	00	10	0F	E6	00	10	0F	E6	00	10	0F	E6	80	77	.?.?.?.?.?w.
000FE520	00	10	0F	E8	00	10	0F	E8	00	10	0F	E8	00	10	0F	E8	...?.?.?..
000FE530	80	77	08	8B	0F	E5	08	8B	0F	E5	08	8B	0F	E5	08	8B	w.????? x..
000FE540	0F	E5	82	78	0F	E5	0F	E5	0F	E5	0F	E5	0F	E5	0F	E5	.?x.?????w.

그림 3.17 data 내용의 기록부분

표 3.1 FAT32데이터 형식에 관한 설명

이름	변위 (byte)	크기 (bytes)	설명
DIR_Name	0	11	짧은 이름
DIR_Attr	11	1	파일 속성을 나타낸다
DIR_NTRes	12	1	윈도우 NT가 사용하기 위해 예약. 파일이 생성되어 수정된 적이 없을 때나 그 후 읽여질 때 0으로 설정된다.
DIR_CrtTimeTenth	13	1	ms 단위의 파일 생성 시각.
DIR_CrtTime	14	2	파일 생성 시간.
DIR_CrtDate	16	2	파일 생성 날짜.
DIR_LstAccDate	18	2	최근 접근 날짜.
DIR_FstClusHI	20	2	이 항목의 첫 번째 클러스터의 상위 워드
DIR_WrtTime	22	2	최근 쓴 시간. 파일 생성
DIR_WrtDate	24	2	최근 쓴 날짜. 파일 생성
DIR_FstClusLO	26	2	이 항목의 첫 번째 클러스터 번호의 하위 워드.
DIR_FileSize	28	4	바이트 단위의 이 파일의 크기를 나타내는 32 비트 DWORD

받은 데이터의 정보는 표3.1에 관한 항목에서 자세하게 설명이 된다. 그리고 데이터는 다음 클러스터인 1024바이트 다음부터 데이터가 썬진다.

3.3.5 아날로그 제어부

데이터를 A/D하고 그 결과를 바로 배열에 입력한다. 배열에 입력하는 데이터는 1채널 high, 1채널 low, 2채널 high, 2채널 low, 가속도 신호의 X좌표, 가속도 신호의 Y좌표로 데이터를 입력한다. 이렇게 입력된 데이터는 호스트 PC의 프로그램으로 심전도신호와 activity 신호를 분리하게 된다.

```
results_2[activ_count] = a1_data>>8;
activ_count++;
switch(activ_count){
    case 512 :
        write_flag |= 0x01;
        break;

    case 1024 :
        write_flag |= 0x02;
        activ_count = 0;
}
results_2[activ_count] = a1_data;
activ_count++;
switch(activ_count){
    case 512 :
        write_flag |= 0x01;
        break;

    case 1024 :
        write_flag |= 0x02;
        activ_count = 0;
}
```

3.3.6 시스템 모드

그림 3.18은 각각 선택 모드에 관한 블록 다이어그램이다.

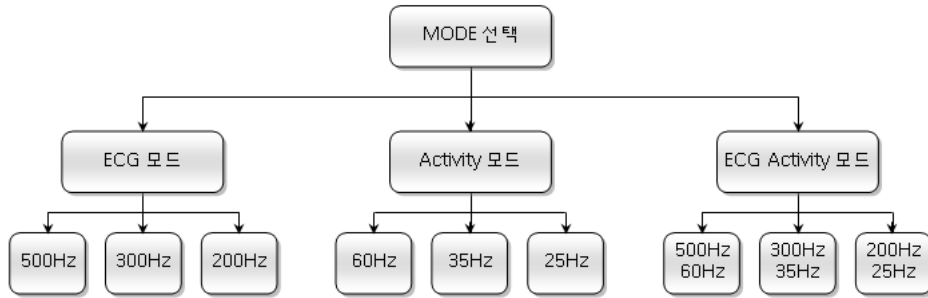


그림 3.18 단말기 설정 mode

피검자는 특징에 맞춰서 각각의 모드를 선택하고 샘플링을 선택할 수 있게 한다. 표 3.2는 모드별 주요특징을 나타내고 있다.

표 3.2 모드별 주요 특징

Mode	내용	주요 특징
ECG	2 or 3채널 홀터 심전도 측정	24 / 48시간의 홀터 전문 기능 수행
Activity	활동량 데이터만 측정	최장시간의 활동량 분석 가능 피검자에 적합한 샘플링 가변가능
Dual	두 가지 데이터의 동기화 측정	홀터 분석과 활동 분석의 동기화된 결과 분석 가능

3.4 시스템 설정 및 백업 프로그램

본 시스템의 설정 및 데이터 백업 프로그램을 그림 3.19에 나타내었다.

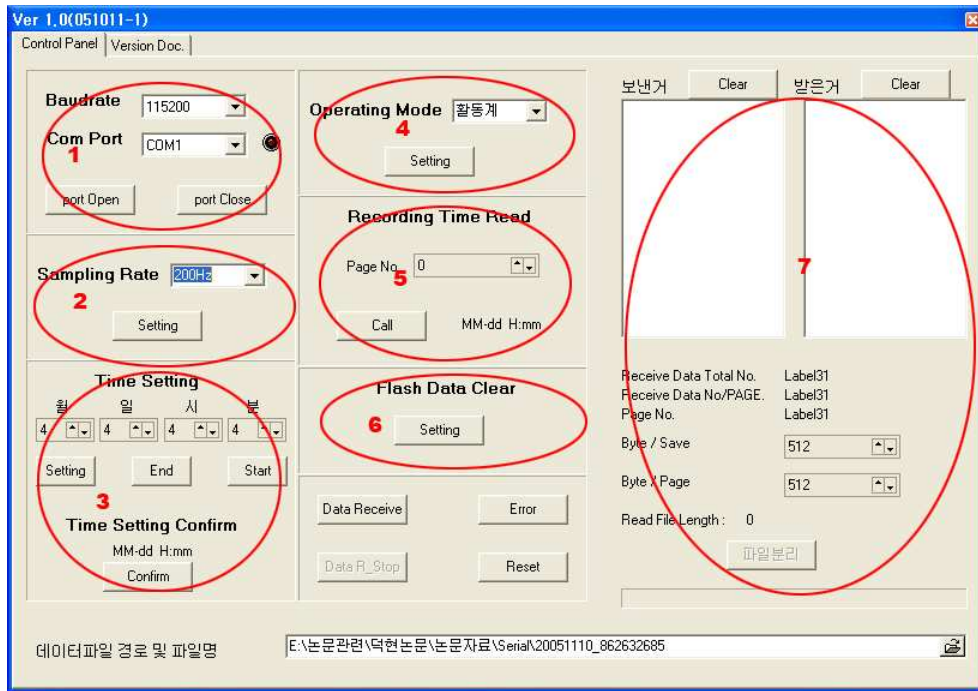
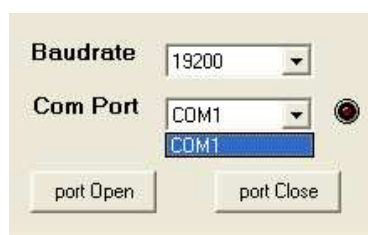
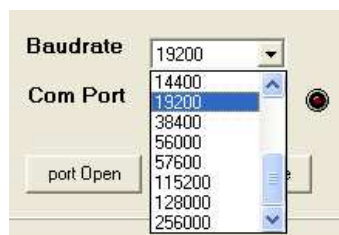
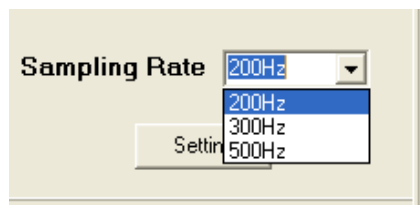


그림 3.19 설정 및 데이터 백업 프로그램

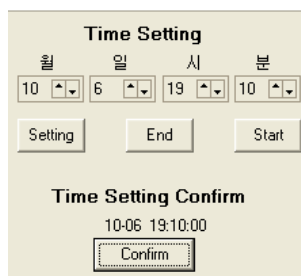
본 시스템에서의 셋업 설정은 시리얼 통신으로 설정을 작업할 수 있게 하였다
 (1). 보레이트는 110부터 256000까지 지원하였고 포트는 현 PC에 연결할 수 있는
 포트가 자동적으로 잡힌다.



Sampling Rate는 각각의 모드별로 3가지의 선택권이 있다. 예를 들어 심전도를 선택할시 500Hz, 300Hz, 200Hz로 선택을 할 수 있다 (2)



Time Setting은 현재 시간을 기록한다. 그러면 real time IC 에 의해서 시간이 기록된다. 그러면 이 시간으로 저장시 참조하게 된다. 그리고 Time Setting Confirm에 의해서 현재 시간을 알 수 있도록 하였다.(3)



Operating Mode는 심전도 모드, 활동계 모드, 심전도 + 활동계모드 3가지를 선택할수 있다.(4)



Recording time read는 시작 page에 관한 시간을 가지고 올수 있다. 데이터를 처음 저장할 때 시간을 같이 기록하게 되는데 그 시간을 알 수 있는 장치이다.(5)

Recording Time Read

Page No. 0

Call 10-06 19:18:34

Flash Data Clear는 데이터를 다 받고 플래쉬를 지울때 사용된다(6)

Flash Data Clear

Setting

프로그램에 창은 데이터의 응답을 알아볼 수 있는 창이다.(7)

보낸거	Clear	받은거	Clear
AD		AE	
10		AF	
06		BA	
19		10	
10		06	
AE		19	
AF		10	
BA		00	

Receive Data Total No. Label31
 Receive Data No/PAGE. Label31
 Page No. Label31

Byte / Save 1024

Byte / Page 1024

Read File Length : 0

파일분리

그림3.20은 프로그램 기능 구성 및 Data 흐름도이다.

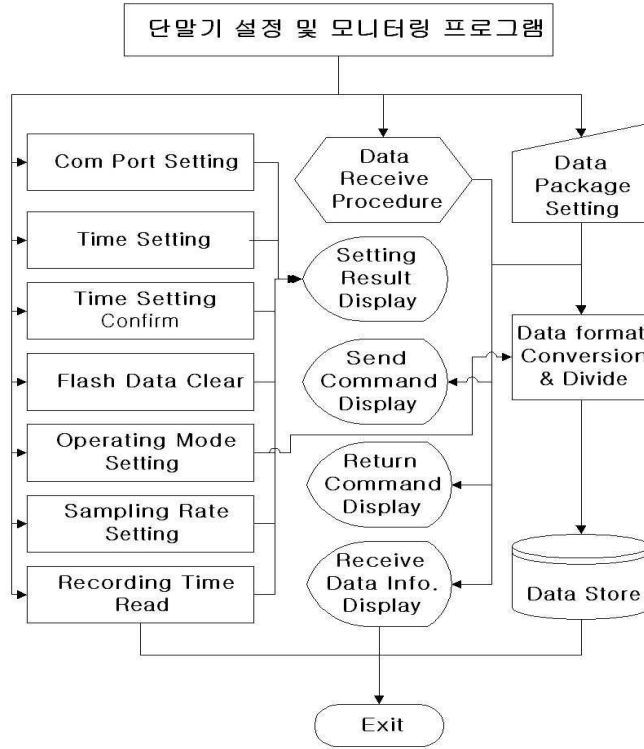
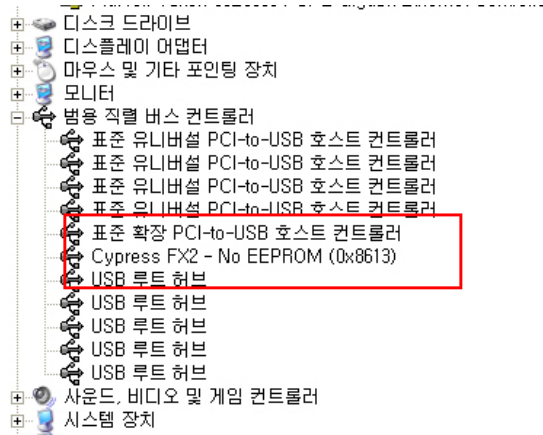


그림 3.20 단말기 설정 및 모니터링 프로그램 흐름도

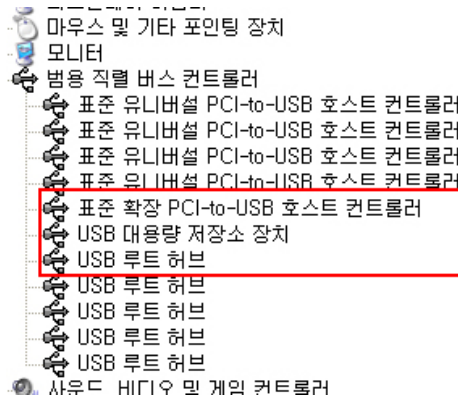
제 4 장 실험 및 결과

4.1 플래쉬 메모리 장치인식

첫 플래쉬 메모리를 PC에 접속하면 USB mass storage Class를 이용 장치관리자에 USB가 등록이 된다.



등록이 된 USB mass storage는 다시 대용량 저장소로 재등록이 되어 USB Class를 마무리 하게 된다.



그리고 메모리에 파일시스템 FAT32를 장착시키면 그 후에 이동식 디스크로 플래쉬 메모리가 등록이 된다.



데이터가 올라오면 호스트 프로그램의 데이터 분배기능을 이용, 데이터를 분리할 수 있다.

4.2 자세 검출

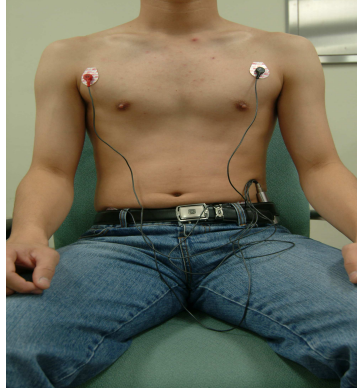


그림 4.1 시스템 장착

가속도 센서는 x축을 수직으로 y축을 수평으로 장착하였다. 그리고 오른쪽 골반뼈에 부착을 하였고 고정하기위해 허리띠 안쪽으로 착용을 하였다.

그림4.2는 자세 검출 결과를 보여 준다

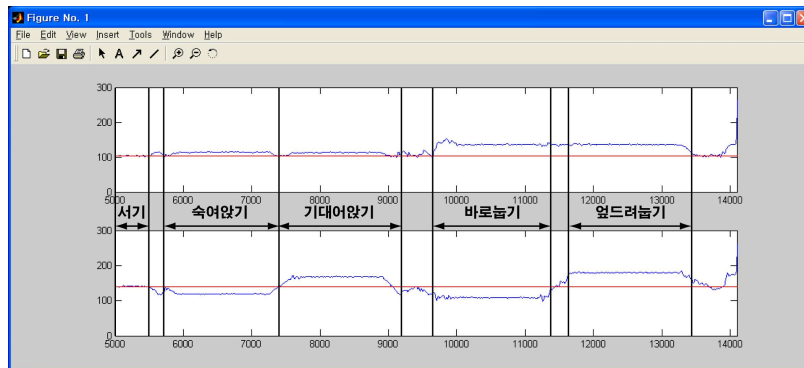


그림 4.2 자세 검출 결과

측정된 가속도 센서의 원신호에서 DC성분을 추출하여 일상생활 중 빈도수가 가장 높은 대표적인 자세인 서기, 숙여앉기, 기대어 앉기, 엎드려 눕기 4가지의 자세변화를 검출 할 수 있음을 알 수 있다.

자세에 대한 초기 DC 문턱치를 측정하여 개인의 생활 특성에 맞는 적응형 알고리즘을 적용하면 개인별 변위 차이에서 오는 오차율을 최소화 할 수 있을 것이다. 이것의 검출로 인해 심전도 신호의 이상증후를 판별할시 자세의 변화를 고려할 수 있을 것으로 보인다.

4.3 동적 동작 구분

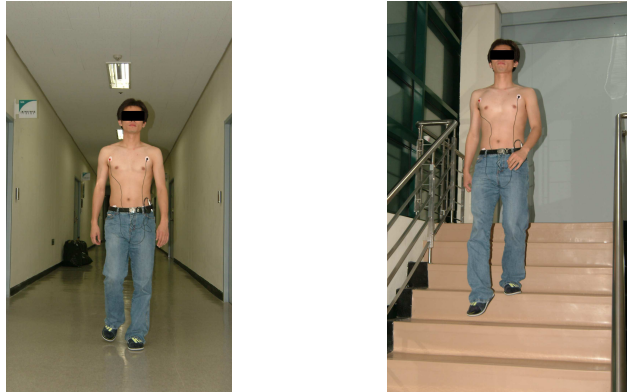


그림 4.3 걷기와 계단 내려가기

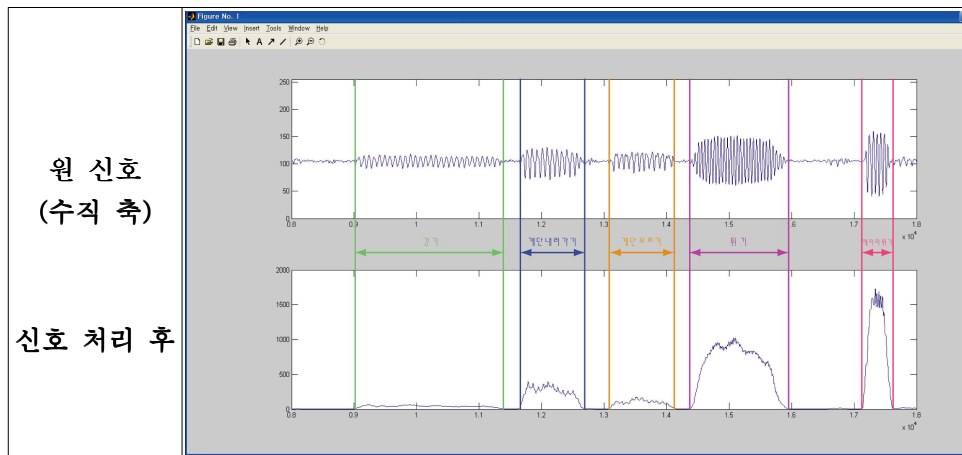


그림 4.4 동적 동작 구분

그림 4.4는 가속도 센서를 피검자에 부착하여, 피검자의 수직축(길이 방향) 가속도 센서 신호를 기록한 것이다. 이 결과와 같이 각각 걷기, 계단내려가기, 계단오르기, 뛰기, 제자리뛰기의 동적 동작이 AC Power의 평균값의 문턱치에 의해 구별됨을 알 수 있다.

4.4 심전도 + 가속도 신호

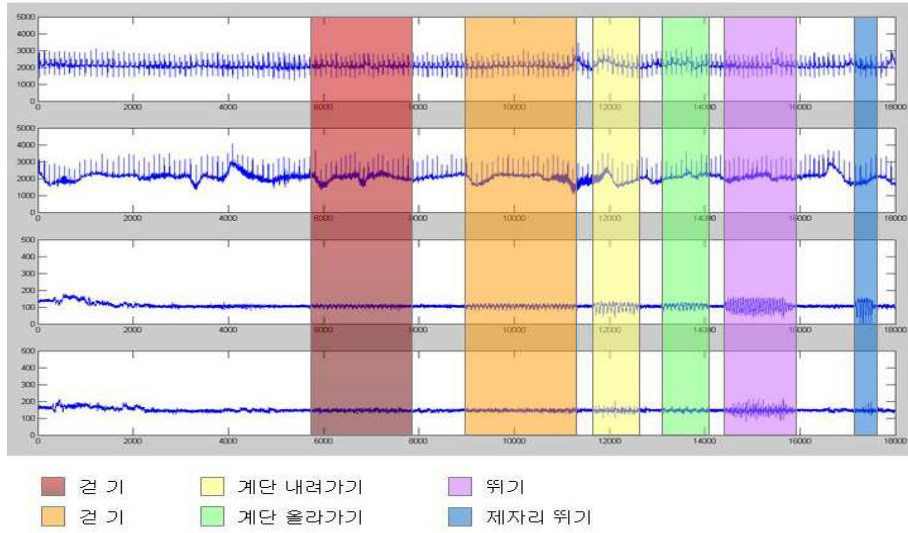


그림 4.5 동작구분과 심전도 신호

그림 4.5는 걷기, 계단내려가기, 계단올라가기, 뛰기, 제자리 뛰기를 하여 데이터를 받아서 상호 관계를 간단하게나마 알아보았다.

4.5 신호분석

장시간 데이터를 받아서 상호 관계를 간단하게나마 알아보았다. 샘플링은 300Hz로 하였고 약10분 가만히 있고 운동하고 마지막으로 다시 쉬는 데이터를 사용하였다. 그리고 주변의 정보를 중간값 대체하는 메디안필터를 써서 베이스라인을 제거해보았다.

그림 4.6은 운동전 심전도와 가속도신호를 보여준다.

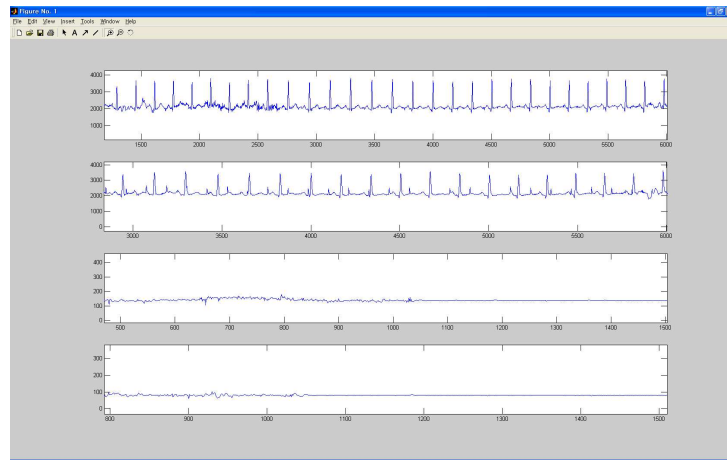


그림 4.6 운동전 심전도와 가속도신호

그림 4.7은 운동전일때 부분을 메디안필터를 써서 베이스라인을 제거했고 QRS Detection을 검출하였다.

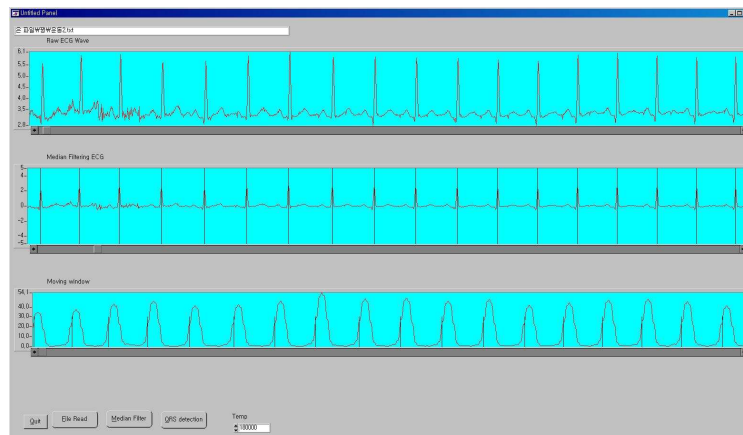


그림 4.7 운동전 메디안필터 적용과 QRS검출

그림 4.7에서 보면 약 15초정도에 18번 검출된 것을 볼 수 있다.
 그림 4.8은 운동중간에 심전도와 가속도신호를 그림에 나타내었다.

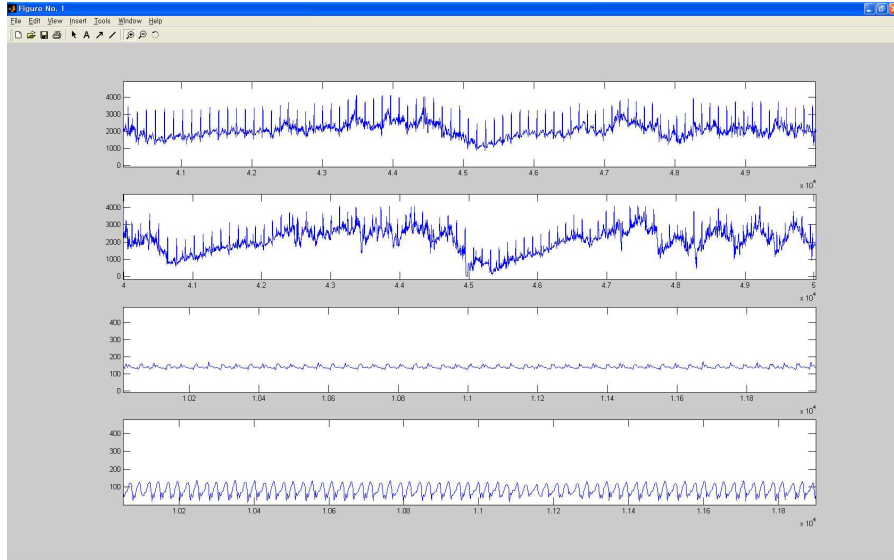


그림 4.8 운동할때의 심전도와 가속도 신호

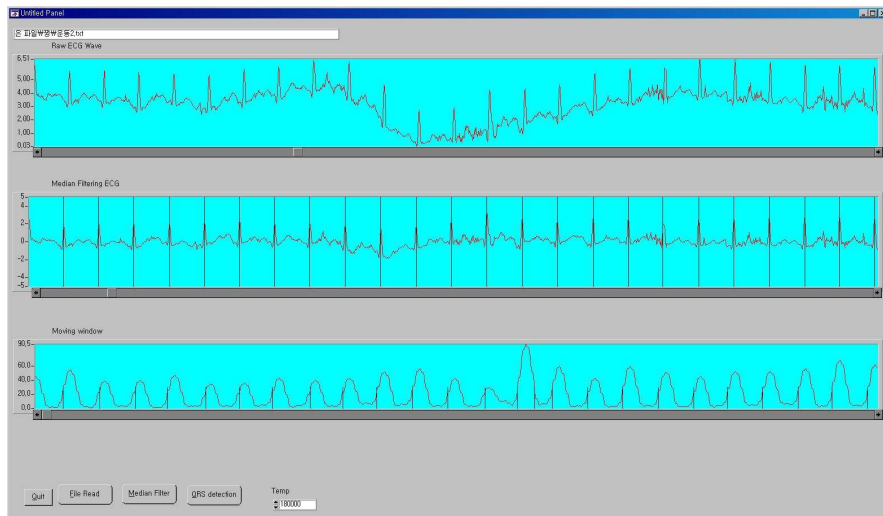


그림 4.9 운동할때의 심전도신호의 QRS 검출

그림 4.9는 약 15초에 24번 QRS가 검출된다. 또한 가속도 신호도 초기 운동전 신호일때와는 움직임이 느껴진다.

그림 4.10은 마지막 운동을 마무리하고 쉴때의 신호이다.

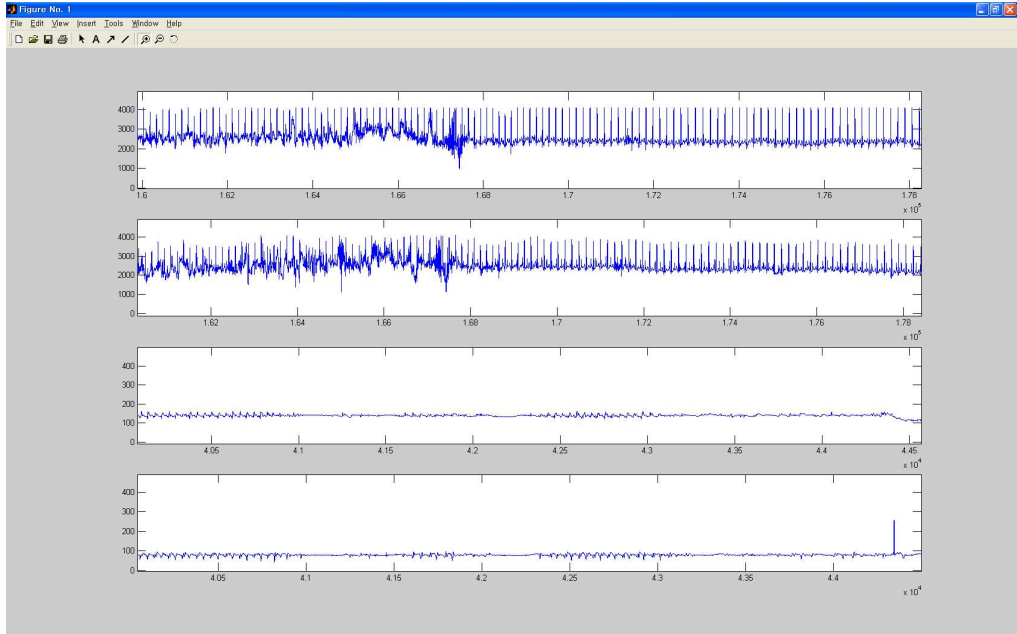


그림 4.10 운동을 끝낸후 심전도와 가속도신호

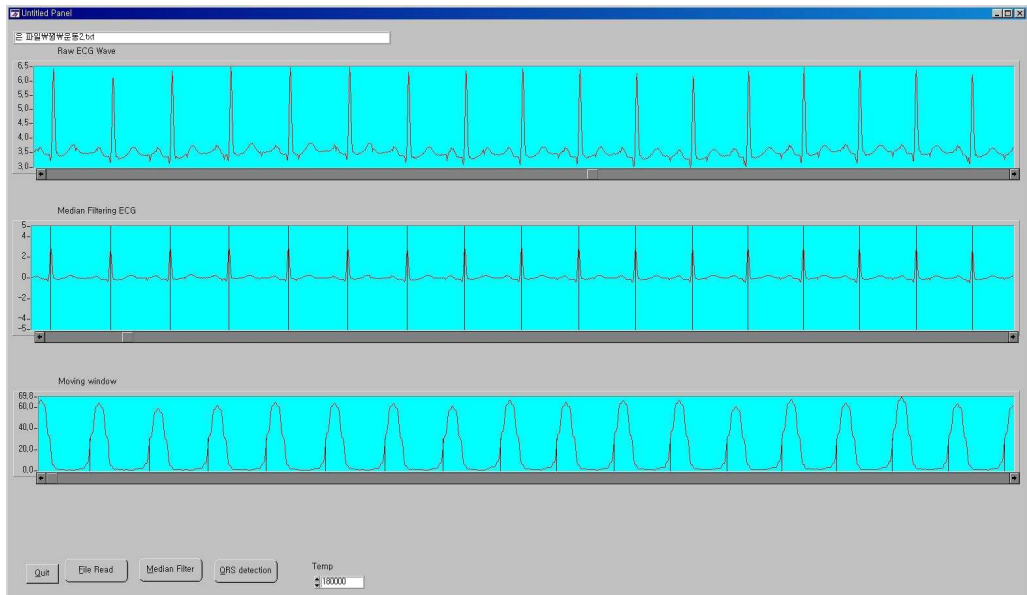


그림 4.11 운동을 끝낸후 심전도의 QRS검출

표4.1 15초에 대한 검출된 R값 비교

	운동전	운동중	운동후
검출된 R값	18번	24번	17번

실험결과에서 알 수 있듯이 운동전 처음 데이터는 일상생활에서 보이는 심전도를 볼 수 있다. 그것에 따라서 가속도 센서는 신체의 정적인 부분을 판별할 수 있다. 그리고 운동중에는 심전도 신호의 R값의 좁아지면서 맥박이 증가하는 것을 볼 수 있다. 그때 가속도 신호는 신체의 운동부분을 판별할 수 있을 정도의 신호를 보이고 있다. 그리고 운동후 심전도 신호는 다시 일상적인 R값을 볼 수 있고 그것에 다른 가속도 신호도 신체의 움직임이 없는 것으로 판별할 수 있다. 이로써 심전도 신호와 가속도 신호에 대한 상관관계를 간단하게 확인하였고 심전도 신호와 가속도신호의 동시 데이터 취득으로 인해 심전도 이상시 신체에 대한 동적인 구분과 자세를 판별함으로써 심전도의 이상 판별에 대한 신뢰도를 증가시킬 수 있을 것으로 보인다.

4.6 시스템 특성

표 4.2은 기존시스템과 본 논문의 연구 시스템에 대한 비교를 나타내고 있다.

표 4.2 기존시스템과 연구 시스템의 비교

	기존 시스템	본 논문의 연구 시스템
샘플링	128Hz	200,300,500Hz
대역폭	0.05Hz - 40Hz	0.05Hz - 100Hz
저장시간	48H	표 4.2

기존 시스템은 대부분 샘플링이 하나로 정해져 있지만 본 연구시스템에서는 각각 200, 300, 500Hz의 다양한 샘플링 선택을 통하여 좀더 정확한 데이터를 얻을 수 있게 하였다. 그리고 대역폭도 100Hz까지 증가시켜 좋은 성능을 보이도록 하였다. 그리고 기존 시스템에서는 저장시간이 48시간으로 고정되어 있는 반면 본 연구 시스템은 각각의 모드별 저장시간이 기본 300Hz로 했을때 4일정도 저장시간을 보였다.

표 4.3은 모드별 소비전류에 따른 단말기 동작시간이다.

표 4.3 모드별 소비전류

Mode	소비 전류 측정값	동작 가능 시간 계산값 (3V 1250mAH)
Holter ECG(300sps)	13mA	96Hour(4Day)
Activity(75sps)	11mA	113Hour(4.7Day)
Dual(380sps)	15mA	83Hour(3.4Day)

표 4.4에서 메모리 측면에서 본 홀터 심전계 및 활동량계 저장시간을 기록하였

다.

표 4.4 모드별 저장시간 환산 결과

Mode	Holter ECG		Activity	Dual	
	300sps	200sps		300/75sps	200/50sps
	2ch	2ch	75sps	2ch	2ch
저장 시간	59H /2.4D	88.8H /3.7D	444H /18D	55H /2.3D	72H /3D
Raw Data Full Store, "ch"--> Holter ECG channel, 256M Flash Memory					

표 4.4는 모드별 설정별 신호 획득에 대한 초당 샘플링을 표현한 것이다. 본 시스템에서 사용된 플래쉬 메모리의 용량을 이용하여 환산 하였을때 각각 표4.2와 같은 결과가 나온다. 따라서 배터리 용량으로 인한 파워다운이 될 때까지 계속 데이터를 받을 수 있다. 본 시스템 설계에 있어 설계입력사항으로 IEC60601-2-47 Ambulatory Electrocardiographic systems와 "ANSI/AAMI EC38:1998" Ambulatory electrocardiographs를 만족 할 수 있도록 설계 하였다.

제5장 결론

본 시스템은 저전력, 소형화에 적합한 MSP430을 이용하고 심전도 신호와 가속도 신호를 적당한 모드로 A/D 한 후 카드형식이 아닌 플래쉬칩에 저장을 하였다. 그리고 대용량의 데이터를 손실 없이 효과적으로 관리 할 수 있도록 간단한 파일 시스템의 형식으로 데이터를 관리하였고 전원의 관리로 데이터 저장 시간을 늘렸고 저장된 대용량의 데이터를 분석할 수 있는 시스템으로 전달하기 위해 USB Storage Class Driver를 이용 드라이버 설치 없이 전달하였고 호스트 컴퓨터에서 데이터를 분리 분석하였다. 또한 측정된 심전도를 이용 Median필터를 통해 결과를 보았고 QRS detection을 하여 QRS를 검출하였다. 그리고 가속도 신호에 의한 동적 구분과 정적 구분을 판별해보았다. 간단하게나마 심전도 신호와 가속도 센서의 신호 분석으로 움직임이 없을때와 운동을 할때의 신호의 상관성에 대해 확인하였다.

향후에는 전원에 관한 개발, 데이터 저장용량 확대, 소형화로 재택 의료기기에 부합 할 수 있는 시스템의 개발이 가능할 것으로 보이고 가속도 신호를 분석하여 자세 구분 및 행동 구분 알고리즘을 개발하여 편마비 환자, 노인행동 분석에 이용이 가능할 것으로 보인다. 또한 가속도 센서 신호의 분석으로 동적인 자세와 정적인 자세를 더욱더 확실히 구분하여 홀터 신호만으로 심전도와 일치되는 동작을 알 수 있을 것으로 보인다. 또한 심전도와 가속도 신호의 상호 관계에 대한 알고리즘 개발로 심전도의 이상증후를 가속도 센서의 신호로 좀더 정확하게 분석 할 수 있을 것으로 보인다.

참고 문헌

1. Brownson R, Smith C, Dean C, DePrima L. Controlling cardiovascular disease. The role the local health department. Am J Public Health 82(10):1414-1415, 1992
2. P.W Macfarlane, " A brief history of computer-Aided electrocardiography", Meth.Inform.Med, vol.29 1990
3. 정현권 " 심전도를 이용한 24시간 연속 건강상태 모니터링 시스템 개발에 관한 연구", 석사학위 논문, 전남대학교 대학원 2003
4. 이승형 " 가속도 센서를 이용한 행태 분석 모니터링 시스템 개발" 석사학위 논문 연세대학교 대학원 2003
5. GE 1997
6. Welin L, Tibblin G, Svardsudd K, Tibblin B, Ander-Peciva S, Larsson B, And Wilhelmsen L. Prospective study of social influences on mortality. Lancet 1985;i:915-18)
7. AAMI AAMI Standards and Recommended Practices, Biomedical Equipment, Part 2-Monitoring and Diagnosis Equipment 1995
8. J.F.Leclercq, Ph Coumel,"Ambulatory Electrocardiogram Monitoring" Hopital Lariboisiere, pp 1063-1106
9. http://bme.snu.ac.kr/bospital/research/R&D/2_2_13.htm
11. Kim L, Coleman Douglas G Smith, David A boone, Aaron W, joseph Michael A. del Aguila, "Step activity monitor: long-term, continuous recording of ambulatory function: Journal of Rehabilitation research and Development Vol 36 NO.1 1999)
12. F Foerster, M Smeja, J Fahrenberg "Detection of posture and motion by accelerometry: a validation study in ambulatory monitoring", computers in Human Behavior Vol15 1999
13. 전대근 "Hermite 모델을 이용한 T파 맥동 분석" 박사학위 논문 연세대학

교 대학원 2003

14. Manson JE, Willett WC, Stampfer MJ, Colditz GA, Hunter DJ, Hankinson SE et al. Body Weight and mortality among women. N Engl J Med 1995;333: 677-685

15. Gunnell DJ, Frankel SJ, Nanchahal K, Peters TJ, Davey SG. Childhood obesity and adult cardiovascular mortality: a 57-y follow-up study based on the boyd Orr cohort. Am J Clin Nutr 1998;67:1111-1118

16. 한상훈 “Ambulatory Electrocardiography 시스템 구현에 관한 연구” 석사 학위 논문 연세대학교 대학원 2003

ABSTRACT

The development of HOLTER-ECG with Accelerometer and implementation of Transmission System using USB Class Driver

Kim, Duck-hyun

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

The purpose of this study is the development of cardiovascular diseases diagnosis system with acceleration sensor.

The whole system is composed of the part of power supply, the part of analog that receives the ECG signal, the part of digital that processes signals, stores data in memory and takes charge of management of electric power, the part of data communication using USB mass storage class driver to transmit data to host program, and the part of host data storage that saves data in host program, manages Raw Data.

To supply power at a regular 3.3V, using a DC-DC Converter, we take the 3.3V regular power supply from a battery, and installing USB, we can reduce the power consumption, designing a circuit to be able to USB power when the battery power is OFF. We use MSP430 as a main CPU for the digital part. It is easier to manage the power variously because it has 5 kinds of power mode, and there is a merit to its miniaturization, because many functions are combined at CPU.

The Samsung flash memory has a combined line with the data and the address line, so it is more suitable to MSP430 which has no address line. Acquisition data is supposed to be stored as a file system, which is able to be transmitted through USB.

Meanwhile, an existing Holter system has a fixed single sampling, but the system for this study has various samplings of 200Hz, 300Hz, 500Hz. This system can make a better analog bandwidth from 0.05Hz to 100Hz, and most of the existing systems' storage time is about 48 hours but with this system we can control the storage time from at least 83 hours to at maximum 113 hours. Also, if we chose chips for miniaturization the most parts of this system, so we could solve the problem of volume in comparison of former one. Also depending on choosing electrocardiogram, acceleration, dual-mode, it seems to be able to make each distinction between acceleration and ECG signal. We also chose dual-mode, so we can make a more exact distinction based on movement and posture of a body, when distinguishing strange symptoms about the ECG signal. The existing system has serial communication as a way of transmission, but this one utilizes a USB transmission, so this can make the system transmit data of a much larger scale.

Throughout the study, we can expect to develop a system that is appropriate to medical equipment for home health care using enlargement of data storage, miniaturization, and simple USB interface.

Key words : ECG signal, USB, USB class driver, acceleration signal