

유연성 벨트형의 다중생체신호
저장 및 무선전송 시스템
설계 및 평가

연세대학교 대학원
의 과학과
이 용 귀

유연성 벨트형의 다중생체신호
저장 및 무선전송 시스템 설계 및
평가

지도교수 유 선 국

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 12 월

연세대학교 대학원

의 과 학 과

이 용 귀

이용귀의 석사 학위논문을 인준함

심사위원_____인

심사위원_____인

심사위원_____인

연세대학교 대학원

2008 년 12 월

감사의 글

2006년 10월 인턴을 시작으로 지금까지 약 2년 반의 시간을 돌이켜 생각해 보면 퍼즐을 하나하나 끼워 맞추며 처음엔 한도 끝도 없어 보이던 많은 공부할 것과 많은 일들이 헝크러져 버린 퍼즐처럼 막막했지만 한 조각 한 조각 끼워 맞춰 나가다 보니 완성하기까지에 이르렀습니다. 저의 연세대학교 의학공학교실 대학원 생활의 큰 퍼즐을 완성하기까지 도와주신 고마운 많은 분들에게 감사의 말을 전하고 싶습니다. 먼저 인자하신 모습으로 제가 다양한 연구를 할 수 있도록 최선을 다해 지도해 주시고, 채찍질도 마다하지 않으신 지도교수님 이신 유선국 교수님께 깊은 감사를 드립니다. 저의 논문심사를 위해 어려운 시간을 내 주시고 많은 충고와 조언을 해주신 심사위원 이문형 교수님과 정현수 교수님께도 감사의 말씀을 전하고 싶습니다.

의학공학교실에서 연구하면서 자주 뱉지는 못했지만 신사중에 신사이신 김남현 교수님, 김덕원 교수님, 서활 교수님, 박종철 교수님께도 진심으로 감사드립니다.

연구실의 제일 큰 형님 정석명 박사님 연구적인 면에서나 생활적인 면에서 많은 조언을 해주시고 카리스마 있는 모습으로 이끌어 주셔서 정말 감사드립니다. 너무나도 부드럽고 따뜻하며 실력을 겸비 하신 박순만 박사님, 연구실에서 굶은일을 하시며 고생하신 김동근 박사님, 항상 웃음과 편안함으로 반겨주시는 원윤재 박사님, 새로 오신 연구실의 포스트 닥터, 같은 전주 출신이며 눈웃음이 따뜻한 이미희 박사님, 의사출신이시며 석사를 마치신 기원이형, 저 잘되라고 뒤에서 걱정해주시고 언제나 제게 질타와 구박을 하여 제가 공부 하도록 만들고 부족한 저를 가르쳐 주었던 봉문이형, 언제나 강렬한 독수리 눈빛을 날리지만 알고 보면 따뜻한 국진이형, 연구실의 유일한 멘사회

원이고 흉내 내기의 달인이신 정진이형, 삼성으로간 엘리트 호현이형, 연구실 최고의 순수남 민규형, 밤이 되면 살아나신다는 하영이형, 네이버신 동훈이형, 이제 의사가 되어 공부를 시작한 아름다운 수정이 누나, 능력이며 취미며 최고의 덕찬이형, 프로그램의 대가인 똑똑한 동헌이, 언제나 함께 해주고 따뜻하게 해주며 선배로써 저를 이끌어 주고 틀린 거는 지적해주고 함께 웃고 울며 재밌게 지내었던 저보다 항상 딱 한 발짝 앞서는 영재형, 형이랑 함께 해서 재밌고 즐거운 연구생활을 할 수 있었던것 같아요. 고마워요! 하지만 대전 내려갔을 때 절 안만나준거는 평생 기억할꺼예요. 하하 연구실의 영악한 여우를 가장한 바보, 묘한 매력의 소유자 윤정이, 떡벌어진어깨와 수염으로 연구실에 상주하며 질적으로 도움을 많이 줬던 우리들의 멧쟁이 충기형, 처음 만났을 때 ‘나 너랑 동갑이야’ 라고 말하던 센터의 핵정채군, 항상 즐거움과 사람들을 이끌 줄 아는 에너지의 소유자 이며 직속선배로써의 모범과 길을 열어나가는 행복한 사나이 작은 거인 도윤이형, 생활의 달인에 출연해도 될 만한 정리의 달인 도성이형, 언제나 은은한 말투로 다가와주는 친절환 상용이형, 앞으로 부품업계의 큰손이 될 인호형, 항상 옆자리에 앉아서 서로의 진지함과 웃음과 고민을 나누며 힘이 되어준 나의 동기 한규, 언제나 성내지 않고 웃음으로 받아주는 일본의 대가 오타쿠 동규형, 동갑이지만 학기가 다른 공학원의 카사노바 광수, 순수한 것 같지만 가슴에 털이 나있고 소리 없이 등장하고 사라지는 수호, 지금은 같이 없지만 힙합보이 현택이, 착한 줄 알았는데 본색을 드러낸 아리따지만 나이 많은 성혜누나, 식약청의 파트타임 은정이, 우리들의 버럭 쟁이, 하지만 귀여운 주현이, 센터에서 홀로 외로이 커피를 내리시며 밝게 맞아주시는 은선이 누나, 연구할 때 몸과 마음까지 도와주었던 친구 성업이 에게도 감사의 뜻을 전합니다. 그리고 항상 자신의 몸보다 아들의 몸을 걱정

해 주시는 사랑하는 어머니와 저를 항상 믿어주시고 잘돼라 하시는 버팀목이 되어 주시는 아버지, 언제까지나 나의 영원한 영혼의 가르침이 되는 나의 형, 항상 내 걱정으로 가득한 누나, 사랑하는 가족들에게도 깊은 감사의 뜻을 전합니다. 또한 자주 보진 못하지만 고향에 내려갈 때에 변함없이 그 자리를 지켜주고 나에게 힘을 주던 친구들과 형 누나들 규상, 형근, 승주, 성우, 상협, 의빈, 대우, 민기, 중연, 보람, 현욱, 덕환, 은정, 유주, 선정, 제나 그리고 동아리 사람들 전체와 저에게 힘이 되어준 모든이에 감사의 말을 전합니다.

다시 한번 저를 낳아주시고 길러주신 부모님께 감사드립니다.

2009년 1월 어느 겨울날

이 용 귀 드림

<차례>

국문요약	1
I. 서론	3
II. 재료 및 방법	6
1. 전체시스템의 관련 기반 이론 및 기술	6
가. 심전도 (ECG : Electrocardiogram)	6
(1) 심전도정의	6
(2) 심장의 해부학적 구조와 기능	6
(3) 심전도 측정 방식	10
나. 무선통신 프로토콜 (IEEE 802.15.4)	13
(1) IEEE802.15.4 PHY(Physical Layer)계층	14
(2) IEEE802.15.4 MAC(Medium Access Control)계층	15
(가) IEEE 802.15.4 Superframe 구조	16
다. SD 메모리 파일시스템 (FAT : File Allocation Table)	18
(1) 파일시스템 소개	18
(가) FAT16	20
(나) FAT 파일시스템들의 비교	20
(2) FAT 파일시스템 구조	20
(가) 부트 레코드(Boot Record)	22
(나) 예약된(Reserved) 영역	22
(다) FAT #1 영역과 FAT #2 영역	23
(라) 루트 디렉토리 영역 (FAT16에만 존재)	23
(마) 데이터 영역(파일과 디렉토리)	24
(바) 사용하지 않는(Unused) 영역	24
(사)영역별 정리	24

2. 하드웨어 구성	25
가. 심전도 회로(ECG measuring circuit)	25
(1) 심전도 회로	25
(가) 심전도 전극	25
① Ag-Agcl electrode 와 Active electrode	25
② Active electrode	27
③ Active electrode 하드웨어 구성	27
④ 독립화된 Active electrode	31
(나) 심전도 측정 하드웨어 구성	32
(다) QRS 검출 하드웨어 구성	34
나. Motion artifact rejection circuit	34
(1) Motion artifact rejection circuit	34
(가) Motion Artifact 정의	35
(나) Motion artifact rejection 하드웨어 구성	35
① 가속도계 (Accelerometer)	37
② MMA7260QT features	37
(다) MMA7260QT 동작 원리	37
(2) 심전도 신호 보정 알고리즘	38
(가) 기저선 변동 잡음의 정의	38
(나) 심전도 신호 보정 알고리즘	39
다. 대용량 저장장치(Secure Digital memory card)	40
(1) Micro Secure Digital memory card	40
(가) 대용량 저장장치 소개	40
(나) 대용량 저장장치 하드웨어 구성	42
① Micro SD 저장 모듈 MCU (ATMega64 의 특징)	42
② 74HC4050 (Hex high - to - low level shifter)	43
③ AUTF-08WP01 (Micro SD socket)	44
(다) 대용량 저장장치 동작원리	44
라. 무선통신 네트워크 (Wireless network : Zigbee)	48

(1) 8 bit 마이크로 프로세서 (ATMega128)	48
(가) ATMega128의 특징	48
(2) RF모듈 CC2420	50
(가) CC2420 특징	50
(3) Zigbee 모듈 하드웨어 구성	52
마. Display program	53
(1) Visual basic 의 개요	53
(가) Visual Basic의 의미	54
(나) Visual Basic의 특징	54
(다) Visual Basic의 종류	54
(라) Visual Basic의 개체	55
(2) 통신 프로토콜 (UART : Universal asynchronous receiver / transmitter)	56
(가) RS-232C	56
(나) RS-232C 통신방식	58
① 동기식 전송방식과 비동기식 전송방식	58
② Baud Rate	61
III. 결과	62
1. 전체 시스템 및 실험방법	63
2. 하드웨어 결과	65
3. 소프트웨어 결과	69
4. 데이터 결과	72
IV. 결론 및 고찰	81
참고문헌	86
Abstract	88

그림 차례

Figure 1. 심장의 해부학적 구조	8
Figure 2. 심장의 여러 영역에서 얻은 대표적인 전기적 활동 및 전형적 심전도 파형	9
Figure 3. The generation of the ECG signal in the Einthoven limb leads	9
Figure 4. (A) The 10 ECG leads of Waller. (B) Einthoven limb leads and Einthoven triangle.	11
Figure 5. IEEE 802.15.4 PHY 계층 패킷 구조	15
Figure 6. IEEE 802.15.4 슈퍼프레임 구조	17
Figure 7. FAT16의 파일시스템의 구조	21
Figure 8. FAT32 파일시스템의 구조	21
Figure 9. Ag-Agcl 전극	26
Figure 10. Active electrode 의 구성도	27
Figure 11. OPA124 CONNECTION DIAGRAMS	28

Figure 12. Diagram of the amplifier used with an indirect-contact electrode (Cs) and signal source (ECG source, V_s)	29
Figure 13. Block diagram of indirect contact ECG measurement.	30
Figure 14. (a) Active electrode (b) Shield 된 Active electrode	31
Figure 15. 독립화된 Active electrode의 구성도	31
Figure 16. 독립화된 Active electrode 의 Top view.	32
Figure 17. 심전도 회로 구성도.	33
Figure 18. QRS detect회로 구성	34
Figure 19. Main Block of the motion artifact rejection circuit.	35
Figure 20. MMA7260QT 가속도계 및 구성 회로	36
Figure 21. Simplified Accelerometer Functional Block Diagram	36
Figure 22. 지상에서 센서의 움직임에 의한 출력 비교	37

Figure 23. Simplified Transducer Physical Model · · · · ·	38
Figure 24. 심전도 기저선 변동의 예 · · · · ·	39
Figure 25. 심전도보정 알고리즘 블록다이어그램 ·	40
Figure 26. Micro SD memory card 의 모습 과 SD 카 드와 크기 비교 · · · · ·	41
Figure 27. SD 카드내부의 Block Diagram · · ·	41
Figure 28. Micro SD 메모리 저장 모듈 하드웨어 구성 도 · · · · ·	42
Figure 29. 핀 구성과 로직 심벌 · · · · ·	43
Figure 30. ATmega64 외부 형태. · · · · ·	43
Figure 31. 74HC4050 각 핀 설명. · · · · ·	44
Figure 32. AUTF-08WP01 specification. · · · · ·	44
Figure 33. SD card mode pin definition · · · · ·	45
Figure 34. Data Transfer Timing diagram · · ·	46
Figure 35. SD memory Initialize process · · · ·	46
Figure 36. The whole block diagram of the memory	

device	47
Figure 37. ATmega128(L) 외부 형태.	50
Figure 38. CC2420 칩 과 CC2420 Typical Application circuit	52
Figure 39. ATmega128 과 CC2420 회로 연결도	52
Figure 40. The whole Block diagram of the wireless vital sign measurement device	53
Figure 41. DB-9 RS232C connector 연결핀 표시선	58
Figure 42. DB-9 RS232C connector	58
Figure 43. USB connector	59
Figure 44. 비동기식 전송방식 패킷	60
Figure 45. 비동기식 전송방식 패킷 분석도	61
Figure 46. 예제의 비동기식 전송방식 패킷	61
Figure 47. Block diagram of the whole system	63
Figure 48. 실험자 가슴, 가슴배, 배 위치별 부착모습	65
Figure 49. (a) Active electrode (b) Active electrode array	66

Figure 50. (a) Transmission board top & side view (Type1), (b) Receive board top & side view (Type 1) 67

Figure 51. (a) Zigbee board top view(Type1), (b) Micro SD board top & side view (Type1) 67

Figure 52. (a) The whole system board (ECG & QRS circuit + Micro SD board + Zigbee board) & case (Type1), (b) Recieve + zigbee board & case (Type1) 68

Figure 53. (a) Transmission board top & side view (Type2), (b) Receive board top & side view (Type 2) 68

Figure 54. The belt type 1 (One electrode) 69

Figure 55. The belt type 2 (One electrode or array electrodes) 69

Figure 56. Composition of the belt type 2 70

Figure 57. Display 화면(Type1) 70

Figure 58. PC에 저장된 데이터(Display type1) 71

Figure 59. Micro SD 메모리에 저장된 데이터 72

Figure 60. (a) 심전도 보정 알고리즘 reference심전도
단일 출력화면 (b) 심전도 보정 알고리즘 심전도 +
reference심전도 출력화면 72

Figure 61. (a) Display 화면 (Type2), (b) 셋팅 화면
(Type2), (c)저장된 데이터 73

Figure 62. 각 위치별 전극간격별 심전도 파형 짧은 시
간 데이터 74

Figure 63. 각 위치별 전극간격별 심전도 파형 장시간
데이터 75

Figure 64. (a)제자리 걷기, (b)제자리 뛰기, (c)앞았다가 일
어서기, (d)누워있기, (e)옷 위에 실험 데이터 76

Figure 65. ECG, X, Y, QRS 장시간 데이터 77

Figure 66. POLAR RS800 시계(수신부) 와 가슴띠(발
신부) 78

Figure 67. 6가지 형태의 Polar RS800의 데이터 분석
화면 81

표 차례

Table 1. Electric events in the heart	10
Table 2. FAT 파일 시스템 비교	20
Table 3. 파일시스템과 Windows와의 호환 여부	21
Table 4. FAT 파일시스템의 영역별 크기와 접근 단위	25
Table 5. 무선 통신거리 측정 결과	53
Table 6. Visual Basic 의 종류	55
Table 7 실험 방법	64
Table 8. 실험자 정보	65
Table 9. Polar RS800 Technical Specifications	79
Table 10. 개발한 제품의 Technical Specifications	81
Table 11. 논문의 개발된 제품과 Polar RS800과의 비교	82

국문요약

유연성 벨트형의 다중생체신호 저장 및 무선전송 시스템 설계 및 평가

이 용 귀

연세대학교 대학원 의과학과

<지도교수 유선국>

본 논문에서는 무선 센서 네트워크 환경에서 환자 혹은 일반인의 생체 신호 모니터링을 위해 Wearable computing 기술 중 하나인 벨트를 이용하여 전극의 느슨한 접촉 상태에서 다중 생체 신호를 측정하고 저장하고 전송하는 모니터링 시스템을 개발하였다.

생체신호를 잘 측정하기 위해 OPA124 소자를 사용한 Dry 전극의 한 종류인 Active electrode를 제작하여 측정하였다. 이때 사용된 Ground는 전도성 섬유를 이용하여 벨트의 안쪽의 전반에 설치하였다. 이렇게 들어온 신호는 심전도 회로를 통하여 심전도를 측정하며, 아날로그 비교회로를 통한 QRS complex를 측정 하여 R_peak의 갯수를 측정 할 수 있도록 하였다. 이렇게 얻어진 신호들은 MCU(Micro Controller Unit)인 ATmega128L을 통하여 ADC(Analog-to-Digital Converter)를 통하여 디지털 값으로 변환된다. 이렇게 변환된 디지털 값은 Micro SD(Secure digital) circuit을 통하여 Micro SD card에 저장된다. 또한 디지털 값은 RF 모듈인 CC2420 칩으로 구성된 IEEE802.15.4인 Zigbee로 보내져 무선 전송되어 수신 노드로 보내진다. 위의 모든 작업은 Transmission board에서 이루어진다. Receive board에서는 Zigbee를 통해서 수신된 디지털 값을 심전도 보정 알고리즘을 통하여 신호를 보정하였다. 또한 컴퓨터와의 인터페이스는 쉽게 하기 위하여 USB(Universal Serial Bus)를 설치하였다. 실시간 확

인을 위하여 Visual basic 6.0을 통해 Display 프로그램을 제작하였으며, 데이터 분석을 위해 저장기능이 가능하도록 만들었다. 제품의 성능과 평가를 위하여 시제품인 Polar사의 RS800 제품과의 비교를 하였다.

실험을 통하여 얻어진 결과들을 통틀어 봤을 때 본 디바이스 및 시스템은 일반 Wearable 시중 제품에서는 보여주지 못하는 심전도 파형을 보여줄 수 있으며 일반 전극의 몸에 붙이는 시스템이 아닌 몸에 걸쳐서 벨트로 측정할 수 있는 시스템을 개발하였다는 것이다. 더구나 느슨한 접촉뿐만 아니고 비접촉으로도 측정 가능하며 이때 얻을 수 있는 데이터가 일반적인 Ag-AgCl 전극으로 측정한 것과 같은 성능을 보인다. 또한 전선에 의해서 장소와 시간에 제약을 받으며 측정하는 시스템이 아닌 무선으로 전송하여 움직임에 보다 자유를 주었으며, 데이터 통신의 음영지역에서 Packet lose를 대비하여 저장시스템을 장착하였다. 가속도계를 이용하여 사람의 움직임을 감지하고 심전도 신호의 보정을 하는 알고리즘을 만들었다.

본 연구를 통해서 Ubiquitous health care 환경에서 언제 어디서든 개인의 건강을 모니터링 할 수 있는 시스템이 구축 된다면 일상생활에서 생체신호의 모니터링뿐만 아니라 응급 상황 혹은 가정, 병원 등에서 이동성의 제약이 없이 편리하게 사용 될 수 있는 시스템이 될 것으로 생각하여 많은 사람들의 돌연사를 막을 수 있고, 건강을 좀 더 체계적으로 치료, 관리 할 수 있으므로 Ubiquitous health care 시대를 앞당기는 것에 큰 기여를 할 수 있을 것이다.

핵심 되는 말 : Wearable computing technology, Active electrode, Loose contact methode, ATmega128L, Micro SD card, Zigbee, 무선 생체 모니터링 장치, 심전도 보정 알고리즘

유연성 벨트형의 다중생체신호 저장 및 무선전송 시스템 설계 및 평가

<지도교수 유 선 국>

연세대학교 대학원 의과학과

이 용 귀

I. 서론

최근에 유비쿼터스 (Ubiquitous)란 용어가 사회 전반적으로 화두로 떠오르고 있다. 유비쿼터스는 라틴어 'ubique' 를 어원으로 하는 영어의 형용사로 '동시에 어디에나 존재하는, 편재하는'이라는 사전적 의미를 가지고 있다. 가장 처음 유비쿼터스 라는 말을 사용한 사람으로 미국의 마크 와이저(Mark Weiser)를 생각하지만, 실제로는 1974년 네덜란드의 한 세미나에서 니콜라스 네그로폰테 MIT대 교수가 “우리는 유비쿼터스 적이고 분산된 형태의 컴퓨터를 보게 될 것입니다. 아마 컴퓨터라는 것이 장난감, 아이스박스, 자전거 등 가정 내 모든 물건과 공간에 존재하게 될 것입니다.”라고 언급하면서 지금의 유비쿼터스 컴퓨팅 철학에 대한 초석을 제안하였다. 이 유비쿼터스 개념을 컴퓨팅과 연결시켜 본격적으로 연구하고 적용시킨 것은 미국의 제록스에서 근무하고 있던 마크 와이저이다. 마크 와이저는 1988년 제록스의 펠러앨토 연구소에서 일하면서 이전의 유비쿼터스 개념을 새로운 패러다임 이상의 수준으로 발전시켰다. 마크 와이저는 유비쿼터스 컴퓨팅이란 컴퓨터 패러다임의 제3의 물결로서, 네트워크 기반의 확장형 컴

퓨팅 환경을 의미하며, 머지않아 수 백 대의 컴퓨터가 한 명의 사람을 위해서 존재하는 유비쿼터스 시대 즉, ‘언제 어디서나 컴퓨터에 액세스할 수 있는 세계’가 도래할 것이라고 말했다. 사람들의 생활수준이 향상되고 Health에 대한 관심도 증대되면서 Home Health Care에 대한 관심도 폭발적으로 증가하고 있다. 점차 건강과 복지에 관한 사회적 요구가 증가하여 인구구조가 고령화됨에 따라 health와 관련된 보건 비용 지출은 지속적으로 증가하여 미국의 경우 1인당 \$355에서 \$893로 증가하는 추세에 있으며 u-Health 시장은 2001년 \$700억에서 2010년 \$3,800 억으로 증가할 것으로 예상된다.(미쓰비시 종합 연구소 보고, 2002년) 이에 따라 노인, 만성질환환자 및 웰빙족을 대상으로 한 Healthcare 서비스의 필요성이 인식되고 이를 위한 서비스 모델과 시스템에 대한 수요가 증가하고 있다.¹

이러한 현실에서 의료 기술 또한 발달하고 그 의료 기술을 이용하여 이동 형태의 의료 장비들이 만들어 지고 있다. 이러한 의료장비들은 사용자가 그 장비들을 통하여 간단한 정보만을 얻을 수 있는 형태이거나 측정된 의료 데이터를 유선으로 전송하여 네트워크에 연결된 의료진을 통해 검사를 받는 형태였다. 그러나 최근 들어 초고속 인터넷 기술과 무선 통신망의 발달로 다양한 데이터들을 지원 할 수 있는 멀티미디어 시스템의 구현이 가능해 짐에 따라 환자의 상태나 요구에 맞추어 효과적인 진료 및 질병 예방을 가능 할 수 있게 되었다. 기존의 생체 계측 기를 소형, 부착 형, 저 전력, 무선, 디지털화함으로써 사용자가 항상 휴대하여 언제 어디서나 질병 및 건강을 모니터링 하고 위험 상황을 미리 예측 하고 통지함으로써 이동 중에 양질의 의료 서비스를 제공 받을 수 있다. 또한 이렇게 무선전송 중 발생하는 에러에 의한 데이터의 손실을 막기 위해 마이크로 SD card (Micro secure disk card)를 사용하여 데이터를 실시간으로 저장 할 수 있다. 이러한 것들은 결국 앞으로 Wearable computing technology 를 이용하여 몸에 부착하고 편안히 생활하면서 생체신호를 계측할 수 있는

장비들로 구현되는 것이다. 그중 무선 네트워크는 WPAN(Wireless Personal Area Network) 환경의 응용분야로서 WBSN(Wireless Body Area Network)는 보통 환자의 인체에 부착된 무선 생체계측 센서와 무선 의료장비로 구성된 특별한 무선 네트워크 방식으로서 혈당량 센서, 혈압 센서, 산소 포화도 센서, 온도 센서, 심전도 센서 등의 여러 센서들에 의해서 구성된다. 센서는 환자의 생체 신호를 측정, 처리하게 되고 측정 데이터는 무선 의료장비에 모니터링 되거나 임상의의 PDA등에 전송되게 된다. WPAN은 근본적으로 네트워크가 구성되어 있지 않는 환경에서 각 디바이스들이 스스로 네트워크망을 구성, 유지 관리하고 coordinator 와 디바이스 또는 디바이스 간의 통신을 통해 어떠한 정보를 획득 하거나 또는 지시하는 일련의 과정을 포괄한다.

본 연구의 목적은 이러한 유비쿼터스 환경에서 일상생활을 하면서도 개인의 건강 상태를 체크 하고 또는 심장 질환이 있는 사람이 24시간 심장의 상태를 체크를 해야 하는데 현실적으로는 병원에서 입원을 하여 체크 하거나 홀터 모니터를 달고 다니면서 체크해야 한다. 하지만 병원에서는 시간 및 장소의 제약이 있고 홀터는 용량의 제한이 있어서 많은 양의 데이터를 저장 하지 못한다. 본 연구는 가슴벨트와 같은 웨어러블 컴퓨팅 기술을 이용하여 일상생활에서도 가슴을 너무 조이지 않고 심전도를 측정하고 실시간으로 무선으로 전송하며 이를 음영지역에 대비하여 대용량 메모리 장치에 저장을 하여 환자의 상태를 체크 할 수 있도록 하는 것이 목적이다.

II. 재료 및 방법

1. 전체시스템의 관련 기본 이론 및 기술

가. 심전도 (ECG : Electrocardiogram)

(1) 심전도 정의

심장전기도의 약칭으로, ECG 또는 EKG로 약기한다. 심근의 흥분은 정맥동(靜脈洞)에서 일어나 심방·심실 방향으로 나아가므로 이 흥분을 임의의 두 점에서 전류계(심전계)에 유도하면 심장의 활동전류가 그래프로 묘사된다. 이와 같이 해서 얻은 것이 심전도이며 심장질환의 진단에 매우 중요하다. 심장의 기저부(基底部)가 흥분해서 첨부(尖部)에 대하여 전기적으로 음성이 될 때 전류계의 지침(바늘)이 위쪽으로 향하게 곡선을 그릴 경우, 등전위선(等電位線)에서 돌출하는 곳을 W.에인트호번의 명명에 따라 P, Q, R, S, T, U파(波)라고 한다. 심전도를 얻는 방법에는 양손(제1유도), 오른손과 왼발(제2유도), 왼손과 왼발(제3유도)의 표준지유도(標準肢誘導) 외에 단극유도(單極誘導)·흉부유도 등도 있다. 협심증이나 심근경색(心筋梗塞) 등의 관동맥 질환을 비롯하여 여러 가지 부정맥(不整脈)이나 전해질이상(電解質異常) 등의 진단, 또는 수술 중의 심장이상의 유무의 조사·확인 등, 그 응용면이 넓고, 심장질환의 진단학상 매우 중요하다.

(2) 심장의 해부학적 구조와 기능

심장은 순환시스템을 위해 4개의 방으로 구성된 펌프와 와 같은 기능을 수행하는 기관이다. 주 펌프기능은 심실에 의해 이루어지며 심방은 심실이 펌프기능을 수행하는 기간 동안만 일시적으로 혈액을 저장하는 결방과 같은 역할을 한다. 심주기 중 안정 상태 혹은 심실에 혈액을 채우는 상태를 심장이완(diastole)이라 하며, 수축 혹은 펌프기능을 수행하는 상태를 심장 수축(systole) 이라 부른다. 심방과 심실근육이 평탄하면서도 리듬 특성을 갖고 수축하는 것은 심장 내에서 발생하는 일련의 잘 조절된 전기적인 현상에 근거를 두고 있다. 이와 같은 심장 고유의 특성은 심장을 몸체에서 분리시켜 글루코오스-링거 용액(glaucoous-Ringer solution) 같은 용액 내에 넣을 때에도 심장이 여러 시간동안 리듬 특성을 유지하면서 박동하는 것을 잘 관찰 할 수 있다.

이와 같은 잘 조절된 심방과 심실의 수축은 심장의 근육구조 내에서 발생하는 특정한 전기적인 활성화 패턴에 의해 이루어진다. 더욱이 심방과 심실 벽에서의 전기적인 활성 패턴은 심장의 특수한 전도 시스템에서 발생하는 잘 조절된 전기적인 현상에 의해 유발된다. 전체적인 심장에 비교해 볼 때 특수 전도 시스템은 매우 작기 때문에 전체 심장의 극히 일부분을 차지하고 있다. 좌심실 벽은 우심실벽의 두께에 비해 약2.5-3배 정도 두꺼우며, 심실중격(septum)의 두께는 거의 좌심실 벽의 두께와 유사한, 심실 근육의 대부분은 우심실과 좌심실의 심실벽(free wall)과 중격으로 구성되어 있다. 심장을 생체전기발생원으로서 고려할 때 발생원의 세기는 활성근육의 질량에 직접적으로 비례한다. 그러므로 심방, 심실벽 및 심실중격을 심장에 의해 외부전계에 영향을 미치는 주요 인자로 고려할 수 있다.

figure 는 심방과 심실에 분포 되어 있는 특수 전도조직과 심장의 임펄스 형성 및 전도 시스템을 나타내고 있다. 리듬 특성을 지닌 심장의 임펄스는 상대 정맥과 우심방이 만나는 부위에 위치한 동방결절

에 있는 심박조율기 세포로부터 발생한다. 동방결절과 방실결절 간에는 3개의 특수한 전도 경로가 존재 한다. bachman's 다발(Bundle) 은 전위 절간로(Anterior internodal track) 에서 떨어져 나와 좌심방에 도달한다. 동방결절로부터 나온 임펄스들은 심방내에 있는 특수 전도계를 따라 조직적인 방법으로 전파되어 처음에는 우심방, 그 후에 좌심방을 흥분시킨다. 임펄스들은 방실결절에서 지연되었다가, 히스 속, 우측다발분지(Right bundle branch), 공 좌측다발분지 (Common left bundle branch), 전위 및 후위다발분지 (Anterior and posterior bundle branch) 및 퍼킨제 시스템으로 전파된다. 우측다발분지는 심실 중벽의 우측을 따라 우심실의 정점까지 뻗어있으며 그 후에 많은 가지들을 낸다. 좌측다발 (Left common bundle) 은 중벽의 좌측을 가로질러 뻗어 있으며 전방부 (Anterior division) 와 후방부 (Posterior division) 로 분리된다. ²

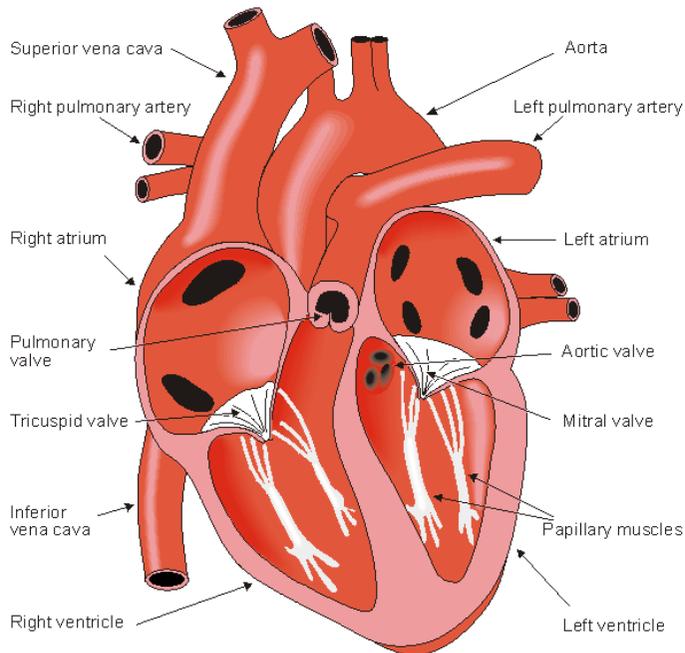


Figure 1. 심장의 해부학적 구조

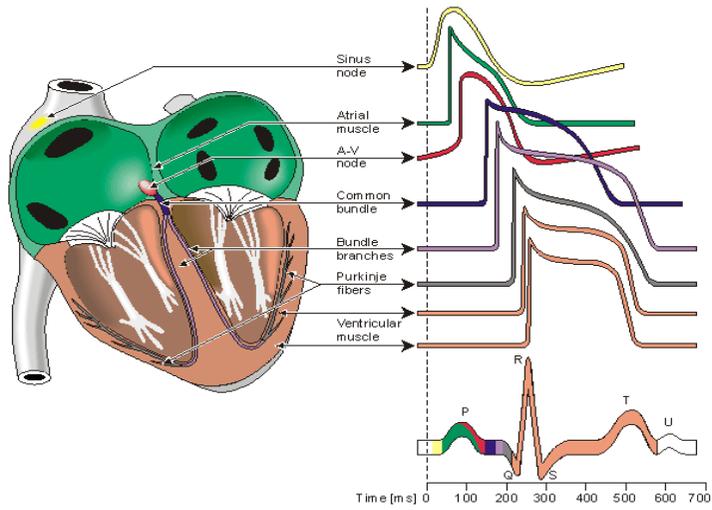


Figure 2. 심장의 여러 역역에서 얻은 대표적인 전기적 활동 및 전형적 심전도 파형

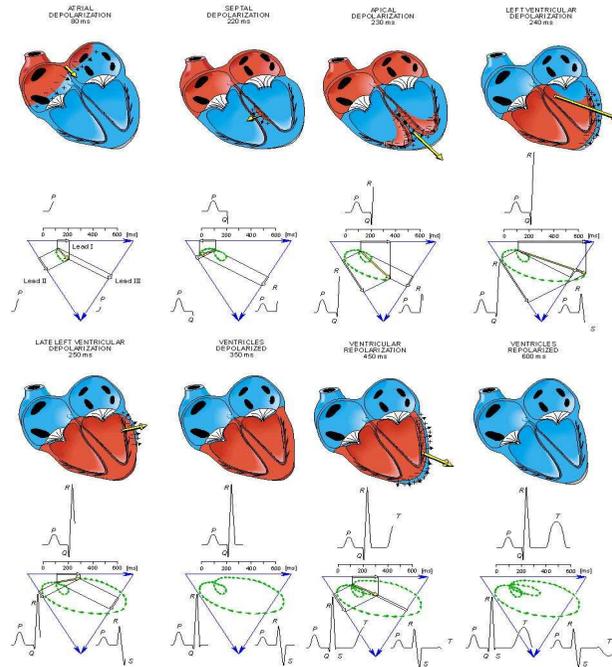


Figure 3. The generation of the ECG signal in the Einthoven limb leads

Table 1. Electric events in the heart

Location in the heart	Event	Time [ms]		ECG-terminology	Conduction velocity [m/s]		Intrinsic frequency [1/min]	
SA node	impulse generated	0		P	0.05		70-80	
atrium, Right	depolarization	5			0.8-1.0			
Left	depolarization	85			0.8-1.0			
AV node	arrival of impulse	50			P-Q interval			0.02-0.05
	departure of impulse	125						
bundle of His	activated	130			1.0-1.5			
bundle branches	activated	145			1.0-1.5			
Purkinje fibers	activated	150	3.0-3.5					
endocardium Septum	depolarization	175	QRS	0.3(axial)	20-40			
Left ventricle	depolarization	190		-				
epicardium Left ventricle	depolarization	225		0.8 (transvers)				
Right ventricle	depolarization	250						
epicardium Left ventricle	repolarization	400	T					
Right ventricle	repolarization							
endocardium Left ventricle	repolarization	600						

(3) 심전도 측정 방식

심전도는 figure 에서와 같이 RA(Right Arm), LA(Left Arm), LL(Left Leg)간의 Lead를 Lead I(RA와 LA사이), Lead II(RA와 LL

사이), Lead III(LA와 LL 사이)라 부르며 표준적인 형태로 사용하고 있다. 이러한 심전도를 측정함에 있어서는 Ag-AgCl Type의 전극을 일반적으로 사용한다. 하지만 이러한 측정방법은 잦은 측정에 의한 전극의 탈부착에 의해 정확한 신호의 측정이 어렵고 측정 부위의 끈적거림으로 사용자에게 불쾌감을 유발시킬 수 있으면 피부조직의 손상을 불러일으킬 수 있다. 따라서 본 연구에서 제안한 유비쿼터스 환경에서의 Home Health Care Belt형 Device는 이러한 불쾌감을 없애고, 언제 어디서든 ECG를 측정하기 위해서 Dry Electrode를 사용하였고, Belt형의 가슴 답답함을 해결하기 위해서 Belt가 느슨하더라도 ECG 신호의 정확한 측정이 가능한 Active Electrode를 사용하였다. 기존의 Ag-AgCl Type일 때와 거의 일치하는 결과를 내었다. 그리고 Active Electrode를 사용하여 옷을 입은 상태에서도 ECG의 전기적 신호의 특징 중 하나인 R peak를 잡을 수 있어 다양한 Application이 가능하다.

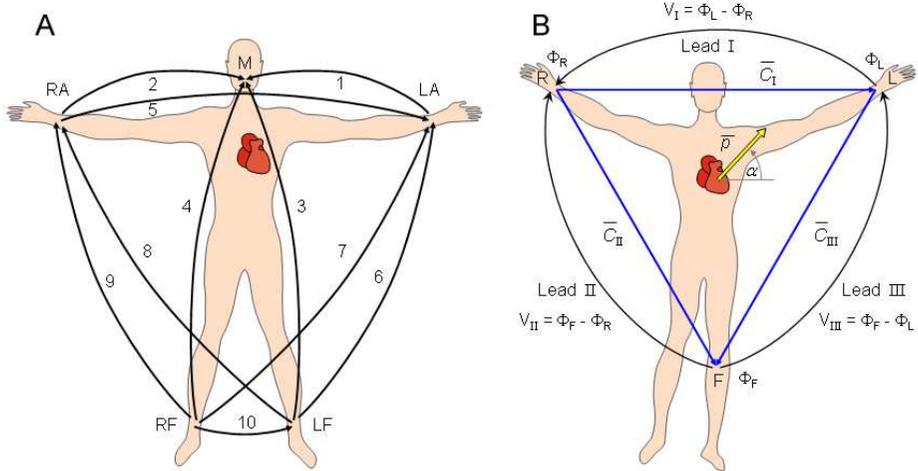


Figure 4. (A) The 10 ECG leads of Waller.
(B) Einthoven limb leads and Einthoven triangle.

Figure 4의 Einthoven limb leads (standard leads) 는 다음과 같이

정의 한다.

$$\begin{aligned}\text{Lead I:} \quad & VI = F_L - F_R \\ \text{Lead II:} \quad & VII = F_F - F_R \\ \text{Lead III:} \quad & VIII = F_F - F_L\end{aligned}\tag{1}$$

이때

VI = the voltage of Lead I

VII = the voltage of Lead II

VIII = the voltage of Lead III

F_L = potential at the left arm

F_R = potential at the right arm

F_F = potential at the left foot

키르히호프 법칙에 따르면 리드의 전압은 다음과 같은 관계식을 갖는다.

$$VI + VIII = VII\tag{2}$$

$$V_I = p \cos \alpha = p_y$$

$$V_{II} = \frac{p}{2} \cos \alpha - \frac{\sqrt{3}}{2} p \sin \alpha = \frac{1}{2} p_y - \frac{\sqrt{3}}{2} p_z = -0.5 p_y - 0.87 p_z$$

$$V_{III} = -\frac{p}{2} \cos \alpha - \frac{\sqrt{3}}{2} p \sin \alpha = -\frac{1}{2} p_y - \frac{\sqrt{3}}{2} p_z = -0.5 p_y - 0.87 p_z$$

(3)

식(3)을 식(2)에 적용하면

$$V_I + V_{III} = \frac{p}{2} \cos \alpha - \frac{\sqrt{3}}{2} p \sin \alpha = V_{II} \quad (4)$$

가 되어 식을 만족시킨다.

나. 무선통신 프로토콜 (IEEE 802.15.4)

IEEE 802.15.4 LR (Low - rate) WPAN (Wireless Personal area network) 은 제한된 전력과 낮은 throughput 요구사항을 지닌 응용과의 연결을 제공하는데 적합한 저비용 통신망이다. 주요 장점으로 설치비용이, 신뢰성 있는 데이터 전송, 근거리 영역에서의 동작, 매우 낮은 비용, 적절히 긴 배터리 수명 등을 들 수 있다. 이 프로토콜의 몇 가지 특징은 다음과 같다.

- 250 kb/s, 40 kb/s, 20 kb/s의 무선전송속도
- 스타형, 점대점 토폴로지
- 16 비트 또는 64비트확장 어드레스 할당
- 보장시간슬롯(GTS)의 할당
- CSMA-CA (충돌회피기법을 지닌 캐리어센싱 다중 접속방식)
- 전송신뢰를 위한 회답(Ack) 방식
- 저전력 소모

전체기능기기(full-function device, FFD)와 축소기능 기기(reduced-function device, RFD)의 두 가지 다른 형태의 기기가 LR-WPAN에 존재한다, FFD는 주 코디네이터(main coordinator), 코디네이터, 또는 디바이스 중의 하나로서 사용될 수 있다. FFD는 패킷을 RFD 또는 다른 FFD에게 보낼 수 있는 반면, RFD는 FFD에만 통신할 수가 있다. RFD는 단순한 구동기 또는 수동 센서들의 기기

응용에 사용될 수 있다. 이들은 많은 양의 데이터량을 보내도록 요구되지 않으며, 단지 한 번에 하나의 FFD와 접속되어 사용될 수 있다.

(1) IEEE802.15.4 PHY(Physical Layer)계층

IEEE802.15.4 PHY(Physical Layer)계층은 PHY Data service, PHY Management service를 지원하며 868 ~ 868.6 MHz대역에서 1개의 채널, 902 ~ 928MHz 대역에서 10개의 채널, 2400 ~ 2483.5 MHz 대역에서 16개 채널을 사용한다. 사용 대역에 따라 전송속도가 다르며 2.4GHz 대역에서는 O-QPSK 변조 방식에 의해 250Kbps의 전송 속도를 제공하고, 868/915MHz 대역은 BPSK 변조 방식에 의해 각각 20Kbps와 40Kbps 전송 속도를 제공한다. IEEE802.15.4 WPAN의 PHY는 총 27개의 channel을 사용하며, 각각의 Center Frequency는 다음과 같다. (단, k는 channel 번호)

$$\begin{aligned}
 F_c &= 868.3 \text{ MHz}, & \text{for } k=0 \\
 F_c &= 906 + 2(k-1)\text{MHz}, & \text{for } k = 1,2,\dots,10 \\
 F_c &= 2405 + 5(k-11)\text{MHz}, & \text{for } k = 11,12,\dots,26
 \end{aligned}$$

또한 IEEE802.15.4 PHY에서는 무선 영역의 활성화(Active) 및 비활성화(Inactive)구간의 서비스와 현재 사용하는 채널에서 에너지 검출과 노드사이의 전송 특성을 나타내 기위한 LQI(Link Quality Indication) 사용 및 CSMA/CA를 사용하기 위한 CCA(Channel Clear Assessment) 지원 및 채널 주파수 선택 기능을 지원하고 데이터 송신과 수신을 지원한다. IEEE 802.15.4 PHY 계층의 패킷인 PPDU(Packet Protocol Data Unit)를 살펴보면, 먼저 프리앰플 필드는 트랜시버에서 입력되는 메시지를 동기(Synchronization)하기 위해 사용되고, SoP(Start of Packet) Delimiter는 패킷 데이터의 시작을 나타

낸다. PHY 헤더는 7비트의 프레임 길이와 미래의 사용을 위해 예약된 1비트로 구성되어 있고, 프레임 길이 필드는 PSDU (PHY Service Data Unit)에 포함된 전체 Octet 각각의 Number 가 가지는 값을 정의한다. PSDU 필드는 가변의 길이로써 PHY 패킷 데이터를 운반하며 IEEE 802.15.4 PHY 계층의 패킷의 구조는 그림

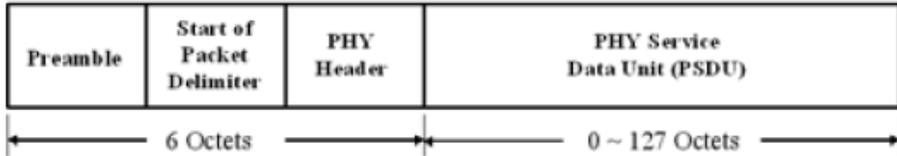


Figure 5. IEEE 802.15.4 PHY 계층 패킷 구조

(2) IEEE802.15.4 MAC(Medium Access Control)계층

IEEE 802.15.4 MAC은 연관(Association) 및 탈퇴(Disassociation)를 지원하고 Ack 프레임을 사용하며 프레임 유효성 검사 및 GTS 사용을 지원하며 비콘 관리 등의 특징을 가지며 16비트 Short Address 와 64비트 Extended Address 를 사용한다. 채널 접속 메커니즘으로 Superframe 이라는 단위로 시간을 분할하여 사용하는데 한 개의 Superframe 은 Active 한 구간과 Inactive 한 구간으로 나뉘게 되며, 각 구간의 길이는 Beacon 에 들어 있는 SO (Superframe Order)와 BO(Beacon Order) 값을 이용해서 조정할 수 있다. Active 한 구간은 CAP (Contention Access Period)과 CFP (Contention Free Period)로 나뉘게 되며, CFP는 또 여러 개의 GTS (Guaranteed Time Slot)로 나뉘어, QoS (Quality of Service)가 보장되어야 하는 Data 전송을 위해서 사용된다. Active 한 영역과 Inactive한 영역은 Network 내의 Node 들의 전력 소모 최소화를 위한 중요한 요소가 된다.

CAP 동안의 data 송수신은 CSMA/SA Mechanism 을 통하여 이루어진다. 전송을 하고자 하는 node는 Random Delay를 거친 후, CCA

(Clear Channel Assessment)를 수행하여 현재 Channel 이 사용 가능한지를 확인한 뒤, 사용 가능하면 전송을 하는 방식으로 이루어진다. IEEE 802.15.4 는 IEEE 802.11 의 CSMA/CA 와는 달리, 각 노드들이 전송하고자 하는 data packet이 크지 않기 때문에, RTS (Request to send) / CTS (Clear to send) 와 같은 메커니즘이 존재하지 않는다. CFP 동안의 Data 송수신은 각 노드들이 CAP를 이용해서 PAN coordinator에게 예약을 하는 방식으로 이루어진다. 각 노드들이 GTS allocation request frame 을 PAN coordinator에게 예약을 하는 방식으로 이루어진다.

각 노드들이 GTS allocation request frame을 PAN coordinator에게 전송하면, 차후에 전송되는 Beacon을 받아 봄으로써, 자신들에게 GTS가 할당 되었는지를 알 수 있다.

(가) IEEE 802.15.4 Superframe 구조

IEEE 802.15.4 표준은 슈퍼프레임 구조를 선택하여 사용할 수 있음을 명시하고 있다. 슈퍼프레임은 저 전력 소모를 위하여 정의되며, 슈퍼프레임의 형태는 코디네이터에 의해 네트워크 비콘을 통해서 각 기기들에 제공 된다. 슈퍼프레임은 코디네이터에 의해 송신되며, 이는 16개의 동일한 크기의 슬롯으로 구성된다. 비콘 프레임은 각 슈퍼프레임의 첫 번째 슬롯에서 전송되며, 기기들을 동기화시키고 네트워크를 구별시키며 슈퍼프레임 구조를 알려주는데 사용된다. 두 비콘 사이에 충돌 접속 기간(contention access period, CAP) 동안에 통신하기를 희망하는 기기는 슬롯형 CSMA-CA 메커니즘을 통해 다른 기기들과 경쟁해야 한다. 슈퍼프레임은 비콘 프레임의 전송으로 그 경계가 지어지며, 활성 부분과비활성 부분 두 가지로 구성될 수 있다. 코디네이터는 슈퍼프레임의 활성부분 동안만 네트워크와 접속하므로, 비활성부분에는 저 전력 수면 모드로 들어간다. 적은 지연시간을 요구하는 응용이나 특수한 대역폭을 요청하는 응용에서는, 코디네이터

는 활성 슈퍼프레임의 특정부분을 이에 할당할 수 있다. 이 부분을 보장시간슬롯(GTS)이라 하며, GTS는 충돌 없는 기간(contention-free period, CFP)을 CAP의 바로 뒤에 있는 슬롯부터 시작한다. 주 코디네이터는 GTS들에 대해 총7개 슬롯까지 할당할 수 있고, 하나의 GTS는 하나이상의 슬롯으로 구성된다. CAP의 최소 영역이 비주기적 트래픽의 충돌기반 액세스를 위해서 항상 남겨진다. 슈퍼프레임 구조의 예는 그림 1에서 보여 진다. 슈퍼프레임 구조는 비콘 차수(beacon order, BO)와 슈퍼프레임 차수(Superframe order, SO)에 의해 구성된다. BO는 코디네이터가 비콘 프레임을 전송하는 주기를 알려준다. BO 값과 비콘 주기(beacon interval, BI)의 관계식은 다음과 같다.³

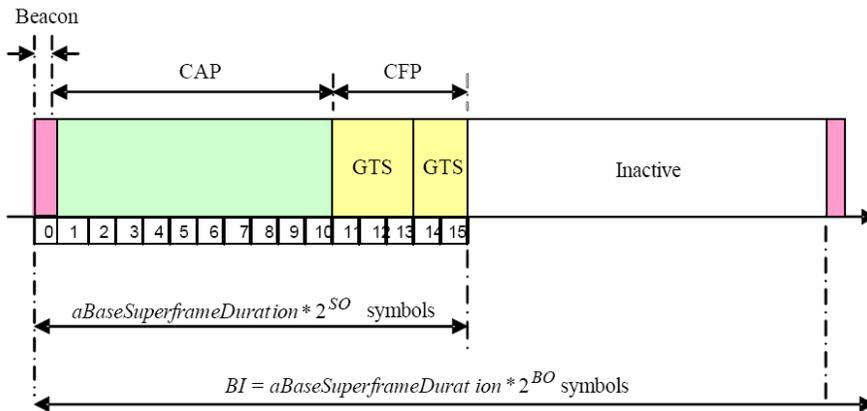


Figure 6. IEEE 802.15.4 슈퍼프레임 구조

$$BI = aBaseSuperframe\ Duration \times 2^{BO} \text{ (symbols)}$$

$$0 \leq BO \leq 14$$

SO는 슈퍼프레임의 활성 부분의 길이를 알려주며, 비콘 프레임을 포함한다. SO 값과 슈퍼프레임 기간(Superframe duration, SD)은 다음 식과 같다[9].

$$SD = aBaseSuperframe\ Duration \times 2^{SO}(\text{symbols})$$

$$0 \leq SO \leq BO \leq 14$$

각 슈퍼프레임의 활성화 부분은 aNumSuperframeSlots개의 동일하게 나뉜 슬롯들로 구성되며, 슬롯 길이는 $2SO \sim aBaseSlotDuration$ 이다. 활성화 부분은 비콘, CAP, CFP의 세 가지 부분으로 구성된다. 비콘은 CSMA의 사용 없이 슬롯 0의 시작에서 전송된다. CAP은 비콘 후에 즉시 시작되며, CFP가 있다면, 슈퍼프레임의 활성화 부분의 후반부인 CAP 후에 시작된다. 할당된 GTS들은 CFP 이내에 위치된다.

CFP의 길이가 0이라면, CAP은 슈퍼프레임의 끝에서 종료한다. 비콘 프레임의 전송을 위한 추가 스페이스가 필요하지 않다면 CAP은 규격에서 정의된 최솟값인 aMinCAPLength (=440) 심벌이 될 수 있다. 이 값은 CFP의 영역 크기를 조절하기 위해 조정될 수 있다. Ack 프레임과 응답을 빨리 받아야 하는 데이터를 제외한 모든 프레임은 슬롯형 CSMA-CA 메커니즘을 이용한다. CAP 이내에서 전송하는 기기는 CAP 끝에 하나의 프레임간 간격(IFS, Inter-Frame Space)전에 트랜잭션이 완료되어야 한다. 이것이 가능하지 않은 것을 알게 되면, 기기는 전송을 다음 슈퍼프레임의 CAP까지 연기하게 된다. MAC 명령어 프레임은 언제나 CAP에서 전송되어야 한다.

CFP는 CAP 직후 슬롯 경계에서 시작하며 다음 비콘 시작 전에 완료되어야 한다. GTS가 코디네이터에 의해 할당되었다면 CFP 이내에 위치될 것이며 일정 슬롯들을 차지하게 된다. CFP는 GTS들의 전체 길이에 따라 그 크기가 커지거나 작아지며, CFP 이내의 어떤 전송도 채널 접속을 위해 CSMA-CA 메커니즘을 사용하지 않는다.

나. SD 메모리 파일시스템 (FAT : File Allocation Table)

(1) 파일시스템 소개

FAT 파일시스템은 1976년에 Microsoft의 빌 게이츠에 의해 최초로 구현되었다. 빌 게이츠가 FAT 파일시스템을 구현하게 된 목적은 자신의 회사 제품인 BASIC에서 플로피디스크를 관리하는 데 이용하기 위해서였다. 이것이 FAT 파일시스템의 최초 버전인 FAT12의 시작이다. 하지만 Microsoft의 BASIC은 운영체제가 아닌 프로그래밍 언어였기 때문에 FAT12는 널리 쓰이지 않았고 단지 BASIC의 한 기능이었을 뿐이었다. 이런 FAT 파일시스템이 정작 PC 환경에서 널리 쓰이게 된 계기는 Tim Paterson이라는 사람이 QDOS라는 운영체제를 개발하면서 QDOS가 이용할 파일시스템으로 FAT 파일시스템을 선택했기 때문이다. Tim Paterson이 보기에 FAT 파일시스템은 플로피디스크를 관리하기에 매우 적절해 보였고 조금만 수정한다면 32MB 이상도 관리할 수 있을 것이라고 생각했다. 그는 32MB 정도면 PC 환경에서는 절대로 충분한 용량이라고 믿었다. 1980년 QDOS가 세상에 발표됨과 동시에 FAT 파일시스템도 같이 소개된다. 이것이 FAT 파일시스템의 공식적인 시작이다. 이후 QDOS는 여러 이유에 의해 창조자의 손을 떠나 IBM 과 Microsoft로 넘어가게 된다. IBM과 Microsoft는 QDOS의 이름을 각각 PC-DOS와 MS-DOS로 바꾸고 x86 PC의 운영체제로 탑재시켰다. IBM x86 PC가 엄청난 성공을 거두며 PC 시장의 표준처럼 자리 잡게 되고 다른 PC 메이커들도 IBM 호환 기종을 만들어내자 x86 PC의 운영체제인 MS-DOS도 대중적인 운영체제가 된다. 그리하여 FAT 파일시스템은 자연스럽게 PC에서 가장 많이 쓰이는 파일시스템으로 자리를 잡게 된다.

(가) FAT16

HDD 기술의 발달로 FAT 파일시스템은 FAT16으로 확장되어서야 비로소 HDD에 사용할만한 파일시스템이 된다. 구조적으로 FAT16은 FAT12와 거의 동일하며 단지 FAT16에서는 클러스터(Cluster)를 표현하는 비트수가 12개에서 16개로 늘어난 덕에 이론적으로 최대 216인 65,535개의 클러스터를 표현할 수 있게 되었다는 정도가 차이점이다. 이는 클러스터 크기를 32KB로 할 경우 2GB까지 표현할 수 있으며 이 정도면 그 당시로서는 평생 써도 남을 정도로 충분한 용량 표현이었다.

(나) FAT 파일시스템들의 비교

각각의 FAT 파일시스템들은 그 구조가 매우 비슷하지만, 엄연히 다른 파일시스템이다. 각각의 FAT 파일시스템을 비교해보면 아래 표 2와 같다.

Table 2. FAT 파일 시스템 비교

구분	FAT12	FAT16	FAT32
사용 용도	플로피디스크용	저용량 하드디스크	고용량 하드디스크
클러스터 표현 비트 수	12bit	16bit	32bit(28bit만 사용)
최대 클러스터 개수	4,084개	65,524개	약 2 ²⁸ 개
최대 볼륨 크기	16MB	2GB	2TB
파일의 최대 크기	볼륨 크기만큼	볼륨 크기만큼	4GB
디렉토리당 최대 파일 개수	X	65,535개	65,535개
루트 디렉토리의 파일 개수 제한	있음	있음	없음

FAT12, FAT16, FAT32 파일시스템간의 가장 큰 차이점은 클러스터 표현 비트 수의 차이에 따른 최대 클러스터 개수가 다르다는 점이다. 표현 가능한 클러스터의 개수가 많아질수록 더 많은 용량을 표현할 수 있으므로 FAT32가 가장 큰 용량을 표현할 수 있다. 그 외에 살펴볼 특징으로는 루트 디렉토리의 파일

개수 제한이다. FAT12 와 FAT16의 경우 루트 디렉토리의 파일 개수에 제한을 두고 있는 반면 FAT32는 루트 디렉토리의 경우라도 일반 디렉토리와 동일하게 디렉토리 내 최대 파일 개수까지 저장이 가능하다.

Table 3. 파일시스템과 Windows와의 호환 여부

운영체제	FAT12	FAT16	FAT32	NTFS
MS-DOS	●	●		
Windows 95	●	●		
Windows 95 OSR2	●	●	●	
Windows 98	●	●	●	
Windows Me	●	●	●	
Windows NT 4.0	●	●		●
Windows 2000	●	●	●	●
Windows XP	●	●	●	●

(2) FAT 파일시스템 구조

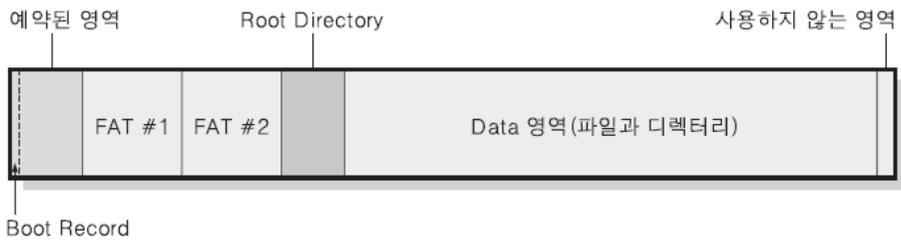


Figure 7 FAT16의 파일시스템의 구조

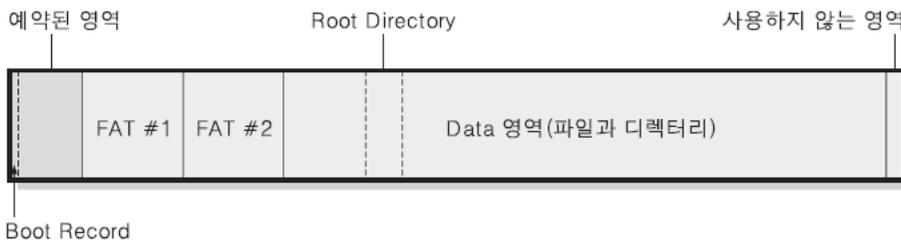


Figure 8 FAT32 파일시스템의 구조

FAT16과 FAT32는 기본적인 구조에서 거의 비슷하나 다른 점이 몇 가지 있다. 위 그림에서 보듯이 가장 큰 차이점은 FAT16은 루트 디렉토리 영역이 따로 존재한다는 것이다. FAT16에서 루트 디렉토리 영역은 하위 디렉토리들과 달리 반드시 FAT #2 영역 뒤에 와야 하지만 FAT32는 루트 디렉토리 역시 일반 디렉토리 중의 하나로 간주하기 때문에 데이터 영역 어디에 오든 지 상관없이 없게 되었다.

(가) 부트 레코드 (Boot Record)

이 영역은 볼륨의 첫 번째 섹터를 의미한다. 또한 예약된 (Reserved) 영역의 첫 번째 섹터를 의미하기도 한다. 이 영역에는 Windows를 부팅시키기 위한 기계어 코드와 FAT 파일시스템의 여러 설정 값들이 담겨 있다. 이 영역은 BIOS Parameter Block (BPB) 이라고도 한다. 이 영역은 크기가 1섹터밖에 안되는 작은 영역이지만 Windows가 FAT 파일시스템을 인식하는데 가장 중요한 역할을 담당한다. Windows는 볼륨을 인식하려고 할 때 우선 부트 레코드를 읽어서 분석을 하기 때문이다. 만약 볼륨의 내용이 완벽히 살아 있어도 부트 레코드 섹터를 실수로 지워버린다면 Windows는 해당 볼륨을 인식할 수 없다. 이 영역에 대해 한 가지 주목해야 할 점은 Boot Record 형태가 FAT16과 FAT32가 약간 다르다는 점이다. 이것에 대해서는 나중에 자세히 살펴볼 것이다.

(나) 예약된(Reserved) 영역

이 영역은 미래를 위해 예약해 놓은 영역이다. 보통 FAT16

인 경우에는 1섹터를, FAT32인 경우에는 32섹터를 할당한다. FAT16의 경우 예약된 영역의 크기가 1섹터라면 부트 레코드가 1섹터를 차지하므로 부트 레코드 다음에 바로 FAT 영역이 오게 된다. 이 영역은 미래를 위해 예약되어 있는 영역으로 사용되지 않는 영역이다. 만약 여러분이 자신만의 특별한 정보를 기록하고 싶다면 이 영역이 적절할 것이다. 단 FAT32의 경우 예약된 영역 안에 몇 개의 섹터를 사용하여 정보를 저장하고 있으므로 그것과 겹치지 않게 유의해야 한다.

(다) FAT #1 영역과 FAT #2 영역

FAT 영역은 클러스터들을 관리하는 테이블이 모여 있는 공간이다. FAT 영역을 통해서 어떤 클러스터가 비어 있는지, 어떤 파일에 어떤 클러스터가 연결되어 있는지를 알 수 있게 된다. 만약 이 영역에 조금이라도 손상이 가게 된다면 돌이킬 수 없는 큰 재앙이 온다. Microsoft 엔지니어들도 이러한 사실을 잘 알고 있었는지, FAT 영역의 백업 본을 한 개 이상 만들어 두게 해놓았다. FAT #1 영역과 FAT #2 영역은 동일한 내용을 담고 있다. FAT #2 영역은 일종의 백업 본으로 FAT #1에 손상이 잦을 경우를 대비해서 만들어 놓은 것이다. FAT 영역은 최소 1개 이상 되어야 하며, 3개를 만들어도 된다. 전 세계의 많은 FAT 코드는 보통 2개의 영역을 만든다.

(라) 루트 디렉토리 영역 (FAT16에만 존재)

FAT16에서는 루트 디렉토리의 위치가 무조건 FAT #2 영역 뒤쪽으로 고정되어 있다 (위치는 고정되어 있지만 크기는 가

변적일 수 있다). 이 방식은 루트 디렉토리가 어디에 있는지를 조사 할 필요가 없어서 개발의 편의성이 증가하게 되는 장점이 있지만, 루트 디렉토리의 파일개수 제한 등 단점이 있어서 FAT32에서는 구조가 바뀌었다. FAT32에서는 루트 디렉토리가 데이터영역 어디에 와도 상관이 없으며, 단지 그 위치를 부트 레코드에 기록하고 있을 뿐이다. 이 방법의 유일한 단점은 부트 레코드가 망가지면 루트 디렉토리를 찾아내기가 매우 힘들다는 것이다. 이러한 문제에 대한 대책으로 대부분의 FAT 코드들이 FAT32인 경우라도 FAT #2 영역 바로 뒤에 루트 디렉토리를 위치시킨다. 그렇기 때문에 부트 레코드가 망가져서 루트 디렉토리의 위치를 알 수 없게 되어버린 경우에도 간단히 찾을 수 있게 된다.

(마) 데이터 영역(파일과 디렉토리)

이 영역에는 파일 또는 디렉토리가 저장되어 있다. 이 영역은 지금까지 봐왔던 영역들이 전부섹터(Sector) 단위로 읽기/쓰기를 했던 것과는 다르게 클러스터(Cluster)라고 불리는 논리적인 단위로 읽기/쓰기가 된다.

(바) 사용하지 않는(Unused) 영역

이 영역은 물리적으로는 사용해도 상관없지만, FAT 파일시스템이 불륨을 구조화시키는 과정에서 잉여분이 조금 남는 영역이다. 이 영역은 버려진다는 생각에 조금 아까울 수도 있지만, 실제로 보면 매우 적은 양이므로 무시할 수 있을 정도이다.

(사) 영역별 정리

Table 4. FAT 파일시스템의 영역별 크기와 접근 단위

구분	부트 레코드	예약된 영역	FAT 영역	데이터 영역
크기	1섹터	1~32섹터	파티션의 1~0.5%	파티션의 99%이상
접근 단위	섹터	섹터	섹터	클러스터

위 표 4 는 지금까지 설명한 각 영역의 크기와 접근 단위를 나열한 것이다. 데이터 영역을 제외한 다른 영역들은 데이터 영역을 관리할 목적으로 사용되므로 작으면 작을수록 좋다. 데이터 영역을 제외한 다른 영역들은 모두 섹터 단위로 읽기/쓰기가 이루어진다.⁴

2. 하드웨어 구성

가. Electrocardiogram measuring circuit

(1) 심전도 회로

(가) 심전도 전극

① Ag-AgCl electrode 와 Active electrode

보통 ECG를 측정할 때 Ag-AgCl 일회용 전극을 많이 쓴다. 하지만 일회용 Ag-AgCl 전극은 잦은 측정에 의한 전극의 탈부착에 의해 정확한 신호의 측정이 어렵고 측정 부위의 끈적거림으로 사용자에게 불편감을 유발시킬 수 있으면 피부조직의 손상을 불러일으킬 수 있다.



Figure 9. Ag-AgCl 전극

그리하여 본 연구에서는 Dry Electrode를 사용하였다. Wearable Computing 기술로 Belt형을 사용하여, Home Health Care언제 어디서든 측정이 가능하게 하게 하였다. Belt형으로 제작 할 경우 Belt의 가슴 조임으로 인해 사용자가 답답함을 느끼는 단점을 보완하기 위해 전극이 몸에 잘 붙지 않은 경우에도 ECG 신호의 측정이 가능하게 하기 위해서 Active electrode라는 개념의 Electrode를 사용하게 되었다. Active electrode를 사용할 경우 전극의 접촉이 잘 되지 않아도 ECG 신호의 측정이 가능하고 옷을 입은 상태에서도 RR Interval 측정이 가능하다는 장점이 있다.

즉, 피부에 전극을 직접 붙이지 않고, Indirect ECG Measurement가 가능하다는 것이다. 옷을 입은 상태에서도 ECG 측정이 가능하다는 건 Ag-AgCl 전극이 가질 수 없는 Active electrode만의 장점이다. Ag-AgCl 전극은 옷을 입은 상태에서 ECG를 채는 것은 불가능하기 때문이다.

RR Interval 측정이 가능하다는 이야기는 HRV를 할 수 있다는 말과 같고, HRV로 심장 질환의 이상을 발견하거나 감정상태 판별에도 이용할 수 있다.

② Active electrode

Active Electrode는 Dry Electrode에 Preamp를 내장시킨 Electrode이다. 일찍이 1970년부터 연구되기 시작되었고, 몇몇 특별한 경우에 Ag-AgCl 전극을 대체할 만한 새로운 타입의 전극의 사용의 필요성 때문에 연구가 활발히 진행되었다. Ag-AgCl는 비교적 신호가 정확하고, 낮은 Motion Artifact, 높은 안정성 때문에 보통 널리 쓰이고 있는 Electrode이다. 하지만 Ag-AgCl는 일회용 전극이고, 장시간 측정에 사용자가 불편함을 많이 느끼고, 장시간 피부에 붙이고 있을 때 불쾌감을 느낄 수 있다. 하지만 그냥 Dry Electrode를 사용할 경우 피부와 접촉이 불안정해 정확한 신호의 측정이 힘들다.

본 연구에서는 Ag-AgCl과 Dry Electrode의 단점을 보완하기 위해 Active Electrode를 사용하였다. Dry Electrode를 사용하여 Ag-AgCl 전극을 달았을 때의 불편함과 불쾌감을 해소하고 일회용이 아니기 때문에 경제적 비용도 절감하였다. 또한 Dry Electrode에 Preamp를 달아 피부 접촉의 불쾌감을 해소하였고, 장시간 측정하여도 정확한 신호의 측정이 가능하게 하였다. 또한 피부에 직접적으로 닿는 것이기 때문에 몸에 해롭지 않은 금을 도금하여 제작하였다.

③ Active electrode 하드웨어 구성

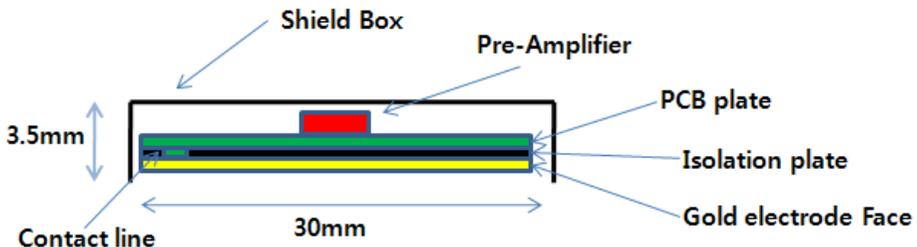


Figure 10. Active electrode 의 구성도

Active electrode의 구성은 Preamp, Electrode Face, Shield 3가지로 나눌 수 있다.

- Preamp⁵
 - OPA 124 (Low Noise Precision Difet Operatinal Amp)
 - LOW NOISE: 6nV/ÖHz (10kHz)
 - LOW BIAS CURRENT: 1pA max
 - LOW OFFSET: 250mV max
 - LOW DRIFT: 2mV/°C max
 - HIGH OPEN-LOOP GAIN: 120dB min
 - HIGH COMMON-MODE REJECTION: 100dB min

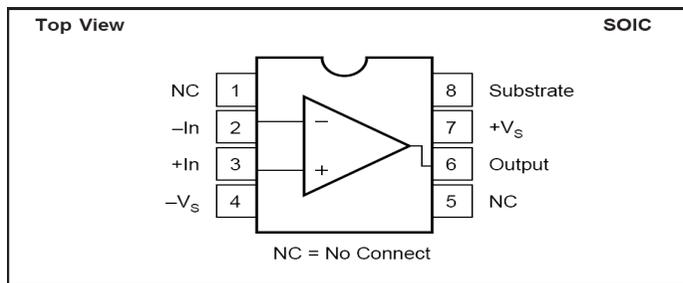


Figure 11. OPA124 CONNECTION DIAGRAMS

- Shield
 - 금도금 합금강(니켈+구리+금도금) (지름30mm, 높이3.5mm)
 - Active electrode 주위를 둘러싸고 있다.
 - C_{SHIELD} 와 Electrode face 사이의 측정된 capacitance는 15pF
 - R_B 3GΩ

- Electrode Face
 - 금도금 합금강(니켈, 구리)
 - 몸과 Electrode Face 사이의 측정된 capacitance는 30pF

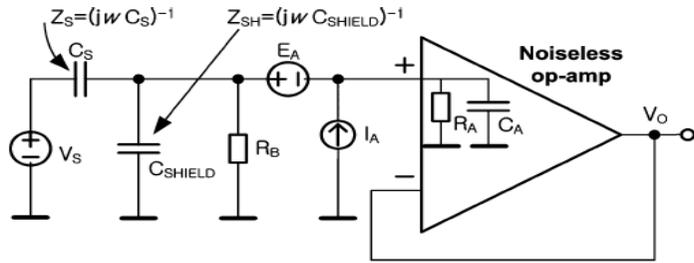


Figure 12. Diagram of the amplifier used with an indirect-contact electrode (C_S) and signal source (ECG source, V_S)

- C_S : electrode impedance [Face & Skin]
- E_A : Voltage Noise Source
- I_A : Current Noise Source
- R_B : R_B is a resistor for the bias current of the op-amp
- C_{SHIELD} : Total capacitance between the input(electrode face and input circuitry and the circuit ground
- R_A and C_A : input resistance and the capacitance of the op-amp
- V_S : ECG Source

$$G(s) = \frac{C_S R_{B_s}}{1 + (C_A + C_{SHIELD} + C_S) R_{B_s}} \quad (1)$$

$G(s)$ 는 High-Pass-Filter의 형태를 가진다. $G(s)$ 는 Total capacitance를 포함한 C_S 와 R_B 에 의해 cutoff frequency를 결정하게 된다.

$$SNR = \frac{|V_s|}{\sqrt{I^2|Z_s|^2 + E^{2A} \left| 1 + \frac{Z_s}{Z_{SH}} + E^{2THERMAL} \left| \frac{Z_s}{R_B} \right|^2 \right|}} \quad (2)$$

식(2)는 Figure 12 amplifier의 SNR을 보여준다. $E_{THERMAL}$ 은 저항 R_B 에 의한 결과 Thermal Noise Voltage이다.

식(1), (2)는 옷을 통한 큰 Source impedance Z_s 에 의존하여 측정되어진 특성을 보여준다.⁶

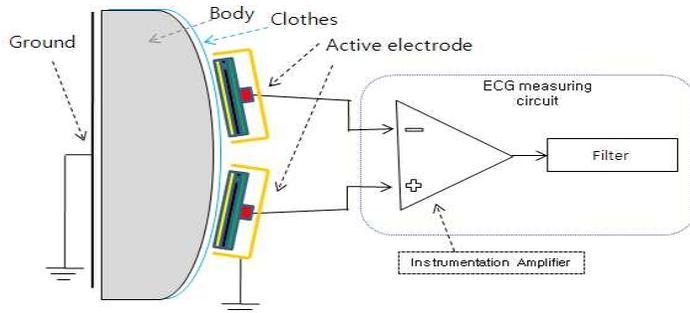


Figure 13. Block diagram of indirect contact ECG measurement

◆ Filter and Amp

- Instrumentation amplifier output에서 나온 차동 신호를 filter와 amp를 한다.
- High Pass Filter, Notch Filter, Low Pass Filter

◆ Ground

- Ground를 피부에 직접 접촉하면 작은 면적이라도 상관없다.
- Indirect Contact인 경우 Ground의 면적이 넓어야 한다.
- Ground를 면적을 확보하기 위해 Belt의 등 쪽에 모두 Ground를 써서 면적을 확보했다. (3cm × 85cm)

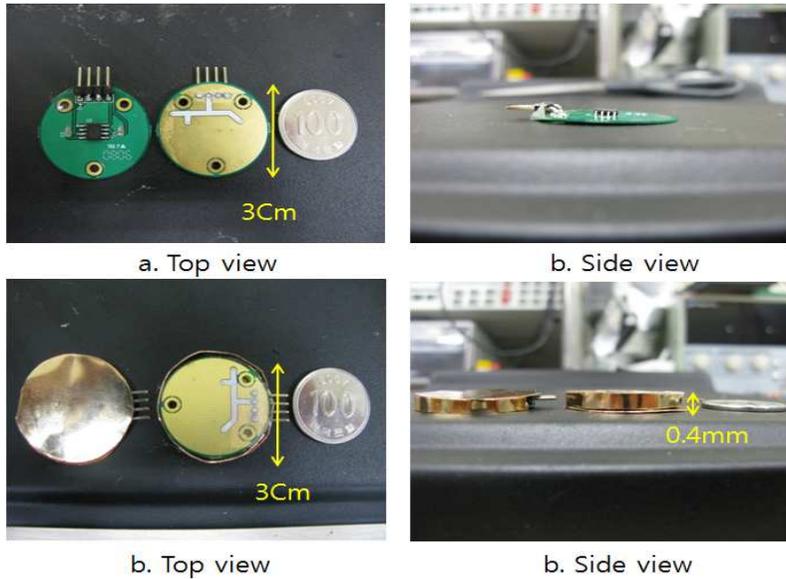


Figure 14. (a) Active electrode (b) Shield 된 Active electrode

④ 독립화된 Active electrode

위에서 소개한 Active electrode는 외부에서 전원을 공급 받아서 사용해야 한다는 단점을 가지고 있다. 그리하여 전극이 전원을 전극 자체에서 공급하여 외부에는 측정된 생체 신호만 전송하는 전극을 개발하였다. preamp , electrode face 와 shield 는 위의 Active electrode와 모두 똑같이 구성하였으며 전극의 내부에 양전원을 발생 시켜주는 DC-DC convertor를 추가하여 독립화된 active electrode를 구성하였다.

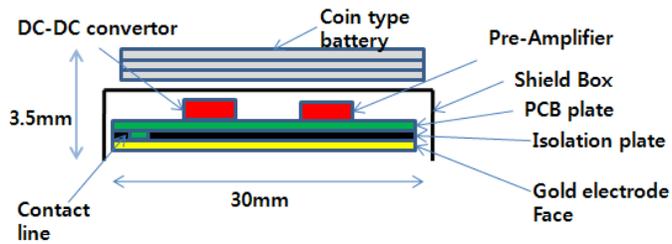


Figure 15. 독립화된 Active electrode의 구성도

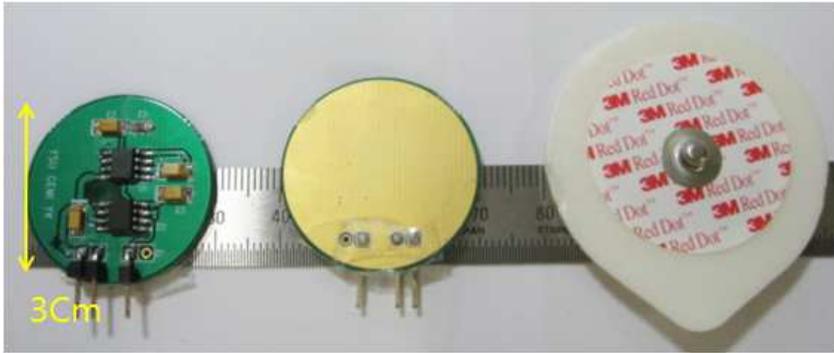


Figure 16. 독립화된 Active electrode 의 Top view

(나) 심전도 측정 하드웨어 구성

심전도 측정을 위한 시스템의 구성은 다음과 같다. 보통의 심전도회로는 심전도 신호를 약1000배 정도 증폭을 하지만 움직이는 상태와 느슨한 접촉 상태에서도 심전도 파형이 잘 측정되고 saturation을 방지하기 위하여 본 논문에서는 약200배의 증폭을 하였다. 초단부에서 신호 대 잡음비를 높이기 위해 CMRR이 높은 Instrumentation Amplifier를 이용하여 ECG 신호를 증폭을 하였고, 저역통과필터를 통과시켜 증폭을 통한 신호의 Saturation을 막아주었다. 그리고 ECG 신호의 특징 (Bandwidth : 0.1Hz - 100HZ) 를 이용하여 Band pass filter를 써서 신호의 응답 정확도를 높였다. 증폭 후에는 전원노이즈에 해당되는 60Hz 및 환경노이즈를 없애기 위해서 노치필터를 통과시켜서 노이즈를 제거하였다.

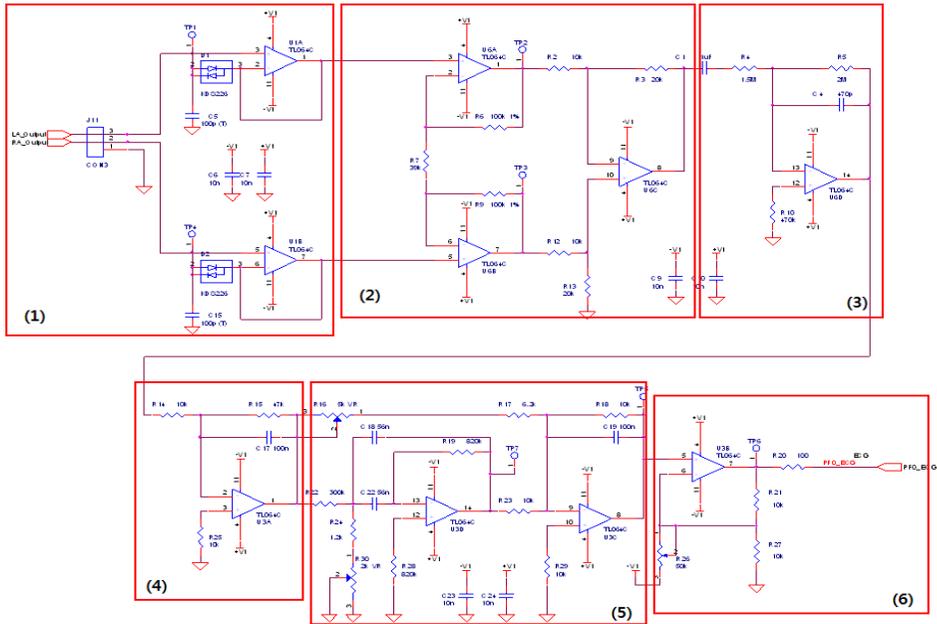


Figure 17. 심전도 회로 구성도

(1) ECG Input단 : - Safety (KDS226)

(2) Instrumentation Amplifier

- R7,R2,R12 증폭도를 조절 할 수 있고 높은 CMRR 을 위해 R2=R12, R3=R13은 최대한 오차가 적은 Perfect matching 을 시켜줘야 한다.

- Preamp gain : 5.2

- Differential gain : -2

(3) Band pass Filter and Inverting Amplifier : - $F_c-H = 5.3\text{Hz}$, $F_c-L = 169.39$, Gain = 1.39

(4) Inverting Amplifier : - $F_c = 39.88$, Gain = -4.7

(5) North Filter and Inverting Summing Amplifier : - 60Hz 노치필터

- Gain = 1.5

(6) Offset Control

- 최종 신호를 디지털로 보내기 위해 0V 이상으로 신호를 올려주기 위

해서 사용한다.

- Gain = 2

(다) QRS 검출 하드웨어 구성

심전도 회로로부터 얻어진 심전도를 가지고 QRS 검출을 하는 구성하는 방법은 다음과 같다. 심전도 측정회로로부터 얻어진 심전도 데이터를 입력 단에 넣어서 Bandpass filter 회로를 거쳐 반파정류기를 통하여 심전도파형을 정류 한다. 그 후 다이오드를 이용하여 피크 검출을 하고 555타이머를 통하여 피크의 신호만을 최종 output으로 배출하게 된다.

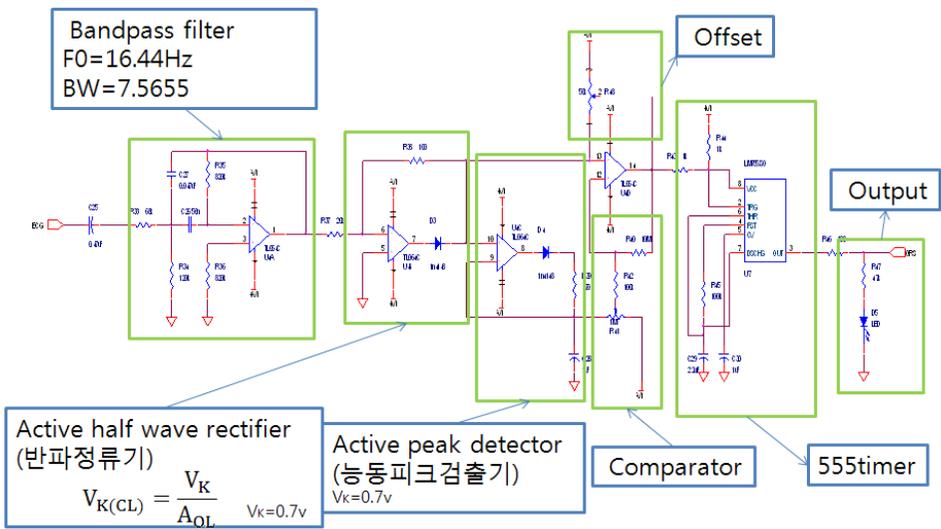


Figure 18. QRS detect회로 구성

나. Motion Artifact rejection circuit

(1) Motion Artifact rejection circuit

(가) Motion Artifact 정의

동잡음 (motion artifact) 이란 사람에게서 만들어지는 수많은 생체 신호이외에 사람이 움직임으로써 발생하는 근전도에 의해 근전도보다 미약한 심전도는 근전도 파형에 섞여서 보지 못하고 또한 이에 contact point 의 변화에 따른 base-line drift로 인하여 실질적으로 측정하고자 하는 심전도는 측정을 하지 못하고 saturation 되는 경우가 발생한다. 본 논문에서는 이러한 상황이 발생하지 않도록 하기 위해 가속도 센서를 사용하여 이러한 동잡음들에 대한 보정을 하려고 한다.

(나) Motion artifact rejection 하드웨어 구성

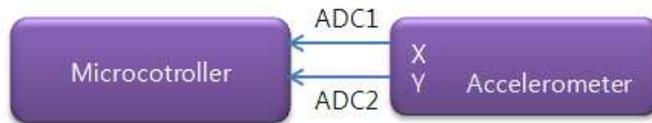


Figure 19. Main Block of the motion artifact rejection circuit

가속도 센서로부터 발생된 아날로그 아웃풋 X축, Y축 데이터를 메인 CPU인 ATmega128을 통하여 ADC (Analog to Digital Convertor) 를 통하여 디지털 신호로 변경된다. 이렇게 얻어진 신호를 통하여 사람이 움직임을 분별해 낼 수 있는 것이다.

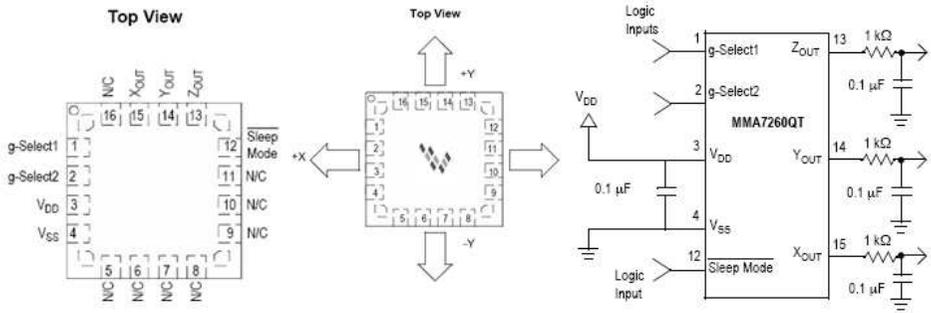


Figure 20. MMA7260QT 가속도계 및 구성 회로

기본적인 하드웨어 구성은 Figure 20과 같다. MMA7260QT에 3.3V의 전압과 그라운드를 연결하고 각각의 X, Y, Z의 출력부에 저역통과필터를 달아 데이터를 MCU (Microcontroller)로 전송한다.

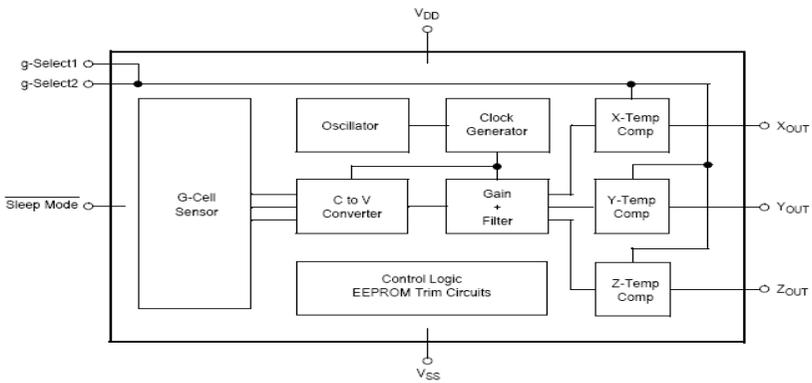


Figure 21. Simplified Accelerometer Functional Block Diagram

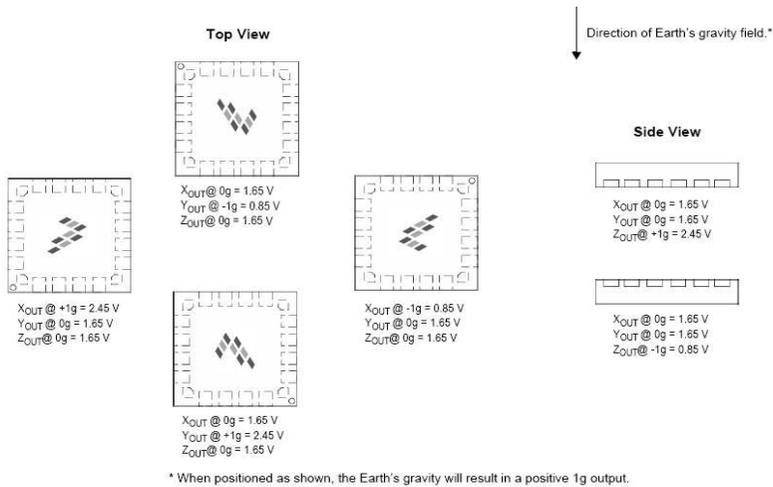


Figure 22. 지상에서 센서의 움직임에 의한 출력 비교

① 가속도계 (Accelerometer)

- MMA7260QT ($\pm 1.5g$ - $6g$ Three Axis Low- g Micromachined Accelerometer)

② MMA7260QT features⁷

- Selectable Sensitivity (1.5g/2g/4g/6g)
- Low Current Consumption: 500 μ A
- Low Voltage Operation: 2.2 V . 3.6 V
- 6mm x 6mm x 1.45mm QFN
- High Sensitivity (800 mV/g @ 1.5g)
- Fast Turn On Time
- Integral Signal Conditioning with Low Pass Filter
- Robust Design, High Shocks Survivability
- Low Cost

(다) MMA7260QT 동작 원리

MMA7260QT는 두 개의 표면 마이크로머신 용량성 센싱 셀(g cell) 과 하나의 컨디셔닝 빔이 포함된 센서이다. Figure 23에서 보는 바와 같이 양쪽의 센싱 셀과 그 사이에 컨디셔닝 빔이 존재를 하여 가속도에 따라 가속도 방향의 반대방향으로 빔이 움직여 한 쪽의 센싱셀에 가까워지면서 그 값이 측정되는 것이다. 이때 움직인 빔에 의해 빔과 센싱 셀 사이의 거리가 변하게 되고 그로인해 캐패시턴스 값이 변한다.

$$C = \frac{A\epsilon}{D} \quad (2)$$

C는 캐패시턴스, A는 빔의 면적, ϵ 은 유전상수, D는 빔과 센서사이의 거리 이다. 이렇게 변동된 캐패시터에 의해 스위칭 된다.

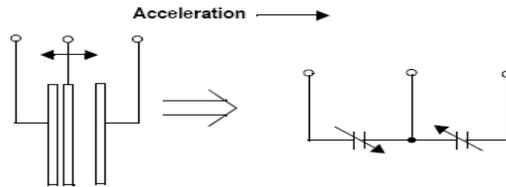


Figure 23. Simplified Transducer
Physical Model

(2) 심전도 보정 알고리즘

(가). 기저선 변동 잡음의 정의

심전도 신호처리에 있어서 안정된 기저선은 심전도 특징점을 측정하는 기분이 된다. 따라서 기저선 변동 잡음이 존재 하는 심전도 신호에서 잡음 요소의 제거 없이는 정확한 진단을 수행 할 수 없다.⁸

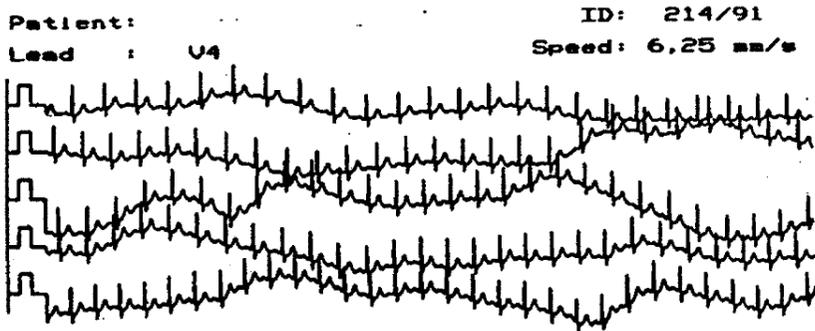


Figure 24. 심전도 기저선 변동의 예

특히 Q파와 ST-T 세그먼트와 같이 저 진폭, 저 주파수 성분을 갖는 파형에 대한 기저선 변동의 발생으로 생기는 왜곡 현상은 심근 경색(Myocardial Infarction)이나 심근 허혈(Myocardial Ischemia)의 진단에 큰 영향을 끼친다.⁹ ST-T 세그먼트의 하강(Depression)은 대개 심근허혈을 의미하며, 상승(Elevation)은 심근경색을 의미한다.¹⁰ 기저선 동요는 주로 호흡이나 환자의 움직임 때문에 발생되며, 대부분이 1Hz 미만의 주파수 성분을 갖는다.

(나). 심전도 신호 보정 알고리즘

심전도 신호는 위와 같이 기저선 변동으로 인하여 심전도 신호가 왜곡되는 것을 막기 위하여 Highpass filter를 5.3Hz로 하고 Second order filter로 구성하였으며, 급격한 운동량에 의한 변화를 막기 위해 가속도계를 이용하여 심전도를 보정한다. 어느 한 축의 일정한 값 이상이 되고 심전도 값이 일정한 값이 검출되면 자동으로 저장 되어있던 reference 심전도를 출력하게 된다. 또한 가속도계의 값의 변동을 수시로 체크하여 수시로 변동하여 심전도와 reference 심전도 값을 출력하게 된다.¹¹

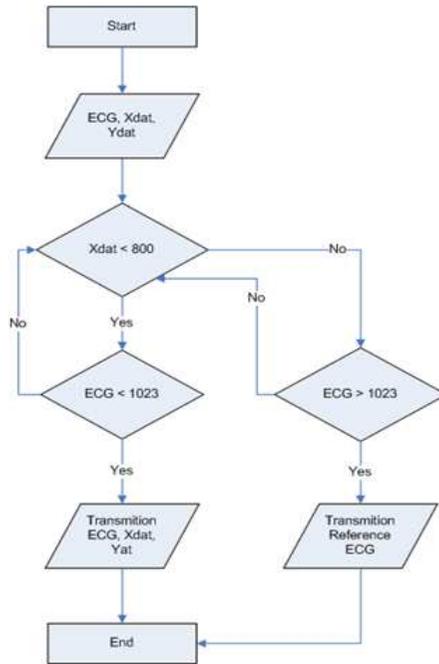


Figure 25. 심전도보정 알고리즘
블록다이어그램

다. 대용량 저장장치(Secure Digital memory card)

(1) Micro Secure Digital memory card

(가) 대용량 저장장치 소개

근래에 들어 멀티미디어의 발전으로 인하여 사진이나 동영상들로 인한 데이터의 양이 방대해지고 해상도의 증가로 인하여 예전에는 적은 용량으로도 가능 하던 메모리의 크기가 요즘은 턱없이 부족하게 되었다. 이로 인하여 메모리는 발전하게 되었다. 그리하여 메모리칩보다 용량이 크고 성능이 좋은 메모리 카드들이 주를 이루고 있다. 또한 실시간 데이터 무선 전송 중에 음영 지역에 들어가게 되면 데이

터 전송의 장애와 더불어 정확한 데이터의 수집이 불가능 하다. 그래서 정확한 데이터의 수집 위해 대용량 저장장치의 interface는 필수적이다.

그리하여 본 논문에서는 기존의 메모리 칩을 사용하는 것이 아닌 그보다 용량이 크고 또한 컴퓨터와 인터페이스 하기 쉬운 대용량 저장장치인 Micro SD메모리 카드 (Micro Secure Digital memory card)를 이용하여 개발하였다. 또한 SD메모리 카드에 비해 Micro SD는 크기가 1/3 크기밖에 되지 않아 그 실용성이 뛰어나다.¹²



Figure 26. Micro SD memory card 의 모습 과 SD 카드와 크기 비교

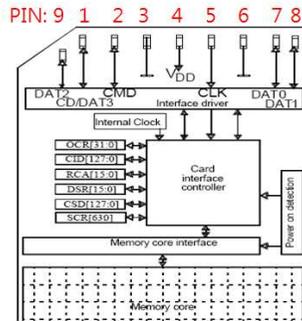


Table 3-3. SD Card Registers

Name	Width	Description
CID	128	Card identification number: individual card number for identification.
RCA ¹	16	Relative card address: local system address of a card, dynamically suggested by the card and approved by the host during initialization.
CSD	128	Card specific data: information about the card operation conditions.
SCR	64	SD Configuration Register: information about the SD Card's special features capabilities.
OCR	32	Operation Condition Register

Figure 27. SD 카드내부의 Block Diagram

(나) 대용량 저장장치 하드웨어 구성

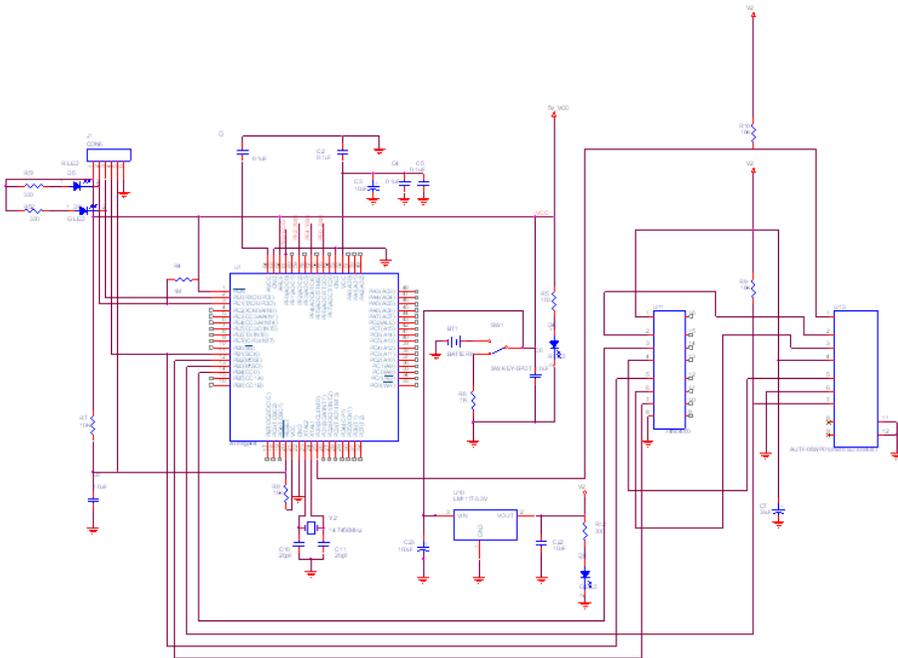


Figure 28. Micro SD 메모리 저장 모듈 하드웨어 구성도

본 논문에서는 Micro SD 저장 모듈을 통제하는 MCU로는 메인 CPU인 ATmega128L을 사용 하였고, Micro SD 저장 모듈의 MCU로 ATmega64를 사용하였으며 Micro SD소켓과 중간에 74HC4050 소자를 사용하여 흐름제어를 하였고, Micro SD 소켓으로는 AUTP-08WP01이 사용되었다.

① Micro SD 저장 모듈 MCU (ATmega64)의 특징)

ATmega64는 ATmega128과 같이 8-bit RISC (Reduced Instruction Set Computer) 구조로 명령어가 간단하며 동작 속도가 빠르고, 1MHz당 1MIPS(초당 백만 개의 명령어 수행)의 성능을 보이는 마이크로프로세서이다. 그 특징들을 살펴보면 다음과 같다.¹³

- 향상된 RISC 구조
 - 130개의 강력한 명령어들이 대부분 단일 clock으로 실행
- 비휘발성 프로그램 메모리와 데이터 메모리
 - 64Kbyte In-System 프로그램 Flash 메모리 내장(10000번 쓰고 지우기 가능)
 - 2K Byte EEPROM
- 나머지 사항은 아래의 ATmega128의 특징과 일치 한다.

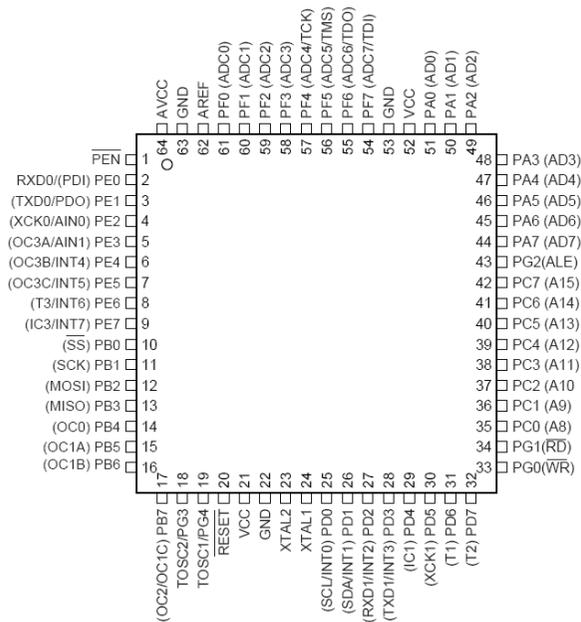


Figure 30. ATmega64 외부 형태

② 74HC4050 (Hex high-to-low level shifter)

74HC4050은 총 6개의 non-inverting 버퍼를 제공하여 빠른 속도로 하이레벨에서 로우레벨로 변경해주는 역할을 한다. 예를 들어 만

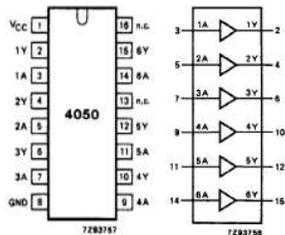


Figure 29. 핀 구성과 로직 심벌

약 15V의 V_{cc} 가 들어온다면 2V의 전압으로 낮춰주는 역할을 한다.

PIN NO.	SYMBOL	NAME AND FUNCTION
1	V_{cc}	positive supply voltage
2, 4, 6, 10, 12, 15	1Y to 6Y	data outputs
3, 5, 7, 9, 11, 14	1A to 6A	data inputs
8	GND	ground (0 V)
13, 16	n.c.	not connected

Figure 31. 각 핀 설명

③ AUTF-08WP01 (Micro SD socket)

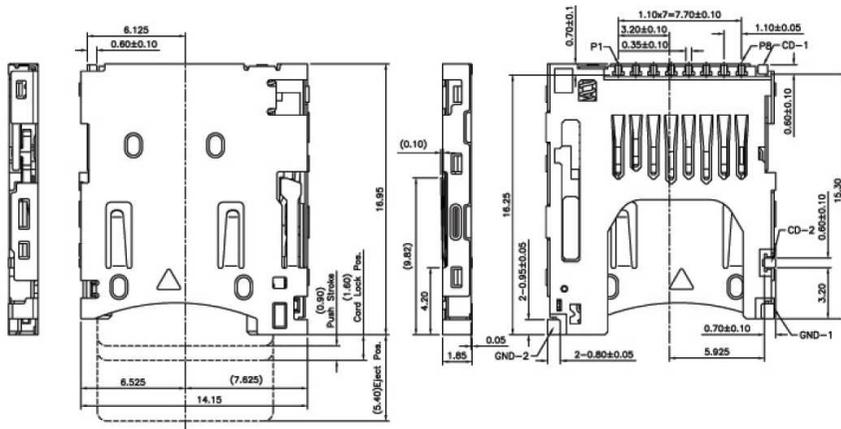


Figure 32. AUTF-08WP01 specification

AUTF-08WP01은 Micro SD 소켓으로써 Micro SD를 삽입하여 데이터를 저장하기 쉽도록 연결해주는 장치이다. 이것의 특징은 내부에 스프링이 장착되어 있어 삽입 하였을 때는 카드가 밖으로 빠져나가지 못하게 잡아주는 역할과, 다시 한 번 눌렀을 때 카드가 밖으로 자동으로 밀려서 나오게 하는 특징을 가지고 있다.

(다) 대용량 저장장치 동작원리

대용량 저장장치 동작원리는 일단 메인 MCU인 ATmega128(L) 과 대용량 저장장치의 MCU인 ATmega64 사이에서 SPI(Serial Peripheral Interface) 통신으로 Micro SD메모리를 직접 컨트롤 하여 대용량저장장치를 지원한다. 심전도 측정 장치로 보터 얻어진 심전도를 메인 MCU인 ATmega128L에서 ADC를 통하여 디지털 값으로 변환된다. 이때 사용된 ADC sampling rates는 약 200Hz 이다. 이를 USART (Universal Synchronous and Asynchronous Receiver and Transmitter) 통신을 통하여 대용량저장장치의 MCU인 ATmega64로 전송되고, 이를 SPI통신으로 Micro SD카드에 저장되게 되는 것이다. SD카드를 컨트롤 할 때 두 가지 사용모드 중에 SPI 모드를 사용하여 프로그래밍 하였는데 특징은 다음과 같다.

- Easy control
- one bit data line by 2-chanel(Data In and Out)
- compatible mode allows the MMC systems
- byte transfers
- Byte로 전송되고 항상 CS signal로 byte를 정렬
- loss of performance versus SD card mode

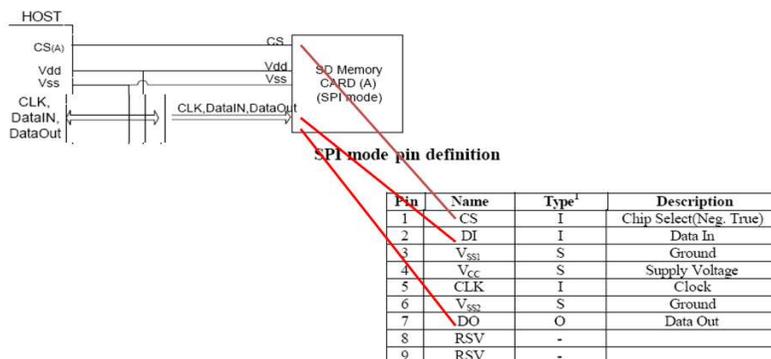


Figure 33. SD card mode pin definition

Figure 33은 SD카드의 SPI모드의 핀 연결도이다.

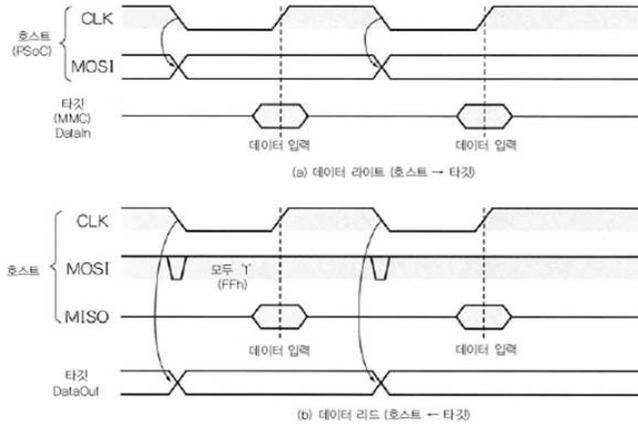


Figure 34. Data Transfer Timing diagram

Figure 34는 데이터의 흐름이 호스트와 SD메모리 카드 간에 어떻게 이루어지는 지에 대해서 나타내는 그림이다.

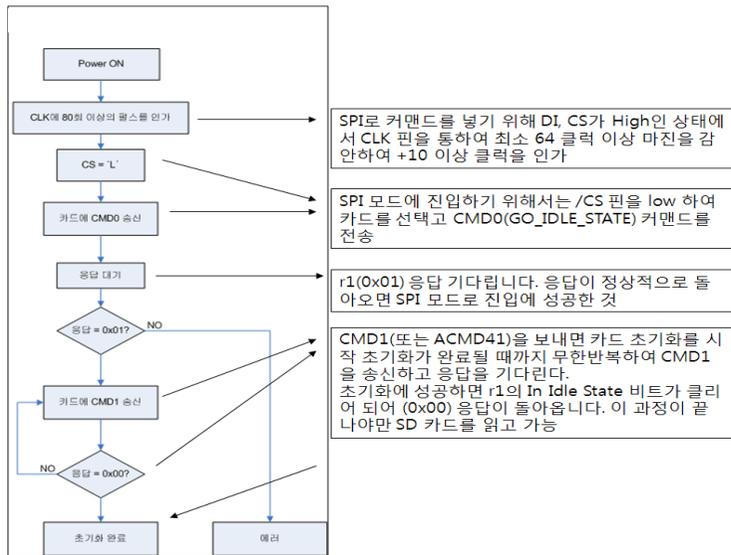


Figure 35. SD memory Initialize process

Figure 35은 SD memory 간단히 초기화 과정을 보여주는 것이다. 순서도를 보면 CMD0 커맨드로 카드가 아이들 상태로 들어가면, 초기화 CMD1을 보내지 않고 CMD8을 보낸다.(인수는 0x01AA로 CRC는 유효하지 않으면 안됨) CMD8에서 Reject 되면 SDC Ver1.xx라 간주하여 위에 제시된 방법으로 사용하면 되고 SDC Ver2.00 이상이라면 $r7(r1 + 32\text{비트 반환 값})$ 이 돌아온다. 반환 값에서 하위 12비트가 0x1AA 라면 SDC ver 2.00 카드이고 그 외의 카드는 사용 불가 하다. 다음으로 ACMD41을 사용해 초기화를 개시하고 완료하면 OCR을 읽어 낸다. OCR중의 CCS[30]이라면 HCSD에 해당하고 0이라면 일반 SDC Ver2.00에 해당한다. 위와 같은 과정을 따르면 초기화 된다.¹²

Micro SD 메모리 카드에는 FAT (File Allocation Table) 시스템의 구조로 되어 있어서 FAT 알고리즘을 인스톨하고 그를 컨트롤 하는 ATmega 알고리즘을 올려주어야 대용량 저장이 가능하다.

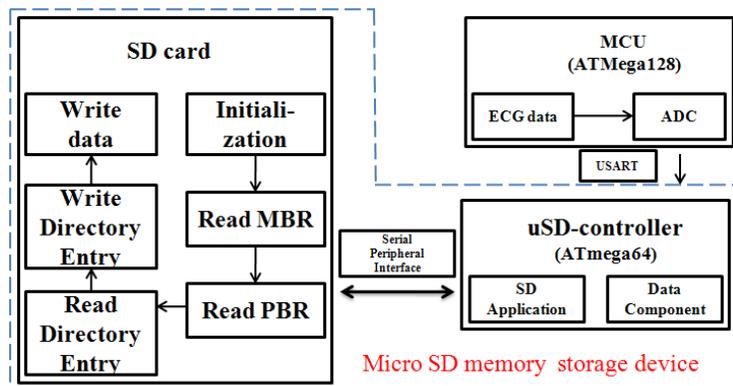


Figure 36. The whole block diagram of the memory device

Figure 36 과 같이 대용량 저장 장치의 초기화를 거쳐 모듈이 준비 상태가 된다. MBR (master boot record)와 같은 그 하드 디스크 파티션의 데이터 저장 장치의 첫 번째 섹터 ("Sector 0") 는 512 바이트의 부트 섹터입니다.¹⁴ PBR (Partition boot record) 은 섹터의 유형,

그리고 하드 디스크에 있는 디스크 볼륨에서 프로그램이 볼륨의 다른 부분에 저장되어있는 부팅을 위한 코드가 포함되어 있으며, 플로피 디스크, 또는 그와 유사한 데이터 저장 장치에 저장됩니다.¹⁵ SPI통신의 SCK(Serial Clock), MOSI(Master Output Slave Input), MISO(Master Input Slave Output) and SS(Slave Select) 를 통해서 고속 동기식 직렬 통신을 하여 대용량 저장장치와 MCU사이에 통신이 일어나게 된다.

라. 무선통신 네트워크 (Wireless network : Zigbee)

(1) 8 bit 마이크로프로세서 (ATMega128)

(가) ATMega128의 특징

ATmega128L은 8-bit RISC (Reduced Instruction Set Computer) 구조로 명령어가 간단하며 동작 속도가 빠르고, 1MHz당 1MIPS(초당 백만 개의 명령어 수행)의 성능을 보이는 마이크로프로세서이다. 특히 ATmega128L은 Low Power를 위해 디자인 된 것으로 센서 네트워크에 노드를 구성하는데 주로 쓰이고 있다. 그 특징들을 살펴보면 다음과 같다.¹⁶

- 향상된 RISC 구조
 - 133개의 강력한 명령어들이 대부분 단일 clock으로 실행
 - 32개 * 8bit의 범용 레지스터 + 내부 I/O 레지스터 + 확장 I/O 레지스터로 구성
 - 16MHz에서 16MIPS이상의 성능
 - 2사이클 곱셈기를 칩에 내장
- 비휘발성 프로그램 메모리와 데이터 메모리
 - 128Kbyte In-System 프로그램 Flash 메모리 내장

- 칩에 내장된 부트 프로그램으로 In-System 프로그래밍 가능
- 읽고 쓰는 동작을 동시에 수행 가능
- 4K Byte EEPROM
- 4K Byte 내장형 SRAM
- 최대 64K Byte 이상의 외부 메모리 영역을 가지고 있어 외부 메모리 인터페이스로 메모리 확장 가능
- 소프트웨어 보안을 위한 프로그램 방식의 lock 설정 가능
- In-System 프로그램을 위한 SPI 인터페이스 방식을 지원
- JTAG (IEEE std. 1149.1 호환) 인터페이스 제공
- 방대한 칩 내장형 디버그 제공
- JTAG 인터페이스로 Flash, EEPROM, 퓨즈바이트(시스템 설정용 비트들)들과 lock비트들을 프로그래밍 가능
- 주변 사항
- 두 개의 8-bit Timer/Counters와 독립된 Pre-scaler, 비교 모드 제공
- 두 개의 확장된 16-bit Timer/Counter와 독립된 Pre-scaler, 비교모드, 캡처 모드 제공
- 실시간 카운터와 독립된 발진기 제공
- 두 개의 8-bit PWM 채널, 비교기 출력
- 8채널 10bit ADC
- 두 개의 프로그램 가능한 USART제공
- Etc
- 독특한 마이크로 컨트롤러 사양
- 6개의 슬립모드 제공, 소프트웨어로 선택 가능한 클락 주파수 등등의 기능 제공
- I/O 패키지
- 53개의 프로그램 가능한 I/O 라인
- 동작 전원

- ATmega128L : 2.7V~5.5V
- ATmega128 : 4.5V~5.5V
- 동작 속도
- ATmega128L : 0~8MHz
- ATmega128 : 0~16MHz

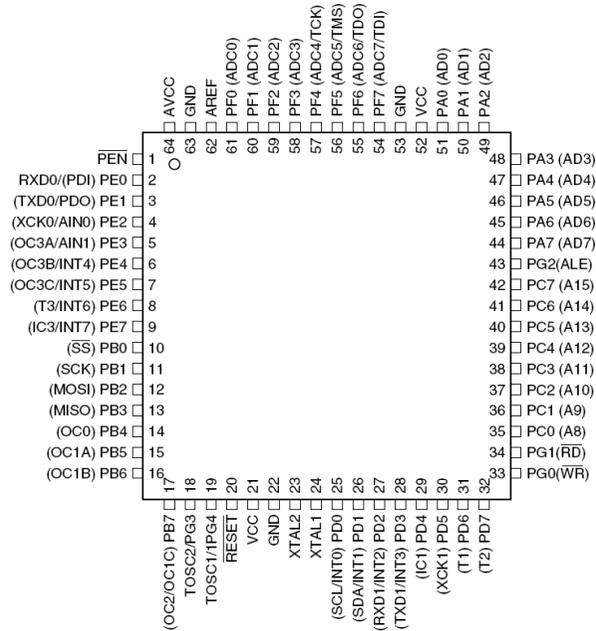


Figure 37 ATmega128L 외부 형태

(2) RF 모듈 (CC2420)

(가) CC2420의 특징

저 전력, 저가격, 사용의 용의 성을 자랑하는 무선 센서 네트워크의 대표적 기술은 Zigbee를 위해 Chipcon사에서 개발한 RF Transceiver 이다. 그 특징을 살펴보면 다음과 같다.¹⁷

- 2400~2483.5MHz RF Transceiver (5MHz 씩 총 16채널을 사용)
 - DSSS(Direct Sequence Spread Spectrum)를 사용하는 Transceiver
 - Half sine pulse를 사용하여O-QPSK Modulation을 수행
 - High Sensitivity(-94dBm)
 - 최대 250Kbps data rate, 2Mchip/s chip rate
- Separate transmit and receive FIFOs
 - 128 byte transmit data FIFO
 - 128 byte receive data FIFO
- 매우 적은 외부 소자들을 필요로 함(Crystal Oscillator 와 최소의 외부 소동 소자들)
- 쉬운 Configuration interface
 - MCU와4-wire SPI(Serial Peripheral Interface)로 연결(SPI interface를 통해 transmit/receive에 관련된 각각 128byte의 FIFOs에 접근, 혹은 CC2420 제어에 관련된 configuration 레지스터나 상태 레지스터 등에 접근
- 802.15.4 MAC hardware support
 - MCU에 걸리는 load를 줄여줌
 - Preamble 자동 생성(chip동기화와 bit 동기화에 사용)
 - CRC16의 자동 생성과 에러 check
 - CCA(Clear Channel Assessment)와 RSSI (주변 노드가 전달한 데이터 신호세기)
 - LQI(Link Quality Indication)을 위한 자동 Correlation value를 생성
- 802.15.4 MAC hardware security 지원

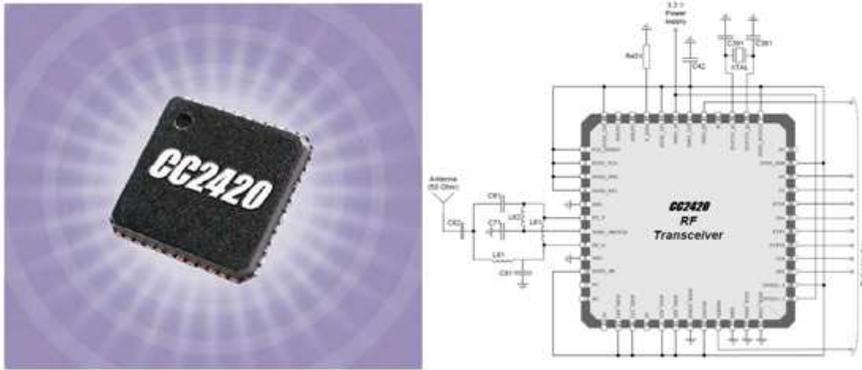


Figure 38. CC2420 칩 과 CC2420 Typical Application circuit

(3) Zigbee 모듈 하드웨어 구성

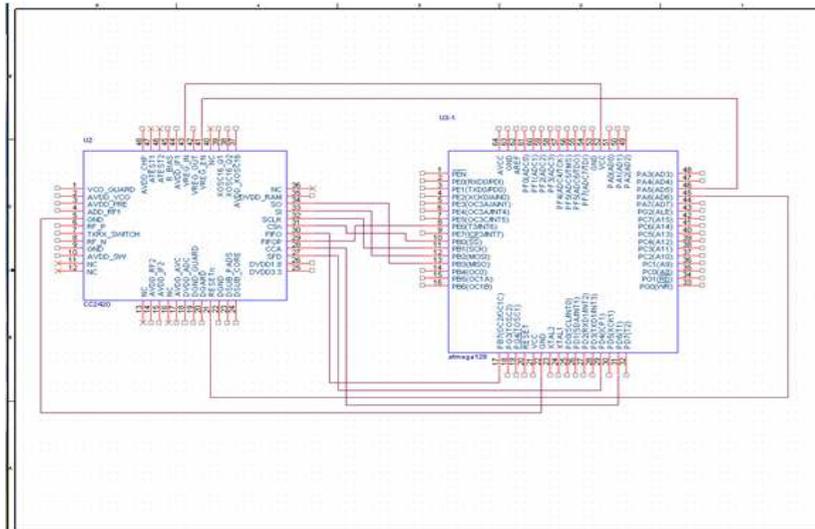


Figure 39. ATmega128 과 CC2420 회로 연결도

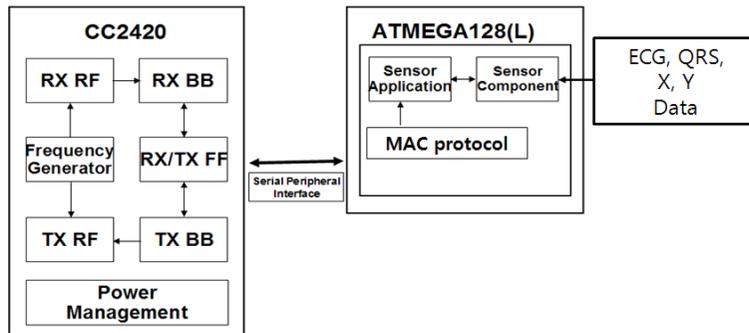


Figure 40. The whole Block diagram of the wireless vital sign measurement device

Table 5. 무선 통신거리 측정 결과

(단위 : m)

실내(실험실복도)	칩(RX)	외장형(RX)
칩(TX)	6.5	21
외장형(TX)		80이상
실외(운동장)	칩(RX)	외장형(RX)
칩(TX)	6.5	25
외장형(TX)		90이상

마. Display program

(1) Visual basic

베이직언어(BASIC : Beginners All-purpose Symbolic Instruction Code)1960년대 중반에 미국 다트머스(Dartmouth)대학에서 개발된 회화용 언어 NN문자 명령어 중심에서 그래픽중심으로 컴퓨터의 사용 환경이 변화됨에 따라 BASIC 언어도 기존의DOS용에서 윈도우즈용으로 발전된 새로운 형태가 비주얼 베이직이다. 비주얼 베이직(Visual Basic)의 정의는 윈도우 프로그램을 쉽게 사용할 수 있도록

그래픽 사용자인터페이스(GUI : Graphic User Interface)를 제공 받아 BASIC 언어를 사용 하는 것이다. 초기의 VISUAL BASIC은 형편없는 TOOL 데이터베이스라는 개념이 보편화 되면서 VISUAL BASIC은 여러 가지 특성상 DB와는 연동하기 매우 힘든 툴 이라고 생각되어졌다. 그러나 현재 VB만큼 DB와 궁합이 잘 맞는 툴이 없다. DB 연동의 추세를 ADO (ActiveX DataBase Object) 라는 것으로 이끌어간다는 평가를 받고 있다.

현재 VB는 세계적으로 가장 보편적이고 빠른 개발을 할 수 있는 막강한 툴이다. 가장 쉽게 여러 다양한 응용프로그램(데이터베이스연동 관련, 고급스러운 윈도우자원을 이용한 개발, 게임프로그램, 네트워크 프로그램)등을 개발할 수 있기 때문이다.

(가) Visual Basic의 의미

Basic이라는 말은 합성어이다. BASIC (Beginners All-purpose Symbolic Instruction Code)라는 말로 Basic은 초심자 혹은 프로그램을 처음 접하는 사람이 모든 목적에 맞게 상징적인 명령을 이용한 언어이다. 상징적인명령 (Symbolic Instruction) 뜻은 시각적인 모습을 나타낸 것으로, 명령 이라는 것은 물리적인 행동을 나타낸다고 볼 수 있다. 즉, Visual Basic은 두 가지의 커다란 축으로 구성된다. 첫째, 시각적인 모습으로 들어내는 Symbolic한 부분과 둘째, 행위나 움직임을 나타내는 Instruction으로 나뉜다.

(나) Visual Basic의 특징

- Visual Basic은 여러 개발플랫폼을 제공한다. (Windows 95/98/2000/NT 등 여러 OS 환경에서 개발할 수 있는 다중 플랫폼을 제공)
- 초보자도 작성하기 쉬운 BASIC언어를 제공한다. Visual Basic은 전 세계적으로 널리 사용되는 BASIC언어에 기초하기 때문에 초보자

도 쉽게 사용가능하다.

- 빠른 개발 환경과 높은 생산성을 제공한다. Visual Basic은 다양한 ActiveX Control 제공으로 인터페이스를 다양하게 구성할 수 있는 환경과 어플리케이션을 손쉽게 빠르게 개발할 수 있는 개발통합환경을 제공한다.
- MS Office에서 공통적으로 사용하는 Visual Basic for Application을 제공한다. Visual Basic for Application은 마이크로소프트오피스제품에서 공통적으로 사용되는 프로그래밍 언어로써, Visual Basic은 이를 제공한다.
- Visual Basic은Event Driven Programming Model을 사용 한다. Event Driven Programming이란 외부의 동작에 대해서 반응 한다는 것을 의미한다.

(다) Visual Basic의 종류

Table 6. Visual Basic 의 종류

종류	내용
기압판 (Enterprise Edition)	소스코드관리를 위한 MS Visual Source Safe 원격OLE Automation과분선COM의 지원 원격데이터베이스접속도구 컴포넌트관리자 %기업 판은 전문 가판의 특징을 포함
전문 가판 (Professional Edition)	추가사용자정의Control과 도움말 메타파일과 비트맵 마이크로소프트도움말컴파일러 크리스털리포트 윈도우즈API 레퍼런스 Data Control Data Access Objects(DAO) 그밖의 도구(Image Editor, Resource Compiler등) %전문 가판은 교육판의 특징을 포함

	비주얼 베이직 개발 환경
교육판	표준Control
(Learning	예제
Edition)	설치마법사(Setup Wizard)
	비트맵 및 아이콘
	도움말파일

(라) Visual Basic의 개체

Visual Basic의 개체는Form 그리고 Form 위에 놓여진 Control이다. 즉 사용자와 인터페이스를 이루는 Form과 Control을 개체라고 한다. Form과 Control은 작은 의미의 개체이다. 광의의 개체는 이런 보이는 것뿐만 아니라 보이지 않는 개체 (예:AOD)도 포함된다. 눈에 보이는Form이나 Control을 Physical Object라 하고 눈에 보이지 않는 개체를 Logical Object라 부르며, 대표적으로 데이터베이스 관련된 ADO (ActiveX Database Object)가 있다. Logical Object는 개체의 특성을 모두 가지고 있다.

(2) 통신 프로토콜 (UART : Universal asynchronous receiver / transmitter)

(가) RS-232C

컴퓨터가 외부와 자료를 주고받기 위하여 국제적으로 표준화한 데이터 통신규격의 하나이다. 데이터를 직렬 전송 방식으로 전송할 때 통신회선에서 사용하는 전기적인 신호의 특성과 연결 장치의 형상 등 물리적인 규격을 정하고 있다. 일반적으로 추천규격 (RS : Recommanded standard) 이라 하여 RS-232C라 하지만 공식적인 명칭은 EIA-232-C로서 CCITT의 권고에 따라 미국의 EIA (미국 전자공업회)가 정한 규격이다. 컴퓨터와 단말기를 연결하거나 각종 입출력

기기를 접속하는 데에 사용된다. 이것은 20K baud 이하의 속도로 15m 이내에서 직렬로 자료를 전송할 수 있다. 직렬 전송 방식으로 데이터 통신을 하는데 필요한 또 다른 규격으로는 장거리 전송(1.5Km)을 위해 1976년에 제정한 RS-422와 RS-423이 있다. RS-232C는 컴퓨터가 모뎀과 같은 다른 직렬장치들과 데이터를 주고받기 위해 사용하는 인터페이스이다. 컴퓨터로부터 나오는 데이터는 보통 마더보드 상에 있는 UART (Universal Asynchronous Receiver/Transmitter) 칩에 의해 DTE (Data Terminal Equipment) 인터페이스로부터 내장(또는 외장) 모뎀이나 기타 다른 직렬장치들로 전송된다. 컴퓨터 내에 있는 데이터는 병렬회로를 따라 흐르지만 직렬장치들은 오직 한 번에 한 비트씩만을 처리할 수 있기 때문에, UART 칩이 병렬로 되어 있는 비트들을 직렬 비트 열로 변환시킨다. 모뎀이나 다른 직렬 장치와 RS-232C 표준에 입각하여 통신하는 PC의 DTE 에이전트도 역시, DCE (Distributed Computing Environment; or Data Communication Equipment) 인터페이스라고 불리는 보완적인 인터페이스를 가지고 있다.

특징으로는 다음과 같다.

- 통신 최대 거리 : 30m
- 전송 전압 : 12V
- 최대 전송속도 : 20kbit

핀 커넥터의 내부 모습은 다음과 같다.

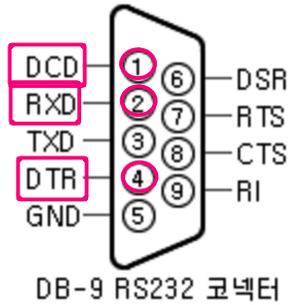


Figure 42. DB-9 RS232C connector

케이블 안은 전기적인 신호가 전송될 수 있는 도선 3개의 핀으로 구성되어 있는데 이 선들은 DB9 커넥터의 ②③⑤번과 연결되어 있다.

- ②번 : RXD - Receive Data
외부 장치에서 들어오는 데이터를 받는 신호선
- ③번 : TXD - Transmit Data
데이터를 전달하는 신호선
- ⑤번 : GND - RS-XXX 방식은 전압으로 신호를 전송한다.
그러므로 기준이 되는 접지가 있어야 한다.

하지만 본 연구에서는 아날로그 방식의 케이블을 사용하지 않고 USB (Universal Serial Bus) 방식을 이용한 RS-232C통신을 하였다.

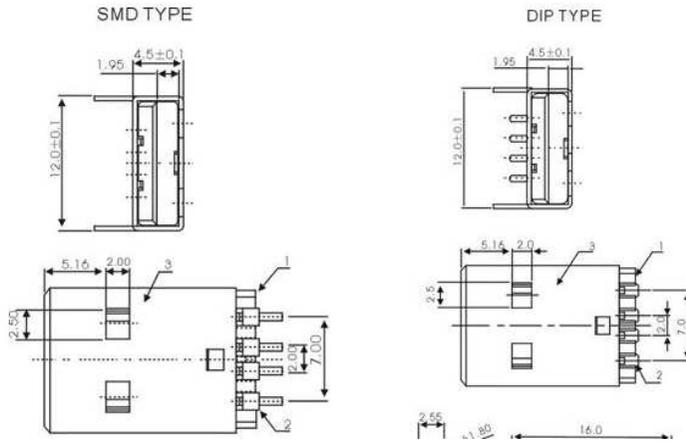


Figure 43. USB connector

특징은 다음과 같다.

- Contact resistance : 30mΩmax
- Insulator Resistance : 1000mΩmin, AT DC500V
- Rated current : 1Amp
- Rated Voltage : 30V AC

USB 커넥터의 통신방식도 RS-232C 와 동일하고 각각의 4개의 핀은 ①번 : VCC, ②번 : RXD, ③번: TXD, ④번 : GND 로 구성되어 있다.

(나) RS-232C 통신방식

① 동기식 전송방식과 비동기식 전송방식

- 동기식 전송방식 (Synchronous transmission) :

동기식 전송은 한 문자 단위가 아니라 미리 정해진 수만큼의 문자열을 한 묶음으로 만들어서 일시에 전송하는 방법이다. 이 방법에서는 데이터와는 별도로 송신측과 수신측이 하나의 기준 클럭으로 동기신호를 맞추어 동작한다. 수신측에서는 클럭에 의해 비트를 구별하게 되므로, 동기식 전송을 위해서는 데이터와 클럭을 위한 2회선이 필요

하다. 송신측에서 2진 데이터들을 정상적인 속도로 내 보내면, 수신측에서는 클럭의 한 사이클 간격으로 데이터를 인식하는 것이다. 동기식 전송은 비동기식에 비해 전송효율이 높다는 것이 장점이지만 수신측에서 비트 계산을 해야 하며, 문자를 조립하는 별도의 기억장치가 필요하므로 가격이 다소 높은 것이 단점이다.

- 비동기식 전송방식 (Asynchronous transmission) :

에디터 내에 동기신호를 포함시켜 데이터를 전송한다. 송신측의 송신 클럭에 관계없이 수신신호 클럭으로 타임 슬롯의 간격을 식별하여 한번에 한 문자씩 송수신한다. 이때 문자는 7~8 비트로 구성되며, 문자의 앞에 시작비트 (start bit)를, 끝에는 정지비트 (stop bit)를 첨가해서 보내는 방법이다. 비동기식 전송은 시작비트와 정지비트 사이의 간격이 가변적이므로 불규칙적인 전송에 적합하다. 또한 필요한 접속 장치와 기기들이 간단하므로 동기식전송 장비보다 값이 싸다는 장점이 있다.

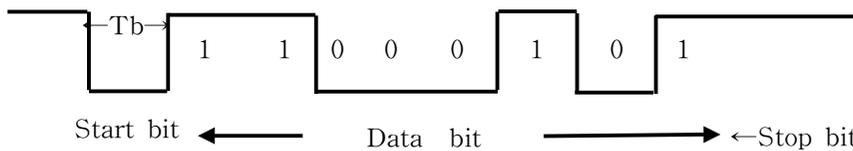


Figure 44. 비동기식 전송방식 패킷

비동기 전송방식은 클럭이 틀리기 때문에 Start bit와 Stop bit를 추가하여 데이터가 어디서부터 시작하고 어디서 끝나는지 수신측에 알려야한다. 하나의 데이터를 보낼 때 부가적으로 같이 전송해야할 비트는 다음과 같다.

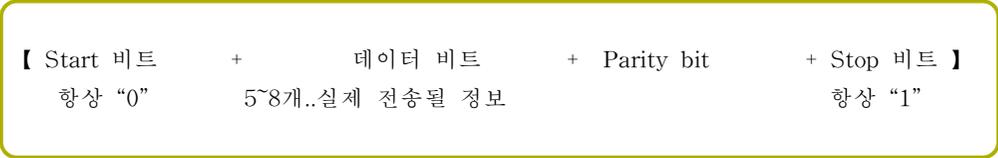


Figure 45. 비동기식 전송방식 패킷 분석도

- ① 평상시에는 항상 ‘1’이었다가 Start bit로서 데이터가 들어오는 것을 알린다.

- ② Parity bit : 데이터가 제대로 왔는지 검사하기 위한 비트이다.
있어도 되고 없어도 되는데 사용할 경우 홀수/짝수 두 가지 타입이 있다.

홀수일 경우 예를 들어보면

데이터워드에 ‘1’이 총 3개라면 패리티 비트는 ‘0’이 되고

4개의 ‘1’이 있으면 패리티비트는 0이 된다. 즉 ‘1’의 개수가 홀수가 되게 하면 된다.

그리고 송신측은 홀수 패리티일 땐 1의 개수가 홀수개가 되는지 짝수 패리티일 땐 1의 개수가 짝수개가 되는지만 확인하는 것이다. 하지만 이 방법도 비트 2개가 잘못된다면 에러를 체크할 수 없다.

- ③ Stop bit는 $1 T_B$, $1.5 T_B$, $2 T_B$ 동안 유지한다.

ex) 문자 ‘#’를 전송할 때

설정 - data bit : 7개(010 0011)

parity bit : Even

Stop bit : 2

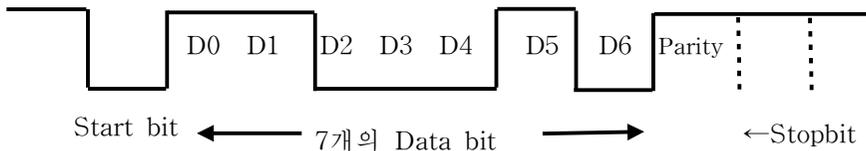


Figure 46. 예제의 비동기식 전송방식 패킷

근데 이렇게 펄스를 구성해주는건 컴퓨터에서 다 알아서 해주는 일이

다.(UART라고하는 칩이 그 역할을 해줌. 데이터를 받아서 시작비트, 패리티비트 ,정지비트를 추가하여 직렬전송을 할 수 있게끔 송신 레지스터로 보내준다.)

② Baud Rate

시리얼 데이터의 전송 속도를 나타내는 단위이다.

$$\text{Baud Rate} = \frac{1}{T_B} \quad (T_B : 1\text{비트 전송하는데 걸리는 시간})$$

예를 들어 텔레타이프 시스템에서 비트타임은 9.09ms라고 하니까 Baud Rate는 110bit/s 가 된다.

중요한건 수신부에서 9.09간격으로 펄스를 발생해야 데이터를 정확하게 받아들일 수 있다는 것이다.

(송수신부의 Baud Rate를 틀리게 설정하면 데이터가 깨짐)

III. 결과

1. 전체 시스템 및 실험방법

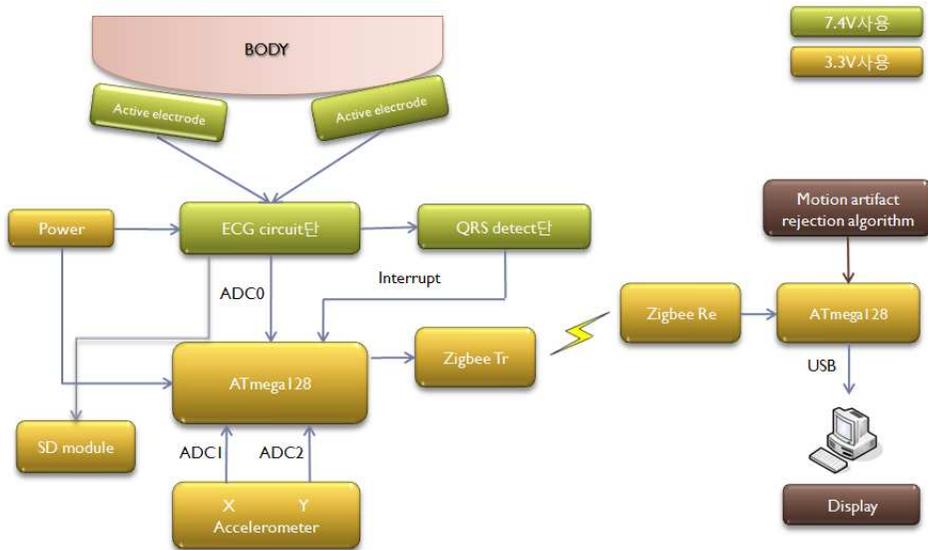


Figure 47. Block diagram of the whole system.

전체적인 블록다이어그램을 통해서 시스템을 구성하였다. 몸의 3가지 부위에서 23가지 방법으로 측정하였는데 각각의 부위는 젖꼭지를 기준으로 젖꼭지 밑 3Cm(가슴, chest), 젖꼭지 밑 10Cm (가슴배, Between chest & abdomen), 배꼽을 기준으로 수평선상(배, abdomen)로 하였다. 각각의 부위별로 총 6가지 방법으로 측정하였고, 추가로 6가지 방법을 사용하였다. 또한 뛰기, 걷기, 앉았다가 일어서기는 모두 제자리에서 진행됐다. 누워있기는 간이침대를 이용하여 실험하였으며, 옷 위에 실험한 것은 옷의 각각의 두께에 따라서 파형이 달라지긴 하지만 본 논문에서는 0.2Cm의 두께의 면 100% 반팔티를 통해 실험을

하였다. 이때 Ground는 피부에 직접 닿게 하고, 크기는 4 x 2 Cm의 금도금 판을 이용하였고 Active electrode array가 아닌 단일 전극을 사용하여 실험하였다.

Table 7. 실험 방법

실험내용	전극간격	단위
배 타이트 콘택	22.5	Cm
	9.5	Cm
배 전극 위치별 실험 (배꼽을 기준으로 수평선상 (배, abdomen))	15.5	Cm
	22.5	Cm
	28.5	Cm
	35	Cm
가슴과 배 사이 타이트 콘택	22.5	Cm
	9.5	Cm
가슴과 배 전극 위치별 실험 (젖꼭지 밑 10Cm(가슴 배, Between chest & abdomen))	15.5	Cm
	22.5	Cm
	28.5	Cm
	35	Cm
가슴 타이트 콘택	22.5	Cm
	9.5	Cm
가슴 전극 위치별 실험 (젖꼭지를 기준으로 젖꼭지 밑 3Cm(가슴, abdomen))	15.5	Cm
	22.5	Cm
	28.5	Cm
	35	Cm
제자리 뛰기	22.5	Cm
제자리 걷기	22.5	Cm
앉았다 일어서기3회	22.5	Cm
누워있기	22.5	Cm
옷 위에 실험	22.5	Cm

Table 7은 실험방법에 대해서 나열한 표이다.

Table 8. 실험자 정보

실험자정보	실험자1	실험자2	실험자3	실험자4	실험자5	실험자6	평균	단위
성별	남	남	남	남	남	여	5:1	남여
나이	27	27	27	27	29	24	26.8	세
가슴둘레	84.7	90.5	100.5	90	96	86	91.3	Cm
타이트 가슴둘레	83.7	89.5	99.5	89	95	85	90.3	Cm
루즈 가슴둘레	86.7	92.5	102.5	92	98	88	93.3	Cm
타이트가슴배둘레	80	81	80.5	81	91	74	81.3	Cm
루즈 가슴배둘레	83	84	83.5	83	94	77	84.1	Cm
타이트 배둘레	85	83	85	83	93	72	83.5	Cm
루즈 배둘레	88	86	88	85	96	75	86.3	Cm
몸무게	70.8	62.6	78.4	66	73	55	67.6	Kg
키	178	170	181	173	173	167	173.7	Cm
피부건조도	47	43	40	44	45	42	43.5	%
체온	35.4	35.4	33.8	35.6	35.4	35.7	35.2	℃
실내습도	48	43	49	41	45	50	46	%
실내온도	28	28	27.9	26.8	28.1	27.3	27.7	℃
컨디션	중	중	중하	중	중	중상	중	상중하

Table 8은 본 논문에 실험자의 정보를 나타내고 있다.

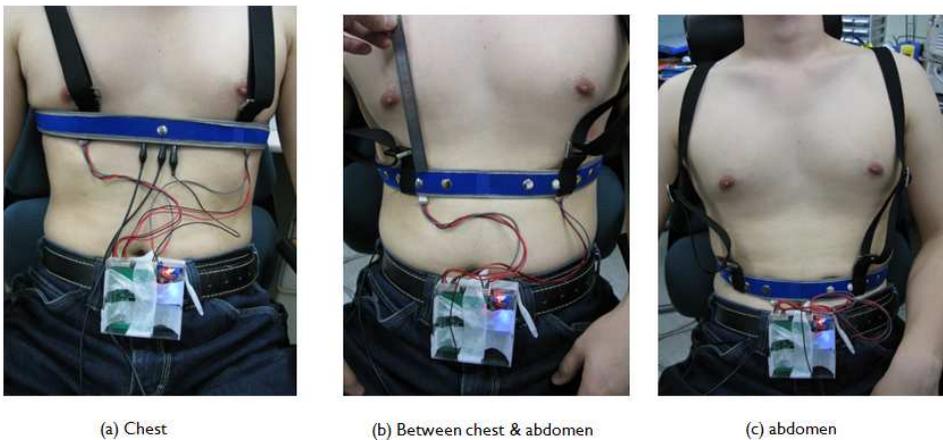


Figure 48. 실험자 가슴, 가슴배, 배 위치별 부착모습

2. 하드웨어 결과

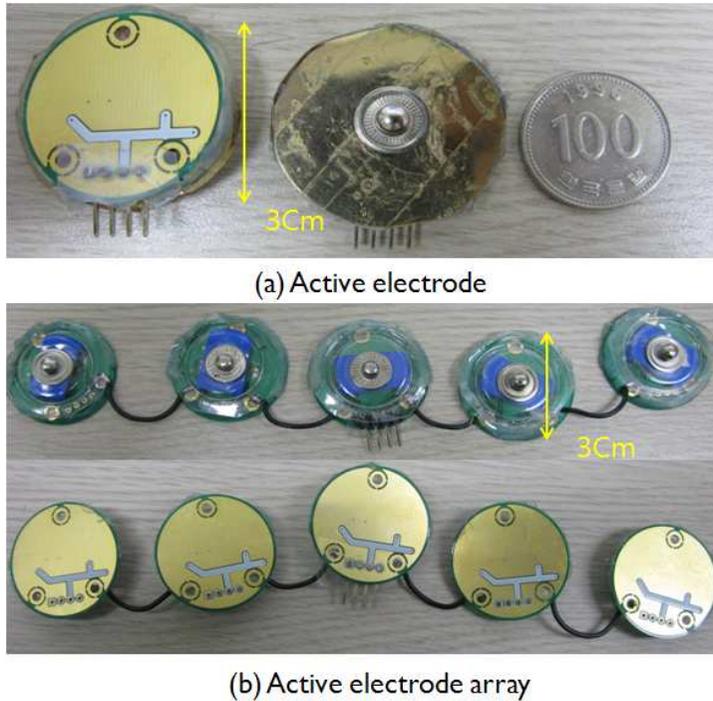


Figure 49. (a) Active electrode (b) Active electrode array

Figure 49는 완성된 Active electrode의 두 가지 모습을 보여 주고 있다. (a)와 (b)에 모두 틱톡 단추를 달아 탈부착이 가능 하게 제작하였다. (a) 전극은 금도금을 이용한 쉴드를 씌워서 제작하였고, (b)전극은 금도금을 쉴드를 사용하지 않고 플라스틱 쉴드를 사용하여 제작하였다.

실험에 사용되도록 제작된 보드는 2가지 종류로 Type1과 Type2 로 구분한다. Type1은 세로로 결합시켜 가로 크기를 줄이는 모형으로 Transmission board는 MCU, ECG, QRS가 들어 있고 Micro SD, Zigbee를 결합해 구성되며, Receive board는 MCU와 Zigbee 결합해 구성된다.

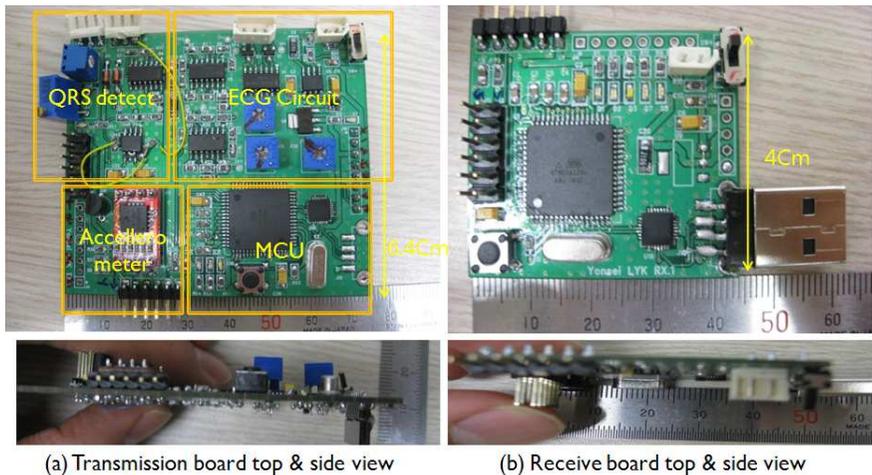


Figure 50. (a) Transmission board top & side view (Type1),
 (b) Receive board top & side view (Type1)

Figure 50, 51이 이를 보여주고 있다. Transmission board는 크기가 7.4 x 6.4 Cm 이고 Receive board는 4.5 x 4 Cm 로 구성된다. Zigbee 보드의 크기는 5 x 4 Cm 이며 Micro SD보드는 8 x 4 Cm로 구성되어 있다.

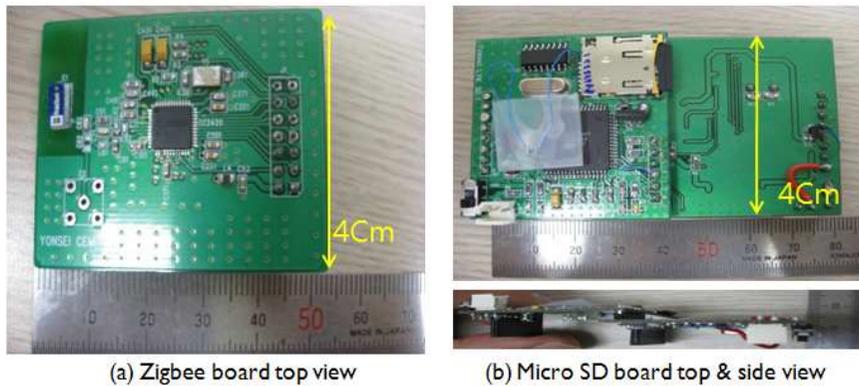


Figure 51. (a) Zigbee board top view(Type1),
 (b) Micro SD board top & side view (Type1)



(a) The whole system board & case

(b) Receive + Zigbee board & case

Figure 52. (a) The whole system board (ECG & QRS circuit + Micro SD board + Zigbee board) & case (Type1), (b) Recieve + zigbee board & case (Type1)

Figure 52은 각각의 모듈을 결합하여 케이스화 한 모습으로 위쪽에서 바라본 모습과 옆에서 바라본 모습이다.



(a) Transmission board top & side view

(b) Receive board top & side view

Figure 53. (a) Transmission board top & side view (Type2), (b) Receive board top & side view (Type2)

Figure 53는 Type2로 Type1과 달리 Transmission board 한 장에 MCU, ECG, QRS, Micro SD, Zigbee가 들어 있어 구성되며, Transmission board의 총 크기는 10.8 x 7.3 Cm이다. Receive board는 Type1과 동일하게 MCU와 Zigbee 결합해 구성되어 총 4.5 x 4 Cm이다.



Figure 54. The belt type 1 (One electrode)

벨트의 종류도 2가지로 구성하였다. Figure 54은 벨트 타입1의 모습을 보여 주고 있다. 벨트 타입1은 단일 전극용 벨트로서 어깨끈이 한 개로 이루어져 움직임이 크지 않은 실험에 사용 할 수 있다.



Figure 55. The belt type 2 (One electrode or array electrodes)

Figure 55은 벨트 타입2로 써 전극을 붙일 수 있는 곳이 총 10개로 구성되어 각 부위별로 붙여서 실험을 할 수 있으며 어깨끈의 조절을 통하여 가슴, 가슴배, 배의 위치에 자유롭게 조절하여 실험할 수 있도록 하였다. 또한 단일 전극 뿐 아니고 어레이 전극을 붙일 수 있도록 하여 움직임이 큰 실험에도 잘 측정 할 수 있도록 제작하였다.



Figure 56. Composition of the belt type 2

Figure 56은 벨트 타입2의 구성을 각각의 부위별로 세밀하게 보여주고 있다.

3. 소프트웨어 결과

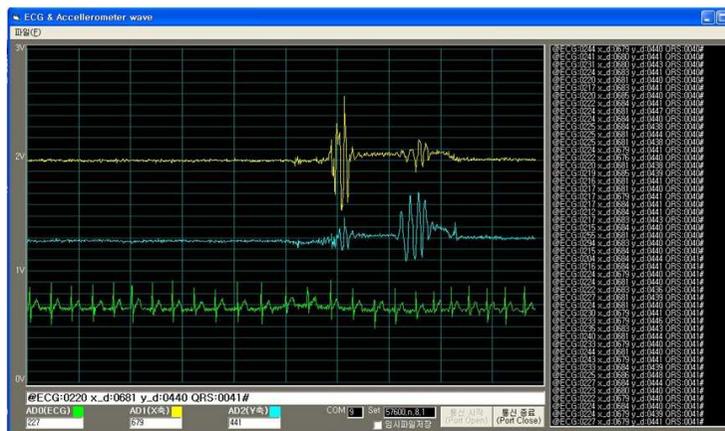


Figure 57. Display 화면 (Type1)

Figure 57은 비주얼베이직을 통해서 제작한 프로그램으로 심전도와 가속도계의 X, Y축 그리고 Rpeak의 디렉트를 하여 보여주는 프로그램이다. 본 프로그램은 USB 인터페이스를 통해서 USART 통신으로 동작한다. 디바이스를 USB포트에 꼽게 되면 자동으로 인식되어 컴퓨터와 통신을 하게 되는데 제어판을 통해서 몇 번째 포트를 사용하는지 확인할 수 있다. 본 실험에서는 COM 9번 포트, 57600 baud rate, 데이터비트8, 패리티 비트 없음, 정지비트 1, 흐름제어 없음 으로 기본적인 세팅이 되며 통신시작 버튼을 누르면 작동하게 된다. 이렇게 들어온 데이터는 메뉴의 저장을 통해서 .TXT 파일로 저장을 할 수 있고, 가운데 아래 부분의 임시 파일 저장메뉴를 통해서 지금까지 들어온 데이터를 바로바로 추가되면 ECG.txt 파일로 해당 폴더에 저장되며 buffer를 비워주는 역할도 같이 하고 있다. 또한 패키징을 적용하여 간단한 설치파일만 가지고 설치와 실행이 가능하다.

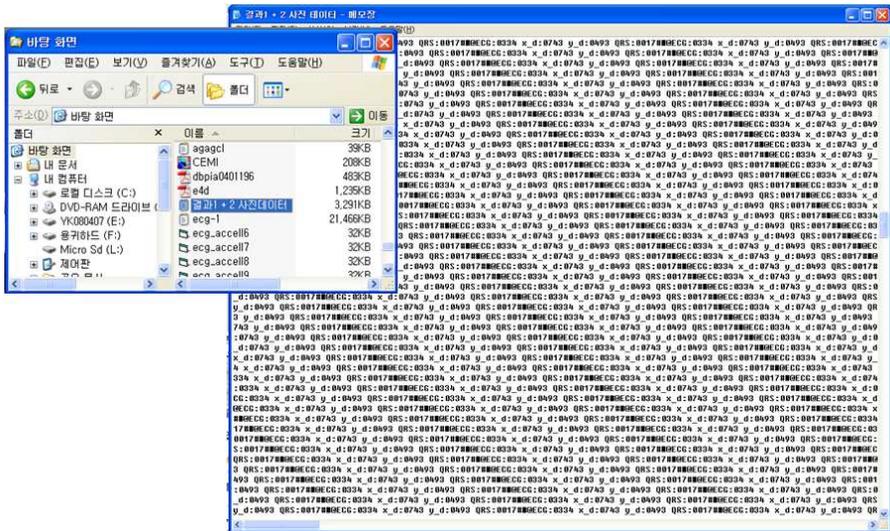


Figure 58. PC에 저장된 데이터(Display type1)

Figure 58는 프로그램메뉴의 저장을 눌러서 파일명을 입력하여 저장해서 윈도우 기본 제공 프로그램인 Notepad로 불러온 화면이다.

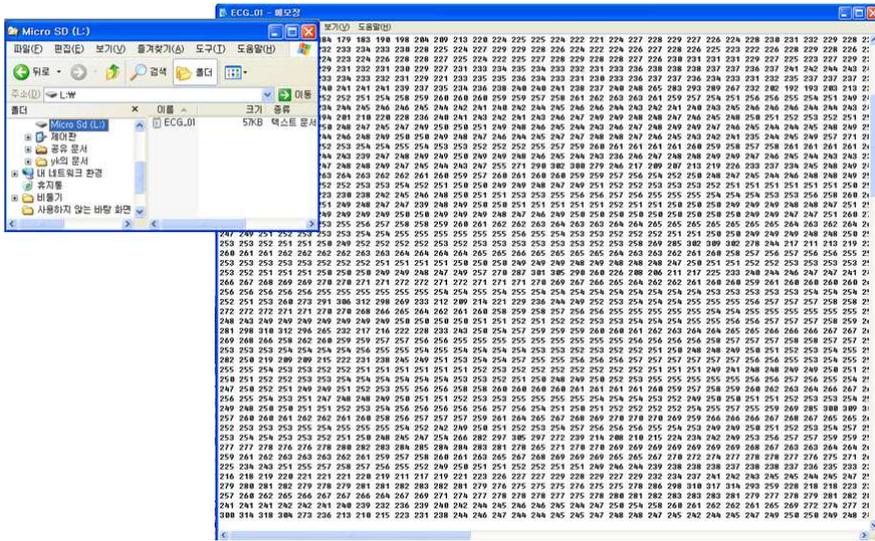


Figure 59. Micro SD 메모리에 저장된 데이터

Figure 59는 Micro SD 메모리에 저장된 데이터로써 중요한 데이터만을 저장한 화면이다. 일반적인 글자, 즉 @ECG; x_d; y_d; QRS: #같은 비트가 큰 글자들을 제외한 데이터값 만을 저장한 화면이다. Micro SD 메모리는 용량이 제한되어 있기 때문에 최대한 많은 양의 데이터를 저장하기 위한 방법이다.

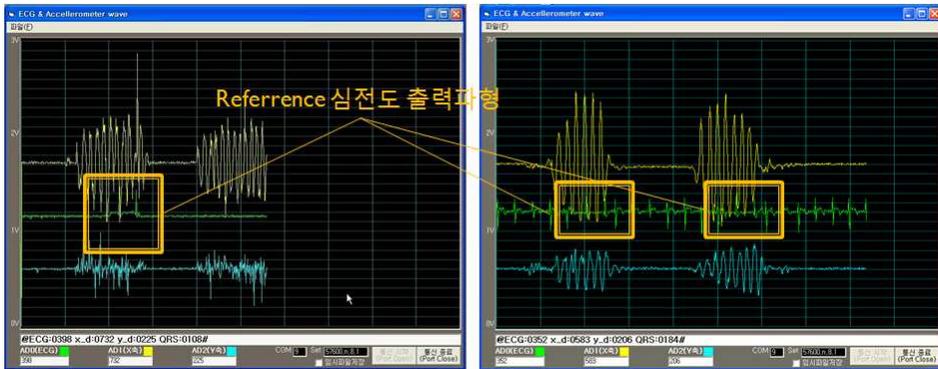
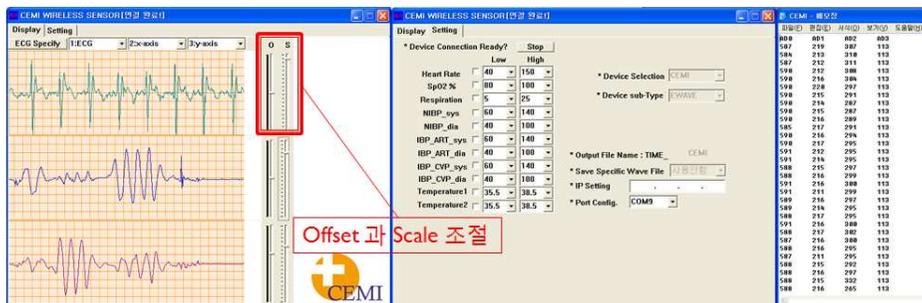


Figure 60. (a) 심전도 보정 알고리즘 reference심전도 단일 출력화면
(b) 심전도 보정 알고리즘 심전도 + reference심전도 출력화면

Figure 60은 심전도 보정 알고리즘을 적용하여 출력한 화면으로 C언어를 이용하여 프로그램 하였으며 (a)는 심전도 채널을 연결하지 않고 움직임에 의하여 단순히 Reference 심전도 출력파형만을 보여준 것 이고, 심전도 신호가 일정한 값 이상이 되지 않으면 Reference 심전도가 나오지 않는 것을 보여준 것이다. (b)는 심전도 채널을 가슴에 연결한 상태에서 큰 움직임이 있을 때 심전도 파형에 이상이 있을 때에만 Reference 심전도 신호가 출력되는 것을 보여주고 있다.



(a) Display 화면 (Type2) (b) 셋팅 화면 (Type2) (c) PC에 저장된 데이터(Type2)

Figure 61. (a) Display 화면 (Type2), (b) 셋팅 화면 (Type2), (c)저장된 데이터

Figure 61은 Center for Emergency system과제의 웹릿 프로그램과 함께 연동하여 구성한 것으로써 제작은 Visual C++를 통하여 제작되었으며 심전도, X축 Y축을 셋팅하면 (a)그림과 같이 파형을 확인할 수 있다. 또한 소프트웨어 적으로 Offset과 Scale을 조절 할수 있도록 하여 파형을 크게 작게 볼수 있도록 하였다. (b)화면은 기본적인 포트와 보우레이트를 셋팅할 수 있는 화면이다. (c)는 Type1과 같이 들어오는 데이터를 저장하여 불러올 수 있는 기능을 가지고 있다.

4. 데이터 결과

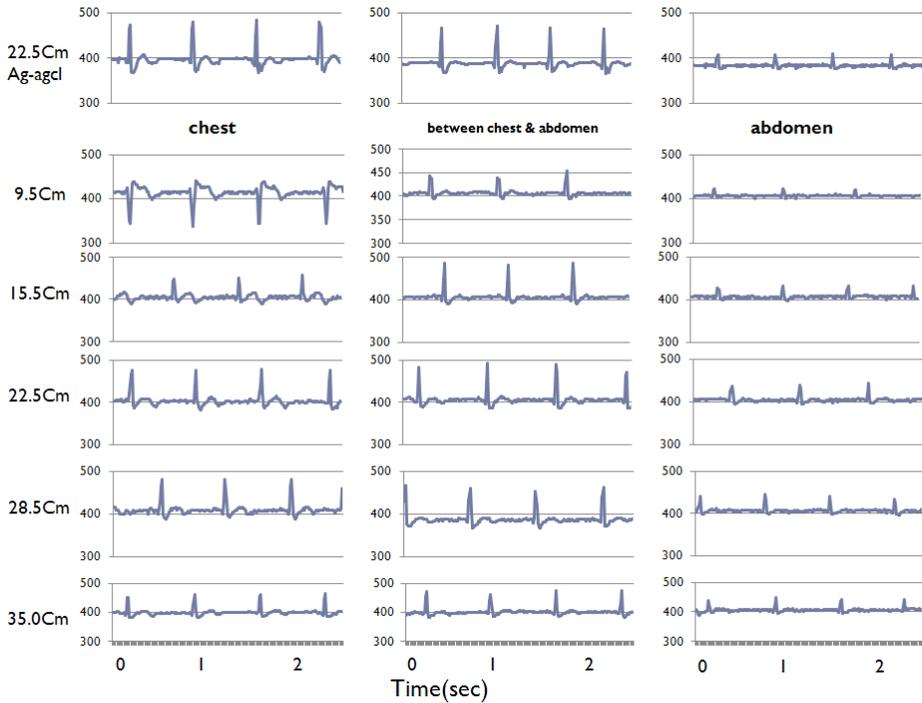


Figure 62. 각 위치별 전극간격별 심전도 파형 짧은 시간 데이터

Figure 62은 각 위치별 심전도 차형을 보여주는 것이고 전극간의 거리별로 측정된 약 2초간의 데이터를 보여주고 있다. Ag-Agcl 전극으로 측정된 데이터와 비교를 해봤을 때 전극의 성능이 떨어지지 않다는 것을 알 수 있었다. 위 그래프를 볼 때 가슴과 가슴배의 차이는 아주 미세하게 나타나고 있지만 배의 부분에서의 심전도는 심장과와의 거리 차이로 인하여 전압이 작게 나오는 것을 확인할 수 있었다. 각각의 전극의 거리에 따라서 심전도 차형이 바뀔 수 있었다.

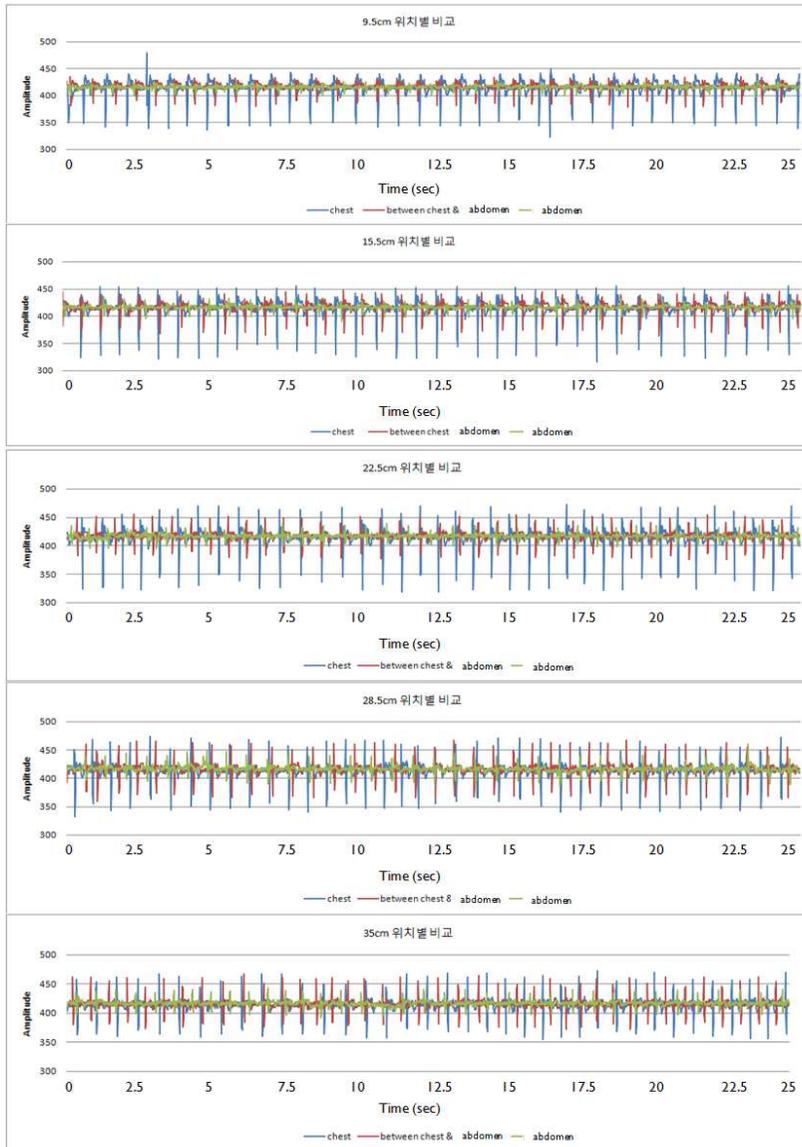


Figure 63. 각 위치별 전극간격별 심전도 파형 장시간 데이터

Figure 63은 각 위치별 전극간격별 심전도 파형 장시간 데이터로써 각각의 위치에 따라 심전도의 전압의 크기를 비교 할 수 있도록 한 그래프에 겹쳐서 보여 주고 있다.

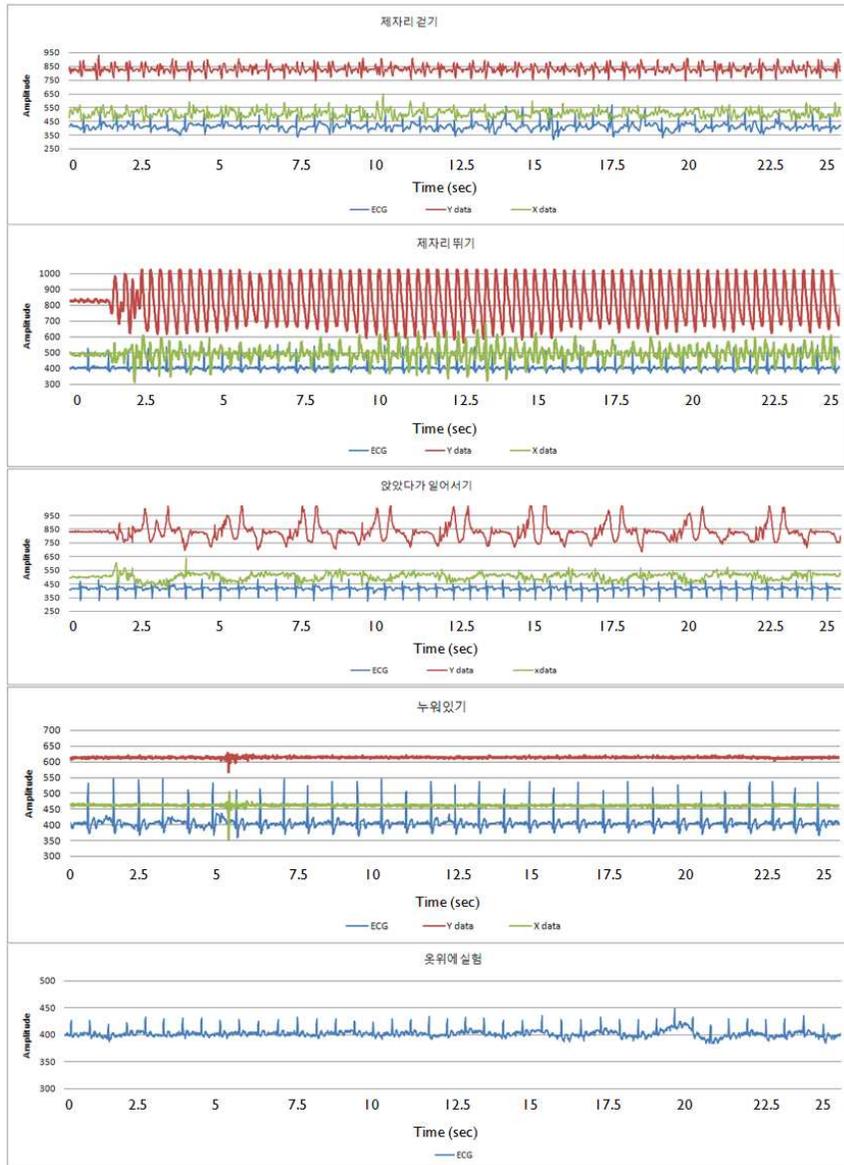


Figure 64. (a)제자리 걷기, (b)제자리 뛰기, (c)앉았다가 일어서기, (d)누워있기, (e)옷 위에 실험 데이터

Figure 64는 제자리 걷기, 제자리 뛰기, 앉았다가 일어서기, 옷 위에 실험 데이터만을 보여주고 있다. 제자리 걷기, 제자리 뛰기, 앉았다가 일어서기, 누워있기는 가속도계의 X, Y축의 변화가 일정한 패턴을 가지고 있음을 확인

할 수 있고 이러한 움직임 속에서도 심전도신호가 잘 나온다는 것을 확인할 수 있었다. 또한 위의 데이터 이외에 QRS디텍트를 통해서 R피크의 개수를 알아냈다.

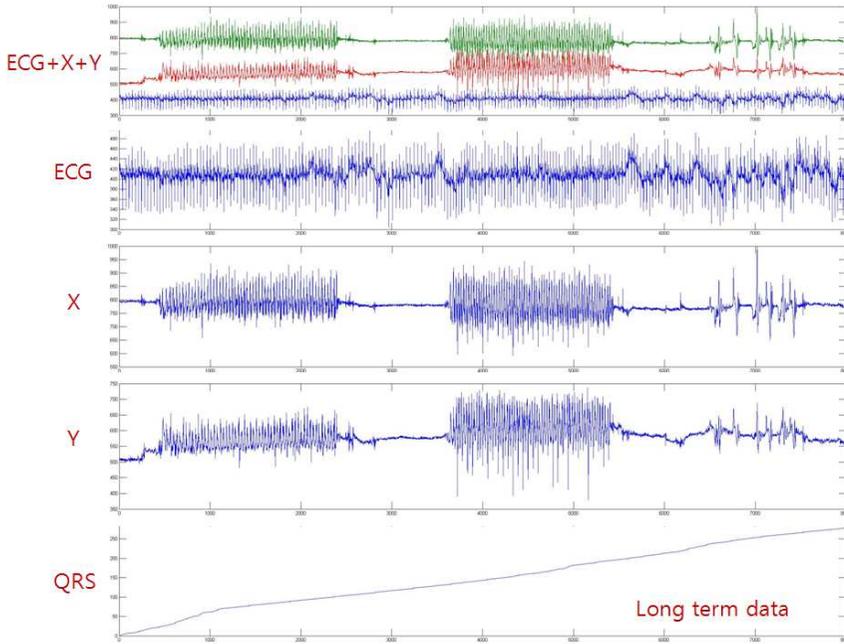


Figure 65. ECG, X, Y, QRS 장시간 데이터

Figure 65는 걷기, 중지, 빠른 걸음, 중지, 앉았다가 일어서기 데이터를 연속으로 보여 주는 데이터로써 이때 발생하는 각각의 데이터를 분리해서 보여 주는 그림이다. 각각의 움직임에 따라 발생하는 가속도계의 전압과 파형이 다르다는 것을 알 수 있다.

5. 상용제품과의 비교

본 논문에서는 위와 같은 하드웨어와 소프트웨어를 개발하여 제작하였으며 위 제품의 객관화를 위하여 시중에 판매되고 있는 유사한 제품과의 비교를 통하여 평가를 하고자 하였다. 시중에 판매 되고 있는 제품은 폴라사의 POLAR RS800 이라는 제품을 사용하였다 . 제품은

다음 그림과 같다.



Figure 66. POLAR RS800 시계(수신부) 와 가슴띠(발신부)

POLAR RS800 은 조깅, 마라톤, 철인3종 등의 런닝 운동을 하시는 분POLAR는 건강한 사람의 운동보조기구이다. 환자들은 사용을 금지하는 것을 권장하고 있으며, Transmitter(WearLink W.I.N.D.)가 포함되어 있다. S3 stride sensor(스피드센서)는 별도구매를 원칙으로 한다. 상품의 기본기능은 다음과 같다.

- 런닝스피드, 페이스, 거리
- 보폭길이, 런닝카덴스(분당보폭수)
- 런닝인덱스
- 목표구간(심박수, 속도, 페이스) 경고음
- 폴라 스포츠 존에 의한 다양한 운동 강도 설정
- 최대 99개의 랩타임 제공
- OwnZone(목표구간 측정)
- OwnIndex(체력지수 측정)
- OwnCal(소모 칼로리 측정)
- OwnCode(혼선방지 기능)

- 50m 방수 및 조명(Back Light)기능
- 고도계
- 오토랩 기능
- 버튼 잠금 기능
- RR 값 저장
- 1초/5초/15초/60초 저장단위 선택
- 인터페이스를 이용한 PC 전송

(단, 제품의 종류 및 구입 액세서리에 따라 제품의 성능은 바뀔 수 있다.)

Table 9. Polar RS800 Technical Specifications

제품 종류	특징
Wrist unit	가슴띠
Battery life	Average 1 year (1h/day,7days/week)
Battery type	CR2032
Battery sealing ring	O-Ring 20.0 x 1.1, material silicone
Operating temperature	-10 °C to +50 °C / 14 °F to 122 °F
Wrist band and buckle material	Polyurethane, stainless steel Polyamide, stainless steel complying with the EU Directive 94/27/EU and its amendment 1999/C 205/05 on the release of nickel from products intended to come into direct and prolonged contact with the skin.
Back cover	Better than ± 0.5 seconds / day at 25 °C / 77 °F temperature.
Watch accuracy	± 1% or 1 bpm, whichever larger.
Accuracy of heart rate monitor	Definition applies to stable conditions.
Heart rate measuring range	15-240
Current speed display	0-29,5 km/h or 0-18,3 mph

range: Foot pod	0-36 km/h or 0-22,3 mph
Stride sensor	-550 m……+9000 m / -1800 ft…… +29500 ft The Polar wrist unit
Altitude display range	calculates altitude by using the standard average altitude at defined air pressures according to ISO 2533.
Ascent resolution	5 m / 20 ft
Transmitter	시계
Battery life of WearLink	Average 2 years (1h/day, 7 days/week)
31 transmitter	
Battery life of WearLink	Average 2 years (3h/day, 7 days/week)
W.I.N.D. transmitter	
Battery type	CR2025
Battery sealing ring	O-ring 20.0 x 1.0, material silicone
Operating temperature	-10 °C to +40 °C / 14 °F to 104 °F
Connector material	Polyamide
Strap material	Polyurethane/ Polyamide/ Polyester/ Elastane/ Nylon

Table 9은 Polar RS800 technical specifications을 보여주고 있다.¹⁸

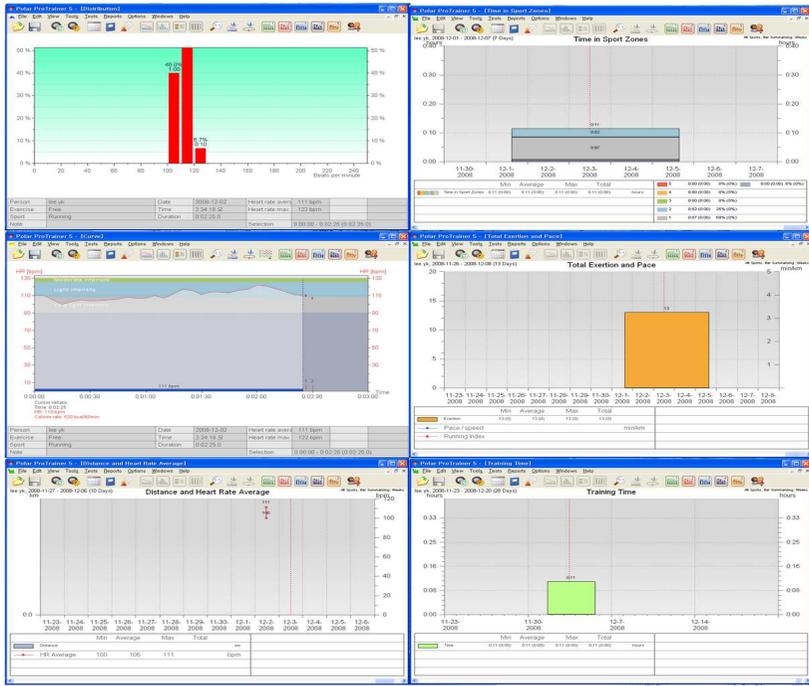


Figure 67. 6가지 형태의 Polar RS800의 데이터 분석 화면

Figure 67은 Polar RS800의 데이터 분석을 보여주는 그림이다. Beats per minute, Time in sport zones, Heart rate curve, Total exertion and pace, Distance and heart rate average, Training time 이렇게 총 6가지로 분석을 할 수 있으며 각각의 데이터를 막대나 꺾은선 그래프의 형식으로 표현해준다.

Table 10. 개발한 제품의 Technical Specifications

제품 종류	특징
Active Electrode	
Power voltage	$i \pm 7.4V$
Opamp	OPA124U
Plate	copper with gold electrode face
ECG circuit	
Power voltage	$i \pm 7.4V$

Total gain	125.6
Opamp	TL064
micro SD memory	
Power voltage	+3.3V
Baud rate	115200Hz
MCU	ATmega128L
Memory controller	ATmega64
MCU & Zigbee	
Power voltage	+3.3V
Baud rate	57600Hz
ADC sampling rate	200Hz
MCU	ATmega128L
RF chip	CC2420
Battery	LI-polymer rechargeable(3.7v) x 2

Table 10. 개발한 제품의 Technical Specifications이다

Table 11. 논문의 개발된 제품과 Polar RS800과의 비교

	개발한 제품	Polar RS800
심전도 파형	O	X
심박수 측정	O	O
Dry 전극 사용여부	O	O
물 묻힘 여부	X	O
non contact	O	X
활용여부	O	X
Loose 벨트 여부	O	X
평균 심박수 측정	O	O
모션의 영향 확인	O	X
RR interval	O	O
칼로리 소모 여부	X	O
진단용 사용 가능성	O	X

Table 11는 논문의 개발된 제품과 Polar RS800과의 비교한 한눈에 알아 볼 수 있는 표이다.

IV. 결론 및 고찰

점차 사회가 고령화되고 건강과 복지에 대한 사회적인 요구가 증가함에 따라 Ubiquitous-Health에 대한 수요와 시장 규모가 커지고 있는 상황이다. 특히 Ubiquitous-Health 시장의 한 분야로서 홈 환경에서뿐만 아니라 병원에서 만성 질환 환자나 혹은 개인의 건강을 주기적으로 체크하고 관리하는 건강 모니터링 시스템이 크게 성장하고 있다. 이러한 상황 속에서 본 논문에서는 무선 네트워크 기반의 휴대용 생체 신호 모니터링 시스템을 개발하였다. 본 시스템은 "소형화, 무선, 휴대용"이라는 장점을 최대한 살려 일반 가정에서 사용자가 자신의 주기적인 건강 체크를 위해 생체 신호를 모니터링 하거나 혹은 응급 상황에서 유선 방식에 비해 이동성의 제약이 없다는 장점을 활용하여 빠르고 신속하게 장비를 부착하고 환자의 생체 신호를 모니터링 하고 또한 네트워크의 유무와 관계없이 연속적이고 지속적인 생체 신호를 측정 할 수 있게 구성 되었다.

본 논문에서 개발한 전체 시스템은 크게 무선 생체 계측 장비와 Display 프로그램으로 구성 되어 있으며 내부적으로 본 논문에서 개발된 MCU 컨트롤 프로그램과 심전도 보정 알고리즘이 porting 되어 있다

본 논문에서는 일상생활에서 편안하게 느슨한 접촉을 통한 가슴벨트를 이용하여 지속적인 심전도 신호의 측정하여 무선전송하고 저장시키는 것이 목표 이었다. 또한 본 시스템은 측정할 때 마다 옷을 벗거나 전극을 붙이는 등의 방법에 방해가 되는 요소를 해결하고자 옷위에 실험하는 Noncontact 방법을 활용하였다. 본 논문에서 가장 중요하게 연구한 분야는 측정의 가장 기본적인 부분이 되는 Analog circuit 설계와 이를 받아서 ADC해주는 Digital circuit 설계 이를 무선 통신할 수 있는 RF circuit 데이터를 안정적으로 저장할 수 있는 Micro SD circuit과 또한 이들 디바이스가 정확히 작동할 수 있게 해

는 C 프로그램에 중점을 두어서 연구 되었다.

본 논문의 실험결과는 아래와 같이 정리 해 볼 수 있다.

첫째, Figure 61에 Direct contact 한 방법으로 측정한 Ag-Agcl 전극을 통해 측정된 데이터와 비교 하여 느슨한 접촉, 즉 Loose contact 방법의 가슴, 가슴배, 배 사이에서 발생하는 파형이 전혀 Ag-Agcl 전극에 뒤지지 않는다는 것을 알 수 있다. 또한 각각의 위치에 따라 파형의 전압과 모형이 다르게 나타나는 것을 확인 할 수 있었다.

둘째, Figure 62를 보면 느슨한 접촉 상태에서 장시간 측정을 하여도 심전도 신호의 왜곡이 발생하지 않는다는 것을 확인 할 수 있었다.

셋째, Figure 63에서 각각의 다른 5가지 실험을 하였는데 걷기, 뛰기, 앉았다가 일어서기, 누워있기는 느슨한 접촉방법으로 측정하였고 각각의 그래프를 볼 때 가속도계의 X, Y축이 사람의 움직임을 통하여 일정한 패턴에 의해서 출력되는 것을 확인할 수 있었다. 걸거나 뛰어도 심전도 신호의 계측이 원활이 이루어지고 앉거나 일어서도 잘 측정 되는 것을 확인 할 수 있었다.

넷째, Figure 63의 옷 위의 실험에서 Noncontact 방법으로 심전도를 측정하다는 것이 가능하다는 것을 실험을 통하여 알 수 있었다. Noncontact 방법은 Ground가 중요하기 때문에 Ground를 바꾸면서 실험을 진행하였다. 그 결과 Ground가 피부에 접촉되고 전극이 Noncontact한 경우가 Ground 까지 Noncontact한 것보다 심전도 파형이 더 깨끗한 것을 확인 할 수 있었다. 또한 Ground 까지 Noncontact 방법으로 실험을 할 때 Ground가 크면 클수록 또한 압력이 가해지고 몸의 수분, 즉 땀이 났을 경우 더욱 파형이 깨끗하게 나오는 것을 확인 할 수 있었다. 느슨한 접촉보다 옷을 입고 실험하면 전극과 신체 사이의 임피던스의 변화가 더욱 심해져 호흡의 영향을 더욱 많이 받는 것을 확인 할 수 있었다. 특히 심전도의 경우 주위 환경의 변수에 따라서 노이즈의 영향을 많이 받기 때문에 실험 환경을 잘 만들어줘야 한다. 실험을 통해서 0.3Cm, 0.5Cm의 긴팔 옷에서도 심전도가 출력되

는 것을 확인할 수 있었다.

다섯째, QRS 측정을 통하여 R peak 값을 얻어낼 수 있으므로 각각의 상황에 따라 심장박동이 빨라지고 느려지는 것을 측정할 수 있으며 시간을 통하여 계산하면 심박수를 알아 낼 수 있다. 또한 R peak가 찍힌 정확한 값을 측정하여 각각의 R peak간의 거리를 구하여 Heart rate variable(HRV)도 구할 수 있을 것이다.

여섯째, Figure 58에서 Display Type1,2 를 통한 데이터 저장이 되고 데이터 결과에 나온 파형들이 모두 저장된 데이터를 통계 프로그램을 통해 그려본 것들에 이상 없이 저장되는 것을 확인할 수 있었다.

일곱째, Figure 59에서 Micro SD를 통해서 데이터 저장됨을 확인할 수 있었다. 덧붙여 기존의 많은 종류의 심전도를 측정하여 무선전송시키는 시스템이 있었고, 아니면 HOLTER와 같은 심전도 측정 장치가 있었는데 이러한 시스템들은 전송 또는 저장만의 한 가지 기능만을 가지고 있는 단점이 있었다. 하지만 본 시스템은 무선전송이 실시간으로 이루어지고 만약 데이터 음영 지역으로 들어갔을 경우 데이터를 잃어버리게 되는데 이러한 때를 대비하여 micro SD 카드를 이용하여 데이터를 저장하게 하였다. 이는 기존의 HOLTER보다 훨씬 큰 대용량이 가능한 것이며, 1일에 총 71.89 mega bytes 데이터가 저장된다. 따라서 일주일에는 503.23 mega bytes, 한 달에 2.1567 giga bytes의 데이터가 Micro SD카드에 저장할 수 있다는 것이다. 그러므로 본 시스템의 Micro SD카드 한 장에 카드를 교체 하지 않고 한 달간의 데이터를 저장할 수 있다는 것이다.

여덟째, Figure 60에서 심전도 보정 알고리즘에 의해 심전도 데이터가 1000이상으로 들어 왔을 경우 미리 저장 되어 있는 reference 심전도가 출력됨을 확인할 수 있었다.

아홉째, Table 11에서 논문에 개발된 디바이스와 Polar RS800과의 비교한 표에서 여기에서 중요한 점은 심전도 파형을 볼 수 있다는 것이다. 또한 본 논문에서 개발한 제품은 물을 묻히지 않고 전극만을

몸에 느슨한 상태로 붙여서도 측정이 가능하다. 하지만 Polar RS800은 매뉴얼에 보면 실험 전 반드시 가슴 벨트에 물을 흠뻑 적신 상태에서 가능에 타이트하게 붙여야만 측정이 가능하다고 나와 있다.¹⁸ 또한 물을 묻히지 않거나 느슨하게 가슴벨트를 조이면 심박이 측정되지 않는 것을 확인할 수 있었다. Polar RS800 제품은 심전도 파형이 나와서 진단용으로 사용할 수 있는 제품이 아니고 스포츠웨어라고 명시가 되어 있고, 심전도 파형이 아닌 R_{peak} 를 감지해내서 심박의 변화와 운동량의 변화를 나타내 주는 제품으로 말을 할 수가 있다. 따라서 객관적인 관점에서 실질적으로 일상생활에서 심장의 변화를 알아내고 심박을 계산하고 또한 느슨한 상태에서 몸에 물을 묻히지 않고 측정해내는 본 논문의 제품이 더욱 적합하다는 것을 알 수 있다.

지금 까지 결과들을 통틀어 봤을 때 본 디바이스 및 시스템은 일반 웨어러블 시중 제품에서는 보여주지 못하는 심전도 파형을 보여줄 수 있으며 일반 전극의 몸에 붙이는 시스템이 아닌 몸에 걸쳐서 벨트로 측정할 수 있는 시스템을 개발하였다는 것이다. 더구나 느슨한 접촉뿐만 아니고 비접촉으로도 측정 가능하며 이때 얻을 수 있는 데이터가 일반적인 Ag-AgCl 전극으로 측정한 것과 같은 성능을 보인다. 또한 전선에 의해서 장소와 시간에 제약을 받으며 측정하는 시스템이 아닌 무선으로 전송하여 움직임에 보다 자유를 주었으며, 데이터 통신의 음영지역에서 Packet lose를 대비하여 저장시스템을 장착하였다. 가속도계를 이용하여 사람의 움직임을 감지하고 심전도 신호의 보정을 하는 알고리즘을 만들었다.

본 연구를 통해서 U-health care 환경에서 언제 어디서든 개인의 건강을 모니터링 할 수 있는 시스템이 구축 된다면 일상생활에서 생체 신호의 모니터링뿐만 아니라 응급 상황 혹은 병원 등에서 이동성의 제약이 없이 편리하게 사용 될 수 있는 시스템이 될 것으로 생각되며 돌연사를 막고, 건강을 더욱 체계적으로 치료, 관리 할 수 있으므로 U-health care 시대를 앞당기는 것에 큰 기여를 할 수 있을 것이다.

참고문헌

1. 박현규, 김혜정, 이승재, KT 마케팅 연구소 ZigBee를 이용한 생체 신호 전송 및 관리 시스템, 한국컴퓨터종합학술대회 2005; Vol.32: 526-528
2. 의용계측공학 4.6 심전도 p.189
- 3 IEEE TG15.4b, Part 15.4: Wireless Medium Access Control (MAC) and Physical Layer(PHY) Specifications for Low-Rate Wireless Personal Area Networks (WPANs). IEEE Standard
4. 정준석, 정원용 IT EXPERT 임베디드 개발자를 위한 파일시스템의 원리와 실습 p.88-120
5. Specification of OPA124U Data Sheet BURR-BROWN, <http://www.burr-brown.com/>
6. Y. G. Lim, K. K. Kim, and K. S. Park, "ECG measurement on a chair without conductive contact," IEEE Trans. Biomed. Eng.2006;53:5:956-9
7. Specification of MMA7260 Data Sheet Freescale, <http://www.freescale.com>
8. 배기수, "심전도 신호의 기저선 변동 잡음 제거를 위한 형태 연산 필터 설계", 연세대학교 대학원 의공학과, 2005
9. 권혁제, "심전도 자동 진단 장치 구현 및 온라인 신호 해석 알고리즘에 관한 연구", 연세대학교 대학원 전기 공학과, 1996
10. 이준영, "심전도 전처리 과정에서의 기저선 제거용 필터 설계", 연세대학교 산업대학원 전기공학 전공, 1996
11. 이승표, "3축 가속도 센서를 이용한 전도성 섬유 기반 웨어러블 센서의 적응형 동잡음 제거 기법 연구", 연세대학교 대학원 전기공학과, 2005
12. Specification of SD card Data Sheet Sandisk, <http://www.sandisk.com>

13. Specification of ATmea64(L) Data Sheet, <http://www.atmel.com>
14. The biggest multilingual free-content encyclopedia on the Internet. Over 7 million articles in over 200 languages, and still growing, http://en.wikipedia.org/wiki/Master_boot_record
15. The biggest multilingual free-content encyclopedia on the Internet. Over 7 million articles in over 200 languages, and still growing, http://en.wikipedia.org/wiki/Partition_Boot_Record
16. Specification of ATmea128(L) Data Sheet, <http://www.atmel.com>
17. Specification of CC2420 Data Sheet TI, <http://www.burr-brown.com/>
18. Polar RS800 영문 매뉴얼, <http://www.polar.fi/en/>

Abstract

Developed and evaluated a flexible chest belt-type with store and wireless network for continuous multiple vital-sign measurement.

Lee Yong Kwi

*Department of Medical Science
The Graduate School, Yonsei University*

(Directed by Professor Sun K. Yoo)

Under ubiquitous healthcare circumstances, interest of one's health condition has been increased. People were required the measurement of bio-signal by the wearable computing technology. The purpose of this paper is to measure the portable ECG (Electro-cardiogram) with the application of wearable computing technology.

Therefore, the normal ECG measurement can be measured with a chest belt either in direct contact state or loose contact state.

The belt type circuit for measuring ECG was developed. In order to remove noises in loosely contact condition, a shield circuit was assembled with the measuring active electrodes. And ground electrode were used by conductive fabric. Both of High performance differential amplifiers and notch filters were incorporated into the main amplifier circuits. R_{peak} detected by QRS complex circuit. The ECG data was converted from analog to digital form by MCU (Micro Control Unit). The MCU was used to ATmega128L. The main memory was composed of a memory controller and a memory card. And the vital sign transmitted from Body Area Sensor Network to hospital or PC through optionally using wireless networks by the zigbee(IEEE 802.15.4).

The ECG measurement would be useless with inaccurate analog

data, so we measured the bio-signal by using the loose or non contact portable belt for accurate ECG data. The belt can be used to measure ECG by loose or non contact method.

In this study, we could measure ECG without any spatial-temporal restriction due to the portable belt. This device is suitable for the ubiquitous-healthcare environment.

Key Words : Wearable computing technology, Active electrode, Loose contact methode, ATmega128L, Micro SD card, Zigbee, Wireless communicated vital sign measuring device, motion artifact rejection algorithm