ICA를 이용하여 산소포화농도계로부터 측정한 신호의 Artifact와 SpO_2 신호의 추출

연세대학교 대학원
생체공학협동과정
전기전자공학전공
김 경 하

ICA를 이용하여 산소포화농도계로부터 측정한 신호의 Artifact와 SpO_2 신호의 추출

지도 김 남 현 교수

이 논문을 박사 학위논문으로 제출함

2004년 1월 일

연세대학교 대학원

생체공학협동과정

전기전자공학전공

김 경 하

김경하의 박사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2004년 1월 일

감사의 글

대학원 생활동안 저에게 많은 사랑과 관심을 보여주신 모든 분들께 감사드립니다. 먼저 본 논문이 이루어지기까지 자상히 지도해주셨으며 배움의 길잡이가 되어주신 김남현 교수님께 감사드립니다. 한 층 성장된 사람이 되도록 많은 격려와 조언을 주신 유선국 교수님, 김희중 교수님, 박진배 교수님, 심원흠 박사님께 감사드립니다. 언제나 웃는 얼굴로 지켜봐주시고, 격려해 주신 김덕원 교수님, 서활 교수님, 박종철 교수님께 감사드립니다. 멀리서도 항상 아껴주시고, 관심 가져주신 이건기 교수님께 감사드립니다.

항상 가족처럼 곁에서 도움을 주신 배수현 박사님, 김광민 박사님, 김성림 박사님께 감사드립니다. 연세대 공학원 한지붕 밑에서 학업의 길을 같이 한 정석명, 박선영, 천혜정에게도 감사의 뜻을 전합니다. 또한 김동근, 이계동, 유영일, 최준, 강호현, 윤하영, 조진호, 이충기, 남기창, 김재성, 안선희, 유정숙님 등 의학공학교실 여러분에게도 감사의 뜻을 전합니다. 특히, 공학원 지하 실험실에서 밤낮의 변화도 잊은 채 연구 활동에 도움을 준 김병수에게 감사의 뜻을 전합니다.

언제나 힘들고 어려운 상황에서도 한결같이 용기를 주며, 사랑과 믿음으로 함께해준 사랑하는 아내와 볼 때마다 부쩍 커가는 우리집 희망인 딸 지형이와 이 기쁨을 나누고 싶습니다. 지형이 기분 맞춰준다고 바쁜 형, 동생들에게도 감사의 말을 전하고 싶습니다. 또한 깊은 사랑과 관심으로 돌봐주신 장인, 장모님, 처남 내외분, 처형 내외분에게도 감사드립니다.

끝으로 오늘이 있기까지 못난 아들을 위하여 한없는 희생과 사랑으로 보살펴 주신 아버님, 어머님께 감사드립니다.

2004년 1월

김 경 하 드림

차 례

그림차례 ---------- ii

표차례 ---------- v

국문요약---------- vi

제1장 서 론 ---------- 1

제2장 산소포화도계와 ICA 알고리즘 ---------- 5

2.1 산소포화도계 ---------- 5

2.2 Independent Component Analysis(ICA) ---------- 16

제3장 동잡음 제거 알고리즘 및 하드웨어 구현 ---------- 30

3.1 동잡음 제거 알고리즘 구현 ---------- 30

3.2 동잡음 제거 실험 결과 ---------- 37

3.3 하드웨어 구현 ---------- 46

제4장 실험 및 결과 ---------- 67

4.1 실험환경 ---------- 67

4.2 결 과 ---------- 69

제5장 결 론 ---------- 88

참고문헌---------- 91

Abstract ---------- 101

그 림 차 례

그림 2.1 Beer-Lambert 법칙 ---------- 6
그림 2.2 산소헤모글로빈, 헤모글로빈, 탄소헤모글로빈, 그리고
메타헤모글로빈의 흡수계수 곡선 ---------- 8
그림 2.3 두 종류의 프로브 ---------- 9
그림 2.4 시간에 대한 빛의 통과 ---------- 10
그림 2.5 펄스와 잡음을 가지는 PPG 신호 ---------- 11
그림 2.6 ICA를 이용한 혼합된 신호로부터의 원 신호 평가 ---------- 17
그림 2.7 음성신호(s1,s2,s3)와 랜덤 혼합 신호(x1, x2, x3) ---------- 27
그림 2.8 그림 2.7에 대하여 FastICA를 이용한 분리 결과 ---------- 27
그림 2.9 임의의 신호(s1,s2,s3)와 랜덤 혼합 신호(x1,x2,x3)---------- 29
그림 2.10 그림 2.9에 대한 FastICA의 분리 결과 ---------- 29
그림 3.1 자기상관함수를 이용한 주기측정 ---------- 31
그림 3.2 원 PPG 신호와 동잡음이 섞여있는 PPG 신호에 대한
각각의 인터리빙 결과 ---------- 34
그림 3.3 전체적인 ICA 알고리즘 순서도---------- 37
그림 3.4 모의실험 결과에 대한 SNR(dB)과 MSE 비교 ---------- 39
그림 3.5 손가락 동잡음과 복합된 동잡음이 각각 섞여있는
경우의 PPG 신호에 대한 분리 실험 ---------- 40
그림 3.6 동잡음 패턴에 대한 획득 신호와 복원결과 ---------- 41
그림 3.7 각각의 동잡음이 혼입된 PPH 신호와
복원된 PPG 신호의 MSE ---------- 42
그림 3.8 구현한 하드웨어 시스템의 블록다이어그램 ---------- 46
그림 3.9 사용된 프로브의 외형 ---------- 47

그림 3.10 구현한 하드웨어의 LED 구동 ---------- 48
그림 3.11 구현한 LED 구동 회로도 ---------- 49
그림 3.12 LED 타이밍에 따른 광다이오드의 출력 ---------- 49
그림 3.13 세 신호 분리를 위한 멀티플럭스 구동 타이밍도 ---------- 50
그림 3.14 차동증폭기와 멀티플럭스 회로 ---------- 51
그림 3.15 주변광 제어부와 신호 증폭부 ---------- 52
그림 3.16 ADS8320 및 DSK5416 보드와의 인터페이스 회로도 ------ 56
그림 3.17 ADS8320과 DSK5416간의 인터페이스 ---------- 57
그림 3.18 TMS320VC5416의 블록다이어그램 ---------- 60
그림 3.19 DSK5416의 블록다이어그램 ---------- 62
그림 3.20 DSK5416 PCB Film ---------- 62
그림 3.21 DSK5416의 모습 ---------- 63
그림 3.22 PC 모니터에서의 PPG 신호 표시 ---------- 66
그림 4.1 PC와 DSK5416간의 인터페이스 ---------- 67
그림 4.2 구현한 아날로그 보드와 DSK5416의 인터페이스 --------- 68
그림 4.3 DSP 동작 블록다이어그램 ---------- 69
그림 4.4 DSP 타스크의 처리 흐름도 ---------- 70
그림 4.5 구현한 하드웨어에서의 PPG 입력 데이터 ---------- 73
그림 4.6 그림 4.5의 주기측정(주기 : 94) ---------- 74

그림 4.7 그림 4.6에 대한 인터리빙의 결과 ---------- 75
그림 4.8 그림 4.7에 대한 저대역 필터링 결과 ---------- 75
그림 4.9 그림 4.8에 대한 이노베이션 처리 결과 ---------- 76
그림 4.10 그림 4.9에 대한 백색화의 결과 ---------- 77
그림 4.11 그림 4.5에 대한 제안된 ICA 알고리즘의 결과 ---------- 78
그림 4.12 구현한 하드웨어에서 동잡음이 있는 PPG 입력데이터 ----- 79
그림 4.13 그림 4.12의 주기측정(주기 : 97) ---------- 79
그림 4.14 그림 4.13에 대한 인터리빙의 결과 ---------- 80
그림 4.15 그림 4.14에 대한 시간 저대역 필터링 결과 ---------- 81
그림 4.16 그림 4.15에 대한 이노베이션 처리 결과 ---------- 81
그림 4.17 그림 4.16에 대한 백색화의 결과 ---------- 81
그림 4.18 그림 4.12에 대한 제안된 ICA 알고리즘의 결과 ---------- 82
그림 4.19 안정된 PPG 신호에 대한 실시간 복원 결과 ---------- 83
그림 4.20 여러 가지 동잡음에 대한 실시간 복원 결과 ---------- 84
그림 4.21 팔꿈치 동잡음에 대한 실시간 복원 결과 ---------- 85
그림 4.22 팔꿈치 동잡음에 대한 복원하지 못한 결과 ---------- 86

표 차 례

표 3.1 50초 동안 받은 데이터에 대한 R값 측정 및 산소포화도 계산 -- 44

표 3.2 증폭부의 증폭 이득 실험 ---------- 53

표 3.3 사용된 ADS8320의 제원 ---------- 55

표 3.4 TMS320VC5416 DSP의 제원(1) ---------- 58

표 3.4 TMS320VC5416 DSP의 제원(2) ---------- 59

표 3.5 DSK5416의 제원 ---------- 61

표 3.6 인터페이스에 대한 PC 사양 ---------- 65

표 4.1 제안하는 알고리즘의 버퍼크기(1) ---------- 71

표 4.1 제안하는 알고리즘의 버퍼크기(2) ---------- 72

국 문 요 약

ICA를 이용하여 산소포화농도계로부터 측정한 신호의 Artifact와 SpO_2 신호의 추출

움직이는 환자에게서는 동잡음으로 인해 PPG 신호를 측정하는 것은 용이하지 못하다. 또한 움직임 상황에서 측정된 PPG 신호로부터 산소포화도를 잘 못 계산할 수 있다. 동잡음은 낮은 SNR과 높은 MSE를 발생하며, 낮은 정확도와 PPG 신호의 왜곡을 발생시킨다. 따라서 정확한 PPG 신호 모니터링과 산소포화도 측정을 위하여, 획득한 데이터로부터 순수 PPG 신호와 동잡음 신호의 분리가 요구된다.

이 논문에서는 두 PPG 입력 신호로부터 동잡음과 순수 PPG 신호를 분리하는 새로운 알고리즘을 제안하였다. 그리고 실시간 측정을 위한 하드웨어 시스템을 설계하였다. 제안하는 알고리즘은 동잡음과 PPG 신호사이의 독립성을 가정한 ICA 알고리즘을 기초로 하였다. 그리고 보다 성능이 향상된 결과를 얻기 위하여 불럭 인터리빙, 시간축에서의 저대역 필터링, 이노베이션 처리 과정을 추가하였다. 계산 속도가 빠르며, 실시간 처리가 용이한 FastICA 알고리즘을 선택하였다. 구현한 하드웨어는 아날로그 부, 디지털 부, 그리고 PC 인터페이스 부로 나누어진다. 사용된 프로브는 적색광(660nm)과 적외선광(830㎚)의 두개의 LED와 하나의 광다이오드로 구성된 것이다. 아날로그 부는 LED 구동부, 차동 증폭기와 멀티펄럭스 부, 주변광에 대한 잡음 제거부와 신호 증폭부로 구성된다. 각각의 LED가 순차적으로 작동하면서 나오는 신호는 증폭되고 필터링 된다. 주변광의 유입은 멀티플럭스에서 주변신호를 독립적으로 획득하여 각각의 원신호로부터 제거한다. 디지털 부는 A/D 변환부와 DSK5416 부로 나누어진다. 사용된 A/D 변환기는 16비트 해상도를 가진

다. 샘플링 주파수는 125Hz이다. 이 변환기의 출력은 시리얼 인터페이스를 통하여 TMS320VC5416 DSP 칩이 탑재된 DSK5416 보드에 전송이 된다. DSK5416 보드의 DSP 칩에서 동잡음 제거를 수행하도록 설계하였다. 그리고 PC 인터페이스 부는 동잡음을 제거하고 분리된 신호를 PC에서 모니터하도록 설계하였다.

제안한 알고리즘의 성능 평가를 위한 두 가지 실험을 하였다. 첫 번째 실험은수치적 데이터를 사용한 실험이었다. 실험 데이터는 정현파에 랜덤 잡음을 혼합하여 생성한 신호이다. 이 혼합된 신호로부터 원 정현파를 분리하기 위하여 일반적인 ICA 알고리즘과 제안하는 ICA 알고리즘의 적용하였다. 각 수행 결과에 대하여 SNR에 대한 MSE를 비교하였다. 또한 혼합된 신호에 대한 SNR에 대한 MSE를 비교하였다. 결과로서 일반적인 ICA 알고리즘을 적용할 경우, 혼합된 신호보다 SNR이 작아질수록 MSE가 낮아졌다. 그러나 제안하는 ICA 알고리즘을 적용한 경우, 기존의 ICA 알고리즘의 결과에 비하여 현저하게 MSE가 낮았다. 그 MSE의 평균이 0.5 미만으로 나타났다. 두 번째 실험은, 1분간의 측정된 PPG 신호로부터, 4가지 동잡음에 대하여 제안하는 알고리즘을 적용하였다. 실험 결과에 대하여, 혼합된 신호와 분리한 신호의 SNR에 따른 MSE를 비교하였다. 그 결과 각 동잡음 신호에 대한 복원 신호의 MSE가 모두 1이하를 나타내었다. 즉, 제안된 알고리즘을 사용함으로서 최저 60%에서 최대 90%까지 복원이 가능함을 알 수 있다. 따라서 제안하는 ICA 알고리즘은 효과적으로 PPG 입력 신호로부터 동잡음을 분리해낸다. 또한 순수한 PPG 신호를 검출하고, 복원하는데 효과적임을 보였다. 하드웨어에 탑재한 알고리즘을 실시간으로 평가한 결과, 획득한 입력 데이터에 주기성을 나타내는 PPG 펄스가 3~4개 이상 존재해야 신호의 복원이 가능함을 알 수 있었다.

핵심되는 말 : ICA, FastICA, 전처리, 인터리빙, 저대역 필터링, 이노베이션

제 1 장 서 론

산소는 혈액에 의해 신체의 각 세포에 운반된다. 따라서 산소는 사람의 생명을 유지하는 필수요소이다. 이러한 산소의 결핍은 신체의 세포를 죽게 하며, 생명을 유지하는데 장애가 된다. 이에 신체의 각 세포에 공급되는 산소량이나, 혈액에 의해 운반되는 산소량을 측정할 필요가 있다. 그리고 산소량을 측정하려는 시도가 많은 과학자들에 의해 연구되어왔다[1~4].

산소량의 측정에 대한, 산소포화도는 혈액 속의 헤모글로빈에 대한 산소량의 백분율(%)을 나타낸다. 산소포화도 측정은 화학적 방법과 광학적 방법에 의한 방법이 있다. 화학적 방법은 측정 대상의 동맥혈로부터 혈액을 채취하고, 실험실에서 채취한 혈액 샘플에 산소와 반응하는 시료를 첨가하여 나타나는 반응을 통하여 측정하였다. 이때 측정한 산소포화도를 SaO_2(Saturation of Oxygen)라 한다. 광학적 방법은 혈액을 구성하는 물질의 광학적 특성을 이용하여 산소포화도를 측정하는 방법이다. 이 방법은 Beer-Lambert 법칙에 기초한 것이다. 초기의 방법은 혈액을 채취하고, 혈액 샘플이 들어있는 시험관에 특정 파장대를 가지는 광원을 사용하여 빛을 투과시킨다. 이때 시험관을 투과하여 나타나는 빛의 강도를 측정한다. 그리고 입사광과 투과광의 빛의 강도에 대하여 Beer-Lambert 법칙을 적용하여 산소포화도를 측정하였다. 이 방법은 신체로부터 혈액을 채취해야 하는 것은 화학적 방법과 마찬가지였다. 또한 이러한 장치들은 채취된 당시의 혈액에 대한 산소포화도만을 측정할 수 있고, 이 장비를 분광광도계(Spectrophotometer)라 한다. 오늘날의 광학적 방법은 비관혈식이다. 이것은 혈액의 채취 없이 산소포화도를 측정한다. 이 측정 장비를 산소포화도계(Pulse Oximeter)라 한다. 일반적인 산소포화도계는 파장대가 다른 두 개의 광원을 사용한다. 이 광원들에 대하여 신체에 빛을 투과시켜 나타나는 두 신호를 측정하고, 이 측정된 신호로부터 산소포화도를 구하게 된다. 이 때 나타나는 신호를 PPG(Photoplethysmography) 신호라 한다[3~9].

비관혈적인 방법이 제시된 것은 1935년경, Matthes와 Millikan에 의해서였다. 특히 Millikan은 항공연구를 위해 소형 시스템을 개발하여 2차대전 중에 임상 연구하기도 했다. 그 후 몇 가지 개량형이 제작되다가 1970년대 Hewlett Packard에서 최초의 자기보정 산소포화농도계를 발표하였는데, 이 장비는 8개의 광원을 사용하였으며 1970년대 중반 일본 Nihon Kohden 사의 Takuo Aoyagi에 의해 최초의 산소포화도계(Pulse Oximeter)가 개발되었다. 그 후 LED와 마이크로 컴퓨터를 이용하여 개발된 장치가 사용되는 등 빠른 발전을 하였으며, 1980년대 Stanford 대학의 William New에 의해 수술실에서의 비관혈식 산소농도계의 유용성이 재발견되었다. 그리고 오늘날에는 손바닥 크기의 산소포화도계가 실용화되고 있다[2~15].

이러한 광학적 방법에 의한 측정이 가능한 것은 혈액 내의 산소가 빛을 흡수하기 때문이다. 혈액 내에 존재하는 적혈구의 산소헤모글로빈(O_2Hb)과 헤모글로빈(Hb)은 각각 빛을 흡수하는 흡수계수(ε)가 차이가 있다. 그리고 그 흡수계수 값이 일정한 특성이 있다. 이러한 특성을 이용하여 산소포화도를 측정하게 된다. 측정시 나타나는 PPG 신호는 심장 박동 주기를 가지며 또한 혈압 측정시 나타나는 신호와 유사한 형태의 파형을 나타낸다[8~25].

산소포화도계에 의한 PPG 신호의 측정은 신체의 손가락이나 귓볼에서 측정한다. 측정 시, 환자의 움직임에 의해 나타나는 PPG 신호는 많이 왜곡된 신호이다. 즉, 측정된 PPG 신호는 잡음의 영향을 많이 받는다. PPG 신호에 나타나는 잡음은 다음과 같다. 신체에 빛을 투과할 때, 광원 외의 빛에 의한 주변광 잡음, 측정 시 환자의 움직임에 의한 동잡음, 환자의 손가락에서 신호를 검출 할 때 프로브(Probe) 센서와의 물리적 결합에 의한 잡음, 프로브 자체에서 손가락에 가해지는 압력에 의한 잡음, 그리고 산소포화농도계 자체의 전기적인 잡음 등이다. 주변광 잡음은 각각의 독립적으로 측정된 신호에 대해, 하드웨어에서 멀티플럭싱 기술을 이용하여 입력신호에 주변광 신호를 감함으로써 제거할 수 있다. 따라서 심각한 문제로 고려하지 않는다. 또한 전기적 잡음은 회로 상에서 필터를 구현함으로서 이를 해결할 수 있다. 프로브의 압력에 의한 잡음은 프로브의 제작 상에서의 물리적인 변화를

통하여 이를 보상해 줄 수 있다. 그리고 프로브 커플링에 의한 잡음 또한 인체에 접촉한 프로브의 결합상태를 변경하여 줌으로서 이를 보정 할 수 있다. 그러나 동잡음은 프로브 커플링에 의한 잡음, 환자의 생리작용, 그리고 위치 변화에 따른 조직의 광학특성 변화 등을 유발한다. 즉, 동잡음은 이러한 모든 경우에 대한 복잡한 조합의 물리적인 힘에 의해 발생한다. 이 경우 측정되는 PPG 신호의 형태나 SpO_2의 값을 크게 변형시킨다. 그래서 정확한 임상학적 측정을 위해서는 동 잡음의 제거가 중요한 과제이다. 그러나 신호와 동잡음은 주파수영역과 시간영역에서 상호간의 유사성을 가지고 있다. 이에 일반적인 신호처리로는 쉽게 동잡음을 제거할 수 없다. 이러한 PPG 신호의 특성과 한계점은 이미 널리 알려져 있지만, 아직까지 동잡음에 대한 정확한 제거 방법이 제안되지 않고 있다.

현존하는 방법을 적용하여 실용화를 시도한 산소포화도계는 먼저 신호에 대하여 동잡음을 탐지한다. 그리고 동잡음이 탐지되면 동잡음이 나타난 PPG 신호를 제거하고, 손상되지 않은 PPG 신호로 대체하는 방법을 주로 사용하고 있다. 이 방법은 손상되지 않은 PPG 신호의 정확한 획득과 입력 PPG 신호와의 동기화가 필요하다. 그리고 동잡음이 섞인 PPG 신호를 제거한 후, 손상되지 않은 PPG 신호로 대체하기 위해서는 제거된 PPG 신호의 시작점과 끝점에 대한 정보를 가지고 있어야 한다. 그 이유는 부드러운 연속적인 PPG 파형이 나타나도록 하기위하여, 손상되지 않은 PPG 신호의 시작점과 끝점이 제거된 PPG 신호와 일치해야 하기 때문이다. 또한 신호의 진행방향에 대한 정보도 가지고 있어야 하는 어려움이 있으며 동기를 맞추는 것 또한 용이한 것은 아니다. 다른 접근으로는 물리적으로 나타나는 잡음을 모델링하는 방법이 있다. 잡음 모델을 역으로 신호에 적용시켜, 프로브 커플링에 의한 잡음을 제거하는 방법이다. 이 방법은 특정 잡음에 대해 제한적인 성능을 가지며, 수학적 모델링의 한계를 보인다. 아울러 전체적인 잡음 특성에 대하여 모두 적용되지는 못한다[15~19].

본 논문에서는 PPG 신호를 측정할 경우에 나타나는 동잡음을 제거하고, 원 PPG 신호로 복원하는 알고리즘을 개발한다. 그리고 실시간 PPG 신호를

측정할 수 있는 산소포화도계를 구현하여, 제안한 알고리즘을 실시간으로 구현하는 것을 목적으로 한다.

제안하는 동잡음을 제거하고 원 신호를 복원하기 위한 수학적 근거는 ICA(Independent Component Analysis) 방법을 이용한다. ICA는 여러 경로 혹은 여러 채널에서 측정된 신호로부터 각각의 독립성분을 분리해내는 방법이다. ICA는 심전도나 뇌전도 신호에서의 잡음분리에 효과적으로 사용되고 있다. 본 논문에서는 ICA 알고리즘 중에서, 그 수렴 속도가 빠른 FastICA 알고리즘을 이용하여 알고리즘을 개발한다. 또한 제안한 알고리즘을 실시간 시스템에 적용하기위하여 하드웨어를 설계한다. PPG 신호를 측정하는 아날로그 회로를 설계하고, DSP(Digital Signal Processor)가 탑재된 개발 보드를 사용하여 하드웨어를 설계하고 구현한다. DSP는 제안한 동잡음 제거 알고리즘을 수행한다. 실험에 사용하는 개발보드는 Texas Instrumentation 사의 TMS320VC5416 DSP Start Kit(이하 DSK5416라 한다)이다. 이 개발 보드에는 TMS320VC5416 DSP 칩이 탑재되어 있다. 그리고 제안한 동잡음 제거 알고리즘에 대한 PPG 신호를 실시간 모니터 하기 위하여 PC와 DSK5416과의 인터페이스를 구현한다. 구현한 전체시스템을 통하여 제안하는 알고리즘의 성능을 평가하고 실시간 구현된 결과를 검토한다.

본 논문의 구성은, 제 2장에서는 산소포화도를 측정하는 산소포화도계와 제안하는 알고리즘의 수학적 근거가 되는 ICA에 대하여 서술하였다. 제 3장에서는 동잡음을 제거하기 위한 ICA 알고리즘을 제안하며, 제안한 알고리즘에 대한 모의실험 결과에 대하여 서술하였다. 그리고 제안한 알고리즘의 실시간 적용을 위하여 구현한 하드웨어를 서술하였다. 4장에서는 구현한 실시간 시스템에 대하여 제안한 알고리즘을 적용하고, 그 실험 결과를 서술하였다. 그리고 제 5장에서는 제안하는 알고리즘과 구현한 하드웨어에 대하여 요약하고, 실험 결과를 바탕으로 제안하는 알고리즘의 우수성과 한계점에 대하여 기술하였다. 그리고 앞으로의 발전방향에 대하여 논함으로서 끝을 맺는다.

제 2 장 산소포화도계와 ICA 알고리즘

본 장에서는 산소포화도계에 대한 생리학적, 물리학적 배경과 산소포화도 측정 방법에 대하여 설명한다. 그리고 동잡음을 제거하기 위하여 사용하는 ICA에 대하여 설명한다.

2.1 산소포화도계

2.1.1 산소포화도의 측정

산소포화도의 측정은 혈액으로부터 측정한다. 사람의 생체 조직은 약 7%의 혈액을 가지고 있다. 혈액은 크게 혈구(Blood Cell)와 혈장(Plasma)으로 구성된다. 혈구는 적혈구와 백혈구, 그리고 혈소판으로 구분된다. 적혈구는 헤모글로빈을 가지고 있다. 백혈구는 헤모글로빈은 없지만 면역에 관여한다. 그리고 혈소판은 혈액 응고에 관여한다. 적혈구의 헤모글로빈은 98%의 산소를 각 세포조직에 운반하며, 나머지 2%의 산소운반은 혈장에서 담당한다. 즉 98%의 산소를 운반하는 적혈구의 헤모글로빈이 산소포화도와 밀접한 관계가 있음을 알 수 있다.

헤모글로빈은 그게 두 종류로 구성된다. 가역적 변환을 통해 산소 및 이산화탄소의 운반을 담당하는 기능성헤모글로빈(Normal Functional Hemoglobin)과 비가역적인 결합을 하는 부기능성헤모글로빈(Dysfunctional Hemoglobin)으로 나눌 수 있다. 다시 기능성헤모글로빈은 산소와 결합한 산소헤모글로빈과(Oxy-hemoglobin, O_2Hb)과 순수 헤모글로빈(Reduced Hemoglobin, Hb)으로 구성된다. 두 헤모글로빈은 같은 헤모글로빈이지만 다른 기능을 수행하기 때문에 구분해서 사용하고 있다[15~20]. 부기능성 헤모글로빈은 탄소와 결합한 탄소헤모글로빈(Carboxyhemoglobin, COHb)과 기타 이물질과 결합한 메타헤모글로빈(Methemoglobin, MetHb)으로 구분된다. 이들은 혈액 속에 미량 포함되어 있지만 가역적으로 산소와 결합하지 못한다. 그 외에 태아에게 존재하는 헤모글로빈

(Fetal Hemoglobin, FetHb)이 있다. 이 태아헤모글로빈은 태아에게서만 볼 수 있는 헤모글로빈으로서 성장과정에서 사라진다. 따라서 산소포화도를 정의할 때는 일반적으로 기능성 헤모글로빈의 순수헤모글로빈과 산소헤모글로빈만을 사용하여 산소포화도를 측정한다. 산소포화도를 구하는 수식은 식(2.1)과 같다. 산소포화도는 기능성헤모글로빈의 양에 대하여 산소헤모글로빈의 양에 대한 백분율이다[14~23].

$$SpO_2 = \frac{O_2Hb}{O_2Hb + Hb} \times 100\% \quad (2.1)$$

산소포화도계의 산소포화도 측정은 Beer-Lambert 법칙을 기초로 한다. 그림 2.1은 Beer-Lambert 법칙을 설명하고 있다. 크기가 일정한 카테터나 시험관 속에 들어 있는 샘플을 가정하자.

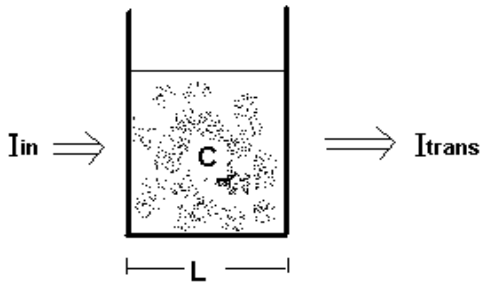


그림 2.1 Beer-Lambert 법칙

Fig. 2.1 Beer-Lambert Law

이 시험관에 일정한 강도의 빛(I_{in})을 투과시키면, 샘플은 빛을 흡수한다. 특정 샘플의 빛에 대한 흡수계수(흡수율, ε)는 일정한 특성이 있다. 빛을 투과 시킬 때, 샘플의 흡수도(A)는 투과된 광의 강도(I_{trans})와 시험관에 입사한 광의 강도의 음의 대수로 나타난다. 그리고 흡수도는 샘플의 농도(C)와 샘플의 흡수계수 그리고 시험관의 길이(L)에 비례한다. 따라서 시험관의 길이

와 광원에 대한 샘플의 흡수계수를 알면, 흡수도로부터 샘플의 농도를 알 수 있다. 즉, 빛을 투과 시킬 때, 샘플의 흡수도가 샘플의 농도에 비례한다는 법칙이 Beer-Lambert 법칙이다[2~15].

식 (2.2)는 두 광에 대한 관계식을 나타낸다. 측정되는 투과광에 대한 입사광의 비에 대하여 자연로그를 취하면 흡수율(A)로 표현된다. 흡수율을 나타낸 수식은 식 (2.3)이다.

$$I_{trans} = I_{in} e^{-(L \times C \times \varepsilon_{\lambda})} \quad (2.2)$$

$$A = LC\varepsilon_{\lambda} \quad (2.3)$$

여기서

I_{trans} = 투과된 빛의 강도
I_{in} = 입사광의 강도
L = 빛이 투과하는 거리 (path length)
C = sample 용액의 농도
ε = 흡광계수(흡수율)
A = 흡수도

이다.

따라서 산소포화도 측정에 대하여, 일정 크기(L)의 시험관에 들어있는 혈액으로부터, 혈액 속의 헤모글로빈의 흡수계수(ε_{Hb})와 산소헤모글로빈의 흡수계수(ε_{O2Hb})를 알고, 일정하게 시험관을 향하여 입사하는 빛의 강도(I_{in})를 알면, 시험관을 투과하여 전송되는 빛의 강도(I_{trans})만을 측정함으로써 혈액 속의 산소포화도(C)를 측정할 수 있게 된다.

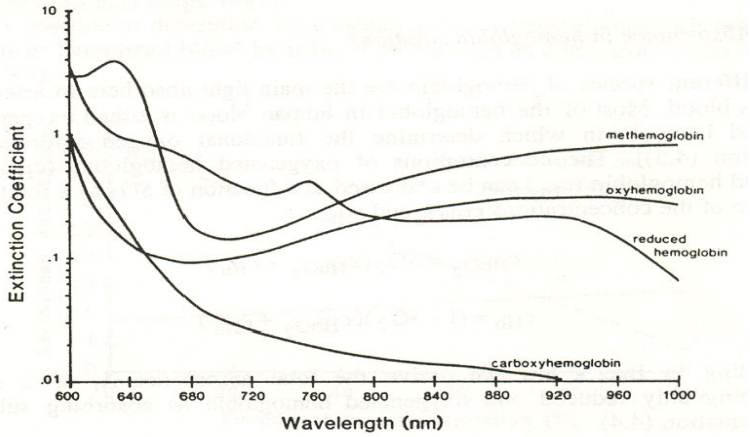


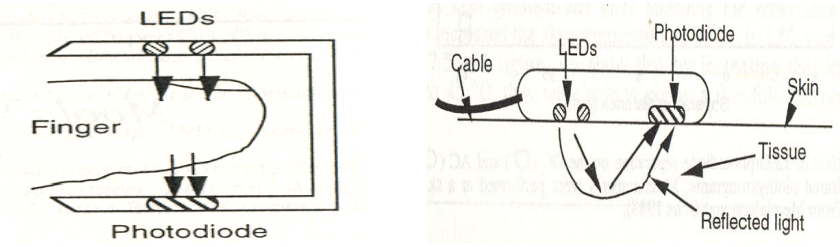
그림 2.2 산소헤모글로빈, 헤모글로빈, 탄소헤모글로빈, 그리고 메타헤모글로빈의 흡수계수 곡선

Fig. 2.2 Extinction curve for oxyhemoglobin, reduced hemoglobin, carboxyhemoglobin, and methemoglobin

Beer-Lambert 법칙으로부터 산소포화농도의 측정은 입사광의 강도를 일정하게 유지하여야 한다. 그리고 각 헤모글로빈에 대한 각각의 흡수계수를 알고 있어야 한다. 빛은 스펙트럼 분석에 의해 여러 가지 파장대로 분류된다. 그리고 흡수계수는 각 파장에 대하여 다른 값을 가진다. 따라서 광원을 파장대별로 구분하고, 분류된 파장에 대한 각 헤모글로빈의 흡수특성을 알아야 한다. 그림 2.2는 파장의 변화에 따른 각 헤모글로빈의 흡수계수 곡선을 보여준다. 그림에서 한 특정 파장에 대하여 빛을 투사할 경우, 입사광은 하나 이상의 헤모글로빈들에 의해 영향을 받는다. 즉, 동시에 두 개 이상의 헤모글로빈에서 흡수가 일어나게 된다. 따라서 하나의 파장대를 가지는 광원을 사용할 경우에는, 다른 헤모글로빈의 영향으로 인하여 산소포화도의 측정이 불가능하다. 일반적인 산소포화도 측정은 각각 다른 파장대를 가진 두 개의 광원을 이용한다. 그림 2.2에서 660nm와 800nm 부근에서의 파장은 같은 흡수점을 유지한다. 이를 등흡수점이라 한다. 660㎚에서 순수 헤모글로빈의 흡수계수는 산소헤모글로빈의 흡수계수보다 약 10배 정도 큰 값을 나타내며, 그 값은 1에 가깝다. 근적

외선 영역인 800㎚ 지점은 순수 헤모글로빈과 산소헤모글로빈의 흡수계수가 일치하게 되는데, 이 파장의 빛은 탄소헤모글로빈의 영향을 많이 받게 된다. 따라서 일반적인 두 파장의 선택은 순수 헤모글로빈과 산소헤모글로빈이 등흡수점을 나타내는 660nm부근의 파장을 선택하고, 다른 하나는 탄소헤모글로빈에 의한 영향이 적은 880 ~ 940㎚의 파장이 많이 선택한다[30~34]. 그리고 태아에게서 산소포화도를 측정하는 산소포화도계는 적색광원에서 하나를 선택하고 800nm 이하에서 다른 하나를 선택하기도 한다. 본 논문에서 사용하는 2개의 파장은 660nm와 830nm이다. 그림 2.2에서 660nm에서는 탄소헤모글로빈과 산소헤모글로빈이 등흡수점을 이루고 있다. 그리고 800nm 이후의 파장에 대한 순수 헤모글로빈의 흡수계수는 일정하다. 그리고 순수 헤모글로빈과 산소헤모글로빈의 흡수계수는 800nm에서 등흡수점을 이룬다. 따라서 본 논문에서는 적색광에서 탄소헤모글로빈의 높은 흡수계수 값에 대하여 등흡수점을 이루는 660nm 부근의 파장을 선택하였고, 다름 하나는 적외선광에서 산소헤모글로빈과 순수 헤모글로빈이 등흡수점을 이루는 800nm 부근의 두 파장의 광원을 선택하였다. 본 논문에서는 660nm와 830nm의 파장을 가지는 광원을 사용하였다.

산소포화도측정에 사용되는 센서를 프로브라고 한다. 일반적으로 사용하는 프로브에는 두 개의 입사 광원을 구성하는 LED와 인체를 투과하거나 인체에서 반사된 빛의 강도를 측정하는 하나의 광다이오드로 설계된다. 따라서 프로브는 광다이오드의 위치에 따라 투과형과 반사형으로 구분할 수 있다. 그림 2.3은 두 종류의 프로브에 대한 산소포화도의 측정을 나타낸다.



(a)투과형 (b)반사형

그림 2.3 두 종류의 프로브

Fig. 2.3 Probe of two type

본 논문에서는 그림 2.3(a)의 투과형의 프로브를 사용하여 PPG 신호를 검출한다. 프로브의 두 LED를 차례로 그리고 교대로 점멸하면서 손가락 끝의 모세혈관에 빛을 투과시킨다. 그리고 반대편에 있는 광다이오드에 투과된 빛이 도달하면 빛의 강도는 전압의 형태로 나타난다. 그리고 증폭기에서 이를 증폭하여 PPG 신호를 검출한다.

이 방법에 따라, 시간의 변화에 대하여 빛을 흡수하는 인체의 흡수층과 그 PPG 신호는 그림 2.4와 같다.

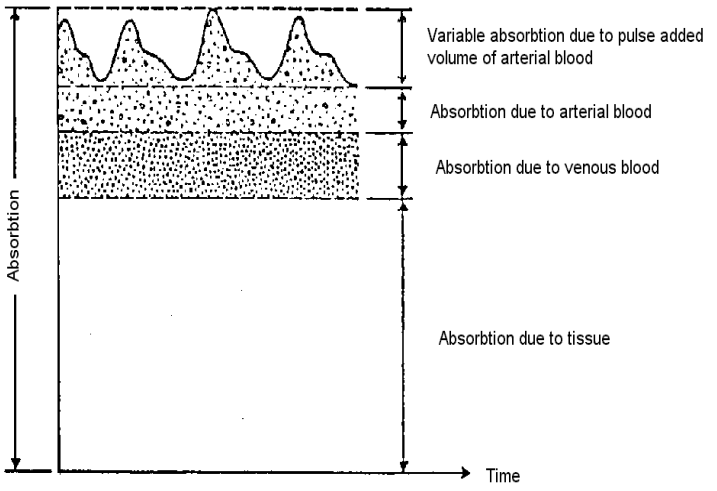


그림 2.4 시간에 대한 빛의 통과

Fig. 2.4 Light path length versus time

그림 2.4의 가장 윗부분은 동맥혈의 맥박으로 인하여 나타나는 맥동성분 또는 AC성분이다. AC 성분은 전체의 약10%에 해당하는 부분을 차지하고 있으며 실제의 포화도를 계산하는데 이용된다. 기저선 또는 DC성분은 정맥혈, 모세혈관의 혈액, 뼈, 그리고 피부 등 비맥동성 동맥혈을 포함하는 조직층에 의한 흡수층을 나타낸다. 이 DC 성분은 상대적으로 AC 성분에 비하여 진폭이 매우 크다 [35~43].

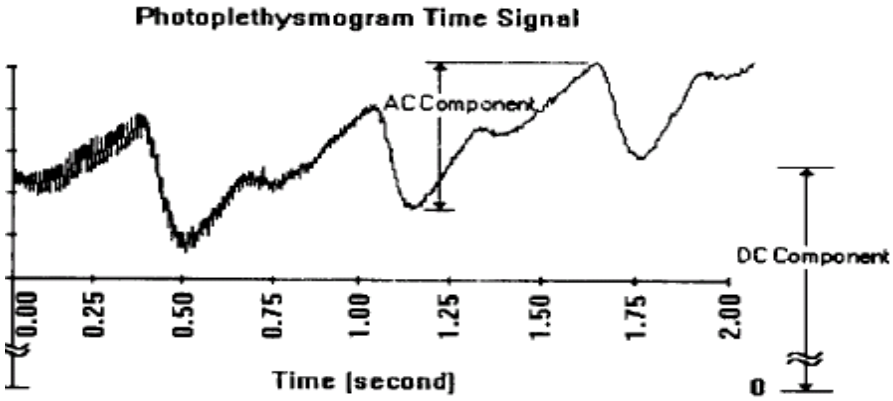


그림 2.5 펄스와 잡음을 가지는 PPG 신호

Fig. 2.5 PPG signal with pulse component and noise

그림 2.5는 그림 2.4의 흡수층에 대한 PPG 신호와는 다르게, 투과된 후 검출된 빛의 강도를 측정한 PPG 신호이다. AC 성분과 DC 성분을 가진다.

이 신호에서는 앞서의 그림 2.4에 비하여 DC 값이 일정하지 않고 일부 AC에서는 잡이 있음을 보여준다. PPG 신호에 이러한 신호형태가 나타나는 것은 PPG 신호에 몇 가지 제약이 있기 때문이다[37~43].

첫 번째 제약은 프로브 센서의 한계이다. 프로브 센서는 투과된 빛을 측정하는 수광소자로 하나의 광다이오드를 가지고 있다. 이 광다이오드는 두 파장의 광원을 동시에 투사하였을 때, 각 파장에 대한 투과광을 분류해내지 못한다. 또한 감지되는 빛이 적색광인지, 적외선광인지, 또는 실내조명으로부터 나오는 빛인지를 알지 못한다. 이를 해결하기 위해 하드웨어에서, 빛을 교대로 점멸시켜 두 광원에 의한 영향과 외부 광원에 의한 영향을 구분한다.

두 번째 제약은 PPG 신호의 증폭이다. 진폭이 작은 PPG 신호 입력에 대하여, 하드웨어는 그 신호를 증폭하고 포화도를 추정할 것이다. 잡음이 섞여있는 약한 신호가 증폭되면 잡음도 함께 증폭된다. 그러면, PPG 신호에는 그림 2.5의 PPG 신호와 같이 잡음이 나타난다. 이러한 잡음은 증폭된 신호에 대하여 잡음을 제거하기 위한 필터를 설계함으로서 제거될 수 있다. 그러나 진폭이 작은

PPG 신호에 대하여 큰 이득으로 증폭을 할 경우, 증폭된 신호는 하드웨어 소자의 동적 동작특성의 범위를 벗어나 포화상태가 될 수 있다. 이 경우에는 정상적인 PPG 신호를 볼 수가 없게 되며, 정확한 산소포화도를 측정할 수 없게 된다. 따라서 증폭된 PPG 신호가 소자의 동작특성 범위를 벗어나지 않도록 증폭기의 이득을 결정하여야 한다.

세 번째 제약은 프로브의 착용에서 나타난다. 프로브 센서를 손가락에 끼워 PPG 신호를 측정할 경우, 손가락과 프로브 간의 결합 상태에 의해 나타나는 잡음이다. 이는 프로브의 물리적인 위치나 LED를 감싸고 있는 프로브의 기구적 구조의 변경에 의해서 프로브 커플링에 대한 영향을 줄일 수 있다.

네 번째 제약은 환자의 움직임이다. 환자의 움직임은 가장 제거하기 어려운 잡음이다. AC 성분이 DC 성분에 대하여 상대적으로 작기 때문에, 환자의 움직임은 PPG 신호의 진폭을 크게 변화시켜 PPG 신호에 큰 왜곡을 가져온다. 이렇게 나타나는 동잡음은 제거가 어려우며, 하드웨어 증폭부의 증폭이득을 제한한다. 본 논문에서는 움직임에 대한 동잡음을 제거하는 알고리즘을 제안한다.

2.1.2 산소포화도의 계산

두 광원을 이용한 산소포화도의 측정은 Beer-Lambert의 법칙을 이용한다. 사용된 두 광원에 대한 각 파장을 각각 λ_1, λ_2라 하자. 그러면 각 파장에 대한 흡수도는 식 (2.3)으로부터 다음과 같이 확장된다.

$$A_{\lambda_1} = \varepsilon_{o1} c_o l_o + \varepsilon_{r1} c_r l_r + \varepsilon_{x1} c_x l_1 + A_{y1} \tag{2.4}$$

$$A_{\lambda_2} = \varepsilon_{o2} c_o l_o + \varepsilon_{r2} c_r l_r + \varepsilon_{x2} c_x l_2 + A_{y2} \tag{2.5}$$

여기서 첨자는

o : 산소헤모글로빈의 흡수인자
r : 순수헤모글로빈의 흡수인자
x : 동맥 바깥쪽에서의 흡수인자
A_y : 빛의 산란, 센서, LED의 특성에 따른 흡수요인

을 의미한다.

측정된 PPG 신호는 시간의 변화에 따라 추이된 신호이다. 이 신호에 대하여 식 (2.4), (2.5)에 각각 미분을 취하면, 정맥혈·피부·뼈 등에서의 흡수는 상쇄된다.

$$\frac{d(c_x l_x)}{dt} = 0 \tag{2.6}$$

$$\frac{dA_y}{dt} = 0 \tag{2.7}$$

투과형 프로브가 사용되고, 그 측정 부위가 손가락이라고 가정하자. 그리고 시간의 변화에 따른 손가락에서의 세포 조직의 소멸과 생성, 땀의 분출 등의 요소에 대한 변화가 두 파장 모두에 동시에 적용된다고 가정하자. 그러면 두 광의 투과경로가 모두 같다고 볼 수 있다.

$$l_o = l_r = l_1 = l_2 \tag{2.8}$$

따라서 식(2.4), (2.5)는

$$dA_{\lambda_1}/dt = \varepsilon_{o1} c_o l_o + \varepsilon_{r1} c_r l_o = (\varepsilon_{o1} c_o + \varepsilon_{r1} c_r) l_1 \tag{2.9}$$

$$dA_{\lambda_2}/dt = \varepsilon_{o2} c_o l_o + \varepsilon_{r2} c_r l_r = (\varepsilon_{o2} c_o + \varepsilon_{r2} c_r) l_2 \tag{2.10}$$

와 같이 정리된다.
여기에서 두 개 파장의 광의 비율은,

$$R = \frac{dA_{\lambda 1}/dt}{dA_{\lambda_2}/dt} = \frac{\varepsilon_{o1} c_o + \varepsilon_{r1} c_r}{\varepsilon_{o2} c_o + \varepsilon_{r2} c_r} \tag{2.11}$$

와 같이 된다.

산소포화도의 측정은 산소헤모글로빈과 헤모글로빈의 비율에 의해 정의된다. 식(2.1)을 농도에 대한 수식으로 고치면,

$$S = \frac{c_o}{c_o + c_r} \tag{2.12}$$

$$1 - S = \frac{c_r}{c_o + c_r} \tag{2.13}$$

이며, 식(2.11), (2.12)로부터

$$S = \frac{\varepsilon_{r1} - \varepsilon_{r2} R}{(\varepsilon_{r1} - \varepsilon_{o1}) - (\varepsilon_{r2} - \varepsilon_{o2}) R} \tag{2.14}$$

를 구할 수 있다. 따라서 여기에서 $\varepsilon_{o1}, \varepsilon_{o2}, \varepsilon_{r1}, \varepsilon_{r2}$ 는 상수이므로 R 값만 알면 산소포화도를 계산할 수 있다.

R 값은 프로브 센서를 통해 읽어 들이는 입사광의 강도에 의해 계산할 수 있다. Beer Lambert의 법칙에 의해,

$$A_{\lambda 1} = -\log(I_1/I_0) \tag{2.15}$$

각각에 대해 미분을 취해 비율R을 구한다.

$$dA_{\lambda 1}/dt = -d\log(I_1/I_0)/dt \tag{2.16}$$

$$dA_{\lambda 2}/dt = -d\log(I_2/I_0)/dt \tag{2.17}$$

$$R = \frac{dA_{\lambda_1}/dt}{dA_{\lambda_2}/dt} = \frac{-d\log(I_1/I_0)/dt}{-d\log(I_2/I_0)/dt} = \frac{\Delta I_1/I_1}{\Delta I_2/I_2} \tag{2.18}$$

(I_0 : 입사광, I_1 : 파장1의 투과광, I_2 : 파장2의 투과광)

식 (2.16)에서 ΔI 는 AC 성분에 해당하고 I 는 DC 성분에 해당한다. 따라서 식 (2.16)은 식 (2.19)와 같이 나타난다[38~42].

$$R = \frac{AC_{\lambda 1}/DC_{\lambda 1}}{AC_{\lambda 2}/DC_{\lambda 2}} \tag{2.19}$$

전개된 수식에서 산소포화도의 계산은 두 PPG 신호로부터 구해진 R 값의 영향을 받는다. 환자로부터 발생하는 동잡음이 PPG 신호에 나타나면, PPG 신호는 왜곡되고 정확한 산소포화도를 계산할 수 없게 된다. 따라서 PPG 신호로부터 동잡음을 분리해내는 것은 형태의 복원 뿐만 아니라 정확한 산소포화도 측정에 영향을 줄 것이다.

2.2 Independent Component Analysis(ICA)

본 논문에서는 PPG 신호에 대한 동잡음을 제거하기 위하여 ICA 알고리즘을 이용한다. ICA는 여러 경로나 여러 채널로부터 측정된 신호들에 대하여 각각의 독립된 신호를 분리해내는 방법이다.

2.2.1 ICA

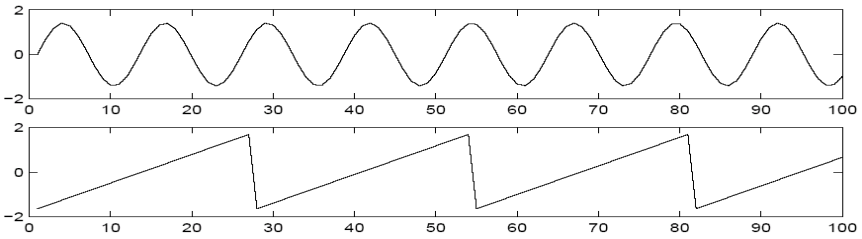
어떤 밀폐된 방에서 두 명의 사람이 동시에 다른 위치에서 이야기를 하거나, 많은 사람들 속에서 두 사람이 동시에 말을 한다고 가정하자. 이때, 두 개의 마이크로폰으로 음성을 받아서 시간에 따라 기록된 신호는 $x_1(t)$와 $x_2(t)$라 할 수 있다. 여기서 x_1과 x_2는 신호의 크기이고 t는 시간변수이다. 또한 각각의 사람이 말하는 음성신호를 $s_1(t)$, $s_2(t)$라 할 때, 선형 방정식으로 표현하면 다음과 같다.

$$\begin{aligned} x_1(t) &= a_{11}s_1 + a_{12}s_2 \\ x_2(t) &= a_{21}s_1 + a_{22}s_2 \end{aligned} \tag{2.20}$$

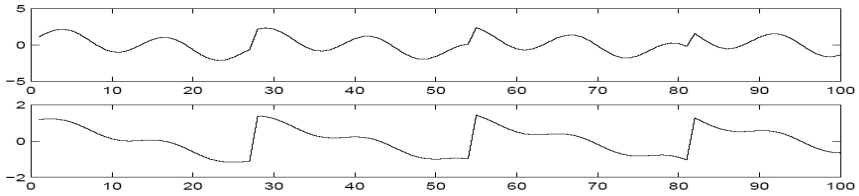
이때 a_{11}, a_{12}, a_{21}, a_{22}는 말하는 사람으로부터 마이크로폰의 위치에 따른 파라미터들이다. 이 행렬을 이용하여 $x_1(t)$, $x_2(t)$로부터 $s_1(t)$, $s_2(t)$를 추정하는 것을 “칵테일파티(Cocktail-party) 문제″라 한다[67~69]. 칵테일파티 문제는 어떤 시간 지연과 다른 여분의 요인의 영향을 고려하지 않는 BSS(Blind Source Separation)의 한 방법이다. a_{ij}를 알지 못하는 경우, 식 (2.20)의 선형 방정식을 고전적인 방법으로 푸는 것은 매우 어렵다. 그러므로 $s_1(t)$, $s_2(t)$는 각각의 시간 t에서 통계적으로 독립하다는 가정 설정한다. “입력 신호가 독립적이다.”라는 가정을 바탕으로 출력 신호로부터 독립된 입력 성분을 분리하는 것을 ICA라 한다. 또한 ICA는 a_{ij}를 평가하기 위

한 방법을 말한다.

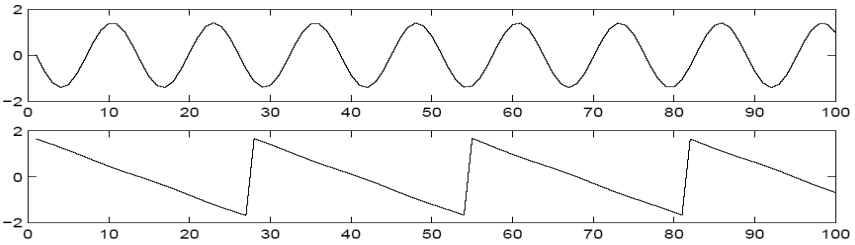
그림 2.6은 ICA에 대한 설명을 그림으로 나타낸 것이다. 그림 2.6 (a)에 보여주는 두 신호는 혼합되지 않은 신호원 $s_1(t)$, $s_2(t)$이다. 이 신호에 대하여 관찰되는 신호는 그림 2.6(b)의 혼합 신호 $x_1(t)$, $x_2(t)$ 이다. 관찰된 $x_1(t)$, $x_2(t)$로부터 원 신호 $s_1(t)$, $s_2(t)$를 분리해 내는 것이 바로 ICA라 할 수 있다[70].



(a) 원 신호



(b) 원 신호(a)의 혼합된 신호



(c) 혼합된 신호(b)에 대한 원 신호(a) 복원

그림 2.6 ICA를 이용한 혼합된 신호로부터의 원 신호 평가

Fig. 2.6 Estimates of the original source signals from the mixed signal using ICA

통계적 모델에서 독립성분은 알지 못하는 성분이다. 원 신호를 추론하기 위한 행렬 A도 모르는 신호이다. 따라서 혼합 행렬 X에 대하여 ICA를 적용하고 원 신호를 분리해 내기 위해서는 몇 가지 가설이 요구된다[67~75].

1) 기본 가정

ICA를 정의하기 위하여 통계적 추론 모델이 사용된다. n 개의 독립성분들의 n 개의 혼합 성분 $x_1, \ldots, x_n$을 가정하자. 각 혼합성분 x_i 뿐만 아니라 독립성분 s_k를 랜덤 변수라고 가정하자. n 개의 랜덤변수 $s_1, \ldots, s_n$에 대해 선형 혼합되어 나타나는 n 개의 랜덤변수 $x_1, \ldots, x_n$은 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$x_j = a_{j1}s_1 + a_{j2}s_2 + \ldots + a_{jn}s_n$$
$$\text{for all j = 1, . . .,n} \qquad (2.21)$$

여기서 식 (2.11)은 행렬식 $X = AS$로 표현할 수 있다. 여기서 A는 혼합 행렬이다. ICA 모델링을 하기 위해서는 다음과 같은 4가지 기본 가정이 필요하다. 첫 번째 가정은 "s_i의 통계적으로 독립이다."이다. 그리고 두 번째 가정은 "모든 혼합된 변수 x_j와 독립성분 s_i는 영평균(Zero Mean)을 가진다."이다. 신호가 이 가정을 만족하지 못하더라도 중심이동(Centering)을 통해 언제나 평균을 영으로 유지한다. 세 번째, "독립성분은 미지의 비가우스(Non-Gaussian) 분포를 가진다"이다. 가우스(Gaussian) 분포가 될 수록 상호간의 의존도가 증가하기 때문이다. 그리고 네 번째 가정은 "미지의 혼합 행렬 A는 정방 행렬이다"이다. 이 가정은 때때로 지켜지지는 않는다. 그러나 이 가정은 기본적인 ICA를 수행할 때 나타나는 역변환을 계산해야 하기 때문이다. 이러한 가정을 바탕으로 ICA는 반복적인 계산을 통해 $S = WX$인 혼합 행렬 A의 역행렬 W를 찾아 독립 신호 S를 분리한다.

2) ICA가 가지는 모호함

ICA는 어떤 의미에서 BSS(Blind Source Separation) 또는 Blind Signal Separation이다. 여기서 "Source"는 신호원 s를 의미한다. 즉 독립 성분을 나타낸다. "Blind"라는 의미는 "거의 없다"라는 의미이다. 단지 알고 있는 것은 몇 가지 가정과 혼합 행렬 X뿐이다. 즉, 알지 못 한다는 사실에 의해 두 가지 모호함을 가진다.

(1) 독립 성분의 분산을 결정할 수 없다.

독립 성분의 분산을 결정할 수 없는 것은 S와 A의 값을 모르기 때문이다. 그리고 s_i의 하나의 신호에 대한 스칼라 곱은 항상 같은 스칼라 A의 상응하는 행 a_i에 의해 소거된다. 따라서 신호의 손실을 막기 위하여 독립성분의 진폭을 고정시켜야 한다. 즉 , 신호가 단위분산을 가지도록 하여 독립성분의 진폭을 고정시킨다. 이것은 신호의 부호와 진폭은 정확히 복원되지 않고 신호의 형태만 분리된다는 것을 나타낸다.

(2) 독립 성분의 차수를 결정할 수 없다.

독립 성분의 차수를 결정할 수 없는 것, 또한 S와 A를 모르기 때문이다. $x = \sum as$에서 합의 항의 차수는 자유롭게 변한다. 순차행렬 P와 그 자신의 역행렬로 구성된 $X = A\,P^{-1}Ps$를 고려하면 Ps의 모델은 원신호 s_i와 같은 독립성분이 된다. 그러나 다른 차수를 가지게 된다. 그리고 행렬 AP^{-1}는 새로운 미지의 혼합 행렬이 된다. 관찰된 x는 식(2.21)과 같이 a_{ij}와 s_i의 선형 조합이다. 여기서 x는 s_i의 순서에 무관하다. 이것은 평가되어 분리된 신호의 순서가 원래의 s_i의 순서와는 일치하지 않는다는 것을 의미한다.

PPG 신호는 산소포화도의 측정에 있어서 부호와 진폭이 중요한 요소이다. 그러나 ICA를 이용하여 PPG 신호와 동잡음을 서로 분리했을 때 어떤 성분이 먼저 분리되어 나오는지는 알 수 없다. 그러므로 단순히 ICA를 통한 신호의 분리뿐만 아니라 부호와 진폭을 찾아내고 원 PPG 신호를 결정하는 알고리즘의 개발도 필요하다.

3) ICA 평가의 기본 원리

“ICA 알고리즘에서는 원신호에 대하여, 독립적이다”라는 가정을 먼저 하였다. 이러한 신호원의 독립성 평가는 비가우스 특성이 보장 되어야 한다. 이러한 비가우스 특성을 평가하는 기본적인 원리는 다음과 같다[70~77].

(1) ″비가우스 분포는 독립적이다.″

ICA 모델을 평가하기 위한 가장 중요한 요소는 비가우스 특성이다. 비가우스 특성이 없는 평가는 전혀 불가능할 뿐만 아니라, 비가우스 특성의 보장 정도에 따라 원 신호를 분리하는 평가 속도에 큰 영향을 끼친다. 통계이론에 따르면 랜덤 변수는 가우스 분포를 가진다[80~85]. 그러나 ICA에서는 랜덤 변수의 분포가 정규분포를 가질수록 독립성을 잃게 되고 신호원을 분리해 낼 수가 없다. 그러므로 ICA를 적용하기 위해서는 가우스 분포를 배제시켜야 된다. 즉 신호가 비가우스 특성을 가지도록 신호 처리를 하여야 한다. 가장 일반적으로 신호가 비가우스 특성을 가지도록 하는 신호 처리는 신호의 평균을 영으로 유지하는 것이다. ICA 평가의 기초가 되는 확률 이론의 “중간 한계 이론(Central Limit Theorem)″은, 독립성분의 랜덤 변수의 합은 원 랜덤 변수 보다 좀더 가우스 분포에 가까워짐을 보여준다. 즉, 가우스 분포의 랜덤 변수와 그 랜덤 변수의 합의 차는 비가우스 특성을 가지는 신호를 의미한다. 따라서 신호의 랜덤 변수의 합이 영이 되도록 신호의 평균을 감산함으로서 좀 더 비가우스 특성의 신호가 가지게 된다[82~84].

모든 독립 요소들이 각각 이상적인 분포를 가진다고 가정하면

(2.22)

이때의 w는 y를 계산하기 위한 벡터로써 혼합 행렬 A의 역변환된 열 중의 하나가 된다.

그리고 ICA 평가를 위해 새로운 변수 z를 정의하면,

$$z = A^T w \rightarrow y = w^T x = w^T A s = z^T s \tag{2.23}$$

이 된다. y는 s_i의 선형 조합이고 z_i에 의해 가중치가 주어진다. 중간 한계 이론에 의해 $z^T s$는 s_i보다 더 가우스 분포이고, 가우스 분포에서 멀어질수록 s_i중의 하나와 같아진다. s_i가 이상적인 분포를 가진다는 가정에 의해, z_i는 단지 하나의 값만 영이 아니게 된다. 그러므로 $w^T x$의 비가우스 특성을 최대화하는 벡터 w를 찾음으로써, 영이 아닌 z를 찾고 이것으로 각각의 독립 성분을 찾을 수 있게 된다. 이때 최적화하는 함수를 대비함수(Contrast Function)라 부른다. 여러 개의 독립 성분을 찾기 위해서는, 비가우스 특성을 가지는 모든 최대치들이 서로 상관관계가 없도록 하여야 한다.

(2) 비가우스 특성의 측정

ICA 모델에서는, 독립 성분에 대하여 비가우스 특성의 측정이 중요하다. 즉 신호에 대하여 비가우스 특성을 이끌어 낼 수 있다면, 모델에 대한 더욱 정확한 신호의 복원이 가능하다. 이러한 비가우스 특성을 측정하는 방법은 다음과 같다[72~79].

① 커토시스(Kurtosis)

커토시스는 비가우스 특성을측정하는 기본적이고 고전적인 방법이다. y가 평균이 영이며, 단위 분산을 가질 때 커토시스는 다음과 같이 정의 된다.

$$kurt(y) = E\{y^4\} - 3\,(E\{y^2\})^2 = E\{y^4\} - 3 \tag{2.24}$$

커토시스는 4차 모멘트 $E\{y^4\}$의 정규화된 버전이다. 가우스 분포 y에 대한 4차 모멘트 $3\,(E\{y^2\})^2$을 제거함으로써, 커토시스는 가우스 분포의 랜덤 변수에 대해 영이 되고 비가우스 특성을 최대화 한다. 즉 신호 y에 대하여 4차 모맨트 성분을 제거하면 그 신호 y는 더욱 비가우스 특성을 가지게 됨을 의미한다. 커토시스는 선형 특성을 가지고 있기 때문에 (2.25)와 같은 특성을 가진다.

$$\begin{aligned} kurt(x_1 + x_2) &= kurt(x_1) + kurt(x_2) \\ kurt(\alpha x_1) &= \alpha^4 kurt(x_1) \end{aligned} \tag{2.25}$$

식 (2.25)와 (2.23)을 이용하면, 커토시스는

$$kurt(y) = kurt(z_1 s_1) + kurt(z_2 s_2) = z_1^4 kurt(s_1) + z_2^4 kurt(s_2) \tag{2.26}$$

이 된다.

y는 단위분산을 만족하므로 (2.24)는 단위 원 안의 점이 되고 이것으로부터 고차의 데이타에 대한 최대 값들을 얻을 수 있다.

② 니젠트로피(Negentropy)

엔트로피(Entropy)는 정보이론의 기본 개념으로 변수에 대한 정보의 정도를 나타낸다. 연속적인 변수에 대한 엔트로피는 차동엔트로피(Differential Entropy)라 하는데, 차동엔트로피는 랜덤 벡터 y에 대해 밀도 $f(y)$를 가진 엔트로피 H로 나타난다.

$$H(y) = - \int f(y) \log f(y) dy \tag{2.27}$$

가우스 변수의 엔트로피는 같은 분산을 가지는 모든 랜덤 변수들 중에서 가장 큰 엔트로피를 가진다. 그리고 비가우스 특성의 측정은 y와 같은 공분산을 가지는 가우스 랜덤 변수의 엔트로피에서 y의 엔트로피를 뺀 니젠트로피 $J(y)$를 사용한다. 랜덤 변수 y가 가우스 분포이면 니젠트로피의 값은 영이 되며, 비가우시안 분포에 대하여 언제나 영이나 양수가 된다.

$$J(y) = H(y_{gauss}) - H(y) \tag{2.28}$$

니젠트로피는 통계학적 특성과 관계된 가장 최적의 평가이지만 y의 확률밀도함수를 계산하기 어렵기 때문에 근사법을 적용한다.

고차의 모멘트를 이용하여 근사화 할 경우, 니젠트로피는

$$J(y) \approx \frac{1}{12} E\{y^3\}^2 + \frac{1}{48} kurt(y)^2 \tag{2.29}$$

와 같이 나타난다.

최대 엔트로피 원리를 이용한 근사는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$J(y) \propto [E\{G(y)\} - E\{G(\nu)\}]^2 \tag{2.30}$$

ν는 평균이 영이며 단위분산을 가지는 가우스 변수이고 G는 평가에 사용되는 고차 함수이다. 단, G는 2차 함수는 아니다. G의 선택은 평가 성능에 큰 영향을 끼치므로 너무 빠르게 변화하지 않는 것을 선택한다. $G(y) = y^4$일 경우, 이것은 식(2.29)와 같아진다. 일반적으로, 함수 G는 비선형 함수 tanh와 가우스 함수를 이용한다[80~82].

$$G_1(u) = \frac{1}{a_1}\log\cosh(a_1 u)$$
$$G_2(u) = -exp(-u^2/2),$$
$$\text{where } 1 \leqq a_1 \leqq 2 \tag{2.31}$$

③ 상호 정보(Mutual Information)

상호 정보 I는 변수의 상호 연관성을 측정하는 것이다. Joint Density $f(y)$와 그것의 Marginal Density의 곱에 대한 "Kullback-Leibler Divergence"와 같다. 상호 정보는 식 (2.23)과 같이 나타난다.

$$I(y_1, y_2, \ldots, y_m) = \sum_{i=1}^{m} H(y_i) - H(y) \tag{2.32}$$

$y = Wx$일때 상호정보는 역변환이 가능한 특성을 가지고 있으므로

$$I(y_1, y_2, \ldots, y_m) = \sum_{i=1}^{m} H(y_i) - H(x) - log|\det W| \tag{2.33}$$

로 나타난다.

s_i의 상호 정보를 최소가 되도록 행렬 W를 결정할 때, 상호 정보의 최소는 상호간의 연관된 정보를 최소화 하는 것이므로 니젠트로피를 최대화시키는 것과 같다.

2.2.2 ICA의 전처리

앞의 절에서는 ICA에 대한 네가지 가정을 하였고, 그 가정에 따른 ICA를 평가하는 비가우스 특성에 대하여 알아보았다. 또한 비가우스 특성을 최대화하는 ICA 평가 원리와 비가우스 특성을 측정하는 함수에 대하여 알아보았다.

이 절에서는 ICA 알고리즘을 수행하기 위한 전처리 과정에 대하여 소개한다. 전처리는 앞 절에서 설정한 ICA의 가정을 만족시키기 위한 과정이다. 전처리에는 중심화(Centering)와 백색화(Whitening)의 두 과정이 있다. 이러한 과정은 ICA 평가에서 나타나는 문제들을 간단하게 한다[82~86].

1) 중심화

가장 기본적이고 필수적인 전처리이다. 이는 ICA의 기본 가정인 영 평균을 가져한다는 것을 만족 시켜준다. x의 평균 벡터 $m = E\{x\}$를 빼줌으로써 중심화를 시키는 것이다. 이것은 x와 s에 대해 모두 적용되며 중심화된 데이타를 가지게 함으로서 영 평균을 가지게 한다. 또한 중심화 과정은 중간 한계 이론에 근거하여 x와 s가 비가우스 특성을 가지도록 하여준다. ICA에서 혼합 행렬 A가 평가된 후, ICA의 평가를 완성하기 위하여 중심화 과정을 통하여 분리된 s에 s의 평균 벡터 $A^{-1}m$를 더함으로서 그 평가를 완성할 수 있다.

2) 백색화

백색화 처리는 중심화된 신호 x의 성분들이 서로 상관 관계가 없으며, 분산이 모두 단위분산이 되도록 하여준다. ICA 알고리즘을 적용하기 전에, 백색화 처리는 새로운 벡터 $\tilde{x}$가 생성한다. x와 백색화 된 $\tilde{x}$의 공분산 행렬은 항등 행렬이 된다.

$$E\{\tilde{x}\tilde{x}^T\} = I \tag{2.34}$$

백색화의 가장 일반적인 방법은 공분산 행렬의 고유치분해(EVD)를 사용한다.

$$E\{xx^T\} = EDE^T \tag{2.35}$$

E는 $E\{xx^T\}$의 고유벡터에 대한 직교 행렬이고 D는 고유치의 대각 행렬이 된다. 이때 백색화는 다음과 같은 표현이 가능하다.

$$\tilde{x} = ED^{-1/2}E^Tx = ED^{-1/2}E^TAs = \tilde{A}s \tag{2.36}$$

백색화에 의해 얻어진 새로운 행렬 $\tilde{A}$는 직교 행렬이 된다.

$$E\{\tilde{x}\tilde{x}^T\} = \tilde{A}E\{ss^T\}\tilde{A}^T = \tilde{A}\tilde{A}^T = I \tag{2.37}$$

이러한 백색화 과정은 ICA의 첫 번째 모호성에 대한 독립성분의 복원된 신호의 진폭의 크기를 고정하는 것과 같다[71~83].

2.2.3 FastICA 알고리즘

최근 주목 받고 있는 고정점 알고리즘은 FastICA라 한다. 이는 한번의 스텝에서 데이터의 많은 수를 한번에 계산하기 때문에, 매우 빠른 수렴 속도를 가진다. 그리고 알고리즘에 따른 성능을 좌우하는 요소에 영향을 받지 않는 안정성을 가진다. PPG 신호는 실시간 동잡음 제거 처리가 요구되기 때문에 수렴 속도가 빠른 FastICA를 본 논문에서 선택했다.

가중치 벡터 w를 가지는 단위 뉴런(Neuron)을 고려하자. 그 뉴런의 가중

치 벡터 w는 학습을 통하여 의하여 갱신되어진다. 즉, 학습규칙은 가중치 단위 벡터 w에 대하여 비가우스 특성을 최대화하는 $w^T x$을 찾는 것이다. 비가우스 특성은 니젠트로피의 근사인 $J(w^T x)$에 위해 측정된다. 여기서 $w^T x$의 분산은 단위 분산이어야 한다.

FastICA는 고정점 반복과정에 기초한다. 반복과정은 $w^T x$ 의 비가우스 특성이 최대가 되는 것을 찾기 위한 반복을 의미한다. Newton 반복 규칙에 의해 이루어지는 FastICA의 처리 순서는 다음과 같다. Newton 반복 규칙에 사용되는 비선형 함수는, 니젠트로피의 근사에 대한 식(2.31)에서 G 함수의 도함수를 사용한다.

$$g_1(u) = tanh(a_1 u)$$
$$g_2(u) = uexp(-u^2/2),$$
$$\text{where } 1 \leqq a_1 \leqq 2 \tag{2.38}$$

FastICA 알고리즘은 다음과 같은 순서를 따른다.

1. 초기 가중치 벡터 w 의 선택
2. $w^+ = E\{xg(w^T x)\} - E\{g'(w^T x)\}w$ 를 설정
3. $w = w^+ / |w^+|$ 를 설정
4. 수렴 될때 가지 단계 2에서 반복

여기서 수렴의 의미는 w의 새로운 값과 이전의 값이 같은 방향에 있다는 것이다. 즉 그 두 값의 내적은 항상 1이다.

ICA는 비가우스 특성을 측정하는 함수와 최적화 알고리즘의 선택에 의해 좌우된다. 최적화 알고리즘의 선택은 알고리즘 특성과 관련되어 수렴 속도, 메모리, 수치적 안정성을 좌우한다. 본 논문서는 FastICA 알고리즘을 이용하여 PPG 신호의 동잡을을 제거하고자 한다.

그림 2.7은 세 개의 음성 신호(S_1, S_2, S_3)를 혼합 시켰을 경우(X_1, X_2, X_3)에 나타나는 원 신호와 혼합된 신호를 보여준다. 그림 2.8은 혼합된 신호(X_1, X_2, X_3)를 FastICA 알고리즘을 적용하여 세 신호(sep_1, sep_2, sep_3)로 분리한 것을 보여준다. 분리된 신호가 원 신호와 크기는 다르지만 정확하게 같은 모양의 형태로 나타남을 보여준다.

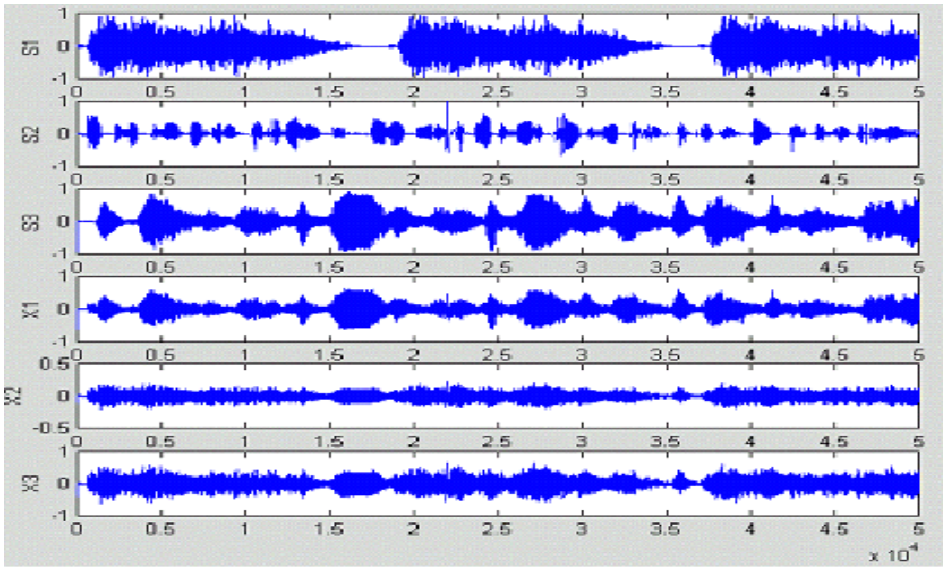


그림 2.7 음성신호(S_1, S_2, S_3)와 랜덤 혼합 신호(X_1, X_2, X_3)

Fig. 2.7 Speech signals(S_1, S_2, S_3) and random mixed signals(X_1, X_2, X_3)

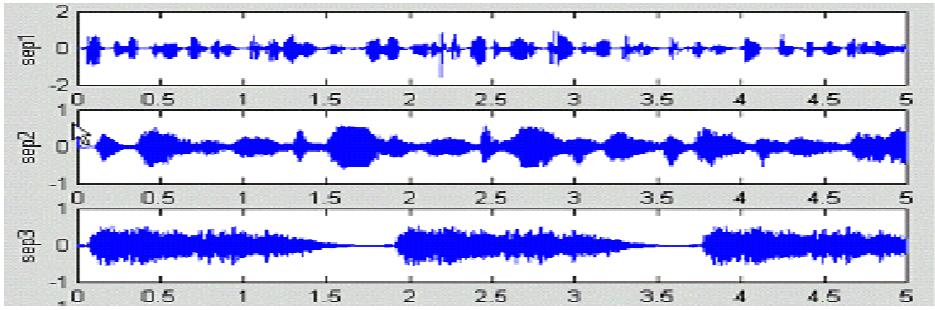


그림 2.8. 그림 2.7에 대하여 FastICA를 이용한 분리 결과

Fig. 2.8 Separation result using the FastICA for Fig. 2.7

그림 2.9와 그림 2.10은 임의의 신호(S_1, S_2, S_3)에 대해 랜덤하게 혼합한 신호(X_1, X_2, X_3)를 FastICA 알고리즘을 통하여 분리한 것($sep1, sep2, sep3$)이다. 신호의 형태는 정확하게 분리가 되고, ICA의 특성에 따라 신호의 부호와 진폭에서는 정확한 복원이 보장되지는 않는다는 것을 보인다[88~92].

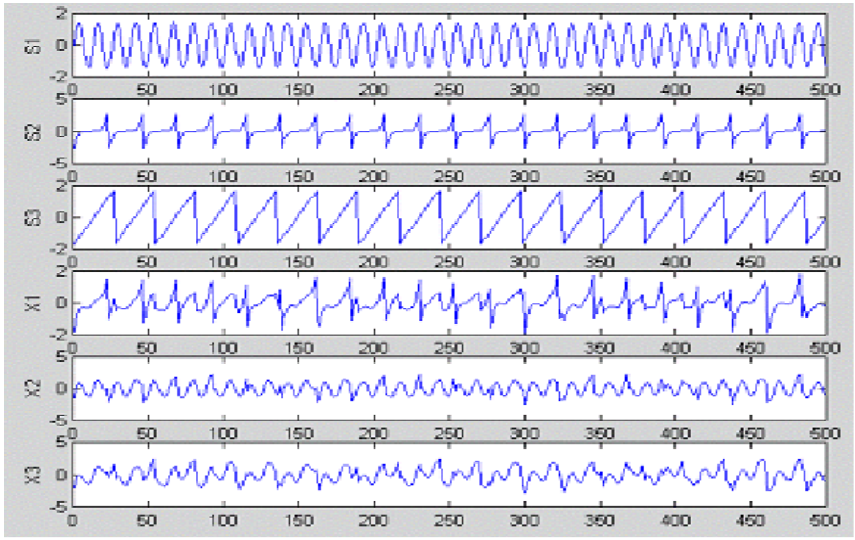


그림 2.9 임의의 신호(S_1, S_2, S_3)와 랜덤 혼합 신호(X_1, X_2, X_3)

Fig. 2.9 Random signals(S_1, S_2, S_3) and random mixed signals (X_1, X_2, X_3)

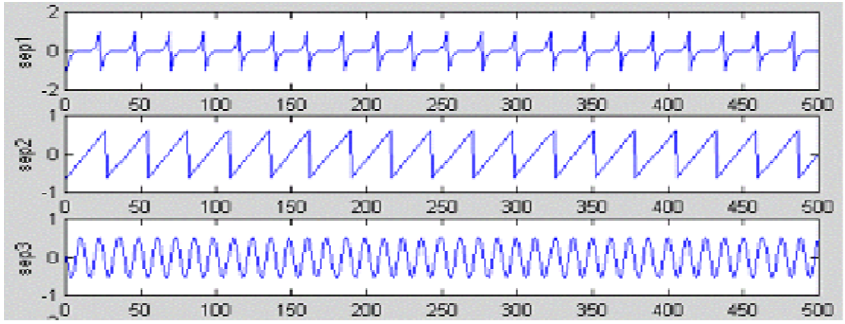


그림 2.10. 그림 2.9에 대한 FastICA의 분리 결과

Fig. 2.10 Separation result for Fig. 2.8 using the FastICA

제 3 장 동잡음 제거 알고리즘 및 하드웨어 구현

본 장에서는 동잡음이 혼합된 PPG 신호로부터 원 PPG 신호를 분리하기 위하여, 기본 ICA 알고리즘에 추가된 전처리와 제안하는 ICA 알고리즘의 성능 평가를 위한 모의실험 결과에 대하여 설명한다. 그리고 제안된 알고리즘에 대한 실시간 평가를 위하여 구현한 하드웨어를 설명한다.

3.1 동잡음 제거 알고리듬 구현

본 3.1 절에서는 ICA 알고리즘을 제안한다. 2 장에서의 일반적인 ICA 알고리즘만으로는 PPG 신호와 동잡음 신호의 분리하기가 용이하지 않다. 따라서 새로운 전치리 과정을 제안하고, 이 제안된 알고리즘에 대한 실험을 수행하고 그 결과를 분석하였다.

3.1.1 ICA 알고리즘

ICA를 PPG 신호에 적용하는 기본 동기는 다음과 같다. 순수 PPG 신호는 심장 박동에 기인하고 동잡음은 심장박동과 관련이 없는 물리적인 요소라고 가정하는 것이다. 그러면 잡음이 혼입되어 계측된 PPG 신호는 원 PPG 신호와 동잡음 간의 의존성이 없는 2개의 독립 요소로 모델링 할 수 있다. 이 모델을 바탕으로 ICA는 주변광과 직류 성분을 제거한 입력 신호로부터 원 PPG 신호와 동잡음 신호를 분리한다. 하지만 이론적인 가정과는 달리 서론에서 언급한 동잡음의 다양한 발생원인은 순수 PPG 신호에도 영향을 끼치게 된다. 따라서 최초의 독립성분이라는 가정은 수정되어야 하며, 기존의 ICA 알고리즘은 PPG 신호와 동잡음을 분리해 내지 못 하게 된다.

따라서 제안하는 ICA 알고리즘은 다른 전처리 과정이 필요하였다. 전처리 과정은 PPG 신호의 주기성을 이용하여 인터리빙(Interleaving)이라는 방법으로 신호를 재배열한다. 재배열된 신호를 시간 축에서 저대역 필터링을 하여 잡음을 제거하고, 그리고 이노베이션(Innovation) 처리 기법을 도입하여 상호간의 독립성을 증가시킨다. 이러한 추가된 전처리 과정 후에 ICA를 적용시킨다. 이때 사용된 대비 함수는 엔트로피에 가우시안을 감한 니젠트로피를 사용하였다. 사용된 ICA 알고리즘은, 고정점 알고리즘의 일종인 FastICA를 적용시켰다[88~94].

1) 제안하는 전처리 과정

(1) 자기 상관 함수를 이용한 주기 측정

동잡음 제거에 대하여 제안하는 새로운 알고리즘의 중요한 요소는 인터리빙을 통한 재배열이다. 인터리빙은 주기에 맞추어 신호를 재배열 하는 것으로, 측정된 신호로부터 정확한 주기를 측정하는 것을 요구한다. 관찰된 PPG 신호는 어느 정도 심장 박동에 기인한 주기를 가지고 있다. 이러한 신호의 주기 측정은 음성 신호 처리에서의 주기 측정을 이용한다. 관찰된 신호의 자기 상관 함수는 다음과 같이 표현할 수 있다.

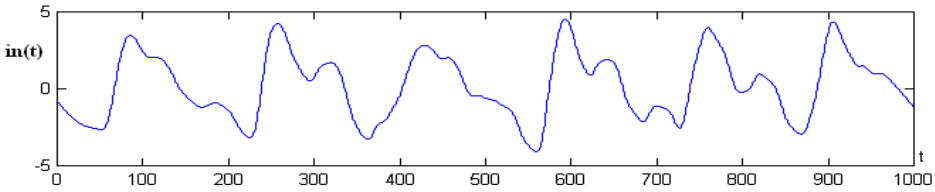
$$\phi(k) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)x(m+k) \tag{3.1}$$

주기 신호의 자기 상관 함수는 같은 주기를 가진 주기 신호가 됨을 유의하면,

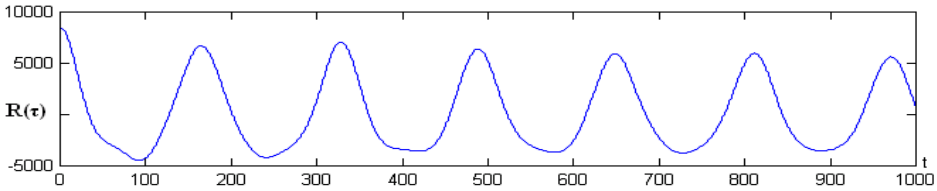
$$\phi(k) = \phi(k+P) \tag{3.2}$$

로 표현할 수 있다.

그러므로 PPG 신호의 자기 상관 함수에 대한 최대값들의 평균을 구하면 주기를 측정할 수 있게 된다.



(a) 동잡음이 혼입된 PPG 신호



(b) 자기상관함수

그림 3.1 자기상관함수를 이용한 주기측정

Fig. 3.1 Period measurement using autocorrelation

그림 3.1은 동잡음이 혼입된 PPG 신호에 대해 자기 상관 함수를 구한 것이다 그림 3.1의 (b)에서는 최초 0인 점에서 최대 값이 나오고 그 후 일정한 간격으로 최대 값이 나타난다. 이때의 최대 값은 각각의 신호에 대한 주기를 나타낸다. 그러므로 주기의 측정은 최대 값의 간격을 구해 평균을 구하면 된다. 그림 3.1에서는 7개의 동잡음 신호에 대한 자기 상관 함수의 평균 최대값 거리는 161로 이것을 주기 P로 결정한다.

(2) 블록 인터리빙(Block Interleaving) 기술

블록 인터리빙(이하 인터리빙이라함)은 무선 통신에서 사용되는 방법이다. 비트 열을 전송할 때 연속적인 에러를 제거하기 위해서 사용되는 재배열 방법이다.

예를 들어, 5개의 7비트 해밍 코드는

1234567 1234567 1234567 1234567 1234567

와 같이 표현될 수 있다.
이 코드에 대하여 인터리빙을 통과한 신호는 다음과 같이 재배열된다.

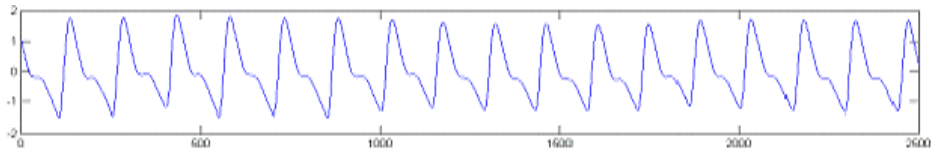
11111 22222 33333 44444 55555 66666 77777

이때에는 연속적인 에러가 발생하더라도 수신 신호를 재배열하면, 에러에 대한 탐지 및 정정이 가능해진다. 이것을 PPG에 적용시키면, 앞에서 구한 주기를 이용하여 일정한 수를 재배열할 수 있다.

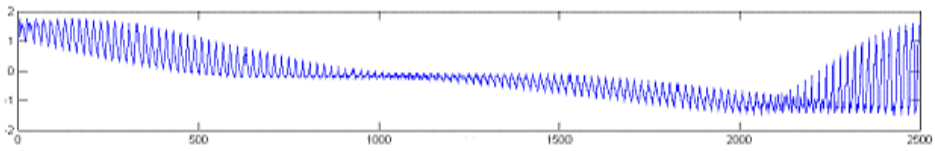
예를 들어 주기가 161일 때, 15개의 주기 블럭을 선택하자. 그러면 총 2415개의 데이터를 가지고, 시간 축에서 비슷한 위치를 가진 점을 15개씩 묶어서 각각 161개의 새로운 데이터 열로 표현할 수 있다.

PG 신호에 동잡음이 첨가 되었을 때, PPG 신호 고유의 주파수 대역은 형태가 크게 변형될 뿐이다. PPG 신호의 고주파 영역에 새로운 잡음이 유입되지는 않는다. 이것은 일반적인 필터링으로는 동잡음을 제거할 수 없는 원인이 된다. 하지만 인터리빙을 통해 신호를 재배열하면 주변 신호가 상호 연결이 되어 동잡음이 첨가된 부분은 고대역으로 이동하게 된다. 그리고 원 PPG 신호는 저대역으로 이동하게 된다. 따라서 재배열된 신호에 대하여 시간축의 저대역 필터링을 수행함으로서, 혼입된 잡음을 제거할 수 있다. 이러한 인터리빙 과정은 ICA 알고리즘을 이용하여 PPG 신호와 동잡음 분리에 탁월한 효과를 가져온다.

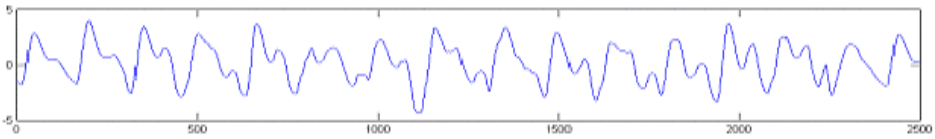
그림 3.2 (a)는 동잡음이 없는 원래의 PPG 신호를 획득 한 것이고, 그림 3.2 (b)는 그림 3.2 (a)에 대한 인터리빙의 결과이다. 마찬가지로 그림 3.2 (c)는 동잡음을 첨가하였을 때의 획득 PPG 신호이고 그림 3.2 (d)는 인터리빙 결과이다. 인터리빙의 결과는 모두 하나의 선과 같은 형태로 나타남을 볼 수 있다.



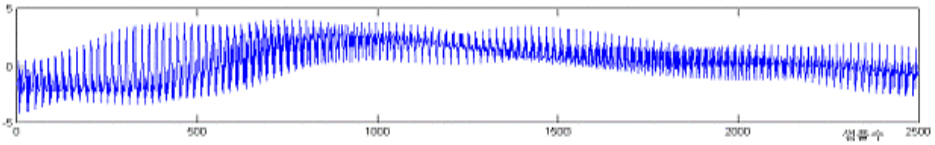
(a) 원 PPG 신호



(b) 원 PPG 신호(a)에 대한 인터리빙 결과



(c) 동잡음이 섞여 있는 PPG 신호



(d) 동잡이 섞여있는 PPG 신호(c)에 대한 인터리빙 결과

그림 3.2 원 PPG 신호와 동잡음이 섞여있는 PPG 신호에 대한 각각의 인터리빙 결과

Fig. 3.2 Interleaving results on source PPG signal and mixed PPG signal with motion artifact signal

(3) 시간에 대한 저대역 필터

시간에 대한 급수로써 신호에 대한 선형 필터를 사용할 수 있다. 그것은 ICA 모델을 변화시키지 않는다. 관측된 신호(X)와 원 신호(S)간에 X = AS가 성립할 때 X의 타임 필터링 행렬을 M이라 한다면, X^{*} = XM = ASM = AS^{*}가 성립한다. 이것은 여전히 ICA 모델이 남아 있음을 보인다. 그리고 독립된 요소에 대한 필터링이 서로 혼합된 요소에 대해서도 적용됨을 보인다. 저대역 필터링은 모든 샘플 값에 대하여, 기준점에 대해 이전 값과 이후 값들의 평균 값으로 바꾸는 것이다. 이것은 데이터의 평활화의 한 형태이다. 이때 행렬 M은 다음과 같다.

$$M = \frac{1}{3}\begin{bmatrix} & & \vdots & & & & \\ \cdots & 1 & 1 & 1 & 0 & 0 & \cdots \\ \cdots & 0 & 1 & 1 & 1 & 0 & \cdots \\ \cdots & 0 & 0 & 1 & 1 & 1 & \cdots \\ \cdots & 0 & 0 & 0 & 1 & 1 & \cdots \\ & & & \vdots & & & \end{bmatrix} \tag{3.3}$$

이 저대역 필터의 탭 수는 3개로 x(t) = {x(t-1)+x(t)+x(t+1)}/3으로 계산한다. 여기서 시작점은 x(t-1)을 고려하지 않고 마지막 점은 x(t+1)을 고려하지 않는다. 저대역 필터링은 잡음을 감소시키는 역할을 한다. 그러나 데이터에서 빠르게 변화하는 부분이나 고대역을 가진 부분에 대해서는 정보 손실이 생기는 문제가 발생하기도 한다. 그렇지만 인터리빙된 신호에 대해서 같은 크기를 가진 부분을 묶었을 때, 저대역 필터링은 PPG신호의 동잡음과 기타 잡음을 상당 부분 감소시키는 효과가 있다.

(4) 이노베이션(Innovation) 처리

주어진 확률적 처리 $x(t)$에 대해 이노베이션 처리 $\tilde{x}(t)$는 $x(t)$의 가장 좋은 예측에 대한 에러(Error)로써 정의할 수 있다. 최고 예측은 $x(t)$에 대한 조건 분포의 기댓값이기 때문에, 과거 값의 조건부 기댓값을 구하면 된다. 그러므로 이노베이션 처리는 다음과 같이 정의된다.

$$\tilde{x}(t) = x(t) - E\{x(T) \mid x(t-1), x(t-2), \ldots\} \tag{3.4}$$

이노베이션 처리 $\tilde{x}(t)$는 신호 $x(t)$보다 상호간에 독립성과 가우시안을 보장한다. 이것은 이노베이션 처리가, 이동 평균(Moving Average)의 한 종류인 각 요소들의 합이 원 신호 $x(t)$보다 더 가우스분포에 가까워진다는 중간 한계 이론에 기초하기 때문이다.

3.1.2 전체적인 ICA 알고리즘

그림 3.3은 제안된 알고리즘의 전체적인 흐름도이다. 최초 적색광과 적외선광에 나타나는 PPG 신호를 250Hz 샘플링으로 각각 데이터 3000개씩 획득한다. 즉 12초간 데이터를 버퍼에 저장한다. 이 PPG 신호에 대하여 먼저 제안하는 전처리 과정을 수행한다. 자기 상관 함수에 의해 주기를 측정한 후, 인터리빙, 시간 저대역 필터링, 이노베이션 과정을 거친 다음 ICA 알고리즘을 적용한다. ICA 과정은 먼저 신호의 중심화를 한 후 공분산으로부터 고유 값과 고유 벡터를 구한다[82~90]. 이 값들은 백색화 과정을 통해 새로운 벡터(v)를 생성한다. 그리고 임의의 행렬 w를 생성하고, 벡터(v)를 비선형 함수에 적용시켜서 혼합 행렬 A와 그 역변환 행렬 W를 구한다. 행렬 A와 W를 통해 두 채널의 출력 값을 구하면, 원 신호와 동잡음 신호로 분리된 신호를 획득할 수 있다.

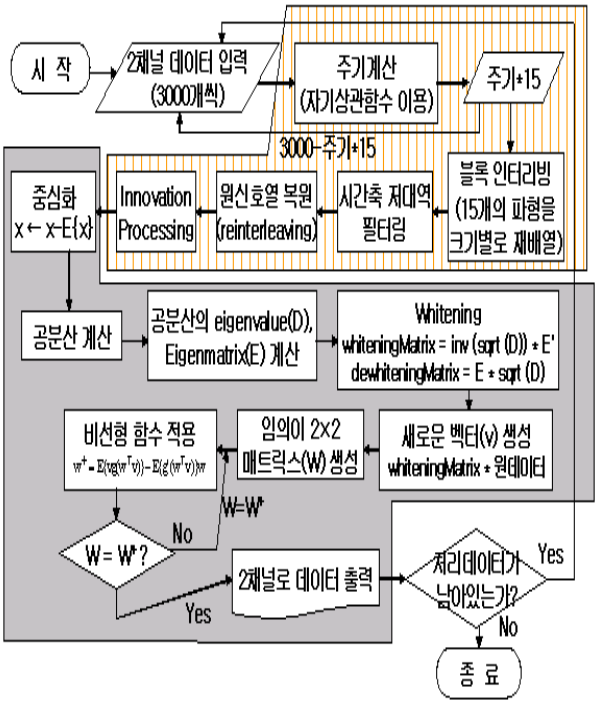


그림 3.3 전체적인 ICA 알고리즘 순서도

Fig. 3.3 Algorithm flowchart of whole ICA process

3.1.3 실험 데이터

제안된 ICA 알고리즘의 성능 분석을 위해 임의의 신호를 만들어 시뮬레이션을 수행하였다. 먼저 같은 주기를 갖는 ±5 정현파와 ±2 정현파를 만들었다. 이때의 5와 2값은 실제 임상데이터에서 잡음이 없을 때와 비슷한 범위이다. 실제 PPG에서의 동잡음과 같은 효과를 보이기 위해서 임의의 구간 동안 일정량의 랜덤한 신호를 첨가시켜 신호를 변형 시켰다. 변형된 신호는 따로 저장한 후, 원 정현파의 파워와 첨가된 잡음 신호의 파워를 비교하여 SNR(Signal to Noise Ratio)을 계산하였다. SNR에 따라 잡음 신호를 증가시키면서 원래의 정현파에 대해 분리된 신호와의 MSE(Mean Sqaure Error)를 계산하여 정확도를 분석하였다.

$$MSE = \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N}(x(n) - \tilde{x}(n))^2 \qquad (3.5)$$

이때 N은 샘플수, $x(n)$은 기준신호로 정현파를 사용하였다. 그리고 $\tilde{x}(n)$은 비교신호로써 잡음 유입신호, ICA만으로 복원한 신호, 그리고 제안된 알고리즘으로 복원한 신호를 사용하였다.

PPG 신호에 대한 동잡음 제거 실험은 다음의 4가지 경우에 대한 실험을 하였다. 실험은 (1)프로브에 압력을 가하는 경우, (2) 손목을 고정시키고 손가락을 위아래로 작은 떨림을 주는 경우, (3) 손 자체에 움직임을 가하는 경우, (4) 위의 세 가지의 잡음이 혼합된 경우의 네 가지 실험 환경에 대해 진행하였다. 먼저 각각 비슷한 시간에 동잡음이 없는 순수 PPG 신호를 획득하였다. 그리고 각각의 동잡음 신호를 원 신호에 적용 혼합된 신호를 만든 후, 이들 신호에 대하여 알고리즘을 적용하였다. 그리고 복원한 PPG 신호와 신호원 PPG 신호와 비교하여 MSE를 계산하였다.

3.2 동잡음 제거 실험 결과

3.2.1 모의 데이터 실험 결과

제안된 알고리즘의 성능평가를 위하여 모의실험을 하였다. 사용한 데이터는 정현파에 동잡음 특성을 가지는 잡음을 혼입하여 생성하였다. 이 실험 데이터에 대하여 일반적인 ICA 알고리즘과 제안하는 ICA 알고리즘을 각각 수행하였다. 그리고 실험 결과로부터 각 알고리즘에 대한 SNR과 MSE를 비교하였다. 그림 3.4는 SNR에 따라 제안된 알고리즘의 성능을 MSE로 보인 그림이다. 그림 3.4에서 랜덤한 잡음을 넣은 신호는 잡음의 크기가 증가할수록 MSE 값도 커진다. 일반적인 ICA의 수행결과에서 MSE 값이 잡음이 있는 신호보다는 낮지만 여전히 높은 MSE 값을 가진다. 하지만 제안된 알고리즘에 의해 분리된 신호는 현저히 낮은 MSE를 나타내다. 즉, 복원한 신호가 기존의 정현파에 대하여 차이가 나지 않음을 나타낸다. 그리고 평균 에러의 크기가 0.5 미만이라는 결과는, 알고리즘의 성능이 어떤 데이터에 대해서도 충분히 적용이 가능하다는 것을 보인다.

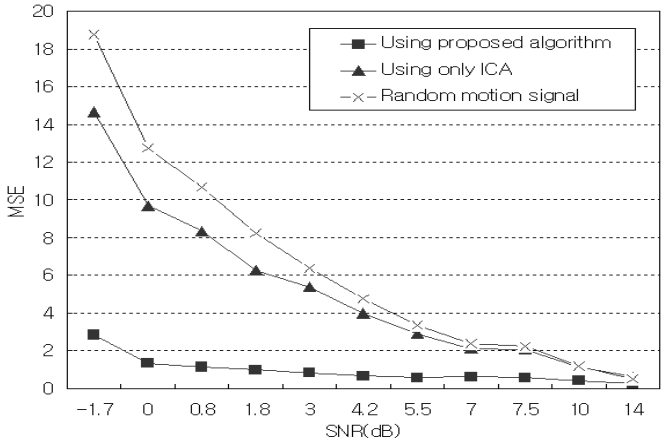
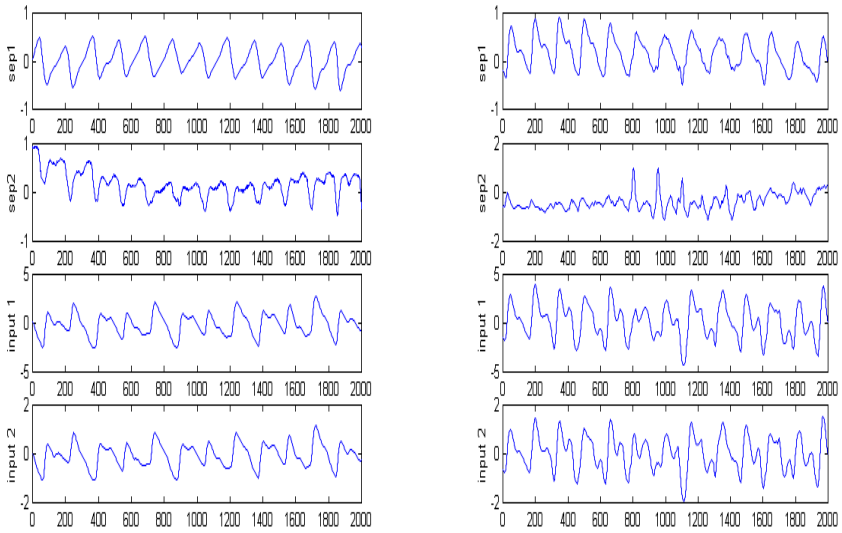


그림 3.4 모의실험 결과에 대한 SNR(dB)과 MSE 비교

Fig. 3.4 Comparison of MSE and SNR(dB) for result of imitation experiment

3.2.2 임상 데이터 실험 결과

임상 데이타의 동잡음 패턴에 대한 실험은 1분 동안 받아진 PPG 신호에 대해 실시간으로 연속해서 처리해 보았다. 그림 3.5 (a)는 손가락을 위 아래로 움직였을 경우이고, 그림 3.5 (b)는 손가락과 손목 등에서 함께 나타나는 복합된 동잡음의 혼합에 대한 분리 결과이다.



(a) 손가락을 위아래로 움직인 경우

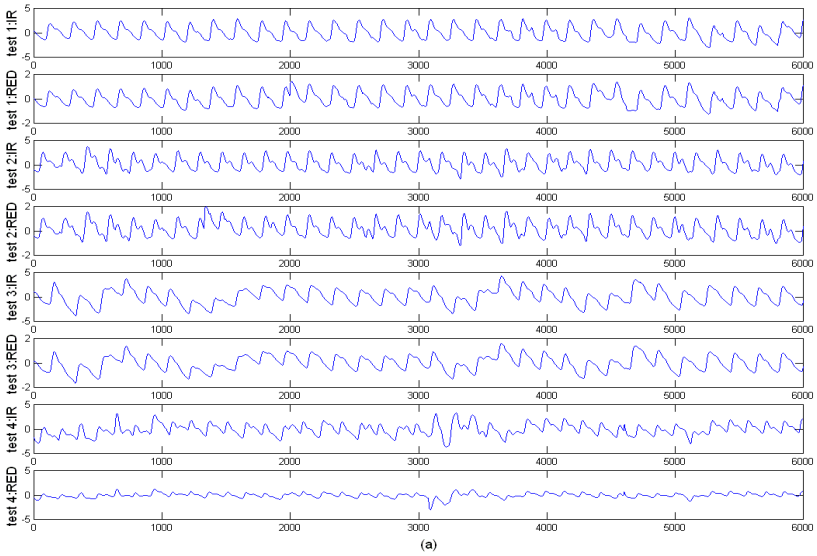
(b) 복합된 동잡음이 섞여있는 경우

그림 3.5 손가락 동잡음과 복합된 동잡음이 각각 섞여있는 경우의 PPG 신호에 대한 분리 실험

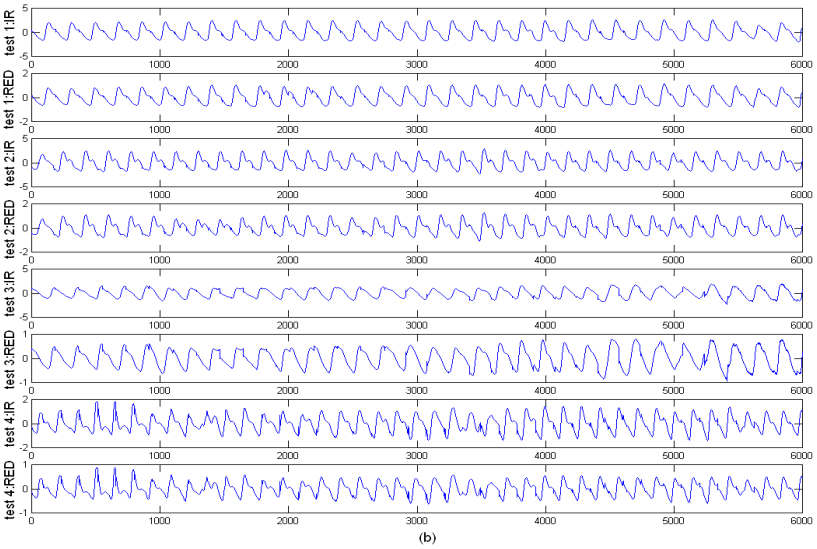
(Input 1 : IR의 측정 신호, Input 2 : RED의 측정 신호,
sep1 : 분리된 원 신호, sep2 : 분리된 잡음 신호)

Fig 3.5 Separation experiment on mixed PPG signals with motion artifact of finger and mixed PPG signals with complex motion

(Input1 : measured signal of IR, Input2 : measured signal of Red,
sep1 : separated PPG signal, sep2 : separated artifact signal)



(a) 4개의 동잡음 패턴에 대한 획득 신호



(b) 획득 신호(a)에 대한 복원

그림 3.6 동잡음 패턴에 대한 획득 신호와 복원 결과

Fig. 3.6 Acquisition signals and seperation result for motion artifact

그림 3.6은 네가지 움직임에 대해 1분간 측정한 실시간 시뮬레이션의 결과이다. 그림 3.6 (a)는 각각의 4가지 경우에 있어서 RED, IR 두개의 파장에 대해 채널별로 잡음이 혼입된 신호들이다. 4가지의 동잡음 패턴은 다음과 같다. test1은 프로브에 압력을 줄 경우이다. 신호의 변형이 간헐적으로 일어난다. test2는 손가락을 흔들었을 경우이다. 신호의 파형은 어느 정도 유지하면서 작은 잡음이 지속적으로 유입된다. test3은 손, 자체를 흔드는 경우이다. 신호의 형태는 크게 변화하고 파형의 위치와 크기 모두 변화한다. 그리고 test4는 모든 잡음 패턴을 혼합시킨 경우이다. 신호의 손상이 가장 심하게 나타난다. 이러한 신호에 대한 시뮬레이션 결과(그림 3.6(b))는 모든 테스트의 경우에 원래의 PPG 신호 형태로 대부분 복원됨을 보인다.

그림 3.7은 각각의 동잡음 패턴에 대한 실험으로부터 획득된 복원 신호에 대해, 원 PPG 신호와의 MSE를 계산한 그림이다.

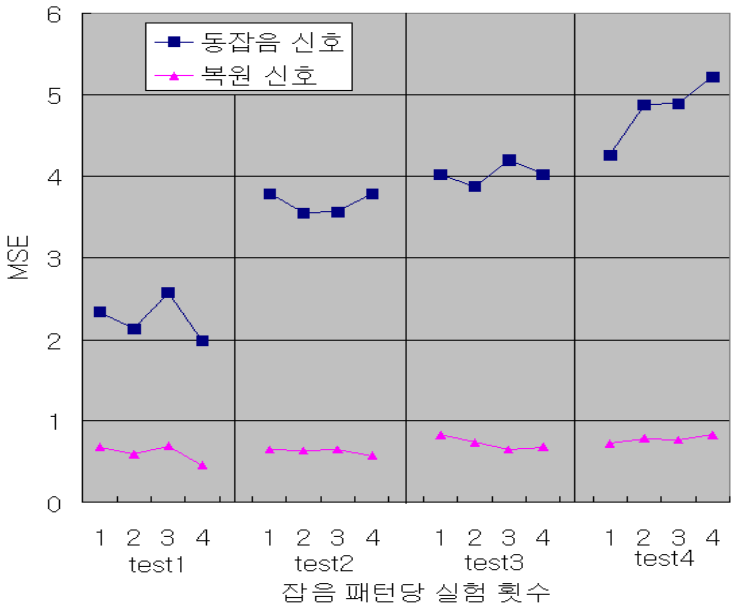


그림 3.7 각각의 동잡음이 혼입된 PPG 신호와 복원된 PPG 신호의 MSE

Fig. 3.7 MSE of a mixed PPG signals with each of motion artifact and a separated PPG signals

동잡음 신호는 랜덤 잡음인 test4의 경우 가장 큰 MSE 값을 나타냈는데 복원한 결과 모든 MSE는 1을 넘지 않았다. 즉, 제안한 ICA 알고리즘 사용할 경우에 최저 60%에서 최대 90%까지 신호의 복원이 가능함을 나타낸다.

두 입력 값으로부터 분리한 두 개의 출력 중 하나는 원 PPG 신호의 형태를 갖추고 있으며 두 번째는 잡음신호가 나온다. 이것은 최초의 가정대로 잡음과 원래의 PPG 신호가 서로 혼합된 신호로부터 전처리 과정을 거친후 ICA를 적용하면 원래의 신호로 복원이 가능함을 보인다.

하지만 ICA를 통해 분리된 신호는 ICA의 특성상 신호의 형태만 복원이 된다. 즉, 이득이나 부호에 대해서는 복원이 되지 않는다. 그림 3.5에서 IR 파장에 대해서 ±5범위에 있던 신호가 ±1로 바뀌었으며, 테스트 (2)의 경우는 부호가 바뀌어 있다. 그런데 산소포화도계에서는 PPG 신호의 AC 성분의 형태뿐만이 아니라 산소포화도를 계산하는 것도 중요한 요소이다. 따라서 ICA를 이용한 새로운 방법의 산소포화도 계산식이 요구된다.

기본 ICA 모델에서 관측된 2개의 변수에 대해

$$\begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_1 & a_2 \\ b_1 & b_2 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} s_1 \\ s_2 \end{bmatrix} \tag{3.6}$$

와 같은 표현이 가능하다. 이때 x1, x2를 잡음이 섞인 출력이라 한다면, s_1은 원래의 PPG가 되고 s_2는 동잡음이라 가정할 수 있다. 움직임이 없을 경우에 s_2는 랜덤한 수평 잡음으로 분리될 것이다.

그러면 이때의 a_1은 원 신호의 IR 파장에 대한 정보를 담고 있고 a_2는 IR이 측정될 때 부가되는 움직임 정보이다. 마찬가지로 b_1은 원신호 RED 파장에 대한 정보를 담고 있고, b_2는 RED가 측정될 때 부가되는 움직임 정보이다. 그러므로 새로운 방법의 R 값은 $R = b_1/a_1$에 의해 측정할 수 있다. 이러한 값은 기존의 방법에 대해 직류 성분의 영향력을 고려하지 않고 이득 제어에 의해 교류만의 비율을 고려했기 때문에 약간 작은 값이 나온다. 식

(2.14)와 (2.19)로부터 그리고 $\varepsilon_{o1}=0.1$, $\varepsilon_{o2}=0.3$, $\varepsilon_{r1}=0.9$, $\varepsilon_{r2}=0.2$ 로부터, 기존의 산소포화도의 계산식을 근사화하면 $SpO_2(\%)$ = 110-25×R로 볼 수 있다[43].

이 근사화 식에서 정상인의 경우, 산소포화도가 96~98(%)의 범위일 때 R값은 0.48~0.56으로 나타난다. 하지만 제안된 알고리즘에서 반복 실험을 통해 계산된 R값은 0.35~0.45의 범위를 가진다. 이때 측정된 실제 산소포화도 값 96~98(%)을 기준으로 근사화 시켜 계산식을 변형 시킬 수 있다. 기울기를 변화시키면 실제 범위에서 $\alpha=(0.45-0.35)/(0.56-0.48)=1.25$ 배가 되어 $25\times\alpha=32$가 되고, y축의 절편을 계산하였을 경우 $\beta=25\times(0.35-0.48)=-3$이 되어 $110-\beta=107$이 된다. 그러므로 새로운 산소포화도 계산식은 $SpO_2(\%)$ = 110-25×R로부터 $SpO_2(\%)$ = 107 - 25×R 또는 110 - 32×R 으로 근사화 시킬 수 있다.

표 3.1 50초 동안 받은 데이타에 대한 R값 측정 및 산소포화도 계산

Table 3.1 R value and SpO_2 calculation for data of 50 second

주기	적용 data수	R 값	$SpO_2(\%)$ (107-25*R)	$SpO_2(\%)$ (110-32*R)	$SpO_2(\%)$ (실제측정값)
168	1680	0.385536	97	97	97
174	1740	0.388972	97	97	97
171	1710	0.433974	96	96	96
167	1670	0.374862	97	97	97
161	1610	0.378075	97	97	97
158	1580	0.378075	97	97	97
149	1490	0.370768	97	97	97

표 3.1은 새로 제안한 방법에 의해 산소포화도 값을 계산한 결과이다. 실제 상용되고 있는 의료 장비 측정기로 값을 비교해본 결과 서로 일치함을 보인다. 이때 추가적으로 알아야 되는 정보는 s_1과 s_2 중에서 어느 것이 원래의 PPG 신호이냐는 것이다. 분리된 신호는 첫 번째 채널에서 원신호가

나올 수도 있고 동잡음 신호가 나올 수도 있다. 이러한 문제는 S = WX인 혼합 행렬의 역변환 행렬 W를 이용하여 해결할 수 있다. W는 변수에 대한 고유 벡터와 특이치 분해를 기준으로 생성되고 반복적인 투영과 비선형 함수 적용을 통해 얻어진다. 그래서 W 행렬은 정보에 대한 중요도를 나타낸다. 그러므로 W 행렬의 W[1][1]과 W[2][2]의 값을 비교하면, 어떤 출력이 원래의 PPG 신호인지 결정할 수 있다.

최종적으로 $x_1 = a_1 \times s_1 + a_2 \times s_2$일 때 s_1이 원래의 PPG신호이고 s_2가 움직임으로 결정이 되면 a_2의 값을 0로 놓을 수 있고 x1 = a1×s1이 된다. 마찬가지로 x2 = b1×s1가 되어 부호가 보상된다. 그리고 상호간의 크기가 파장대별로 다른 두 개의 PPG 신호로 복원할 수 있다.

3.3 하드웨어 구현

본 논문은 PPG 신호의 동잡음을 제거하기 위한 알고리즘을 ICA 방법을 사용하여 개발하였다. 이 개발된 알고리즘을 실시간 시스템에 구현하기 위하여 하드웨어를 설계하고 구현하였다.

구현한 하드웨어는 크게 아날로그 부, 디지털 부, 그리고 PC 인터페이스 부로 구분된다. 아날로그 부는 두 광원을 구동하는 LED 구동 회로, 입력된 신호를 증폭하고 두 PPG와 주변광 신호로 분리하기 위한 차동 증폭부와 멀티플럭스 부, 주변광에 의한 영향을 제거하는 주변광 제거부와 미약한 입력 신호를 증폭하는 신호 증폭부로 구분된다. 그리고 디지털부는 A/D 변환기부(Analog to Digital Converter)와 디지털 신호를 처리하며 아날로그 부와 PC와의 인터페이스를 위하여 DSP 칩이 탑재된 DSP Start Kit(DSK) 보드로 구분된다. 그리고 PC 인테페이스 부는 DSK와의 USB 통신을 이용하여 DSP에 서 처리된 결과를 PC 모니터 상에서 볼 수 있도록 하여 준다. 본 논문에서 사용한 DSK 보드는 TMS320VC5416 DSP가 탑재된 DSK5416 보드이다.

그림 3.8은 구현한 하드웨어 시스템의 블록 다이어그램이다.

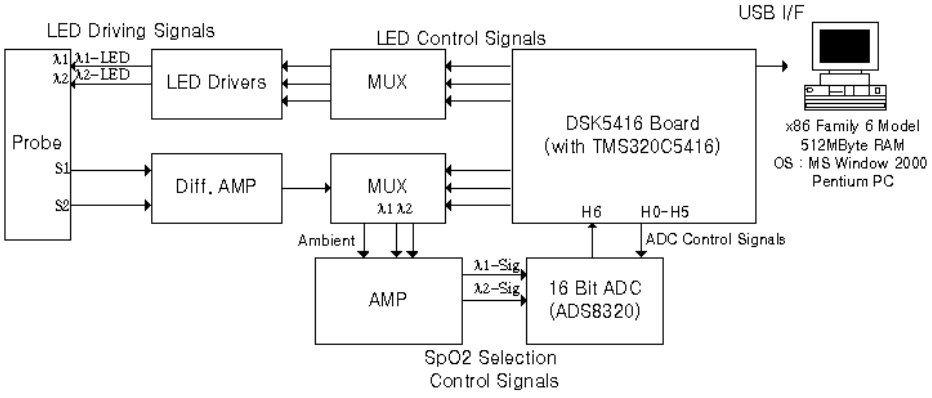


그림 3.8 구현한 하드웨어 시스템의 블록다이어그램

Fig. 3.8 Blockdiagram of implemented hardware system

3.3.1 아날로그 부

1) 프로브

본 논문에서 구현한 하드웨어 사용하는 프로브 센서는 일반적인 두 파장 LED를 사용하였다. 프로브는 광원인 두 개의 LED와 함께 투과된 빛의 강도를 측정하기 위한 광다이오드로 구성되어 있다. 본 연구에서 사용한 LED의 파장대는 660nm, 830nm 이며, 투과형 프로브를 사용하였다.

그림 3.9는 하드웨어 시스템에 사용된 프로브의 외형 이다.

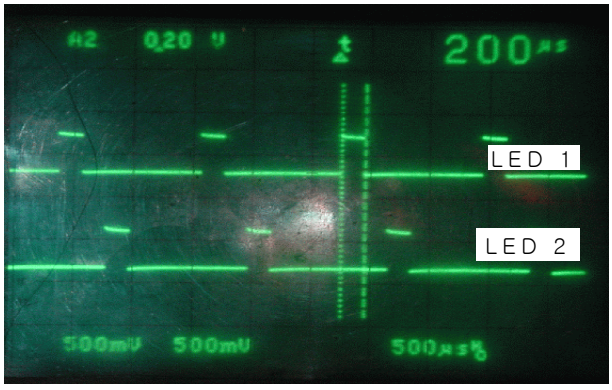
그림 3.9 사용된 프로브의 외형

Fig. 3.9 Used probe figure

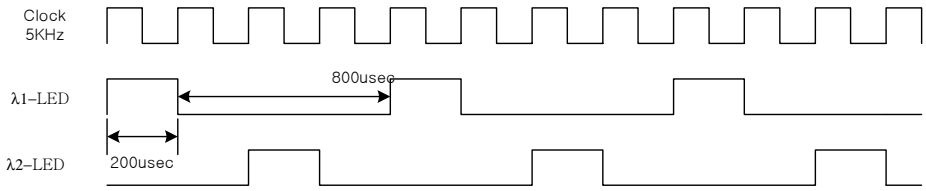
2) LED 구동회로

두 개의 LED를 제어하기 위하여 DSK5416 보드는 제어 신호를 LED 구동회로에 전송한다. 이 신호는 전압 분배되어 아날로그 멀티플럭스(HD14053B)에 보낸다. 전압 분배를 하는 이유는 센서의 두 LED에서 방출하는 광의 강도와 투과된 광의 강도는 전류에 비례하기 때문이다. 따라서 적절한 량의 전류를 센서에 흘려주어야 한다. 이를 위하여 입력 제어 신호의 전압 레벨을 전압 분배한다. 멀티플럭스에서는 출력을 전류원으로 바꾸어주기 위하여 전류구동회로로 인가시킨다. 전류구동회로는 일정한 LED 점멸광을 발하기 위하여, 일정 전류를 센서에 보내는 전압-전류 변환 회로이다. 트랜지스트의 On/Off에 따라 각 LED의 구동 신호가 상호 번갈아서

LED를 점멸할 때, 센서에 일정 전류가 인가된다. LED 점멸은 센서에서 검출한 PPG 신호 값에, DC성분과 외부 광원에 의한 영향, 그리고 점멸하고자 하는 광원들의 투사광의 일관성 유지 등을 위한 것이다. 회로상에서의 각각 10Ω인 저항 R12, R13에서의 각 LED의 최대 전류는 50mA이다. 두 LED와 주변광 신호에 대한 한 사이클이 소요되는 시간은 1ms 이하가 되도록 하였으며, 실제 소요되는 시간은 800㎲이다. 그리고 각 LED가 구동되는 시간은 200㎲이다. 구형한 구동회로에 사용된 소자는 TL064 Op-Amp와 4053BP 멀티플럭스이다[62~66]. 그림 3.10(a)는 오실로스코프 상에 나타나는 LED가 교대로 점멸되는 한 예이며, 그림 3.10(b)는 LED 구동 타이밍도이고 그림 3.11은 설계된 LED 구동 회로이다.



(a) LED 점멸의 한 예



(b) LED 구동 타이밍도

그림 3.10 구현한 하드웨어의 LED 구동

Fig. 3.10 LED Driving of implemented hardware

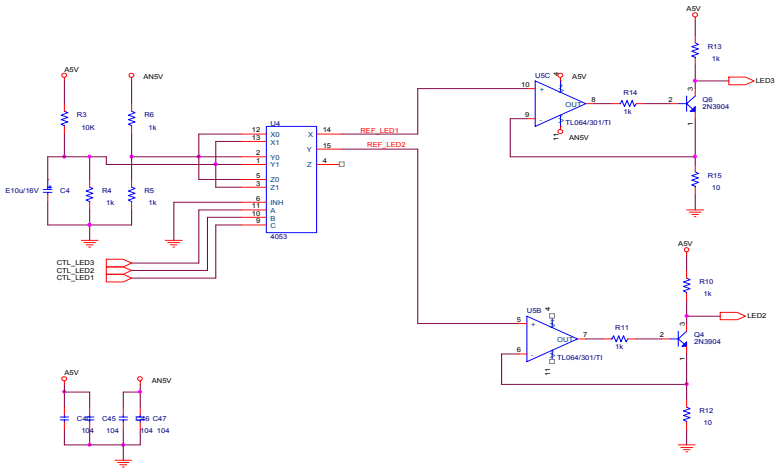


그림 3.11 구현된 LED 구동 회로도

Fig. 3.11 Implemented LED driving Circuit

3)차동증폭기와 멀티플럭스

인체를 투과하여 전달되는 광다이오드의 출력은 그림 3.12와 같다. 두 LED를 구동하는 타이밍에 의하여 서로 교대로 출력이 나타난다. 이 출력 신호는 200μs 마다 660nm에 의한 광흡수를 측정하기 위하여 LED1 발광, 주변광 신호를 측정하기 위하여 LED1 소등, 830nm에 의한 광흡수를

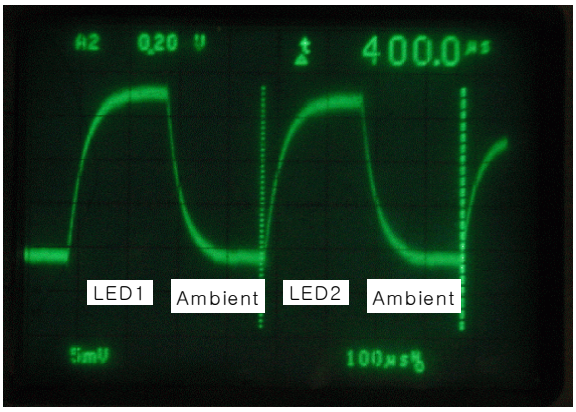
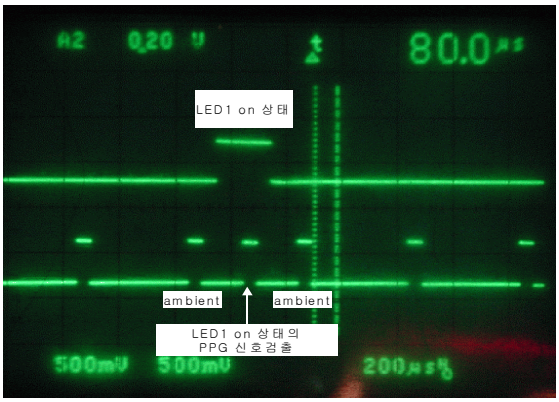


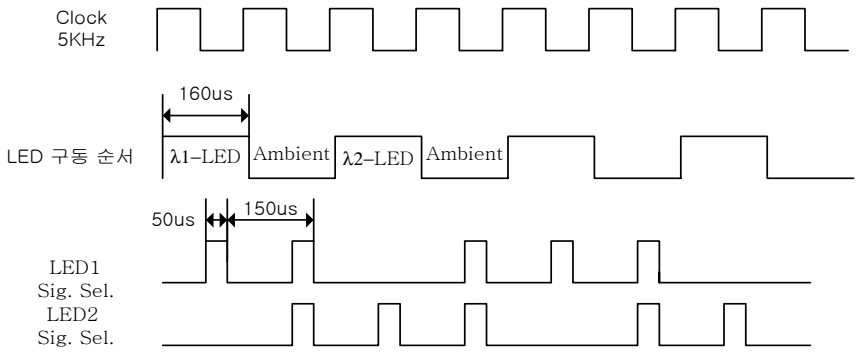
그림 3.12 LED 타이밍에 따른 광다이오드의 출력

Fig. 3.12 Output of photodiode for LED timing

측정하기 위하여 LED2 발광, 주변광 신호를 측정하기 위하여 LED2 소등 같이 나타난다. 이 입력신호는 차동 증폭기에 의해 증폭된다. 차동증폭기의 전체 이득은 100이다. 이 차동 증폭기의 결과 신호는 4051BP 아날로그 멀티플럭스에 인가된다. 멀티플럭스는 각 타이밍에 대하여 두 개의 PPG 신호와 주변광 신호를 분리한다[62~66]. 그림 3.13은 두 PPG 신호를 분리하기 위한 타이밍을 나타낸다. 각 타이밍 신호는 LED를 구동하는 타이밍 신호에 의존한다.



(a) 오실로스코프로 본 타이밍



(b) 타이밍도

그림 3.13 세 신호의 분리를 위한 멀티플럭스 구동 타이밍도

Fig. 3.13 Timing diagram of multiplexer driving for separation of three signals

따라서 LED 점멸 타이밍에 의해 나타나는 신호로부터, 두개의 연속적으로 연결된 PPG 신호와 주변광신호로 분리가 되도록 하여준다.

그림 3.14는 차동 증폭기와 멀티플럭스의 회로이다. 입력 신호는 200μs 마다 교대로 점멸된 신호이다. 즉 5KHz의 고주파수 성분 위에 PPG 신호가 섞여있다고 볼 수 있다. 따라서 처음 입력에 대하여 5KHz 저역통과 필터링을 동시에 수행한다.

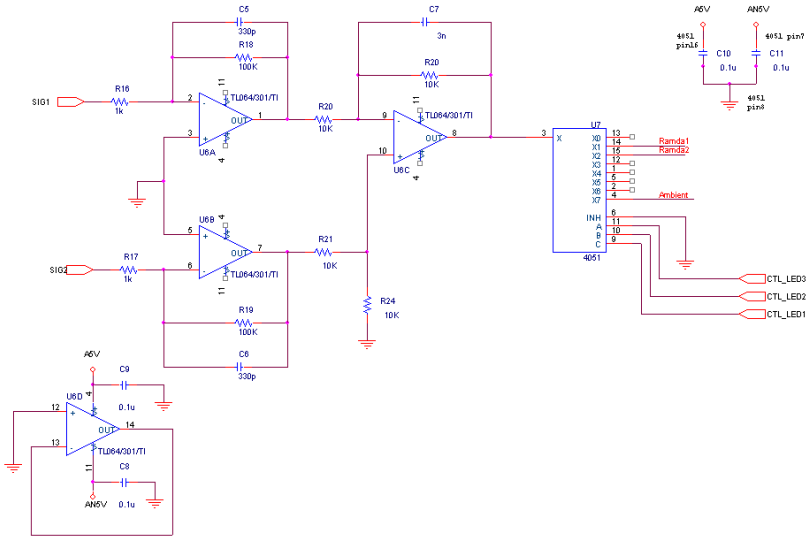


그림 3.14 차동증폭기와 멀티플럭스 회로

Fig. 3.14 Diff. amplifier and multiplexer circuit

4)주변광 제거부와 신호 증폭부

전단의 아날로그 멀티플럭스로부터 각각의 분리된 신호들은 두 개의 PPG 신호와 주변광 신호이다. 이 두 개의 PPG 신호들에는 자연광을 포함하는 주변광에 대한 영향이 포함되어 있다. 즉 주변광 신호에 의한 영향이 포함되어 있다. 따라서 이들 신호들에 대하여 주변광 신호를 차감해주어야 한다. 그리고 입력신호는 구현한 회로 기판 상에서 나타나는 전기적 잡음을 제거하고 고유의 PPG 신호를 검출하기 위하여 15Hz 저역통과 필터링을 한다[62~66].

그림 3.15는 분리된 두 개의 PPG 신호들에 대하여 주변광 신호를 보상해주고 그리고 보상된 신호를 증폭하는 회로도이다. 이 결과는 16비트 A/D 변환기의 입력으로 인가된다.

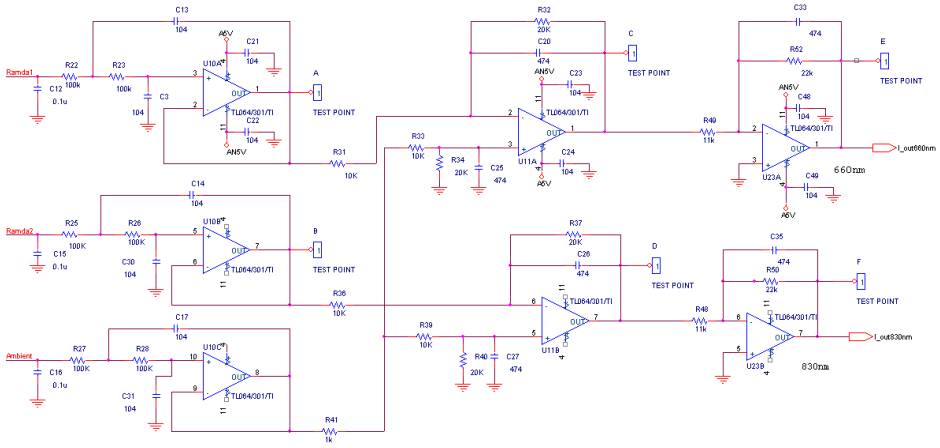


그림 3.15 주변광 제거부와 신호 증폭부

Fig 3.15 Ambient remove part and signal amplifier part

신호 증폭부는 PPG 신호를 더 큰 신호로 보기 위하여 증폭을 한다. 회로에서 테스트 포인터 A, B에서의 증폭이득은 1이다. 테스트 포인터 C, D에서의 증폭이득은 -2이다. 그리고 테스트 포인터 E, F에서의 증폭이득은 -2이다. 따라서 멀티플럭스 이후에 나타나는 신호는 총 이득이 4가 된다.

회로에서 사용되는 Op-Amp의 동적영역은 ±5V이내 이다. 따라서 증폭부의 출력에서 PPG 신호의 최대 크기는 ±5V 이내여야 한다. PPG 신호가 ±5V의 범위를 벗어나면 신호의 포화가 나타나 정확한 신호의 측정이 어렵기 때문이다. 구현한 회로에서 저항 R48, R49의 값을 바꾸어 가며 나타나는 각 증폭이득에 대하여, 테스트 포인터 E, F에서의 그 출력을 실험하였다. 그 증폭된 신호를 16bit A/D 변환기의 입력에 인가시켜 얻어진 디지털 신호 레벨을 조사하였다. 이 결과에 의해 증폭부의 총 이득이 4가 되도록 설계를 하였다. 그 실험 결과는 표 3.2와 같다.

표 3.2 증폭부의 증폭 이득 실험

Table 3.2 Experiment of gain of amplifier part

이득	파장	출력	no Motion	M1	M2	M3
-1	660nm	E 출력	0.4 ~ 0.5V	0.4 ~ 0.5V	0.4 ~ 0.6V	0.4 ~ 0.7V
		ADC 출력	5243 ~ 6554	5243 ~ 6554	5243 ~ 7865	5243 ~ 9150
	830nm	F 출력	0.9 ~ 1.1V	0.9 ~ 1.2V	0.9 ~ 1.4V	0.9 ~ 1.5V
		ADC 출력	9180 ~ 14418	9180 ~ 15729	9180 ~ 18350	9180 ~ 19661
-2	660nm	E 출력	1.0 ~ 1.1V	1.0 ~ 1.2V	1.0 ~ 1.4V	1.0 ~ 1.9V
		ADC 출력	13107 ~ 14418	13107 ~ 15729	13107 ~ 18350	13107 ~ 24904
	830nm	F 출력	2.1 ~ 2.3V	2.1 ~ 2.6V	2.1 ~ 2.8V	2.1 ~ 2.8V
		ADC 출력	27525 ~ 30147	27525 ~ 34079	27525 ~ 36700	27525 ~ 36700
-3	660nm	E 출력	1.7 ~ 2.1V	1.7 ~ 2.4V	1.7 ~ 2.6V	1.7 ~ 2.6V
		ADC 출력	22282 ~ 27525	22282 ~ 31457	22282 ~ 34079	22282 ~ 34079
	830nm	F 출력	3.6 ~ 3.8V	3.6 ~ 4.1V	3.6 ~ 포화	3.6 ~ 포화
		ADC 출력	47186 ~ 49807	47186 ~ 53739	47186 ~ 포화	47186 ~ 포화
-4	660nm	E 출력	2.4 ~ 3.0V	2.4 ~ 3.2V	2.4 ~3.4V	2.4 ~3.6V
		ADC 출력	31457 ~ 39321	31457 ~ 41943	31457 ~ 44564	31457 ~ 47186
	830nm	F 출력	포 화			
		ADC 출력	포 화			

각 실험에서 M1은 손가락을 움직였을 때 나타나는 PPG 신호의 범위를 나타내며 M2는 손목을 움직였을 경우 나타나는 신호이다. 그리고 M3은 팔꿈치 부위를 움직여서 나타나는 PPG 신호를 나타낸다. 각 실험의 결과로부터 C, E 구간과 D, F구간의 이득이 -3인 경우, 830nm에서 PPG 신호를 측정할 경우 신호의 증폭에 따른 포화상태가 나타남을 보여준다.

따라서 본 논문에서는 두 LED 광원에 대하여 나타나는 출력의 크기를 고려하여, C, E 구간과 D, F구간의 이득을 -2로 정하였다. 이에 증폭부 총 이득이 4가 되도록 하였다.

3.3.2 디지털 부

1) A/D 변환기

A/D 변환기는 아날로그 부에서 획득한 PPG 신호를 디지털 신호로 변환한다. 사용된 A/D 변환기는 16bit 분해능을 가지며, Burr Brown사의 ADS8320을 사용하였다. 이 ADS8320은 한 채널 입력에 대한 변환동작을 수행한다. 따라서, 두 PPG 신호에 대한 A/D 변환을 수행하기 위하여, 외부의 멀티플럭스를 필요로 한다.

사용된 ADS8320의 제원은 다음과 같다.

표 3.3 사용된 ADS8320의 제원

Table 3.3 Specification of the used ADS8320

특징	- 16bits no missing code - single cycle settling mode - sampling rates up to 100KHz - on-chip calibration - SPI(Serial Port Interface) compatible - 2.7V to 5.25V power supply <1mW power consumption>
응용분야	- industrial process control - liquid/gas chromatography - blood analysis - smart transmitters - portable instrumentation - weight scales - pressure transducers

A/D 변환기의 출력 데이터는 DSP 칩이 탑재된 DSK5416 보드에 인가된다. DSK5416 보드 위에 탑재된 DSP 칩은 Texas Instruments 사의 TMS320VC5416이다. 그림 3.16은 DSK5416과 인터페이스 하는 A/D 변환기 관련 회로도이다. 회로에서 ADS8320은 한 채널 입력에 대하여 동작하기 때문에 두 입력 PPG 신호레 대하여 멀티플럭스(CD4051BC)가 요구된다. 멀티플럭스의 출력은 DSK5416의 채널 선택 신호에 의해 결정된다. 그리고 DSK5416과 구현한 아날로그 보드의 전원은 각각 3V와 ±5V로서 차이가 있다. 이에 대하여 DSK5416의 3V 출력신호를 5V 신호로 만들어 주어야 한다. 이에 대하여 DSK5416의 출력에 각각 3V, 5V에서 동작하는 Not-Gate(74HC04)를 두었다. 그리고 4.7kΩ의 풀업 저항을 설계 하였다. 또한 DSK5416의 입력 포트에 대하여 안정적인 3V입력이 들어오도록 ADS8320의 출력 포트에 각각 5V, 3V에서 동작하는 Not-Gate(74HC04)를 두었다. A/D 변환의 결과는 직렬 전송을 통하여 DSK5416에 전달된다.

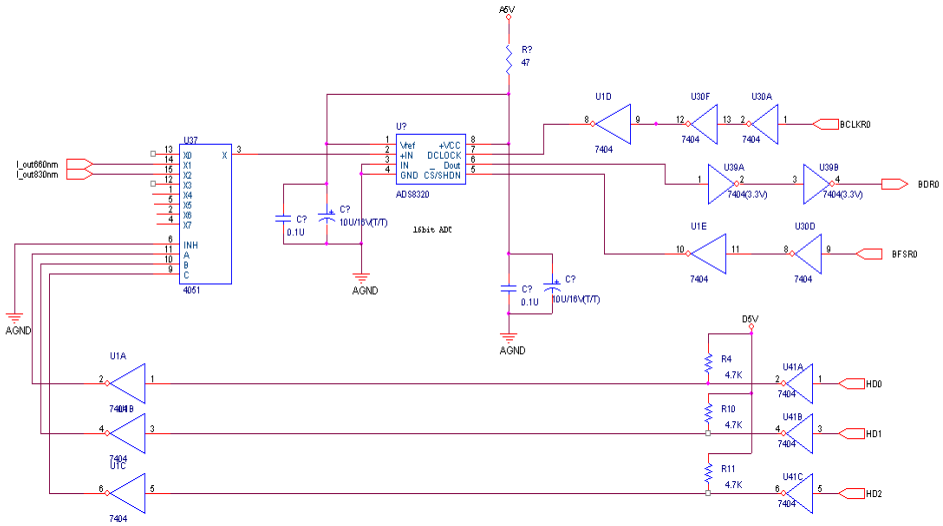


그림 3.16 ADS8320 및 DSK5416 보드와의 인터페이스 회로도

Fig. 3.16 Interface circuit of ADS8320 and DSK5416 board

ADS8320은 동기식 직렬 전송을 한다. ADS8320과 DSK5416간의 인터페이스는 그림 3.16과 같다. DSK5416에서 입력 PPG 신호를 획득하기 위하여 입력 채널에 대한 채널 선택 신호를 보낸다. 그리고 ADS8320의 칩 선택($\overline{CS}$) 핀에 active low의 프레임 신호를 보낸다. 이 신호는 ADS8320이 입력 신호를 디지털 신호로 변환하기 위한 준비상태로 만들어 주게 된다. 이에 변환기의 변환동작(6 클럭)과 데이터의 시프트출력(16 클럭)에 대한 22개의 클럭을 ADS8320에 전송한다. 처음 6 클럭은 ADS8320의 내부 동작을 위한 클럭으로 내부적으로 AD 변환이 일어난다. 이 출력은 16개 클럭에 의해 시프트되며 DSK5416에 전송된다.

그림 3.17은 ADS8320과 DSK5416간의 인터페이스 타이밍도이다.

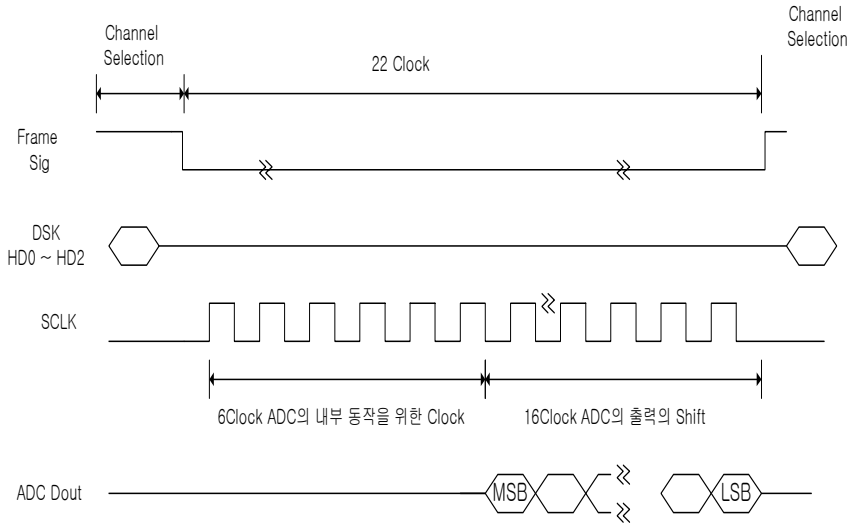


그림 3.17 ADS8320과 DSK5416간의 인터페이스

Fig. 3.17 Interface of ADS8320 and DSK5416

사용된 TMS320VC5416의 일반적인 특성은 표 3.4와 그림 3.18에 나타나 있다.

표 3.4 TMS320VC5416 DSP의 제원(1)

Table 3.4 Specification of TMS320VC5416 DSP (1)

- Advanced Multibus Architecture with Three Separate 16-bit Data Memory Buses and One Program Memory Bus
- 40-bit Arithmetic Logic unit(ALU) include a 40-Bit Barrel Shifter and Two independent 40-Bit Accumulators
- 17*17 Bit Parallel Multiplier Coupled to a 40-Bit Dedicated Adder for Non-Pipelined Single-Cycle Multiply/Accumulate(MAC) operation
- Compare, Select, and Store Unit(CSSU) for the Add/Compare Selection of the Viterbi operator
- Exponent Encoder to Compute an Exponebt Value of a 40-Bit Accumulator Value in a Single Cycle
- Two Address Generators with Eight Auxiliary Registers and Two Auxiliary Register Arithmetic units(ARAUs)
- Data Bus with a Bus Holder Feature
- Extended Addressing Model for 8M x 16 -Bit Maximum Addressable External Program Space
- 128K x 16Bit On-chip RAM Composed of:
- Eight Blocks of 8K x 16 Bit On-Chip Dual-Access Program/Data RAM And Eight Blocks of 8K x 16 Bit On-chip Single-Access Program RAM
- 16K x 16-Bit On-Chip ROM configured for Program Memory
- Enhanced External Parallel Interface(XIO2)

표 3.4 TMS320VC5416 DSP의 제원(2)

Table 3.4 Specification of TMS320VC5416 DSP (2)

- Single-Instruction-Repeat and Block-Repeat Operations for Program Code
- Block-Memory-Move Instruction for Better program and Data Management
- Instructions with a 32-Bit Long Word Operand
- Instructions with Two- or Three-Operand Reads
- Arithmetic Instructions with parallel store and parallel load
- Conditional store instructions
- On-Chip Programmable Phase-Locked Loop(PLL) Clock Generator with External Clock Source
- One 16Bit Timer
- Six-Channel Direct Memory Access(DMA) Controller
- Three Multichannel Buffered Serial Ports(McBSPs)
- 8/16 Bit Enhanced Parallel Host-Port Interface(HPI8/16)
- Power Consumption Control with IDLE1, IDLE2, and IDLE3 Instructions with Power-Down Modes
- CLKOUT Off Control to Disable CLKOUT
- On-Chip Scan-Based Emulation Logic, IEE Std 1149.1 (JTAG) Boundary Scan Logic
- 6.25ns Single-Cycle Fixed point Instruction Execution Time(160MIS), 8.33 ns Single-Cycle Fixed point Instruction Execution Time(120MIS)
- 3.3 V I/O Supply Voltage(160 and 120 MIPS)

그림 3.18은 TMS320VC5416의 내부 블럭다이어그램 이다. TMS320VC5416 DSP는 하나의 내부 타이머를 가지고 있다.

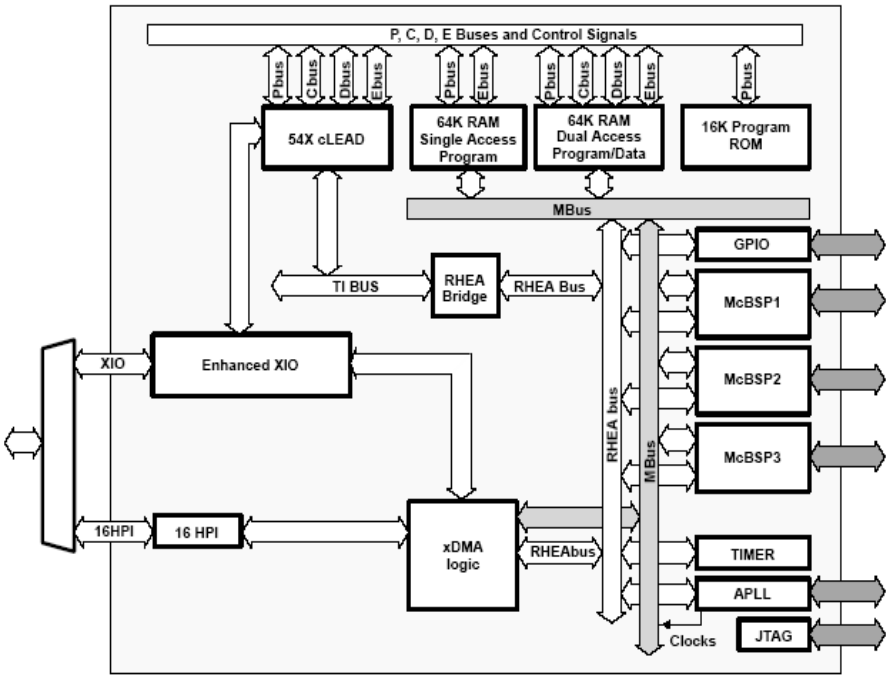


그림 3.18. TMS320VC5416의 블록다이어그램
Fig. 3.18 Blockdiagram of TMS320VC5416

2) DSK5416과 실험 환경

사용하는 DSK5416은 엔지니어나 또는 소프트웨어 개발자가 DSP의 특성을 평가할 수 있도록 만든 Table Top Card이다. 즉, DSK5416은 TMS320C5416 DSP의 성능을 평가하기 위한 모듈이다. 이 DSK5416에는 원하는 TMS320VC5416 DSP가 탑재되어 있으며 외부 인터페이스를 지원하기 위한 확장 인터페이스 입출력 포트가 설계되어 있다. 또한 일반 범용 PC와 인터페이스가 가능하기 때문에 개발자에게 좋은 실험환경을 제공한다.

이 DSK5416 모듈은 DSP 알고리즘을 코딩하는 툴(Code Compose Studio : CCS)이 인스톨되어 있는 PC와 연결하여 사용한다. 사용하는 DSK5416의 하드웨어 특성은 표 3.5와 같다.

표 3.5 DSK5416의 제원

Table 3.5 Specification of DSK5416

- 160MHz/160MIPS TMS320C5416 DSP - On board USB, JTAG controller with plug and play drivers - On-board standard JTAG interface - 64K words of on board RAM - 256K words of on board Flash ROM - High-quaility 16-/20- bit stereo codec - Four 3.5mm audio jacks for microphon, line in, speaker and line out - 3 Expansion port connector(Memory Interface, Peripheral Interface, and Host Port Interface) for plug-in modules - On Board IEEE 1149.1 JTAG Connection for Optional Emulation Debuge - +5V universal power supply

DSK5416의 주요한 인터페이스는 target RAM과 ROM 인터페이스, FPGA interface, Codec 인터페이스, 그리고 확장 인터페이스를 포함한다. DSK5416의 확장 인터페이스는 병렬 입출력 포트, 다중채널 버퍼 그리고 동기식 직렬 포트를 지원한다. 본 연구에서는 DSK5416의를 확장 인터페이스를 통하여 A/D 변환기와의 인터페이스, LED 구동회로와의 인터페이스를 수행한다.

그림 3.19는 DSK5416의 기본적 배치를 나타내는 블록다이어그램이다. 그리고 그림 3,20은 사용하는 DSK5416의 PCB 필름이다.

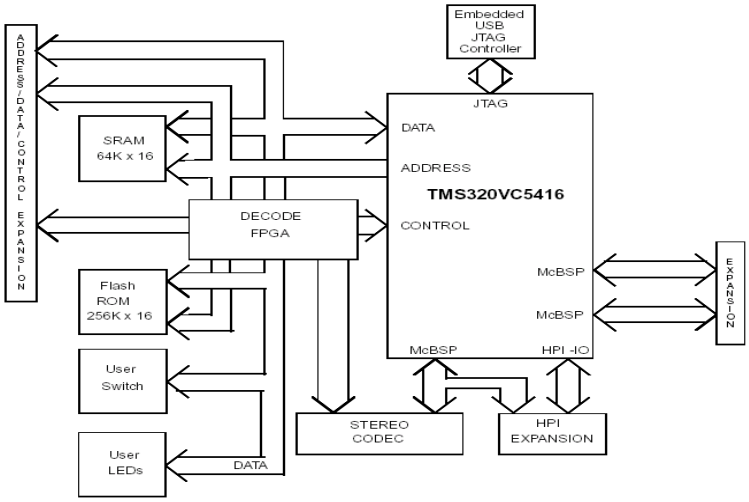


그림 3.19. DSK5416의 블록다이어그램

Fig. 3.19. Blockdiagram of DSK5416

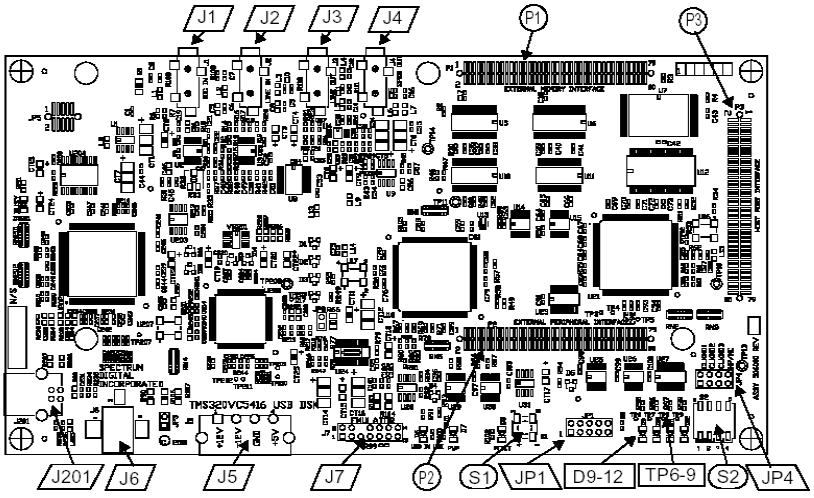


그림 3.20. DSK5416 PCB Film

Fig. 3.20. DSK5416 PCB Film

그림 3.20에서

J1, J2, J3, J4	: 오디오 신호 입·출력
P1, P2, P3	: 외부와의 인터페이스를 위한 입·출력 포트
J5/J6	: 전원 단자
J201	: USB 포트
J7	: JTAG 인터페이스 포트
S1	: 리셋 스위치
D9 ~12	: LED
S2	: 클럭 모드 조절 스위치

를 의미한다.

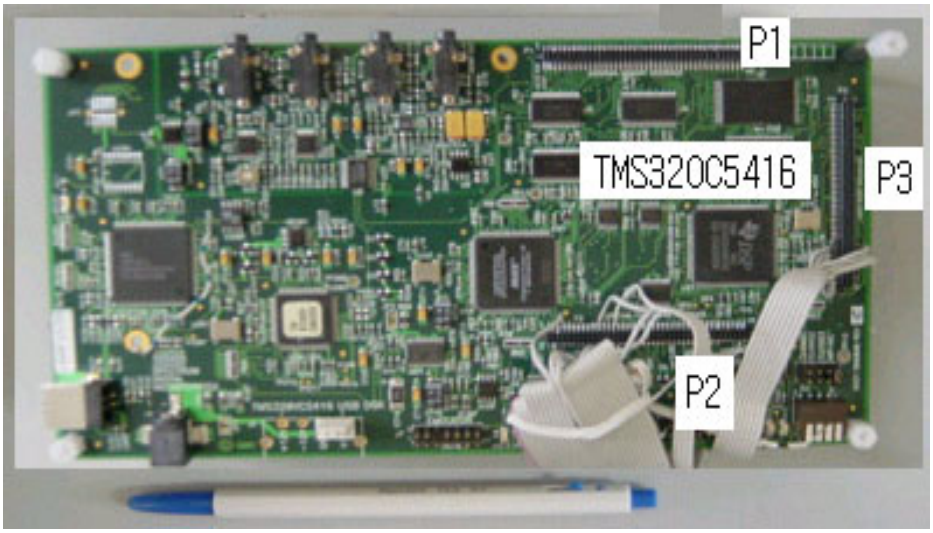


그림 3.21 DSK5416의 모습
Fig. 3.21 Shape of DSK5416

그림 3.21은 DSK5416의 외형이다. 이 DSK를 이용하여 알고리즘을 개발하기 위해서는 PC와 인터페이스를 하여야 한다. DSK5416에 공급되는 전

원은 +5V, 3A이다. DSK에 연결된 주변 장치가 없는 경우, 요구되는 전류는 0.5 ~ 0.75A이다. 그 인가된 전원은 +3.3V, +1.6V 레귤레이터(regulator)를 통하여 DSP Core에 필요한 전원을 발생한다. 탑재된 DSP는 160Mips를 가지며 DSP의 입력클럭은 16MHz이다. 그림 3.21에서 P1, P2, P3는 주변장치와의 인터페이스를 위한 확장 인터페이스 컨넥트이다. 두개의 시리얼 포트(McBSP1, McBSP2)는 외부 확장 인터페이스를 위하여 사용되며 P2 컨넥트에 연결되어 있다. 주변장치의 제어신호를 발생하기 위한 병렬 포트(HD0 ~ HD7)는 외부확장 인터페이스를 위하여 P3 컨넥트에 연결되어 있다. 그리고 DSP의 주소라인과 데이터 라인의 외부 인터페이스는 P1 컨넥트를 통하여 이루어진다.

3.3.3 PC 인터페이스

DSK5416에서 수행한 결과를 PC에서 모니터할 수 있도록 DSK5416과 PC간의 인터페이스를 구현하였다.

PC는 DSK5416으로부터 전송된 신호를 화면에 표시한다. 표시되는 신호는 A/D 변환기의 출력 신호와 제안하는 ICA 알고리즘을 적용한 결과 신호를 비교하기 위하여, 두 신호를 모두 디스플레이 한다. PC에서 수행되는 프로그램은 DSK5416에 제공되는 라이브러리를 사용하고, Visual Basic 6.0 소프트웨어를 사용하여 프로그램 하였다.

인터페이스에 사용된 PC의 기본 사양은 표 3.6과 같다.

표 3.6 인터페이스에 대한 PC 사양

Table 3.6 PC specification in interface

사 양	내 용
운영체제	MS Window 2000
Service Pack Ver.	2
CPU	x86 Family 6 Model 8 Stepping 10
AT/AT 호환가능	가능
내부메모리	512MByte
HDD	30GByte
PC 인터페이스 개발 소프트웨어	Visual Basic 6.0
Monitor	15inch TFT LCD monitor

DSK5416과 PC간의 인터페이스는 직렬통신방식인 RS232 방식을 사용하지 않고, USB(User Serial Bus) 케이블을 연결하여 CCS에서 제공하는 RTDX(Real Time Data eXchange)의 기능을 이용한다. 인터페이스는 다음

과 같이 동작한다. Visual Basic으로 구현한 PC 기반의 모니터링 프로그램이 1msec 마다 DSK5416에 데이터 송신 요청 신호를 보낸다. 이때 DSK5416이 신호처리 중이면, 그 요청신호는 무시되며, DSK5416에서 신호처리가 끝나면, PC에서의 송신 요청에 응하게 된다.

그림 3.22는 DSK5416로부터 수신한 정보를 화면에 표시한 한 예이다. 그래프의 상위 그래프는 A/D 변환의 결과인 PPG 신호 입력이다. 그리고 하위 그래프는 본 논문에서 제안하는 ICA 알고리즘을 통하여 구현한 PPG 신호 출력이다.

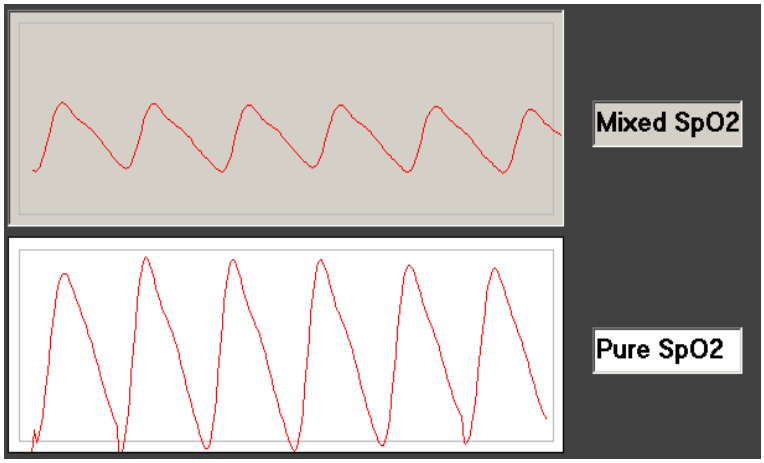


그림 3.22 PC 모니터에서의 PPG 신호 표시

Fig. 3.22 PPG signal display in PC monitor

제 4 장 실험 및 결과

본 논문에서는 PPG 신호에서의 동잡음 제거 알고리즘을 제안하였다. 그리고 구현한 알고리즘에 대한 실시간 구현을 위하여 하드웨어를 제작하였다.

본 장에서는 구현한 하드웨어를 통하여 PPG 신호를 복원하는 실험을 하였다. 실시간으로 PPG 신호를 측정하고 그 입력 신호에 대하여 제안한 알고리즘을 적용하였다. 그리고 수행한 실험 결과에 대하여 언급한 후, 다시 이들 알고리즘을 적용한 최종 결과에 대하여 설명한다.

4.1 실험환경

전체시스템을 구현하고 제안한 알고리즘을 실험하기 위한 환경은 그림 4.1과 같다. 아날로그 보드와 DSK5416을 케이블로 연결한다. 그리고 DSK5416과 PC간을 USB 케이블로 연결한다.

그림 4.1 PC와 DSK5416간의 인터페이스

Fig. 4.1 Interface of PC to DSK5416

DSK5416과 구현한 아날로그 보드의 연결은 그림 4.2에서 보여준다.

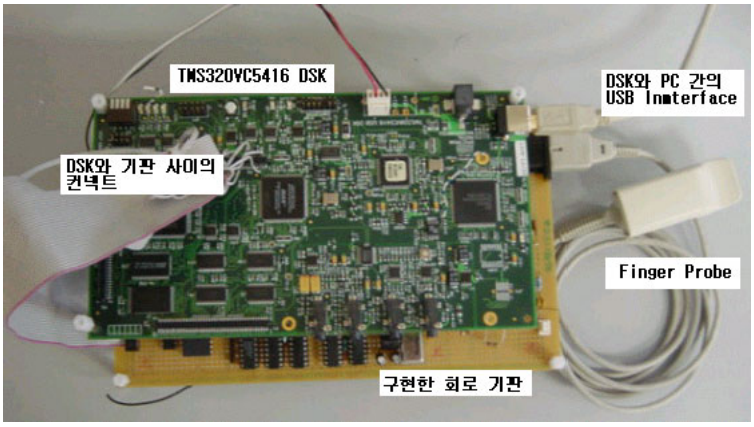


그림 4.2 구현한 아날로그 보드와 DSK5416의 인터페이스

Fig. 4.2 Interface of implemented analog board to DSK5416

4.2 결 과

DSP의 알고리즘을 적용하는 DSP 타스크를 구분한다면 다음과 같다. 아날로그 PPG 데이터를 획득하는 A/D 변환기 부, A/D 변환된 신호를 파장대별로 구분하여 버퍼에 저장하는 PPG 신호 처리부, 입력 PPG 신호에 대한 동잡음 존재 인식부, 동잡음 제거 알고리즘 수행부, 산소포화도 계산부, 결과를 디스플레이 하기위한 PC 인터페이스, 그리고 각 하드웨어에 대한 제어신호 발생부이다. 그러나 본 실험에서는 동잡음이 없는 PPG 신호에도 ICA 알고리즘을 적용하였다. 이를 다른 결과와 비교하기 위하여 동잡음 존재 인식부를 수행하지 않았기 때문이다. 그리고 PPG 신호를 복원하기 위한 알고리즘의 실시간 실험만을 추구하였다. 그림 4.3은 DSP의 동작에 대한 블록다이어그램이다.

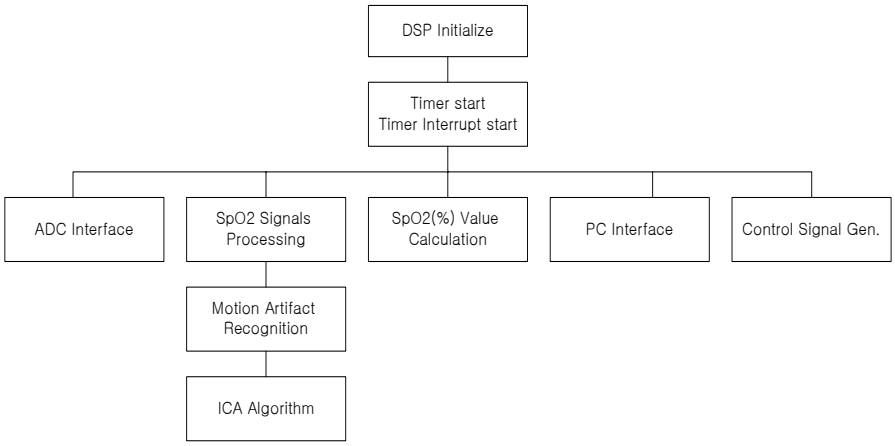


그림 4.3 DSP 동작 블록다이어그램

Fig. 4.3 Blockdiagram of DSP operation

시스템에 전원이 인가되면 시스템의 초기화 과정이 이루어진다. 그리고 초기값에 따라 타이머에 의해 일정 샘플링 시간마다 하드웨어 인터럽트가

발생한다. 하드웨어 인터럽트 루틴에서는 A/D 변환기를 구동하고 그 출력을 버퍼에 저장하기 위하여 소프트하드웨어(DataAcquisition_SWI)를 발생한다. 이 경우 하드웨어 우선순위가 소프트웨어 우선순위보다 높다. 때문에 데이터 획득을 위한 소프트인터럽트루틴이 실행되는 동안에도 타이머는 계속 동작한다. 이 타이머 인터럽트와 소프트인터럽트에 의해 발생하는 샘플링 타이밍에 따라 데이터를 버퍼에 저장하게 된다. 그리고 이 저장된 데이터를 처리하기 위하여 ICA 처리 루틴으로 데이터를 넘겨준다. 이 때 데이터를 처리하는 루틴은 소프트인터럽트(processing_SWI)에 의해 호출이 된다. 이 데이터 처리루틴은 입력에 대하여 제안된 전처리 알고리즘과 FastICA 알고리즘을 수행한다. 입력의 PPG 신호로부터 동잡음을 제거하고 순수한 PPG 신호를 추출한다. 신호를 추출하면 이 신호를 PC에서 보여주기 위하여 PC 인터페이스 타스크(toHostPC_TSK)를 수행한다. 그림 4.4는 DSP 타스크의 처리 순서를 보여준다.

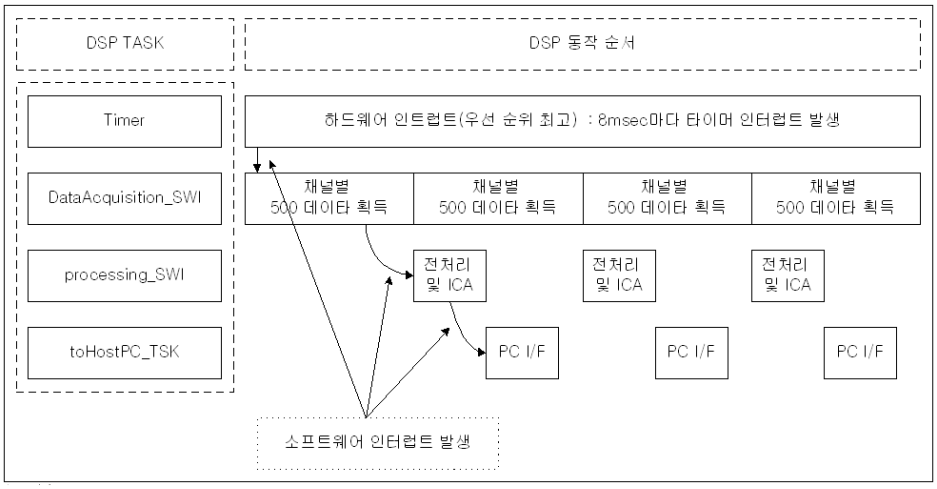


그림 4.4 DSP 타스크의 처리 흐름도

Fig. 4.4 Operation flow of DSP task

본 논문의 3장에서 제안한 알고리즘은 250Hz 샘플링을 한 후 3000개의 데이터를 받아서, 즉 12초간의 PPG 신호를 획득하여 제안한 전처리와 ICA 알고리즘을 수행한다. 이 제안하는 알고리즘의 각 단계별 사용되는 버퍼들과 데이터 획득 그리고 PC와의 인터페이스 등에 사용되는 기본적인 버퍼들의 각 크기를 계산하고, 전 수행과정에 필요한 전체 버퍼의 크기를 계산하면 표 4.1과 같다.

표 4.1 제안하는 알고리즘의 버퍼크기(1)

Table 4.1 Buffer size of proposed algorithm(1)

수행단계	사용된 버퍼	데이터 형	버퍼 크기(16bit)	처리 과정
Data Acquisition	adc_data[2][3000]	Int	2 × 3000	입력 데이터 저장
제안된 전처리 과정	pi_x[1500]	Float	1500 × 2	주기측정
	Interleaving[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	Interleaving
	TimeLowPass[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	Time Low Pass Filtering
	이노베이션[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	이노베이션
	MixSig[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	전처리 과정의 결과 저장
PCA	MeanMatrix[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	Centering
	WhitenMatrix[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	Whitenning
	DeWhitenMatrix[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	Whitenning
	EigenValue[2][2]	Float	2 × 2 × 2	Whitenning
	EigenMatrix[2][2]	Float	2 × 2 × 2	Whitenning
	CovarianceMatrix[2][2]	Float	2 × 2 × 2	Whitenning

표 4.1 제안하는 알고리즘의 버퍼크기(2)
Table 4.1 Buffer size of proposed algorithm(2)

수행단계	사용된 버퍼	데이터 형	버퍼 크기(16bit)	처리 과정
FastICA	swMatrix[2][1]	Float	2 × 1 × 2	Norm Weighted Matrix
	WMatrix[2][2]	Float	2 × 2× 2	Weight Matrix
	AMatrix[2][2]	Float	2 × 2× 2	Mixing Matrix
	UMatrix[3000]	Float	3000 × 2	Maximum Non-Gaussianity
	exMatrix[3000]	Float	3000 × 2	Maximum Non-Gaussianity
	gaussMatrix[3000]	Float	3000 × 2	Maximum Non-Gaussianity
	dGMatrix[3000]	Float	3000 × 2	Maximum Non-Gaussianity
	SepSig[2][3000]	Float	2 × 3000 × 2	최종 결과 저장
PC I/F	toHostPC_Buff[3000]	Int	3000	PC I/F
총 필요한 버퍼의 크기			132044 byte(129Kbyte)	

최초 제안된 알고리즘에 대하여 필요한 버퍼의 크기는 약 129Kbyte이다. 그리고 A/D 변환 이 후, 처리되는 디지털 데이터의 수는 12초(3000 × 1/150(Hz) = 12(s)) 데이터 이다. 본 논문에서 설계한 하드웨어에서 사용된 DSK5416 보드는 32Kbyte의 데이터 메모리를 제공하고 있다. 따라서 제안된 알고리즘에서 요구하는 버퍼의 크기를 조절해야한다. 그리고 사용하는 버퍼의 수도 조절하여야 한다. 데이터 메모리의 한계에 대한 문제를 해결하고, 알고리즘의 실시간 구현을 위하여, 본 논문에서는 125Hz 샘플링을 수행하며, 처리 데이터는 4초간 데이터를 처리하였다. 즉 버퍼의 크기를 500개로 축소하였다. 따라서 필요한 전체 버퍼의 최소 크기는 22Kbyte이다. 그러나 위에 나열한 전역변수 외에 플래그 신호나, 카운트 등의 전역변수들과 지역변수들의 크기까지 고려한다면 22Kbyte보다 더 큰 크기의 데이터 메모리를 가져야 한다. 그리고 내부의 샘플링 주파수가 변함에 따라 DSP 초기 셋팅에서 타이머 인터럽트의 발생 주기도 8msec로 변경하였다.

4.2.1 단계별 결과1

아날로그 신호는 A/D 변환기를 통하여 디지털 데이터로 변환되고 이 변환된 신호는 제안된 알고리즘을 통하여 처리된다.

구현한 하드웨어로부터 획득된 신호에 대하여, 제안하는 알고리즘에 대한 각 단계별 결과를 조사하였다. 각 단계별 결과는 DSP 개발도구인 CCS에서 제공하는 “Graph” 기능을 이용하였다.

1)데이터 획득

그림 4.5는 A/D 변환기를 통하여 획득된 두 채널 디지털 데이터를 보여준다. 입력된 디지털 신호는 부호없는 정수형(unsigned int)이다. 그래프의 수평축은 입력 데이터의 수를 나타내며 수직축은 디지털 PPG 신호 레벨이다. 그리고 그래프의 상위 데이터는 적색광(660nm)에 의해 나타나는 PPG 신호를 나타내며, 하위 데이터는 적외선광(830nm)에 의해 나타나는 PPG 신호이다.

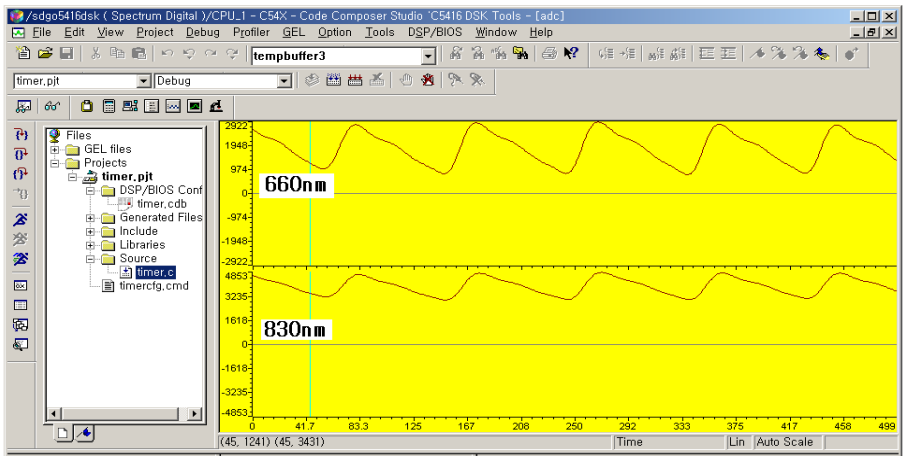


그림 4.5 구현한 하드웨어에서의 PPG 입력 데이터

Fig. 4.5 PPG input data of implemented hardware

2)제안하는 전처리

그림 4.5의 입력에 대한 전처리 과정은 먼저 입력에 대하여 주기를 측정한다. 그 측정된 주기에 대하여 인터리빙과 시간 축에서의 저대역 필터링을 수행한다. 그리고 신호에 대하여 재배열을 한 다음 PPG 신호의 비가우스 특성을 강조하기 위하여 이노베이션 과정을 수행한다.

그림 4.6은 입력신호에 대하여 주기를 측정한 결과이다. 그림에서 측정된 주기는 94이다.

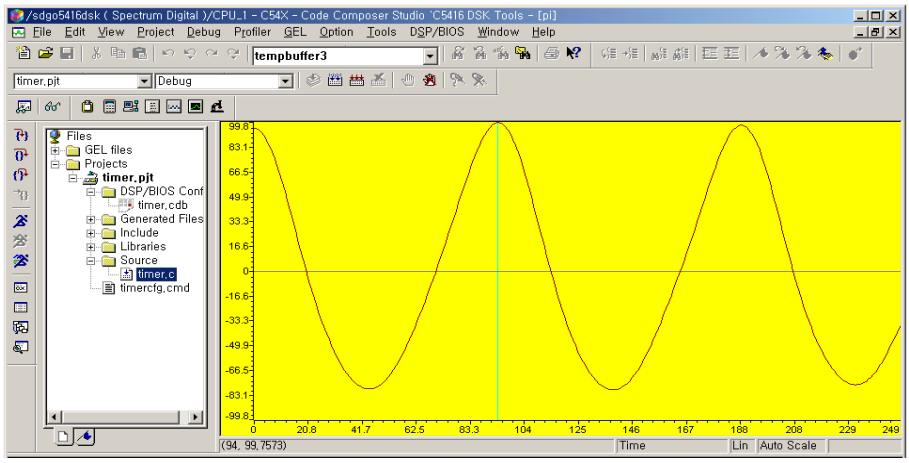


그림 4.6 그림 4,5의 주기측정(그림에서 나타나는 신호의 주기 : 94)

Fig. 4.6 Period measurement of proposed preprocess

(period of signal in figure : 94)

그림 4.7은 인터리빙의 결과이다. 이 인터리빙의 결과에 대하여 시간축에서의 저대역 필터링을 한 것이 그림 4.8이다.

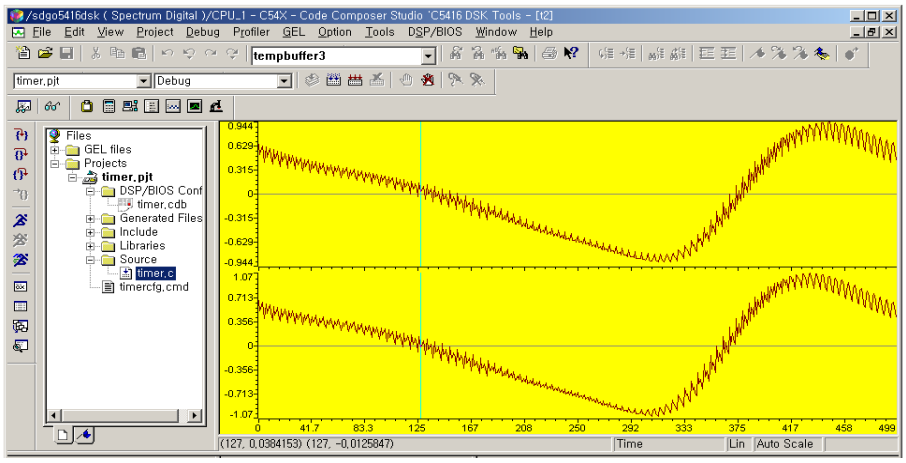


그림 4.7 그림 4.6에 대한 인터리빙의 결과

Fig. 4.7 Result of interleaving process for Fig. 4.6

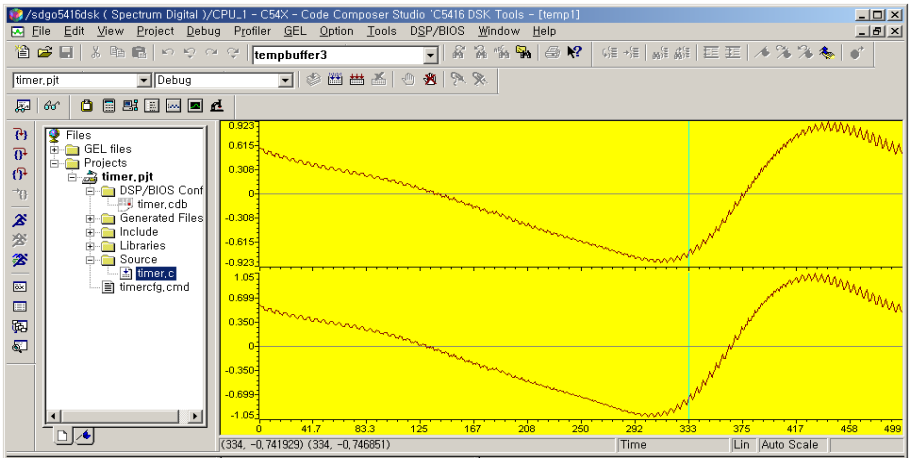


그림 4.8 그림 4.7에 대한 저대역 필터링 결과

Fig. 4.8 Result of lowpass filtering for Fig. 4.7

그림 4.9는 PPG 신호에 대하여 비가우스 특성을 강조한 이노베이션 처리의 결과이다. 이 결과 신호는 다음의 ICA 알고리즘에의 입력이 된다.

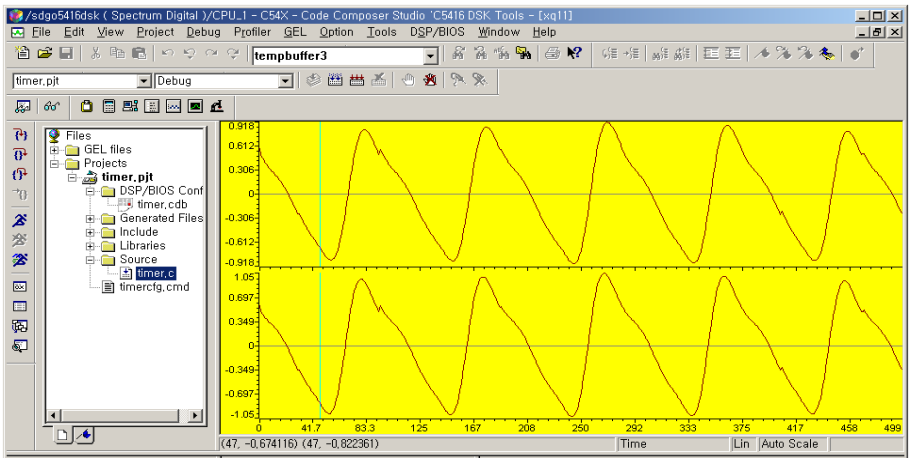


그림 4.9 그림 4.8에 대한 이노베이션 처리 결과

Fig. 4.9 Result of innovation process for Fig. 4.8

3)ICA

전처리 과정의 결과(그림 4.9)에 대하여 ICA 알고리즘을 적용한 결과는 다음과 같이 나타났다. 백색화 과정에서 사용되는 고유치와 고유치 행렬, 그리고 백색화 행렬, 그리고 백색화 행렬의 역변환 행렬은 다음과 같이 나타났다.

$$eigenValue = \begin{bmatrix} 0.4848055 & 0.0 \\ 0.0 & 0.004629582 \end{bmatrix} \tag{4.1}$$

$$eigenMatrix = \begin{bmatrix} -0.72072406 & 0.6932045 \\ -0.6932045 & -0.72072406 \end{bmatrix} \tag{4.2}$$

$$WhiteningMatrix = \begin{bmatrix} -1.035131 & -0.9955834 \\ 10.18804 & -10.59273 \end{bmatrix} \tag{4.3}$$

$$deWhiteningMatrix = \begin{bmatrix} -0.5018371 & 0.04716635 \\ -0.4826642 & -0.004903994 \end{bmatrix} \tag{4.4}$$

그림 4.10은 백색화의 결과이다.

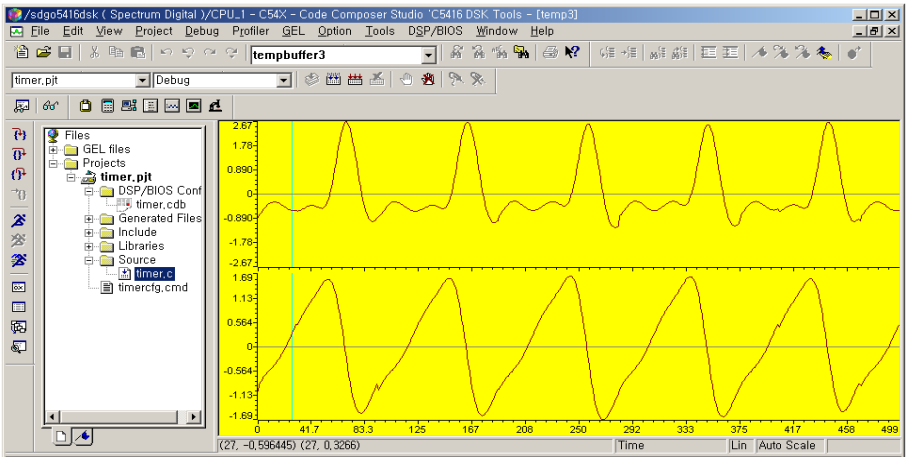


그림 4.10 그림 4.9에 대한 백색화의 결과

Fig. 4.10 Result of whitening process for Fig. 4.9

그리고 FastICA의 결과로 가중치 행렬과 혼합 행렬은

$$WMatrix = \begin{bmatrix} -10.22294 & 10.54058 \\ -0.5992963 & 1.446842 \end{bmatrix} \tag{4.5}$$

$$AMatrix = \begin{bmatrix} -0.068545 & 0.4993663 \\ 0.02839202 & 0.4843177 \end{bmatrix} \tag{4.6}$$

로 나타났다. ICA 알고리즘은 부동소숫점 연산을 한다. 따라서 입력으로 들어오는 신호는 정수이지만 ICA 알고리즘을 수행하는 과정에서 부동소숫점 형으로 입력 데이터는 변형되고 연산의 결과는 부동소숫점 형으로 나타난다.

그림 4.11은 ICA 알고리즘을 수행한 결과이다.

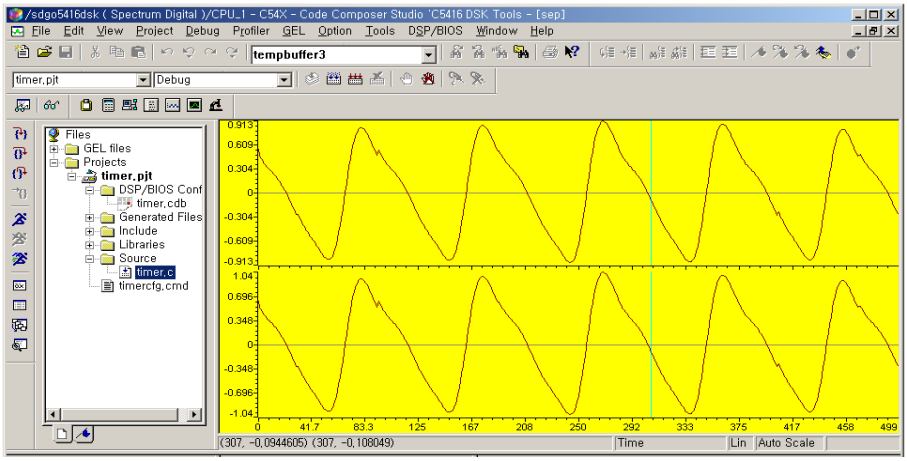


그림 4.11 그림 4.5에 대한 제안된 ICA 알고리즘의 결과

Fig. 4.11 Result of proposed ICA algorithm for Fig. 4.5

DSP에서 데이터를 처리할 때, 프로그램에서 선언한 버퍼에 저장된 데이터를 그래프로 보여주는 CCS의 “Graph” 기능을 이용하여 단계별 실험에서의 결과를 보았다. 단계별 실험에서의 입력은 동잡음이 PPG 신호에 혼합된 경우가 아니다. 이 경우 그림 4.9의 전처리 결과와 그림 4.11의 FastICA의 결과가 동일한 형태를 가지는 것을 볼 수 있다. 이것은 입력 PPG 신호에 동잡음이 없었으므로, 입력 PPG 신호, 전처리의 결과, 그리고 ICA 알고리즘의 결과가 동일한 형태로 나타남을 알 수 있다.

4.2.2 단계별 결과2

동잡음이 있는 경우의 단계별 결과는 다음과 같다.

1)데이터 획득

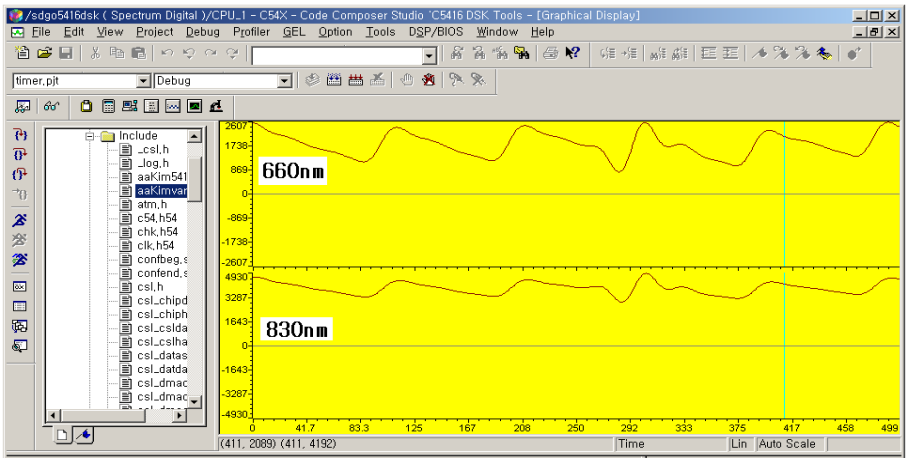


그림 4.12 구현한 하드웨어에 대하여 동잡음이 있는 PPG 입력 데이터

Fig. 4.12 Input data for implemented hardware with motion artifact

2)제안하는 전처리

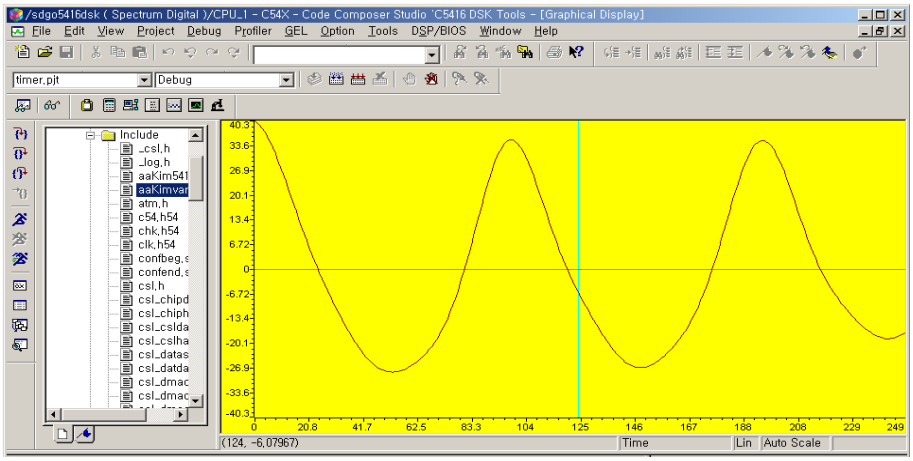


그림 4.13 그림 4.12의 주기측정(주기 : 97)

Fig. 4.13 Period measurement of Fig. 4.12 (period : 97)

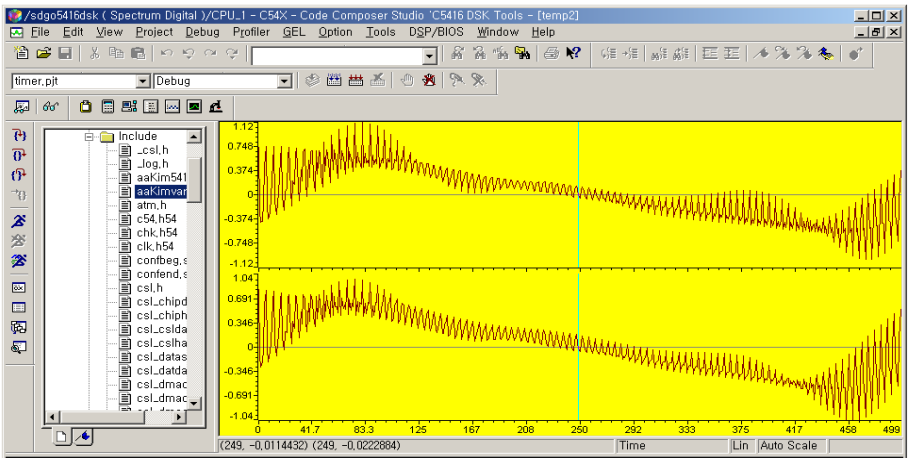


그림 4.14 그림 4.13에 대한 인터리빙의 결과

Fig. 4.14 Result of interleaving process for Fig. 4.13

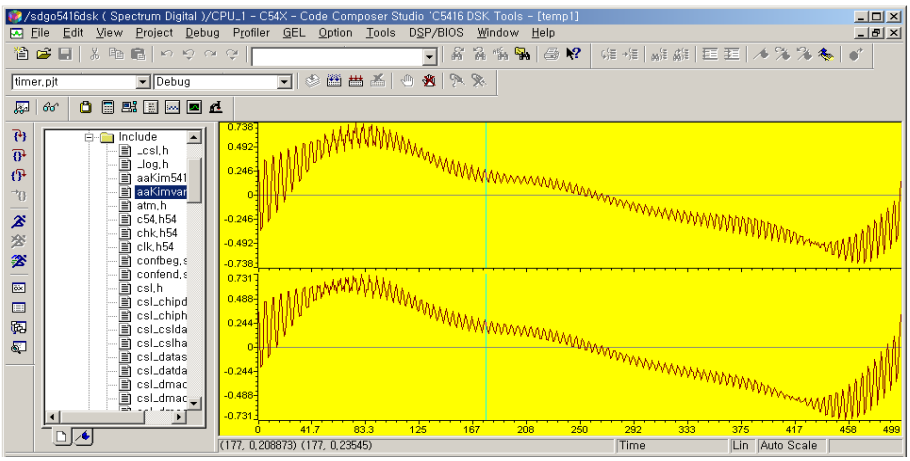


그림 4.15 그림 4.14에 대한 시간 저대역 필터링 결과

Fig. 4.15 Result of time lowpass filtering for Fig. 4.14

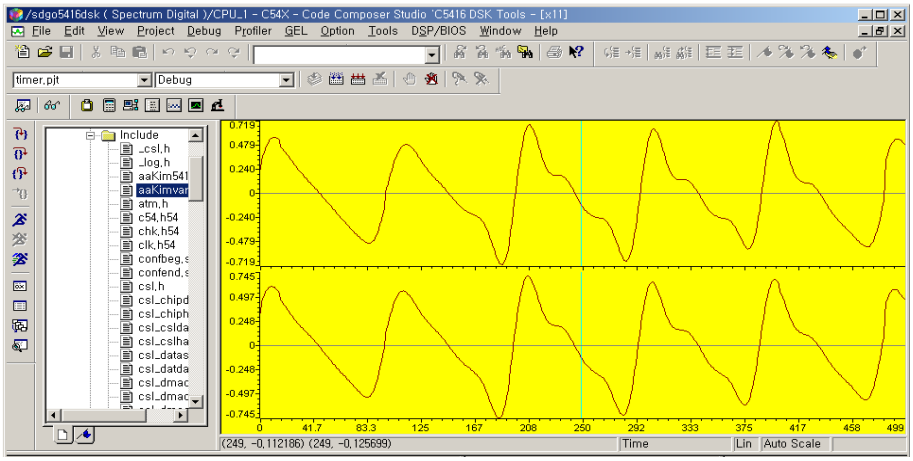


그림 4.16 그림 4.15에 대한 이노베이션 처리 결과

Fig. 4.16 Result of innovation process of Fig. 4.15

3)ICA

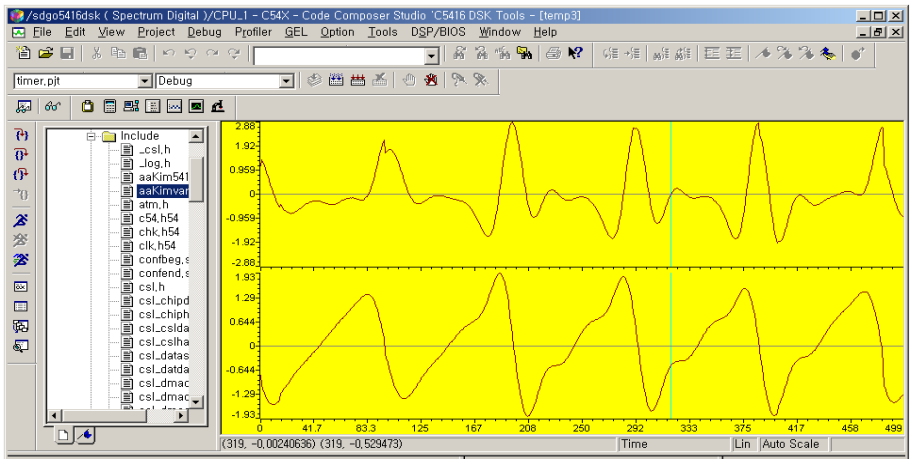


그림 4.17 그림 4.16에 대한 백색화의 결과

Fig. 4.17 Result of whitening process for Fig. 4.16

백색화 과정에서 사용되는 고유치와 고유치 행렬, 그리고 백색화 행렬, 그리고 백색화 행렬의 역변환 행렬은 다음과 같이 나타났다. 그리고 가중치 행렬과 혼합행렬 식(4.11), (4.12)와 같다.

$$eigenValue = \begin{bmatrix} 0.004500598 & 0.0 \\ 0.0 & 0.6548639 \end{bmatrix} \tag{4.7}$$

$$eigenMatrix = \begin{bmatrix} -0.7396976 & -0.6729393 \\ 0.6729393 & -0.7396976 \end{bmatrix} \tag{4.8}$$

$$WhiteningMatrix = \begin{bmatrix} -11.02603 & 10.03092 \\ -0.8315731 & -0.9140685 \end{bmatrix} \tag{4.9}$$

$$deWhiteningMatrix = \begin{bmatrix} -0.04962372 & -0.544567 \\ 0.04514514 & -0.5985903 \end{bmatrix} \tag{4.10}$$

$$WMatrix = \begin{bmatrix} -8.051711 & 6.09179 \\ -7.578574 & 8.021533 \end{bmatrix} \tag{4.11}$$

$$AMatrix = \begin{bmatrix} -0.4354797 & 0.3307163 \\ -0.4114319 & 0.4371181 \end{bmatrix} \tag{4.12}$$

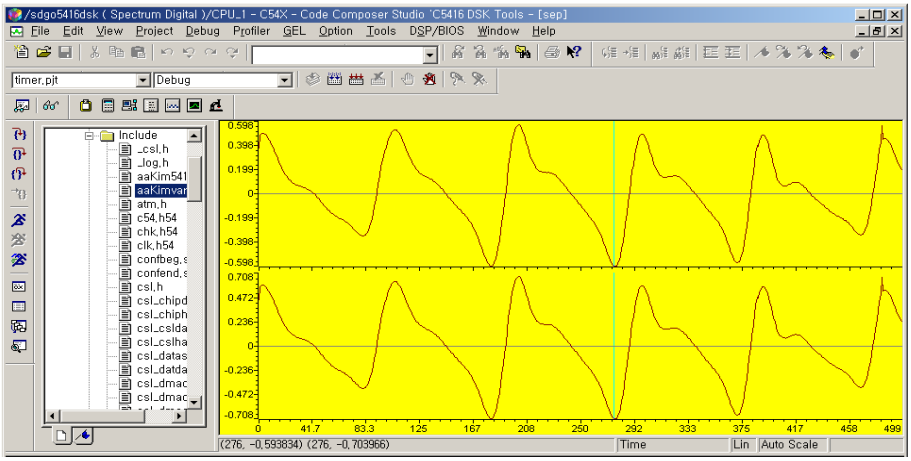


그림 4.18 그림 4.12에 대한 제안된 ICA 알고리즘의 수행 결과

Fig. 4.18 Result of operation of proposed ICA algorithm for Fig.4.12

4.2.3 제안하는 알고리즘의 실시간 구현 결과

알고리즘의 실시간 구현은 환자의 집게 손가락을 통하여 추출한 PPG 신호를 적용하였다. 그리고 각 동잡음은 앉은 상태에서 프로브가 끼워진 손가락을 상하좌우로 움직여 나타나는 동잡음, 손목을 상하좌우 움직임 그리고 회전하여 나타나는 동잡음, 그리고 팔꿈치를 들어올리거나 상하좌우로 움직인 경우에 나타나는 동잡음의 세가지 형태에 대하여 실험을 하였다.

DSP에서는 입력으로 4초간의 데이터인 각 채널 당 500개의 데이터를 입력으로 받아 처리하였다. 이 데이터에 대한 실시간 데이터 처리결과를 PC 인터페이스를 통하여 PC에 전송한다. PC에서는 이들 데이터를 Visual Basic 6.0 소프트웨어로 구현한 프로그램을 사용하여 PC 모니터에 디스플레이 하였다.

그림 4.19는 안정된 PPG 신호에 대한, 실시간 시스템의 결과를 PC 모니터에 디스플레이 한 것이다. 그림에서의 상위 그래프는 적색광원에 의해 나타나는 PPG 입력 데이터이며 하위 그래프는 ICA 알고리즘 수행의 결과이다. 그림 4.20은 각각 손가락과 팔목, 그리고 팔꿈치 부분을 움직여 나타난 동잡음에 대한 알고리즘의 적용 결과이다.

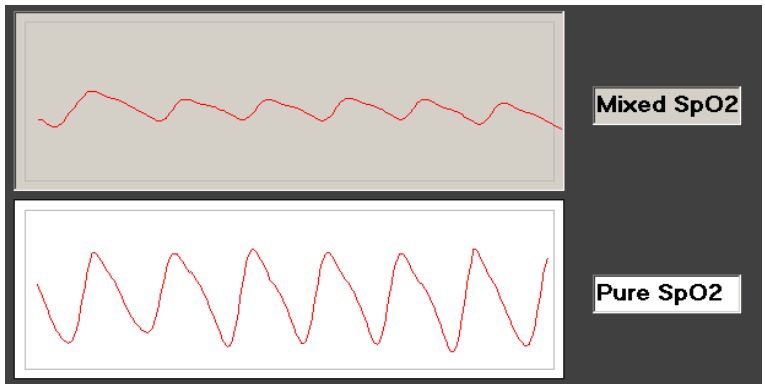
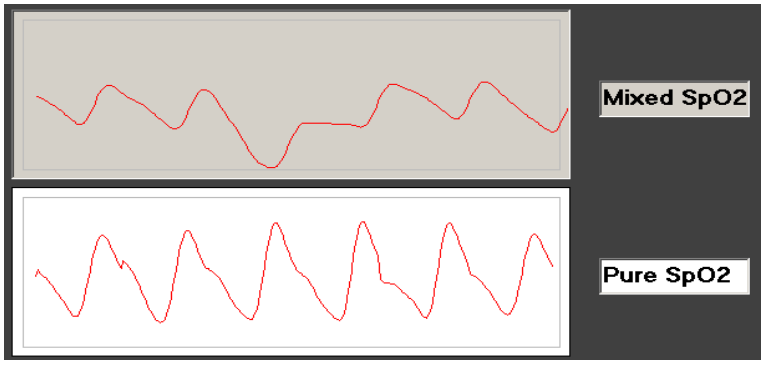
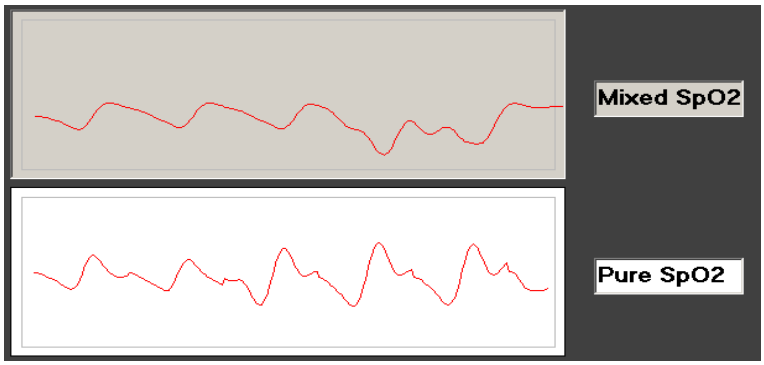


그림 4.19 안정된 PPG 신호에 대한 실시간 복원 결과

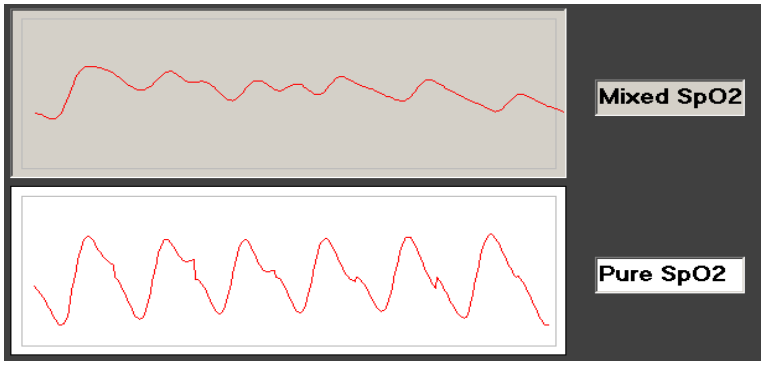
Fig. 4.19 Result of real time reconstruction for stable PPG signal



(a) 손가락의 동잡음에 대한 결과



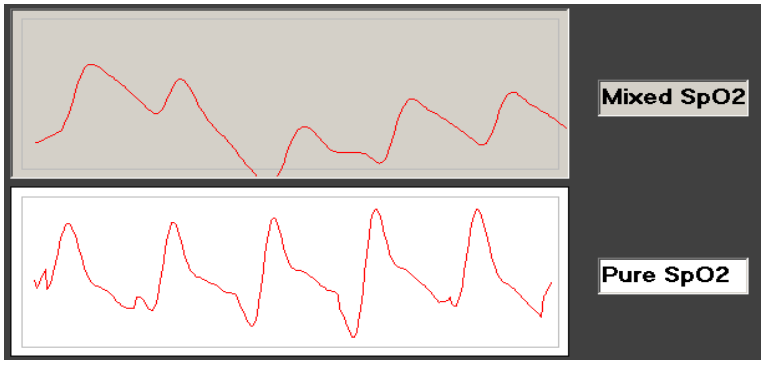
(b) 손목의 동잡음에 대한 결과



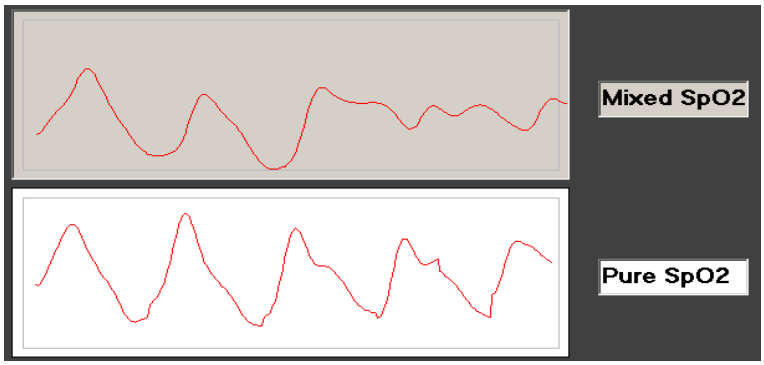
(c) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 1)

그림 4.20 여러 동잡음에 대한 실시간 복원한 결과

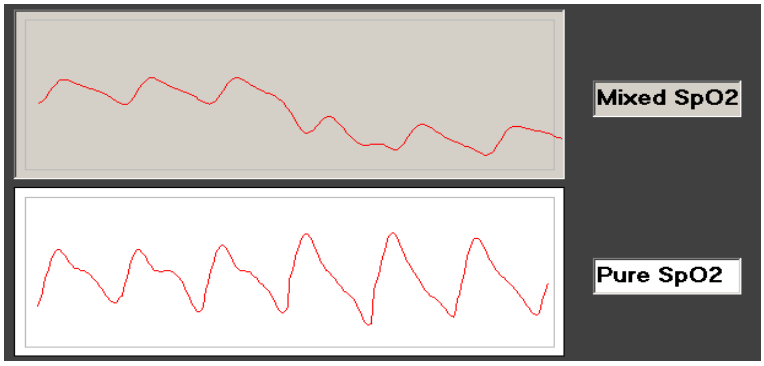
Fig. 4.20 Result of real time reconstruction for motion artifacts



(a) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 2)



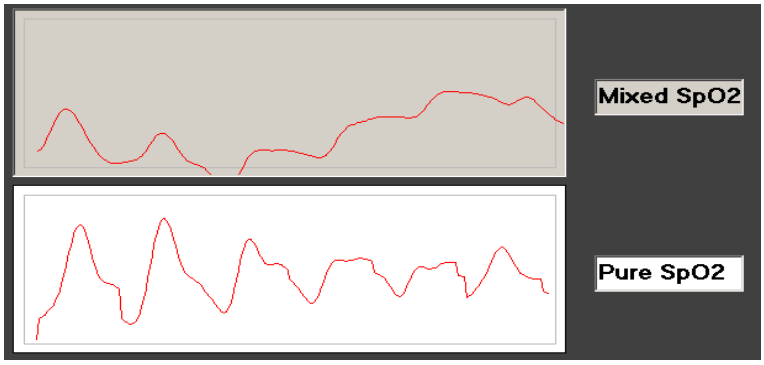
(b) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 3)



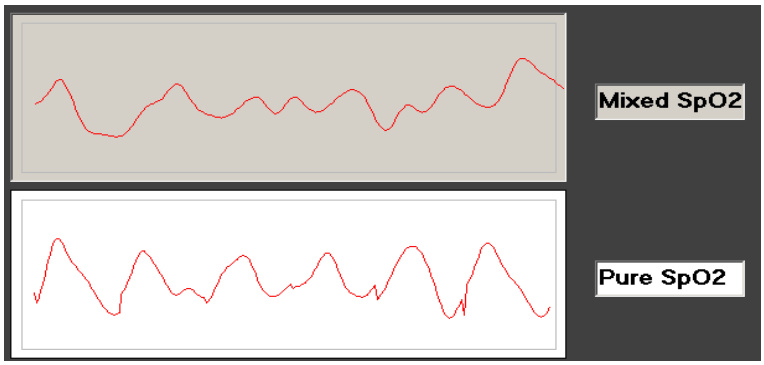
(c) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 4)

그림 4.21 팔꿈치 동잡음에 대한 실시간 복원한 결과

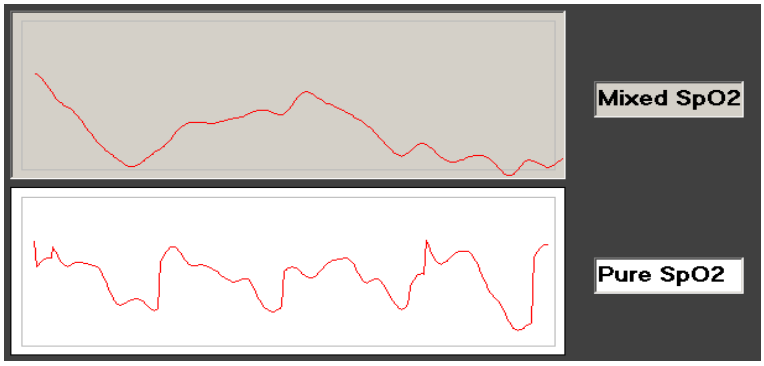
Fig. 4.21 Result of real time reconstruction for elbow motion artifact



(a) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 5)



(b) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 6)



(c) 팔꿈치 동잡음에 대한 결과(경우 7)

그림 4.22 팔꿈치 동잡음에 대한 복원하지 못한 결과

Fig. 4.22 Failed result of real time reconstruction for elbow motion artifact

본 논문에서 제안하는 알고리즘은 입력 데이터를 버퍼에 저장하고 이들 저장된 신호에 대하여 제안하는 ICA 알고리즘을 적용한다. 그리고 PPG 신호를 복원하고 있다. 알고리즘에서의 전처리 과정은 입력 신호에 대하여 주기를 측정하고 이 주기에 기초하여 입력신호를 재배열한다. 이 입력 신호에 대한 비가우스 특성을 최대화하여 ICA 알고리즘을 수행한다. 이 때 입력 신호에 대한 주기를 측정하지 못하면 제안하는 알고리즘의 결과는 PPG 신호를 추출하지 못한다. 그림 4.19와 그림 4.20의 (a), (b), (c)는 4개 이상의 PPG 신호 펄스를 가지고 있는 신호들이다. 그림 4.20의 (a), (b), (c)의 동잡음이 있는 경우에도 4개 이상의 주기 펄스를 가지고 있다. 따라서 주기의 측정이 가능하다. 그리고 그 결과는 그림에서처럼 PPG 신호를 복원하였다. 그림 4.21의 (a), (b), (c)의 경우는 주기 펄스가 3~4개 정도 나타난 PPG 신호에 대한 결과이다. 이 결과 또한 주기를 측정할 수 있었기 때문에 PPG 신호를 복원할 수 있었다. 특히 그림 4.21 (b)의 경우 팔꿈치 동잡음의 혼합에 의한 PPG 신호의 변화가 있어도 DC 레벨의 변화인 것 같은 형태를 이룬다. 이 경우 알고리즘 내에서 주기를 측정하기 전에 신호에 대한 중심화 처리를 수행함으로서 DC 레벨의 변화에 따른 영향을 최소화할 수 있다. 그림 4.22의 (a), (b), (c)는 입력 신호에 대하여 PPG 신호를 만족스럽게 복원하지 못한 예이다. 특히 (j)의 경우는 500개 데이터 내에 주기를 가진 PPG 펄스가 존재하지 않는 신호이다. 이는 과도한 동잡음에 의해 나타나는 PPG 신호로서 이 경우 신호의 주기를 정확하게 측정할 수 없다. 따라서 그 결과는 PPG 신호를 추출하지 못한다. 따라서 획득한 입력신호에 주기성을 가진 PPG 신호의 펄스가 최소 3~4개 이상 섞여 있어야 PPG 신호를 추출함을 알 수 있다. 그러나 신호 입력에 대하여 그 주기를 정확하게 찾을 수 있다면 그림 4.20와 그림 4.21에서처럼 동잡음이 나타난 경우의 입력에 대하여 PPG 신호를 추출할 수 있다.

제 5 장 결　　론

본 논문은 환자의 동잡음에 의한 PPG 신호의 왜곡에 대한 신호처리 알고리즘을 제안하였다. 그리고 제안한 알고리즘이 실시간 시스템에서 구현되기 위하여 하드웨어를 구현하였다. 구현한 하드웨어에 제안된 알고리즘을 적용하여, 실시간 환경에서 실험을 하였다. 제안된 알고리즘은 입력신호의 주기를 찾고, 이 신호에 대한 인터리빙, 시간축에서의 저대역 필터링, 그리고 이노베이션 처리를 수행하는 전처리 과정을 수행한다. 이 결과에 대한 중심화와 백색화 과정을 수행한 다음, FastICA 알고리즘을 수행한다. 전처리 과정에서 PPG 신호의 주기성을 이용한 인터리빙과 시간영역에서의 저역통과필터링은 크게 손상된 신호를 보안하였다. 그리고 잡음의 동적영역을 감소시켰다. 이노베이션 처리는 두개의 독립성분들 사이의 통계적 독립성을 증가시켜 FastICA 알고리즘 적용시 효과적으로 신호가 분리되도록 하였다. 이 모든 전처리 과정은 동잡음 제거에 필수적인 요소이며 원 PPG 신호와 동잡음의 유사성으로 인해 ICA로 잘 분리되지 않은 문제를 해결하였다. FastICA을 통하여 PPG 신호와 동잡음 신호를 분리하였다. 그리고 분리된 신호에 대하여 최종적으로 FastICA의 혼합 행렬과 그 역변환 행렬을 이용하여 두 개의 파장에 대한 PPG 신호로 복원하였다.

제안된 알고리즘에 대하여, 동잡음의 네가지 움직임에 대해 1분간 측정한 PPG 신호로부터 실시간 시뮬레이션을 하였다. 그 결과, 기존의 PPG 신호 측정기에 비해 동잡음의 제거에 탁월한 성능을 보였다. 그리고 시뮬레이션에서 동잡음이 있을 경우, 산소포화도 값을 측정하지 않았든 기존의 방법에 반하여 매우 정확한 값을 얻을 수 있다.

그리고 제안한 알고리즘에 대하여 실시간으로 구현하기 위하여 하드웨어를 설계하고 실험하였다. 830㎚의 파장을 갖는 적외선광과 660㎚의 파장을 갖는 적색광을 광원으로 이용하였으며 아날로그 회로에서는 프로브의 두 광원을 제어하기 위한 LED 구동 회로와 LED 구동 타이밍에 의해 입력으로 들어오는 신호에

대하여 5KHz 저역통과 필터링을 수행하고 이득이 100인 차동 증폭기를 설계하였다. 그리고 주변광 신호를 제거하고 각 연속된 PPG 신호를 검출하기 위한 멀티플럭스 회로를 구현하였다. 주변광 성분을 제거하고 그리고 PPG 신호에 대한 AC 성분을 증폭하는 이득이 4인 신호 증폭부와 이 아날로그 신호에 대하여 제안하는 동잡음 제거 알고리즘을 적용하기 위하여 A/D 변환기 회로를 설계하였다. 이 변환기의 출력은 시리얼 인터페이스를 통하여 DSP 칩이 탑재된 DSK5416에 전송이 되고, DSK5416 보드의 TMS320VC5416 DSP 칩에서 신호처리를 수행하도록 설계하였다. 신호의 처리는 샘플링 주파수 125Hz에 대하여 500개 데이터를 획득하고, 알고리즘을 연속적으로 입력에 적용하였다. DSK5416 보드와 일반 퍼스널 컴퓨터간의 USB 케이블을 통하여 인터페이스를 구현하였다. DSK5416에서 처리한 신호에 대하여 PC에서 이 신호를 디스플레이 되도록 구현하였다. PC에서 동작하는 프로그램은 Visual Basic 6.0 프로그램으로 작성하였다.

본 논문의 연구결과로 알 수 있는 것을 요약하면 다음과 같다.

1) 제안된 알고리즘의 모의실험을 통해, 일반적인 ICA 알고리즘을 적용한 경우보다 전처리 과정을 거친 ICA 알고리즘을 수행함으로서 PPG 신호 검출 성능이 우수함을 알 수 있었다.

2) DSP에 적용된 알고리즘으로부터, 일반적인 PPG 신호 측정 장비의 내부 알고리즘에 설계되는 잡음제거 필터를 사용하지 않고도 PPG 신호를 복원할 수 있음을 알 수 있었다.

3) 실시간으로 구현한 결과로부터, 4 초간의 입력 데이터에 주기성을 나타내는 PPG 펄스가 3~4개 이상 존재해야 PPG 신호의 복원이 가능함을 알 수 있었다. 실시간 구현 결과로부터, PPG 신호에 대하여 과도한 동잡음의 혼합이나 장기간 연속되는 동잡음의 혼합에 의한 PPG 신호의 복원은 어려움을 알 수 있었다.

그러나 동잡음 제거의 성능을 보행중이나 운동 중에도 측정이 가능하도록 향상시키기 위해서는 신호의 포화를 근본적으로 제거하고 직류 레벨을 계속 일정하게 유지하는 회로상의 보완이 필요하다. 그리고 PPG 신호의 AC성분

이 DC 성분에 비하여 상대적으로 매우 작은 값을 가진다. 따라서 보다 정확한 높은 분해능을 가진 A/D 변환기가 요구된다. 그리고 ICA를 통한 분리의 정확성 증가도 요구된다.

참 고 문 헌

[1] I. Yoshiya, Y. Shimada, and K. Tanaka, "Spectrophotometric monitoring of arterial saturation in the finger tip," Med. Biol. Eng. Comput., vol. 18, no. 1, pp. 27~32, 1980

[2] K. K. Tremper and S. J. Barker, "Pulse oximetry," Anesthesiology, vol. 70, no. 1, pp. 98~108, 1989

[3] P. Renevey, R. Vetter, J. Krauss, P. Celka, R. Gentsch and and Y. Depeursinge, "Wrist- located pulse detection using IR signals, activity and nonlinear artifact cancellations," In Proc. of the 23rd Annual EMBS international conference, October 25~28, Istanbul, Turkey, 2001

[4] J. G Webster, "Design of Pulse Oximeters", Institute of Physics Publishing, 1997

[5] Ross Flewelling, "Noninvasive Optical Moni toring," CRC Press, Inc., pp. 1346~1352, 1995

[6] Josephan M. Schmitt, "Simple Photon Diffusion Analysis of the Effects of Multiple Scattering on Pulse Oximetry", IEEE Trans-action on Biomedical Eng., vol. 38, no. 12, pp. 1194~1203, 1991

[7] Paul D. Mannheimer, James R.Casciani, Michel E. Fein, Member, "Wavelength Selection for Low-Saturation Pulse Oximetry," IEEE Transaction on Biomedical Engineering, vol. 44, no. 3, pp. 148~158, 1997

[8] Mauro R. Ushizima, Sergio S. Muhlen, Idagene A. Cestari, "A Low-Cost Transmittance Transducer for Measurement of Blood Oxygen Saturation in Extracorporeal Circuits," IEEE Transaction On Biomedical Engineering, vol. 48, no. 4, pp. 495~499, April, 2000

[9] Aymen A. Awad, M. Ashraf M. Ghobashy, Wagih Ouda, Robert G. Stout, Davis G, Silverman, Kirk H. Shelley, “Different Responses of Ear and Finger Pulse Oximeter Wave Form to Cold Pressor Test,” ANESTH ANALG, vol. 92, pp. 1483～1486. 2001
[10] Kelleher JF, “Pulse Oximetry”, J Clin Monit, vol. 5, no. 1, pp. 37～40, 1989
[11] Millikan GA, "The Oximeter-an instrument for measuring continously the oxygen saturation of arterial blood in man", Rev Scient Instruments, vol. 13, pp.434～444, 1942
[12] Flick MR, Block AJ, “In vivo continuous arterial oxygen saturation measurements by oximetry”, Am Rev Respir Dis., pp. 113～126, 1976
[13] Girsh LS, Girsh BJ, “Arterial oxygen saturation by noninvasive oximetry technique: An office testfor determining jeopardy of status asthmaticus”, Ann Allergy, vol. 42, pp. 14～18, 1979
[14] Flewelling R, “Noninvasive optical monitoring, Medical instruments and devices”, pp. 1346～1352
[15] Tremper KK, Barker SJ, “Pulse oximetry and oxygen transform, Pulse Oximetry Ch3”, Springer-Verlag, 1986
[16] Siegel MN, Gravenstein N, “Preventing 주변광 light from affecting pulse oximetry”, Anesthesiology, vol. 67, pp. 280～288, 1987
[17] Barker SJ, Tremper KK, “The effect of carbon monoxide inhalation on pulse oximeter signal detection”, Anesthesiology, vol. 67, pp. 599～603, 1987
[18] Barker SJ, Tremper KK, Hyatt J, Zaccari J, “Effects of methemoglo- binemia on pulse oximetry & mixed venous oximetry”, Anesthesiology, 67:A170, 1987
[19] Cornelissen PJH, van Woensel CLM, van Del WC, de Jong PA, “Correction factors for hemoglobin derivatives in fetal blood as measured with the IL282 Co-Oximeter”, Clin Chem vol. 29, pp. 1555～1556, 1983

[20] “IL282 Operators Manual”, Instrumentation Laboratories, Lexington, Messachusetts, 1978
[21] Nickerson BG, Sakrison C, Tremper KK, “Bias and precision of pulse oximeters and arterial oximeters”, Chest vol. 93, pp. 515~517, 1988
[22] J. P. Payne, J. W. Severinghaus, “Pulse Oximetry, Springer-Verlag, Berlin”, 1986
[23] Y. X. Yang, B. S. Xie, Z. X. Zhou, J. N. Liu, Y. Y. Xue, G. L. Lv, “Computer analysis system of blood oxygen saturation in an animal hypoxia model”, MED. & BIOL. ENG. & COMPUT., vol 36, pp. 355~358, 1998
[24] L. G. Lindberg, M. Vegfors, C. Lennmarken, P. A. Oberg, “Pulse Oximeter signal at various blood flow conditions in an vitro model”, MED. & BIOL. ENG. & COMPUT., vol 33, pp. 87~91, 1995
[25] Michael G. Sowa, James R. Mansfield, Gordon B. Scarth, Henry H. Manstsch, “Noninvasive Assessment of Regional and Temporal Variation in Tissue Oxygenation by Near-Infrared Spectroscopy and Imaging”, Applied Spectroscopy, vol. 51, no. 2, pp. 143~152, 1997
[26] Judith D. Redling, Metin Akay, “Noninvasive cardiac output estimation : a preliminary study, Biol., Cybern”. vol. 77, pp.111~122, 1997
[27] Patel D. J., Austen W. G., “Impedance of certain large blood vessels in man”, Ann NY Acad Sci., vol. 115, pp. 1129~1139, 1964
[28] Milnor W. R. Conti C. R., Lewis K. B., O'Rourke M. F., “Pulmonary arterial pulse wave velocity and impedance in man”, Circ Res, vol. 25, pp. 637~649, 1969

[29] James M., Robert L., “Thermodilution Cardiac Output : A Critical Analysis and Review of The Literature, Journal of Surgical Research”, vol. 27, pp. 392～404, 1979
[30] M. B. Taylor, J. G. Whitwam, “The accuracy of pulse oximeters, Anaesthesia”, vol 43, pp. 229～232, 1988
[31] I, Fine, A. Weinreb, “Multiple scattering effect in transmission pulsion pulse oximetry”, Med.& Biol. Eng. & Comput., vol. 33, pp. 709～712, 1995
[32] W. G. Zijlstra, A. Buursma, W. P. Meeuwsen-van der Roest, “Absorption Spectra of Human Fetal and Adult Oxyhemoglobin, De-Oxyhemoglobin, Carboxyhemoglobin, and Methemoglobin”, Clin., Chem.,vol. 37, no. 9, pp. 1633～1638, 1991
[33] Julien F. Biebuyck, “Pulse Oximetry,Anesthesiology”, vol. 70, pp. 98～108, 1989
[34] M.J. Hayes and P. R. Smith, "Artifact reduction in photoplethysmography," Appl. Opt., vol. 37, no. 31, pp. 7437～7446, 1998
[35] S.J. Barker and N. K. shah, "The effects of motion on the performance of pulse oximeters in volunteer," Anesthesiology, vol. 86, no. 1, pp. 101～108, 1997
[36] Hillier C, "Detection, Suppression And Reduction of Motion Artefact in Arterial Near Infrared Plethysmography"
[37] Scharf J.E and Rusch T.L, “Optimization of portable pulse oximetry through fourier analysis”, Proc. IEEE Twelfth Southern Biomedical Engineering Comf, 1993
[38] Mitsuhiro Ogawa, Toshiyo Tamura, “Monitoring Of Heart And Respirator Signals with PPG in Bathing,” Procedding of The First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advanced Technology Oct.13～16, pp.788, 1999

[39] P A Kyriacou, D.M.A. Choi, A.R. Moye, R.M. Langford, D.P. Jones, “The Human Esophagus : Investigation of its suitability for Monitoring SpO2,” Procedding of The First Joint BMES/EMBS Conference Serving Humanity, Advanced Technology Oct.13～16, pp.853, 1999

[40] Mattew James Hayes, Peter R. Smith, “A New Method for Pulse Oximetry Processing Inherent Insensitivity to Artifact,” IEEE Transaction On Biomedical Engineering, vol. 48, no. 4, pp. 452～461, April, 2001

[41] Sokwoo Rhee, BooHo Yang, Haruhiko Harry Asada, “Artifact-Resistant Power-Efficient Design of Finger-Ring Plethysmographic Sensors,” IEEE Transaction On Biomedical Engineering, vol. 48, no. 7, pp. 795～905, July, 2001

[42] David L. Reich, Aleksandar Timcenko, Carol A. Bodian, Jonathan Kraidn, Joshua Hofman, Marietta Deperio, Steven N. Konstadt, Tuula Kurid, James B. Eisenkraft, “Predictors of Pulse Oximetry Data Failure, American Society of Anesthesiology”, vol. 84, pp. 859～864, 1996.

[43] Rusch TL, Sankar R, Scharf JE, “Signal processing methods for pulse oximetry, Computers in biology & medicine”, vol. 26, no. 2, pp 143～159, 1996

[44] Chapman KR, “The accuracy and response characteristics of a simplified ear oximeter”, Chest, 83:860～864, 1983

[45] Yelderman M, New W, “Evaluation of pulse oximetry”, Anesthesiology, 59:349～352, 1983

[46] Cheney FW, “The ASA closed claims study after the pulse oximeter”, ASA newsletter 54, 1990

[47] Barker SJ, Tremper KK, “Pulse oximetry: Applications and limitations, Advances in oxygen Monitoring”, International Anesthesiology Clinics, Brown and company, pp. 155～175, 1987
[48] “Ohmeda pulse oximeter model 3700 service manual”, pp. 22, 1986
[49] Pologe JA, “Pulse oximetry:Technical aspects of machine design”, Int Anesthesiology Clinics 25, 1987
[50] N. H. Kim, et al, “Deveplopment of ECG-NIBP-SpO2 Patient Monitor”, APCMBE '99, pp. 12～15, 1999, Seoul, Korea
[51] 조원래, “ST세그먼트 왜곡 최소화를 위한 기저선 잡음제거용 방사 기저함수 뉴럴 필터 설계”, 경상대학교 전기공학과 공학박사 논문, 2001
[52] 주기춘, “마이크로컨트롤러를 이용한 ECG-NIBP-SPO2 환자감시장치 개발에 관한 연구”, 연세대학교 생체공학과 공학석사 논문, 1999
[53] 이주원, 이종회, 강익태, 김경하, 김남현, 이건기, “펄스옥시메터의 동잡음 제거 필터 설계”, 대한의용생체공학회 의공학회지, vo1. 22. no. 5, pp. 431～437, 2001
[54] 이한욱, “신호 분리를 이용한 펄스 옥시메터의 신호처리 개선”, 경상대학교 전기공학과 공학석사 논문, 2001
[55] M. W. Wukitsch, M. T. Petterson, D. R. Tobler, J. A. Pologe, “Pulse Oximetry ; Analysis of theory, technology, and practice”, Journal of Clinical Monitoring, vol 4, pp. 9～301, 1988
[56] Wilmer W. Nichols, C. Richard Conti, Willia E. Walker, William R. Milnor, “Input Impedance of the Systemic Circulation in Man”, Circulation Reserch, vol. 40(5), pp. 451～458, 1977
[57] A. Bruce Carlson, “Communication System:An Introduction to Signals and Noise in Electrical Communication”, Rensselaer Polytechnic Ins, pp.559~582

[58] A. Bruce Carlson, “Communication System:An Introduction to Signals and Noise in Electrical Communication”, Rensselaer Polytechnic Ins, pp. 118～186
[59] W. B. Runciman, R.K. Webb, L.Barker, M.Currie, “The Pulse Oximeter:Applications and Limitations - An Analysis of 2000 Incident Reports”, Anaesth Intens Care., vol. 22, pp. 543～550, 1993
[60] A. R. Visram, R. D. M.Jones, M. G. Irwin, J. Bacon-Shone, “Use of two oximeters to investigate a method of movement artefact rejection using photoplethysmographic signals”, British journal of Anaesthesia, vol. 72, pp. 338～392, 1944
[61] Constantine Dumas, Joyce A. Wahr, Kevin K. Tremper, “Clinical Evaluation of a Prototype Motion Artifact Resistant Pulse Oximeter in the Recovery room”, Anesth Anlog., vol. 83, pp. 269～272, 1996
[62] 김남현, 심원흠, 이건기, 라상원, 김경하, “ECG-SpO2 환자감시장치 개발, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, vol. 20, no. 1, pp. 35～36, 1998
[63] 이한욱,이주원, 조원래, 이종회, 이건기, 김남현, 김경하, 배수현, “계산모델을 간단화한 펄스옥시메터의 설계”, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, vol. 22, no. 1, pp. 205～206, 2000
[64] 김경하,전현배,장원석,신재호,배수현,운영로,김남현, “다기능 환자감시장치 개발”, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, vol. 22, no. 1, pp. 235～236, 2000
[65] 주기춘, 김남현, 김경하, 라상원, 심원흠, “ElanSC300 Microcontroller를 이용한 환자감시장치 개발”, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, vol. 21, no. 1, pp. 228～229, 1999
[66] C.F. Poets and V.A. Stebbens, “Detection of movement artifact in recorded pulse oximeter saturation”, Eur. J. Pediatrics vol. 156, pp. 808～811, 1997
[67] A. Hyvrinen, J. Karhunen, E. Oja. “Independent Component Analysis”, Wiley, 2001
[68] A. Hyvrinen, “Independent component analysis for time dependent stochastic processes”, In Proc. Int. Conf. on artificial Neural Networks(TCANN'98), pp. 135～140, skovde, Sweden, 1998

[69] P. Comon, "Independent Component Analysis - a new concept?" Signal Processing, vol. 36, pp. 287~314, 1994
[70] Aapo Hyvarinen, Erkki Oja, "Independent Component Analysis : A Tutorial, Neural Networks", vol. 13, pp. 411~430, 2000
[71] L. De Lathauwer, P. Comon, B. De Moor, J. Vandewalle, "ICA Algorithms for 3 sources and 2 sensors", IEEE Sig.Proc. Workshop on Higher-Order Statistics, June 14~16, pp. 116~120, 1999
[72] James V. Stone, "Independent component analysis : an introduction", Trends in Cognitive Sciences, vol. 6, no. 2, pp. 59~64, 2002
[73] George E.P. Box, George C. Tiao, "Bayesian Inference in Statistical Analysis, Jone Wiley and Sons, Inc., 1992
[74] Jean-Francois, Cardoso, "Blind Signal Seperation : Statistical Principles", proceedings of IEEE, vol. 86, no. 10, 1998
[75] sergiy Vorobyov, Andrzej Cichocki, "Blind noise reduction for multisensory signals using ICA and subspace filtering, with application to EEG analysis", Biol. Cybern. vol. 86, pp. 293~303, 2002
[76] Stephen Roberts, Richard Everson, "Independent Component Analysis : Principles and Practice", Cambridge Univ. Press, 2001
[77] Mark Girolami, "Advances in Independent Component Analysis", Springer, 2000
[78] Thomas M. Cover, Joy A. Thomas, "Elements of Information Theory", Jone Wiley and Sons, Inc.,1991
[79] I.T.Jolliffe, "Principal Component Analysis", Springer-Verlag,1986
[80] L R. Rabiner, R.W. Schafer, "Digital Processing of Speech Signals", Prentice-Hall Inc, pp. 116~157, 1978
[81] A. Hyvrinen, "Fast and Robust Fixed-Point Algorithms for Independent Component Analysis", IEEE. Trans. Neural Networks, vol. 10, no. 3, 1999

[82] A. Hyvrinen, E. Oja, “A Fast Fixed-Point Algorithm for Independent Component Analysis”, Neural Computation, vol. 9, pp. 1483～1492, 1997
[83] FastICA MATLAB Package [Online]. Available : HTTP : http://www.cis.hut.fi/projects/ica/fastica
[84] Aapo Hyvarinen, “Independent Component Analysis in the Presence of Gaussian Noise by Maximizing Joint Likelihood”, Neurocomputing, vol. 22, pp. 49～67, 1988
[85] J.W. Lee, W.G. Jung, G.K. Lee, “A Design of Adaptive Neural Filter Banks with Filter Neuron”, ISIE proceeding, Vol III, IEEE, June, 2001
[86] Makivirta A., Koski E., Kari A., Sukuvaara T., “The Medical Filter as a preprocessor for a Patient Monitor Limit Alarm System in Intensive Care”, Computer Methods & Programs in Biomedicine, vol. 34, pp. 139～144, 1991
[87] 이진술, “Blind Source Seperation을 이용한 생체신호분리비교”, 연세대학교 석사학위 논문
[88] Aapo Hyvarinen, Juha Karhunen, Erkki Oja, “Independent Component Analysis”, Jone Wiley and Sons, Inc., 2001
[89] Un-Min Bae, Hyung-Min Park, Soo-Young Le, “Top-down attention to complement independent component analysis for blind signal separation”, Neurocomputing, vol. 49, pp. 315～327, 2002
[90] Jie Luo, Bo Hu, Xie-Ting Ling, Ruey-Wen Liu, “Pricipal Independent Component Analysis”, IEEE Transcations on Neural Networks, vol. 10, no. 4, pp. 912～917, 1999
[91] A. Mansour, N. Ohnishi, C. G. Puntonet, “Blind multiuser seperation of instantaneous mixture algorithm based on geometrical concepts”, Signal Processing, vol. 82, pp. 1155～1175, 2 2002

[92] Tw-Won Lee, “Independent Component Analysis”, Kluwer Academic Publishers
[93] Te-Won Lee, M. Girolami, A.J. Bell, T.J. Sejnowski, “A Unifying Information-Theoretic Framework for Independent Component Analysis”. Computers and Mathmatics with Applications 39, pp. 1~21, 2000
[94] 김경하, 유선국, 김병수, 김남현, “독립요소분석을 통한 Photo-plethysmography에서의 동잡음제거”, 대한전기학회지, vol. 52, no. 10, OCT, 2003
[95] Paul M. Embree, “C Algorithms for Real-Time DSP”, Prentice-Hall International, Inc. 1995
[96] Vinay K. Ingle, John G, Proakis, “Digital Signal Processing using Matlab V.4”, PWS & ITP publishing Company
[97] Metin Akay, “Biomedical Signal Processing”, Academic Press, 1994
[98] Rulph Chassaing, “DSP Applications using C and the TMS320C6x DSK”, Jone Wiley and Sons, Inc.

ABSTRACT

Extraction of Artifacts and SpO_2 Sources of Measured Signal from Pulse Oximeter using Independent Component Analysis

Kim, Gyoung Ha
Dept. of Graduate Program
in Biomedical Engineering
The Graduate School
Yonsei University

To measure PPG signals is difficult to the moving patient. Pulse oximeter may fail to calculate an accurate SpO_2 level from PPG signals which have motion artifacts. Because of motion artifacts, PPG signals become low SNR, high MSE, low accuracy, and distortion. Thus, it is need to separate pure PPG signals and motion artifacts from measured PPG signals for accurate measurement of PPG signals and calculation of SpO_2.

In this paper, it is suggested that a new algorithm to separate PPG and motion artifact signal from two input signals in time domain for continuous monitoring. The proposed algorithm was based on the Independent Component Analysis(ICA) assuming the independence between PPG and motion artifact. In order to enhance an efficiency of

the ICA, the ICA input condition was optimized by adding pre-processing in which block interleaving, lowpass time filtering and innovation processing technique were combined. FastICA algorithm was chosen for high-speed calculation and consideration of real-time processing for PPG signal. Implemented hardware system was composed of the analog circuit part, the digital circuit part, and the PC interface part. Used probe was composed of two conventional LEDs with wavelengths of red(660nm) and near infra-red(830nm), and one photo-diode. The analog circuit was composed of the driver part of LEDs, the differential amplifier and multiplexer part, and the reduction part of ambient artifacts and signal amplifier part. The each LEDs were alternately turned on and the output from the probe was amplified and filtered. Also ambient artifact was removed through the independent acquisition of the ambient signals and subtraction of them from necessary signals in the de-multiplexer. The digital circuit was composed of the A/D converter and DSK5416 part. An A/D converter with 16 bit resolution sampled each analog output of PPG signals at 125Hz, and the digital signals were transmitted to the DSK5416 board through the serial port. The TMS320VC5416 DSP chip in the DSK5416 board accomplishes the proposed algorithm for removing motion artifacts. The separated signals which were removed the motion artifacts transported to the PC through USB interface.

Two experiments have done for estimating a performance of the proposed algorithm. First experiment has done with the numerical simulation. The simulation data was a mixed signals which added

random noise to pure sinusoid signals. To separate sinusoid signals from mixed signals, the general ICA algorithm and the propose ICA algorithm were used. The results of two algorithms were evaluated by SNR and MSE. As a result, it is represented that the proposed method showed remarkably smaller MSE than the general method as the SNR decreased. The average of MSE of proposed method became less than 0.5.

Second experiment has done with proposed algorithm on PPG signals measured for one minute with four different motion artifacts. The results of proposed algorithms were evaluated by SNR and MSE. Reconstruction result of PPG signals were less than 1 of MSE on each motion artifact signals. And it was shown that the proposed algorithm could reconstruct signals from 60% to 90%. Thus, the proposed ICA algorithm could be effectively detect, separate and remove motion artifact of input signals. And as a result of experiment in the real-time environment, it was verified that the number of period pulse data must be more than period pulse of 3~4 for reconstruction of signals.

Key Word : ICA, FastICA, Preprocessing, block interleaving, lowpass time filtering , innovation processing