

체임피던스 측정 ASIC의 성능평가 및
측정 결과 보정에 관한 연구

연세대학교 대학원

의공학과

남 기 태

체임피던스 측정 ASIC의 성능평가 및
측정 결과 보정에 관한 연구

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2008년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

남 기 태

남기태의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2008년 12월 일

감사의 글

부족한 저를 항상 이끌어 주시며 많은 가르침을 주신 윤형로 교수님께 진심으로 감사드립니다. 그리고 보배와도 같은 가르침을 주신 이운선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 신태민 교수님, 이용흠 교수님께 감사드립니다. 그리고 프로젝트를 진행하는데 많은 도움을 주셨던 원주의과대학 황성오 교수님, 주현실 교수님께 감사드립니다.

대학원 생활동안 많은 도움을 주시며 항상 모범을 보여주신 박성빈 선배님, 항상 따스하게 대해주신 김기원 사장님, 논문 지도와 함께 인생에 있어 더 소중한 것들을 가르쳐 주신 서광석 선배님께 진심으로 감사드립니다. 그리고 정말 많은 것들을 함께 고민하며 모든 것을 함께 했던 준섭이에게 특별히 고마움을 전합니다. 또한 오랜 시간동안 함께 연구하며 동고동락해온 정인철 선배님, 연식이, 한운이, 명현이, 석환이, 성준이와 앞으로 의용계측연구실을 이끌어 나갈 상오와 육진이에게도 고마움을 전합니다.

바쁜 와중에도 저에게 논문을 작성할 수 있는 시간을 배려해주시고 도움을 주신 김성환 대표님, 한상훈 실장님, 김덕현 팀장님과 우리 메디게이트 식구 여러분께도 감사의 말을 전합니다.

마지막으로 형의 빈자리를 채워주며 듬직하게 큰 멋진 동생과 찬바람 맞으시며 제가 여기까지 올 수 있도록 한결같은 모습으로 든든한 버팀목이 되어주신 사랑하는 아버지, 어머니께 이 작은 결실을 바치며 대학원 생활동안 받은 가르침을 가슴에 새기고 앞으로 펼쳐질 더 큰 세상을 향해 힘차게, 부끄럽지 않게 나아가도록 노력하겠습니다.

2008년

남 기 태 올림

차 례

그림 차례	III
표 차례	V
국문 요약	VII
제 1 장 서론	1
제 2 장 이론적 배경	3
2.1 비만 측정 방법	3
2.1.1 수중 체밀도법	3
2.1.2 DEXA(Dual-Energy X-ray Absorptiometry)	4
2.2 체임피던스법	5
2.2.1 체임피던스법의 원리	6
2.2.2 부분체임피던스 분석법	9
2.3 ASIC(Application Specific Integrated Circuit)	12
2.3.1 ASIC의 분류	12
2.3.2 수율	13
2.3.3 ASIC 설계 과정	13
제 3 장 체임피던스 측정 ASIC 시스템	15
3.1 체임피던스 측정 ASIC	15
3.1.1 체임피던스 측정 ASIC의 구조	15

3.1.2	체임피던스 측정 모듈의 하드웨어 구조	17
3.2	체임피던스 측정 ASIC 소프트웨어	21
3.2.1	통신 프로토콜	21
3.2.2	체임피던스 측정 모듈의 firmware flow chart	22
3.2.3	ASIC 테스트를 위한 사용자 GUI	26
제 4 장	실험 및 결과고찰	27
4.1	ASIC 성능 평가 항목	27
4.2	주파수별 선형성 테스트	28
4.3	재현성 테스트	29
4.4	보정 알고리즘(채널별 오차 테스트 및 정확성 테스트)	34
4.4.1	채널간 오차 보정	35
4.4.2	복수보간법의 적용	40
4.4.3	보정 후 R 모델 측정을 통한 데이터 검증	41
4.4.4	R-C 병렬 모델 측정을 통한 데이터 검증	43
4.5	칩간 특성 비교	51
제 5 장	결론	53
참고 문헌		55
영문 요약		57

그림 차례

그림 2.1 주파수에 따른 임피던스 특성곡선	7
그림 2.2 주파수에 따른 조직 투과 특성	7
그림 2.3 도체 저항과 부피의 관계	8
그림 2.4 전극 부착 방법	9
그림 2.5 부분 체임피던스 측정 방법 1	10
그림 2.6 부분 체임피던스 측정 방법 2	11
그림 3.1 체임피던스 측정 ASIC의 블록도	16
그림 3.2 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈 블록도	17
그림 3.3 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈 인터페이스 블록도	18
그림 3.4 ASIC을 이용하여 제작된 체임피던스 측정 모듈	20
그림 3.5 체임피던스 측정 ASIC의 통신 프로토콜	21
그림 3.6 ASIC제어 Firmware Flow Chart I	23
그림 3.7 ASIC제어 Firmware Flow Chart II	24
그림 3.8 ASIC제어 Firmware Flow Chart III	25
그림 3.9 ASIC 테스트를 위한 사용자 GUI(test mode)	26
그림 3.10 ASIC 테스트를 위한 사용자 GUI(measurement mode)	26
그림 4.1 주파수별 선형성 테스트 결과 그래프	29
그림 4.2 1KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프	30
그림 4.3 5KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프	31

그림 4.4 50KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프 ·····	32
그림 4.5 500KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프 ·····	33
그림 4.6 REF채널과 BODY채널에서 측정된 임피던스 그래프 ·····	38
그림 4.7 50Ω ~ 820Ω을 기준으로 한 1차 선형 보간의 개념도 ·····	40
그림 4.8 R모델의 보정 알고리즘 적용 후의 임피던스 측정 결과 ·····	42

표 차례

표 3.1	체임피턴스 측정 ASIC의 주요사양	15
표 3.2	ASIC 기반 체임피턴스 측정 모듈 Pin Description<8PIN Header>	19
표 3.3	ASIC 기반 체임피턴스 측정 모듈 Pin Description<10PIN Header>	19
표 4.1	ASIC 성능 평가 항목	27
표 4.2	표준저항에 따른 주파수별 V_ADC값	28
표 4.3	1KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터	30
표 4.4	5KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터	31
표 4.5	50KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터	32
표 4.6	500KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터	33
표 4.7	주파수별 재현성 평가 데이터 요약	34
표 4.8	채널간 오차 보정 절차 단계 설명	35
표 4.9	R = 50Ω일 때, REF채널과 BODY채널에서 측정한 임피던스 값	36
표 4.10	R = 430Ω일 때, REF채널과 BODY채널에서 측정한 임피던스 값	36
표 4.11	R = 820Ω일 때, REF채널과 BODY채널에서 측정한 임피던스 값	37
표 4.12	구간별 gradient와 offset	38
표 4.13	최종 보정 알고리즘	39
표 4.14	1차 선형 보간의 적용 수식	40
표 4.15	BODY채널에 측정된 Z값과 보정 및 보간 후의 Z값	41

표 4.16	1KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교 . . .	44
표 4.17	5KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교 . . .	45
표 4.18	50KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교 . . .	46
표 4.19	200KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교 . . .	47
표 4.20	300KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교 . . .	48
표 4.21	500KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교 . . .	49
표 4.22	칩간 특성 분석 결과	52

국문 요약

체임퍼던스 측정 ASIC의 성능평가 및 측정 결과 보정에 관한 연구

개발된 체임퍼던스 측정 ASIC은 넓은 대역의 다중주파수, 부분체임퍼던스법을 구현하였기 때문에 복잡한 아날로그 회로 및 디지털 회로가 하나로 집적되어있다. 따라서 구현된 부분 및 전체 회로의 동작과 성능의 체계적인 검증작업이 요구되며, 측정값이 성능에 직접적인 영향을 미치므로 정확성 및 재현성의 평가가 필수적이다.

이에 따라 본 논문에서는 체임퍼던스 측정 ASIC을 테스트 할 수 있는 모듈 및 베이스보드를 설계하였고, ASIC의 기능 및 성능에 대한 평가를 위한 평가목록을 작성하여 그에 따라 평가를 수행하였다. 또한 체임퍼던스 측정방식의 특성상 발생하는 오차 및 ASIC공정과정에서 발생하는 오차들에 대하여 평가 자료를 바탕으로 보정 알고리즘을 개발하여 측정의 정확성과 재현성을 검증하였으며, ASIC의 중요 사항인 칩간 특성에 대한 균질성을 검증하였다. 기능 및 성능 평가 결과, ASIC을 구성하는 각 블록의 기능적인 부분은 오차범위 안에 있음을 확인하였으나 스위칭 블록, 전극 등에서 필연적으로 존재하는 기생커패시터 및 저항 성분으로 인해 채널 간 전류인입 특성의 차이가 발생하였다. 이를 바탕으로 본 논문에서 개발한 데이터 보정 알고리즘을 적용한 결과, R모델을 이용한 임피던스 값 검증에서 0.02% ~ 0.96%의 오차율을 보였으며 병렬 R-C모델을 이용한 임피던스 값 검증에서 60개의 모델 중에 93%가 2%이내의 오차율을 보였다. 또한 칩간 특성 비교에서도 오차율이 단일칩 내의 오차 범위 내에 존재함을 확인하였다.

본 논문에서 제안한 데이터 보정 알고리즘은 개발된 체임퍼던스 ASIC을 이용한 제품에 실제 적용이 가능한 형태이며, 이를 통해 정확도 향상을 위한 ASIC 수정 없이 높은 정확도의 체임퍼던스 측정이 가능하게 하였다. 뿐만 아니라 단일칩의 재현성은 물론이고 대량 생산 ASIC간의 균일성을 확보할 수 있는데 크게 도움이 될 수 있으므로 양산성 및 양품 획득 수율 면에서 일조 할 수 있을 것으로 예상된다.

핵심 되는 말 : 체임퍼던스법, ASIC, 보정 알고리즘, 부분체임퍼던스, 성능평가

제 1 장 서 론

본 논문은 기 개발된 체임피던스 측정용 ASIC의 기능 및 성능평가를 통해 복잡한 아날로그 및 디지털 회로가 하나로 집적된 ASIC에서 발생하는 오차를 보정하기 위한 알고리즘을 개발하여 ASIC의 수정 없이 높은 정확도의 체임피던스 측정을 가능하게 하는데 목적이 있다.

비만(obesity)은 신체의 구성 성분 중 지방조직이 과다하게 축적되어 신체에 차지하는 비율이 정상 이상으로 증가한 상태로 심혈관계 질환, 당뇨병, 골관절염, 요통, 담석증, 통풍 및 각종 암등 여러 가지 질환의 위험요인(risk factor)일 뿐 아니라 개인의 행동양식 및 정신적인 면에도 영향을 주는 심각한 질병이다[1]. 현재 비만의 유병 인구는 전 세계적으로 급속하게 증가하는 양상을 보이고 있는데, 세계보건기구는 전 세계 인구중에서 1/5에 해당하는 약 12억 명을 과체중 인구로 추산하고 있다[2]. 그리고 서구 선진 외국의 경우 이미 1980년대에 남성의 20% 이상과 여성의 30% 이상이 비만[3]인 것으로 나타났으며, 미국의 경우 2000년 기준으로 전체 인구중에서 약 54.5%가 과체중에 해당된다고 보고하고 있다.[4] 우리나라도 서구식 식습관과 운동량의 감소로 그 심각성이 대두되고 있는데, 성인 3명중 1명은 비만이고 또 성인 비만 인구의 비율이 매년 3%씩 증가하는 실정이다[5]. 그래서 비만의 정도를 나타내 주는 체지방을 포함한 체성분 분석은 비만예방 및 치료 그리고 균형적인 영양상태 평가를 위한 자료로서 요구되어지고 있다.

체지방 측정은 주로 비관혈적인 방법에 의해 이루어지는데 컴퓨터 단층 촬영술(Computerized Tomography), 핵자기영상장치(Magnetic Resonance Imagery), 수중 체밀도법(hydrodensitometry) 및 DEXA(Dual-Energy X-ray Absorptiometry) 등이 표준측정방법으로 많이 사용되고 있다. 그러나 이러한 방법은 측정비용이 비싸며, 주기적인 측정을 통한 치료와 예방 등에 적합하지 않기 때문에 연구단계에서 제한적으로 사용되고 있으며, 임상에서 적용하기에는 적당하지 않다. 그러므로 최근 체성분 평가 방법으로 현장에서 이용이 간편하고, 피검자들의 수용이 쉽고, 신뢰성과 타당성을 검증받은 체임피던스법(Bio-Impedance)이 체성분 측정에 다양

하게 활용되고 있다[6]. 하지만 이러한 체임피던스 측정장치의 구현을 위해서는 정현파 발생장치, 정전류원, 신호처리를 위한 각종 필터, RMS컨버터, 위상측정회로 및 ADC등의 복잡한 아날로그 및 디지털 회로가 필요하다. 또한 회로를 구성하는 정밀한 고가의 부품들이 전량 수입에 의존하고 있기 때문에 제품의 가격 경쟁력 확보에 큰 장애가 되고 있다. 더욱이 중국 등의 동남아 개발도상국의 가격경쟁력과 선진국의 품질경쟁력을 통한 시장 점유율 증가의 현실에서 본다면 품질 및 가격 경쟁력 확보를 위한 대안 마련의 필요성이 있다.

현재 의료기기의 소형화, 저 전력화의 요구에 따라 선진국의 대형 의료기기 업체들은 자체적으로 ASIC을 개발하여 시스템을 소형화 하고 있는 추세이다. 특히 U-Health의 가속화로 인해 ASIC을 이용한 고품위 초소형 생체현상 계측기 개발의 요구와 수요가 급속도로 증가되고 있으며 생체계측 관련 핵심 및 주변기술의 특허출원 경향과 전문가의 기술 및 시장 동향의 전망을 고려할 때 생체현상계측 모듈의 ASIC 개발 필요성은 더욱 커지고 있다. 또한 생체현상계측 모듈이 전량 수입에 의존하고 있음을 감안하면 생체현상계측 ASIC 개발은 가격 경쟁력 및 국제 경쟁력 확보를 위한 대안이 될 수 있다[7].

이러한 요구에 발맞추어 지역산업 중점기술개발에 의해 체성분 분석을 위한 다기능 체임피던스 측정장치의 ASIC화가 이루어졌다. 개발된 ASIC은 넓은 대역의 다중주파수, 부분 체임피던스법을 구현하였기 때문에 복잡한 아날로그 회로 및 디지털 회로가 하나로 집적되어있다. 따라서 구현된 부분 및 전체 회로의 동작과 성능의 체계적인 검증작업이 요구되며, 측정값이 성능에 직접적인 영향을 미치므로 정확성 및 재현성의 평가가 필수적이다.

이에 본 논문에서는 체임피던스 측정용 ASIC을 테스트 할 수 있는 시스템을 구축하여 ASIC을 구성하고 있는 블록별 테스트를 수행함으로써 ASIC의 기능 및 성능에 대한 평가를 수행하고, 평가 자료를 바탕으로 ASIC 공정과정에서 발생하는 설계치와의 오차 및 체임피던스 측정 시스템에서 필연적으로 발생하는 스위치 ON 저항, 스위치 양단간의 기생 커패시터, 측정 전극 및 케이블에서 발생하는 오차 등을 보상하여 ASIC의 정확성 및 재현성을 높일 수 있는 보정 알고리즘을 개발하고자 한다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 비만 측정 방법

2.1.1 수중 체밀도법

수중 체중 측정법은 아르키메데스의 원리를 이용하여 공기 중 무게와 물속에서 무게의 차이로 몸의 부피를 측정하는 방법으로 Siri가 제안하였다. 이 방법은 신체를 구성하는 조직을 지방과 제지방으로 구분하고, 각 조직의 평균밀도와 측정 대상의 평균 밀도를 이용하여 제지방 조직과 지방 조직의 구성비를 예측하는 방법이다[8]. 지방의 밀도는 약 $0.9\text{Kg}/\ell$ 로 물의 밀도 약 $1.00\text{Kg}/\ell$ 보다 작고, 제지방은 약 $1.1\text{Kg}/\ell$ 로 물보다 밀도가 높다. 따라서 지방이 많은 사람은 물속에서의 무게가 상대적으로 작은 반면 지방이 적은 사람은 물속에서의 무게가 상대적으로 크다.

액체나 기체와 같은 유체 내부에 위치한 물체는 유체 내부에서 물체의 최외각 부피에 해당하는 유체의 무게만큼의 부력을 받는다. 그러므로 피검자가 물속에 들어가면 피검자의 최외각 부피에 해당하는 물의 무게만큼 피검자의 체중이 감소한다. 즉 피검자의 최외각 부피에 해당하는 물의 무게는 일반 체중과 수중 체중의 차가되며 이때 물의 밀도를 알면 피검자의 최외각 부피를 계산할 수 있다. 일반적인 체성분 밀도는 물의 밀도보다 높지만, 폐에 존재하는 공기의 양과 소화기 내에 존재하는 가스 때문에 수중에서 평균 밀도는 체내 가스를 포함하지 않은 밀도보다 낮은 값을 갖는다. 따라서 수중 체중 측정 시 피검사는 최대한 숨을 뱉어 폐속의 공기량을 최소화 하여야 하며, 수중 체중을 측정하기 전에 폐 잔여 공기량을 측정하여 몸의 평균 밀도를 구할 때, 잔여 공기량을 외각 부피에서 보상 하여야 한다. 또한 폐속의 잔기량과 함께 같은 이유로 소화 장기가 포함된 가스의 용적을 보상하여야 한다. 폐의 잔기용적과 소화 장기에 포함된 가스를 보정한 피검자의

밀도는 식(2.1)과 같다.

$$\text{피검자의 최외각부피} = \frac{\text{체중} - \text{수중 체중}}{\text{물의 밀도}} \quad (2.1a)$$

피검자의 체성분 밀도 =

$$\frac{\text{체중}}{\text{피검자의 최외각부피} - (\text{폐의 잔기용적} + GI\text{gas})} \quad (2.1b)$$

여기서 폐의 잔기용적은 최대로 호기 하여도 폐에 남아있는 공기의 부피이며, GI gas는 소화 장기에 있는 가스의 용적이다. 성인 남성의 경우 약 100mL를 언제나 함유하고 있다[24].

2.1.2 DEXA(Dual-Energy X-ray Absorptiometry)

DEXA(Dual Energy X-ray Absorptiometry) 분석 결과는 다양한 비관혈적 체성분 분석의 기준자료로 사용하고 있다[25]. 체성분 검사를 위해 에너지가 서로 다른 두 개의 방사선을 이용하며, 두 개의 매우 낮은 방사선 에너지가 신체를 통과하면서 골무기질, 제지방, 지방을 측정하게 된다. DEXA는 모든 대상에 대하여 안전하게 사용할 수 있으며 측정이 간편하고 정확한 반면, 기기가 고가이며 정기적인 기기의 표준화가 필요하고 150Kg 이상에서는 정확도가 떨어질 수 있다. 측정시에 노출되는 방사선 양은 흉부 촬영보다도 훨씬 적은 양이며 체지방 측정에 대한 오차는 약 1.7% 이다[9].

E_L 과 E_H 의 서로 다른 에너지를 갖는 방사선이 뼈와 연부조직으로 이루어진 물체를 통과할 때 방사선이 투과된 지점의 연부조직의 두께를 s_t 라 하고, 뼈의 두께를 s_b , E_L 에너지에 대한 연부 조직의 감쇄 계수를 μ_{tL} , E_H 에너지에 대한 연부 조직의 감쇄 계수를 μ_{tH} , E_L 에너지에 대한 뼈 조직의 감쇄 계수를 μ_{bL} , E_H 에너지에 대한 뼈 조직의 감쇄 계수를 μ_{bH} 라 하면, 조사한 방사선의 광량 감소는 식(2.2)와 같

이 표현된다.

$$\begin{aligned} I_L &= I_{0L} \exp[-\mu_{tL} \cdot s_t - \mu_{bL} \cdot s_b] \\ I_H &= I_{0H} \exp[-\mu_{tH} \cdot s_t - \mu_{bH} \cdot s_b] \end{aligned} \quad (2.2)$$

식(2.2)를 선형화 하고 연립방적식의 해를 구하면 식(2.3)과 같이 s_t 와 s_b 를 구할 수 있다.

$$\begin{aligned} s_t &= \frac{\mu_{bH} \ln(I_{0L}/I_L) - \mu_{bL} \ln(I_{0H}/I_H)}{\mu_{bH} \mu_{tL} - \mu_{bL} \mu_{tH}} \\ s_b &= \frac{\mu_{tH} \ln(I_{0L}/I_L) - \mu_{tL} \ln(I_{0H}/I_H)}{\mu_{tH} \mu_{bL} - \mu_{tL} \mu_{bH}} \end{aligned} \quad (2.3)$$

2차원 평면에 대하여 일반화 하면 식(2.4)으로 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} s_t(x, y) &= \left(\frac{\mu_{bL}}{\mu_{bH} \mu_{tL} - \mu_{bL} \mu_{tH}} \right) \ln \left[\frac{I_H(x, y)}{I_{0H}(x, y)} \right] - \left(\frac{\mu_{bH}}{\mu_{bH} \mu_{tL} - \mu_{bL} \mu_{tH}} \right) \ln \left[\frac{I_L(x, y)}{I_{0L}(x, y)} \right] \\ s_b(x, y) &= \left(\frac{\mu_{tL}}{\mu_{tH} \mu_{bL} - \mu_{tL} \mu_{bH}} \right) \ln \left[\frac{I_H(x, y)}{I_{0H}(x, y)} \right] - \left(\frac{\mu_{tH}}{\mu_{tH} \mu_{bL} - \mu_{tL} \mu_{bH}} \right) \ln \left[\frac{I_L(x, y)}{I_{0L}(x, y)} \right] \end{aligned} \quad (2.4)$$

따라서 임의 평면내의 s_t 와 s_b 의 값을 적분하면 평면 내 뼈와 연부조직의 질량을 계산할 수 있다[10].

2.2 체임피던스법

체임피던스법은 체수분을 전기적인 방법을 사용하여 측정하는 기술이다[11]. 체임피던스법의 기본원리는 신체를 각각 저항성 성분과 용량성 성분으로 작용하는 세포외액과 세포내액의 비지방조직의 구획으로써 하나의 실린더로 형성된 도체라고 가정한다. 근육조직은 전해질이 포함된 수분으로 구성되어 있으므로 전류를 잘 전도하게 하는 반면 지방은 절연체로 작용하여 전류를 거의 전도하지 못하게 한

다[12]. 체임피던스법에 관한 연구는 Thomasset등이 체수분의 지표로서 전기 저항을 이용한 측정에서 시작되었으며 Hoffer등은 총 신체 저항과 총 체수분 사이에 상관관계가($r=0.92$)가 있음을 보여주었다. 그리고 임피던스와 임피던스 지수(impedance index : Height^2/Z)사이의 체적 관계에 기초하여 체지방의 대부분을 차지하는 체수분량을 예측하면서 체임피던스법이 체지방량을 추정하는 방법으로 이용되었다[13]. 체임피던스법은 비교적 사용이 간단하며, 측정이 빠르고, 비관혈적인 방법이라는 장점과 함께 장기적인 모니터링과 주기적인 측정에 적합하기 때문에 건강클리닉과 병원에서 널리 사용하고 있다[14].

2.2.1 체임피던스법의 원리

체임피던스는 주파수에 의존적이며 교류의 전기적 흐름을 방해한다. 임피던스(Z)는 특정 주파수에서 측정된 저항(R)과 리액턴스(X_c)의 두 벡터의 합으로 이루어지며 식 (2.5)과 같다[15].

$$Z = \sqrt{(R^2 + X_c^2)} \quad (2.5)$$

몸에 교류 전류를 흘렸을 때 저항성분은 전류의 흐름을 막는 비 전도체 성분에 해당하며, 리액턴스는 세포막이나 생체조직의 경계면, 구조적인 형태에서 오는 커패시턴스의 영향으로 교류전류의 흐름에 영향을 준다[15]. 그림 2.1은 주파수 변화에 따른 생체조직의 저항과 리액턴스의 변화를 복소평면 위에 나타낸 것이다. 그림 2.2는 생체 조직의 주파수별 전류 투과 특성을 보여준다. 그림 2.2에서 저주파수 전류는 세포막의 본래 용량성 특성으로 인해 세포를 통과할 수 없으며, 고주파수 전류는 세포막을 투과하여 세포내액 성분과 세포외액 성분들의 합으로 임피던스를 측정할 수 있다[16].

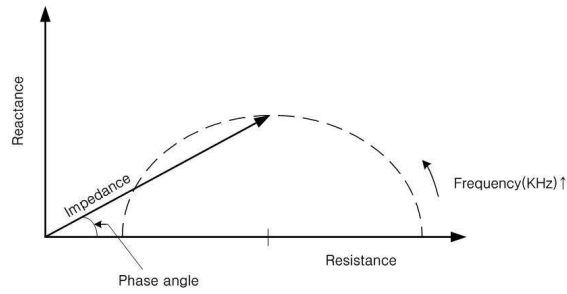


그림 2.1 주파수에 따른 임피던스 특성곡선

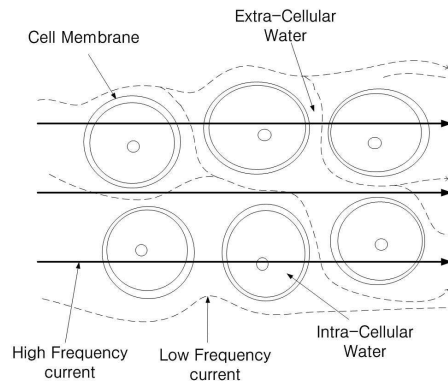


그림 2.2 주파수에 따른 조직 투과 특성

단일 주파수를 사용하는 체임피던스 분석은 일반적으로 인체에 해가 없는 50kHz, 800 μ A 이하의 미세 교류 전류를 인체에 인입하는 방법을 사용한다. 전류가 도체를 따라 흐를 때 도체의 전기 저항은 도체 크기의 함수로 나타낸다. 부피를 V , 저항값을 R , 고유 저항값을 ρ 라 하면,

$$V = L \times A \quad (2.6)$$

$$R = \rho \frac{L}{A} \quad (2.7)$$

식(2.6)과 식(2.7)을 이용하여 A 를 소거하고 V 에 대해 정리하면 식(2.8)과 같다.

$$V = \rho \times \frac{L^2}{Z} \quad (2.8)$$

리액턴스(Xc)가 임피던스 값에 거의 영향을 미치지 못하기 때문에 신체 저항을 근사적으로 임피던스 값으로 사용하였다[13]. 그러므로

$$V = \rho \times \frac{L^2}{R} \quad (2.9)$$

식(2.9)를 그림 2.3과 같이 인체에 적용하면 L은 신체의 길이를 대표하는 신장, 비저항(ρ)은 단위 부피당 저항값이다. 체수분에는 단위 부피당 일정량의 전해질이 녹아 있어서 비저항값은 일정하다고 가정한다면 전기 저항값을 임피던스 측정기로 측정하여 식에 대입하면 체수분량을 구할 수 있게 된다.

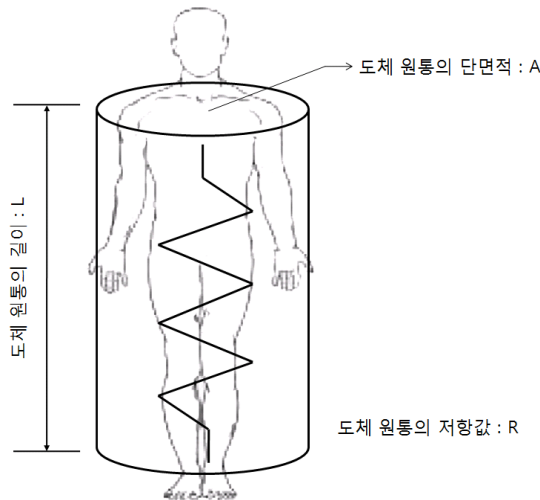


그림 2.3 도체 저항과 부피의 관계

전극의 부착방법에는 크게 두 가지가 있는데 전류인입과 전압측정을 하나의 전극에서 실행하는 두 단자(bipolar)방법과 전류인입과 전압측정을 각각의 전극에

서 실행하는 네 단자(tetrapolar)방법이 있다. 두 단자 방법은 임피던스 측정시 전극의 접촉 임피던스 및 주파수에 따른 임피던스에 영향을 받지만 네 단자 방법은 임피던스를 간접적으로 측정하는 방법으로써 전극의 임피던스 및 접촉저항(contact resistance)를 제거하기 위한 방법이다. 그림 2.4은 네 단자 전극 부착 방법을 나타낸 것이다. 전류원의 출력 임피던스와 AC volt meter의 입력 임피던스가 전극의 임피던스 및 전극과 피부사이의 접촉저항에 비해 상당히 크면 전극의 임피던스 및 전극의 접촉저항의 영향을 최소화 할 수 있다[17].

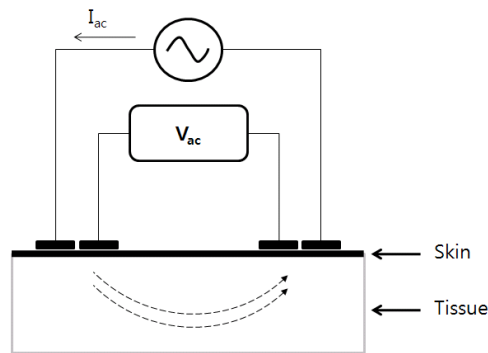


그림 2.4 네 단자 전극 부착 방법

2.2.2 부분체임피던스 분석법

손목-발목 체임피던스법은 인체를 하나의 원통으로 모델링하여 오른손목과 오른 발목 사이의 체임피던스를 측정하여 체성분을 예측한다. 그러나 이러한 단순화 모델링은 사지와 몸통의 체지방 부피와 이에 따른 체임피던스 크기의 관계에서 큰 약점을 가지게 된다. 예를 들어 인체의 전체 체임피던스에서 팔은 가장 큰 값을 갖고 있지만, 실질적으로 인체의 전체 체지방량에 비해 매우 적은 양을 차지하여 기여하는 바가 적다. 반면 몸통 체임피던스의 경우 인체 체임피던스중 가장 작은 값을 나타내지만 실질적으로 전체 체지방 부피에는 가장 많은 영향을 준다[18]. 다시 말해 손목-발목 체임피던스법이 가지고 있는 근본적인 문제 중에 하나는 인

체 부위별 저항값이 크게 다르다는 점을 보완 할 수 없다는 것이다. 이러한 문제 점을 해결하려는 노력의 일환으로 부분체임피던스법이 제안되었다. 부분체임피던스를 각각 측정하고 체성분 분석을 부위별로 계산한 후, 이를 합산하여 신체의 체성분을 분석하려는 노력이다[19][20].

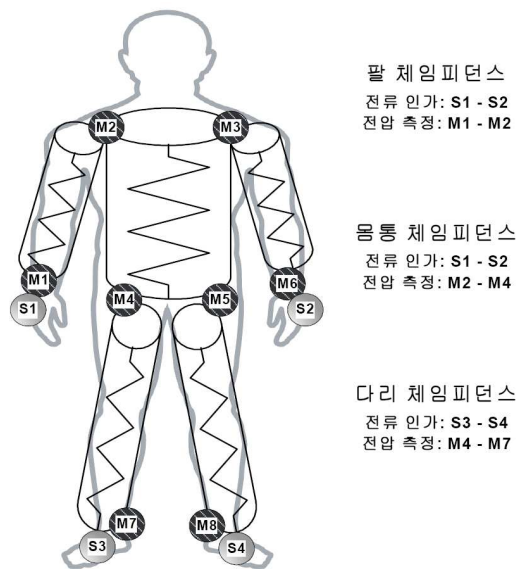


그림 2.5 부분 체임피던스 측정 방법 1

부분체임피던스를 측정하는 방법으로는 크게 2가지 사용되어지고 있다. 첫 번째 방법에는 그림 2.5에서 체임피던스 측정에서 사용되는 4개의 표준 전극 이외에 어깨와 허벅지 위에 추가로 전극을 부착시킨다. 손등과 발등 사이에서 전류를 흘려주면서 전압은 손목과 어깨에서 측정하여 팔의 저항으로, 어깨와 허벅지 전극에서 측정하여 몸통 저항으로, 허벅지와 발목에서 측정하여 다리 저항으로 사용한다 [19][21][22].

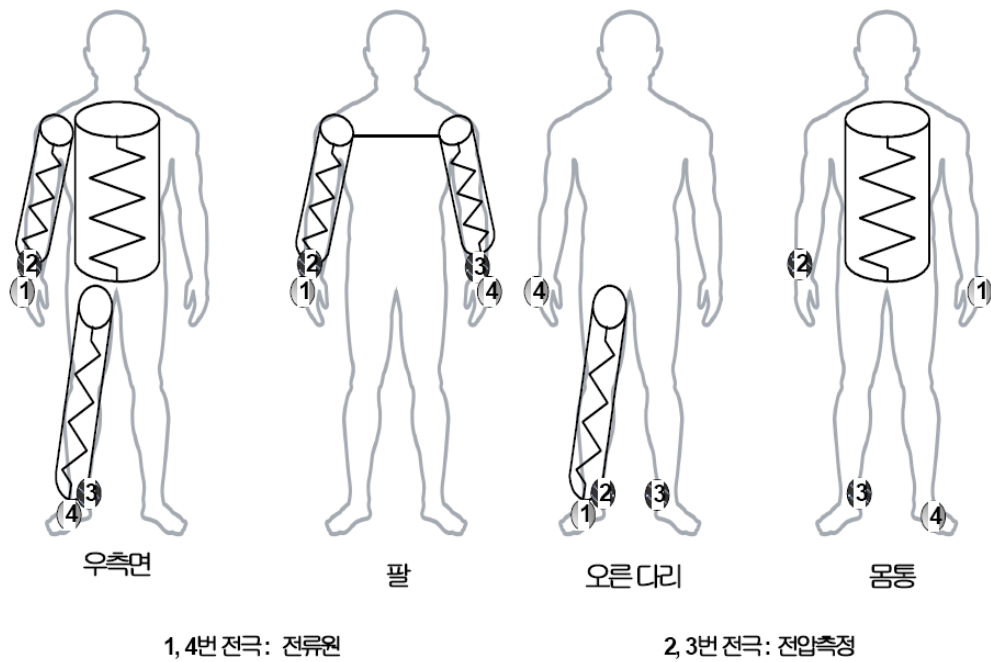


그림 2.6 부분 체임피던스 측정 방법 2

두 번째 방법은 그림 2.6에서 4개의 표준 전극 이외에 4개의 추가되는 전극을 왼손과 왼발에 부착시킨다. 전류가 오른쪽 손등과 발등 사이로 흐를 때 오른손과 발 사이에서 전압을 측정하여 우측면 저항으로, 오른쪽 손과 왼쪽 손 사이에서 전류를 인가하고 전압을 측정하여 팔 저항으로, 전류가 오른 손에서 오른발 사이로 흐를 때 전압을 양 다리에서 측정하여 오른다리 저항을 측정하는 방법이다 [22][23]. 그림 2.6과 같은 두 번째 방법은 전극을 부착하는 개수가 작고 팔과 다리 그리고 몸통의 경계를 명확히 구분하여 전극을 위치할 필요가 없기 때문에 실제 응용에서 많이 사용되고 있다.

2.3 ASIC (Application Specific Integrated Circuit)

ASIC (Application Specific Integrated Circuit)은 비메모리 반도체의 일종인 주문형 반도체로, 말 그대로 특정한 응용 분야와 특정한 기기를 위해 주문 제작하는 집적회로다. LSI 시장 조사 회사인 DATA QUEST사가 84년경부터 사용하기 시작한 용어로서 시스템 업체가 특정용도 상품의 독창화, 소형화를 통한 원가 절감을 위해 개발하는 IC를 말한다. 또한 ASIC의 개발을 통해 전체시스템의 경량화 및 유지 보수에 대한 비용절감으로 신뢰성의 향상을 볼 수 있고 보드 레벨과 비교했을 때 개발기간의 단축이 가능하다. 그리고 시스템의 업그레이드가 용이하며 자체적인 설계 기밀을 유지할 수 있는 기대 효과를 낼 수 있다.

ASIC은 비메모리 분야에 중요한 위치를 확보하고 있으며 가전, 통신, 컴퓨터, 공장용 자동제어 기기, 자동차 부분 제어기기 등의 광범위한 전자 응용분야에 응용되고 있다. 주문형 집적회로는 완전 주문형 집적회로(Full-Custom IC)와 반주문형 집적 회로(Semi-Custom IC)로 구분되고, 스탠더드 셀의 개념을 확장하여 셀 라이브러리(Cell Library)를 포함하는 설계 방법이 응용되고 있다.

2.3.1 ASIC의 분류

주문형 집적회로인 ASIC은 CAD시스템을 얼마나 이용하느냐에 따라 구분된다.

1) 완전 주문형 집적 회로(Full-Custom IC) : 거의 모든 작업을 사람이 직접 수행하며 이로 인해 사람이 원하는 대로 설계가 가능하기 때문에 칩 면적, 속도, 소비 전력 등을 고려해 볼 때 가장 최적의 상태를 만들 수 있다. 그러나 개발비가 비싸고 개발기간 역시 오래 걸리기 때문에 주로 대량 생산에 적합하다.

2) 반주문형 집적회로(Semi-custom IC) : 반주문형 집적회로는 주문형 집적회로의 특징을 가지면서 완전 주문형 집적회로 보다는 적은 노력과 적은 비용으로 빠른 기간 내에 원하는 IC를 제작하기 위한 것인데 궁극적으로 CAD 시스템을 쉽

게 이용하고자하는 방법이다. 다시 말해 CAD내에서의 작업의 많은 부분을 라이브러리화하여 CAD내에서 이 라이브러리를 이용하여 작업하는 것을 말한다. 이는 고집적 IC의 경우 좀 더 빠르게 설계 할 수 있으며 사람의 노력을 많은 부분 감소 시킬 수 있다. 하지만 완전 주문형 설계 방법보다 칩 면적이 늘어나게 되어 특수한 기능을 요하는 부분에서는 제약을 받을 수 있다.

2.3.2 수율

수율이란 결함이 없는 합격품의 비율로 제품의 원가와 직접적으로 연관되는 항목이다. 각 공정마다 수율을 나타내는 지표가 있지만 완성된 1장의 웨이퍼로부터 몇 개의 양품 칩을 얻을 수 있는가를 나타내는 G/W(Good chip/Wafer)수율은 더욱 큰 의미를 가진다. G/W수율은 제조원가에 큰 영향을 미칠 뿐만 아니라, 제품설계, 제조공정, 제조라인 등에 대한 종합적인 지표이기 때문이다.

일반적으로 G/W수율은 설계상의 문제를 제외하면, 제조공정에서 포함될 수 있는 먼지, 균열, 오염이나 공정유기결함에 기인한 결함밀도(웨이퍼 단위면적당 치명적인 결함 수)로 결정되는 양품확률과, 1장의 웨이퍼에 존재하는 유효칩 수의 곱으로 주어진다. 그러므로 높은 G/W수율을 얻기 위해서는 칩을 최대한 작고 청정한 환경에서 제조하는 것이 중요하다.

2.3.3 ASIC 설계 과정

ASIC의 일반적인 설계 과정은 다음과 같다.

1) 제품기획 : 시장 조사 및 제품 기획을 하면서 어떤 기능을 하는 칩을 만들 것인지를 결정하며 제품의 사양을 결정하고 기술적으로 합당한지를 결정한 후 제품의 사양을 최종 결정한다.

2) Fab. 및 디자인하우스 계약 : 최종 사양이 결정되면 어떤 회사의 공정을 선택 할 것이며 어떤 기술을 이용할 것인지 결정한다.

3) Front-end 설계 : 칩 구조 설계와 회로 설계 및 검증을 하며 최종 Net list를 작성하여 시뮬레이션 단계를 거친다.

4) Back-end 설계 : Front-end 설계를 통해 넘어온 최종 Net list에 대한 물리적인 배치/배선을 하며 ERC(Electrical Rule Checking), DRC(Design Rule Checking)등 다양한 검증을 진행한다. 이 검증 후 이상이 없을 시 post-Layout Simulation 단계를 거친다.

5) 칩 제작 : 선택된 기술과 공정에 의해 제반 사항을 검증하고 Mask Setup 작업을 하고 본격적인 칩 제작을 한다.

6) Package/Test : 공정을 통해 나온 웨이퍼(Die)는 Package작업을 하며 마지막 test를 실시한다.

7) 샘플 및 양산 : 샘플 칩을 통하여 실장 테스트를 하며 이상이 없으면 양산 주문을 한다.

제 3 장 체임피던스 측정 ASIC 시스템

3.1 체임피던스 측정 ASIC 시스템

체임피던스 측정법에 기초하여 개발된 체임피던스 측정 ASIC은 Constant Current Source, Voltage Detector, Phase Detector 및 ADC가 하나의 칩에 집적된 칩이다. 5V 전원에서 동작하며 디지털 I/O는 3.0V ~ 5.2V로 동작가능하다. 표 3.1에 주요사양에 대한 내용을 요약하였다.

표 3.1 체임피던스 측정 ASIC의 주요사양

동작 전원	5V
측정 전류	정현파 $85\mu\text{A}_{\text{rms}}/1\text{kHz}$, $552\mu\text{A}_{\text{rms}}/2\text{kHz}\sim 1\text{MHz}$, $\pm 2\%$ 변동율 이내
출력 형태	측정 전압/전류/위상
복수 보간	○
ADC	14bit Cyclic
전극 방식	8전극
측정 범위	$10\Omega\sim 1\text{k}\Omega$

3.1.1 체임피던스 측정 ASIC의 구조

그림 3.1에 체임피던스 측정 ASIC의 전체 블럭도를 나타내었다. DDS는 Xtal-osc, PLL, DAC, LPF로 구성되며, VGA와 Howland VCCS로 체지방 측정을 위한 Sine-wave의 전류를 출력하게 된다. VGA는 Sine-Wave Generator와 Current detector(ID) 결과를 피드백으로 입력 받아, 일정한 기준 전류가 출력되도록 자동으로 이득을 조절하여 VCCS에 입력하게 된다. 이 Sine-wave 기준 전류는 출력

전류 4전극 선택 MUX에 의하여 체지방임피던스 측정을 원하는 신체의 부위로 흐른다. 기준 전류가 신체를 통하여 흐르는 동안 측정 전압 4전극 선택 MUX에 의하여 원하는 신체 부위에서 VD(voltage detector)에서 전압을 측정한다. 다시 PD(phase detector)에서는 위상차가 없는 경로와 체지방임피던스를 거친 경로의 위상차로 체지방의 저항성분, 커패시턴스 성분으로 계산하여 분류가 가능하게 된다. 이 값을 ADC를 통하여 디지털 신호로 바꾸어 사용자에게 보내 임피던스의 크기를 계산하여 체지방을 분석한다. 모든 명령은 외부의 MCU에서 SPI를 통해서 제어가 된다.

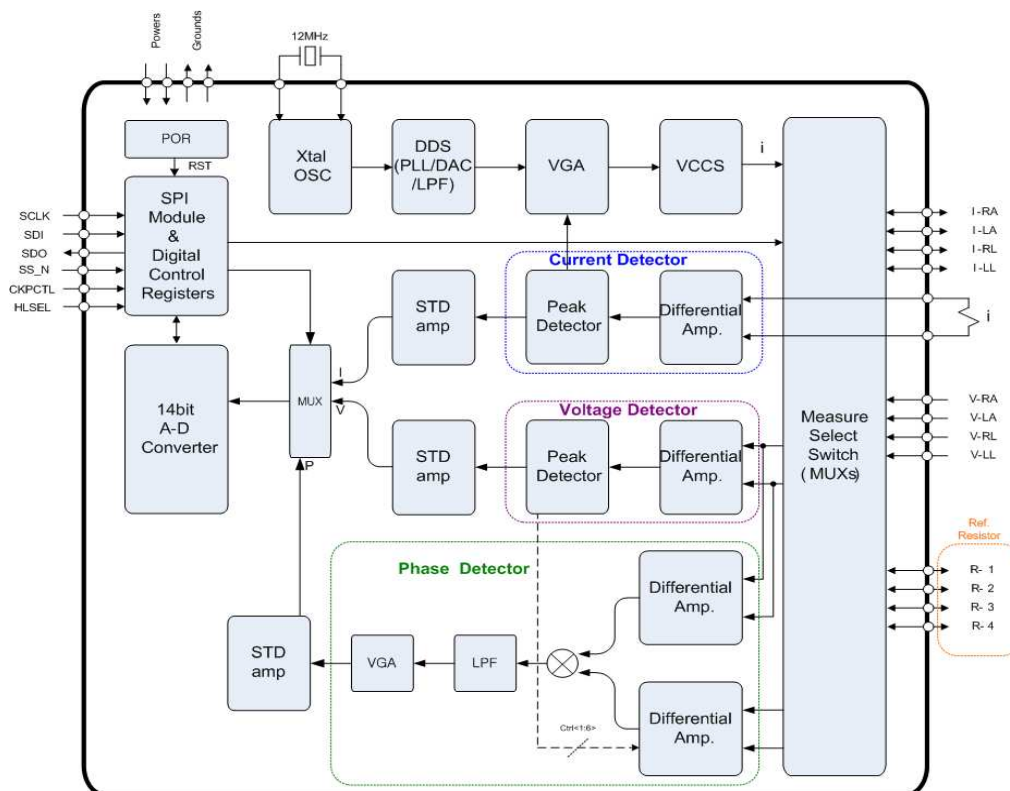


그림 3.1 체임피던스 측정 ASIC의 블록도

3.1.2 체임피던스 측정 모듈의 하드웨어 구조

개발된 ASIC의 성능 평가 및 시스템 적용을 위해 ASIC기반의 체임피던스 측정 모듈을 개발하였다. 개발된 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈은 ASIC 제어는 물론 복잡한 체임피던스 추출 알고리즘을 모듈 내부에서 처리하고 최종 결과 값을 쉽게 Host측에 전달할 수 있도록 하였다. 개발된 ASIC 모듈은 그림 3.2와 같이 활용도를 높이기 위해 외부 인터페이스를 단순화 하였으며, 소형화를 통해 시스템 접근성을 향상 시킬 수 있도록 설계하였다. 모듈의 초기 사용을 편리하게 하기 위해 그림 3.3과 같은 모듈 인터페이스를 위한 베이스 보드를 함께 개발하였다.

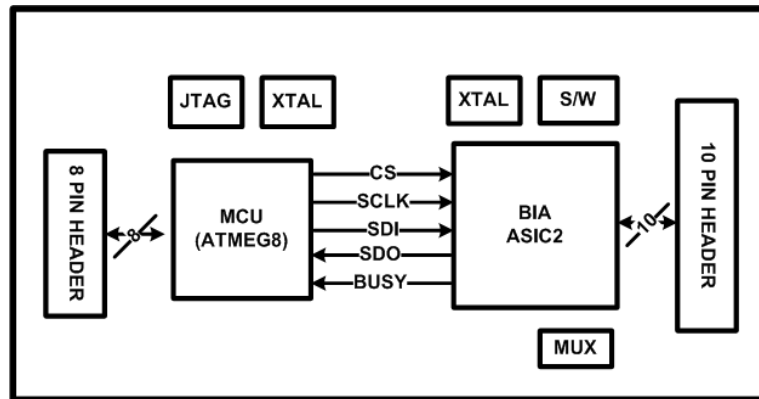


그림 3.2 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈 블럭도

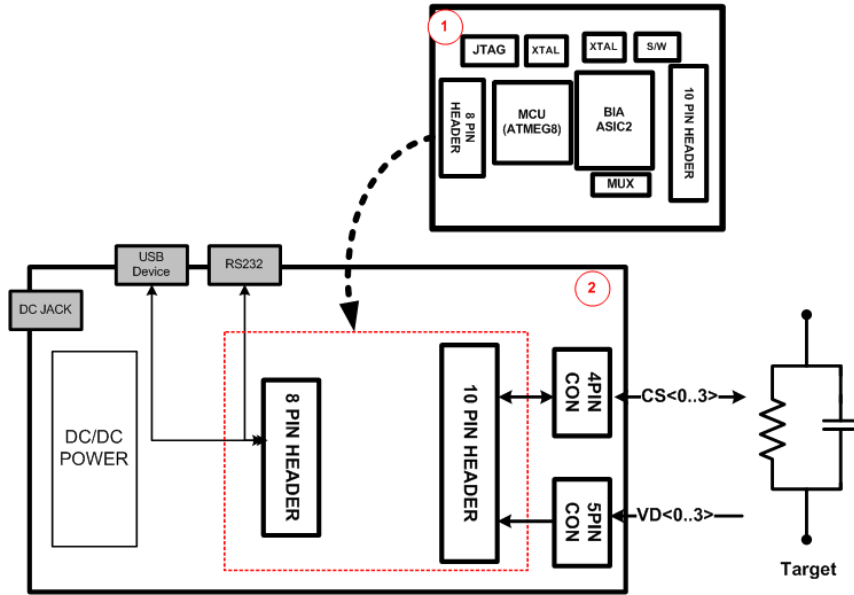


그림 3.3 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈 인터페이스 블록도

개발된 ASIC 모듈의 제어 Firmware는 응용 환경에 맞게 RS-232통신을 통해 설정 할 수 있도록 하였고, 개발된 Firmware는 모듈화 하여 타 시스템에 이식이 용이하게 하였다. 개발된 모듈의 외부 인터페이스는 각각 표3.2과 표3.3의 8PIN, 10PIN Header를 통해 이루어진다.

표 3.2 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈 Pin Description<8PIN Header>

PIN #	PIN Name	IN/OUT	FUNCTION
1	VDD	IN	5V Power
2	VDD	IN	5V Power
3	VDD	IN	5V Power
4	GND	IN	Ground
5	GND	IN	Ground
6	TXD	OUT	RS-232 TX
7	RXD	IN	RS-232 RX
8	GND	IN	Ground

표 3.3 ASIC 기반 체임피던스 측정 모듈 Pin Description<10PIN Header>

PIN #	PIN Name	IN/OUT	FUNCTION
1	CIO<0>	IN/OUT	ASIC Current Source I/O <0>
2	CIO<0>	IN/OUT	ASIC Current Source I/O <1>
3	CIO<0>	IN/OUT	ASIC Current Source I/O <2>
4	CIO<0>	IN/OUT	ASIC Current Source I/O <3>
5	GND	IN	Ground
6	GND	IN	Ground
7	VD<0>	IN	ASIC Voltage Detection I/O <0>
8	VD<1>	IN	ASIC Voltage Detection I/O <1>
9	VD<2>	IN	ASIC Voltage Detection I/O <2>
10	VD<3>	IN	ASIC Voltage Detection I/O <3>

그림 3.4는 체임피던스 측정 모듈과 초기 사용을 용이하게 하기 위한 베이스 보드 제작 결과이다.

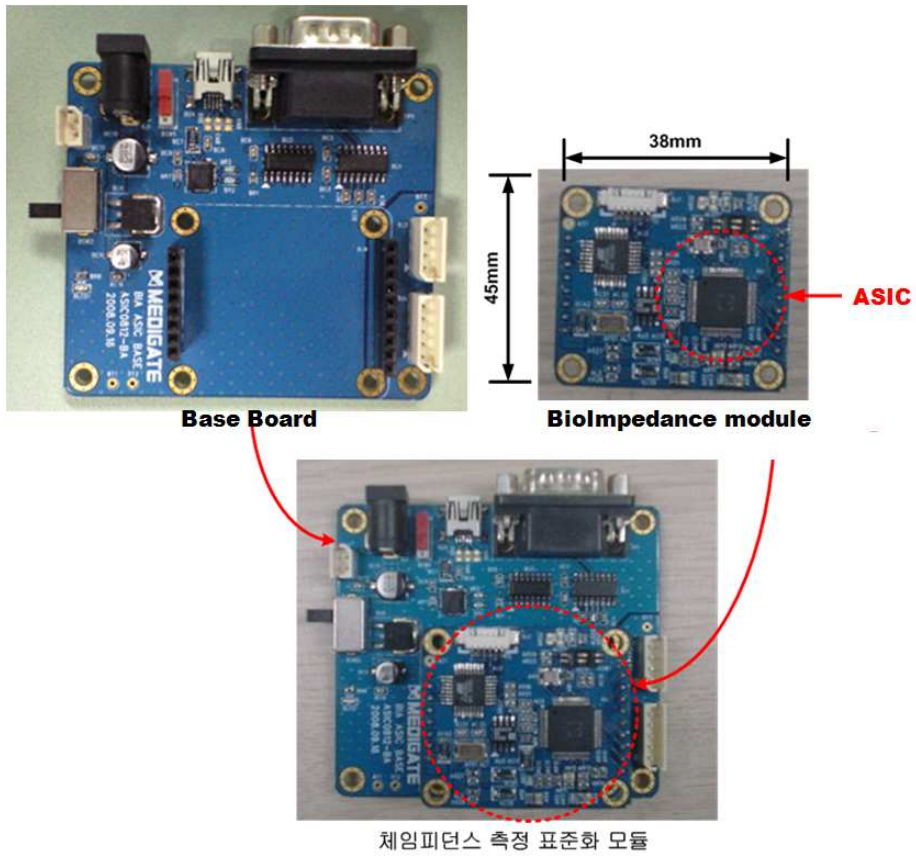


그림 3.4 ASIC을 이용하여 제작된 체임피던스 측정 모듈

3.2 체임피던스 측정 ASIC 소프트웨어

3.2.1 통신 프로토콜

체임피던스의 측정은 일반적으로 매우 순차적으로 이루어지기 때문에 단순한 형태의 통신 프로토콜을 가지게 된다. 전원이 인가되면 ASIC이 측정을 시작하기 위한 기본적인 설정을 한다. 측정 준비 완료 후 측정 시작 명령패킷을 수신하면 보정을 위한 레퍼런스 채널의 측정 및 체임피던스의 측정을 시작한다. 결과데이터의 앞에는 주파수 및 세그먼트에 대한 정보가 헤더로 붙어 전송되며 측정 파라미터 값의 용이한 처리를 위해 ASCII형태로 전송한다. 예외 처리로 측정도중에 사용자의 요구에 따라 측정을 멈출 수 있는 프로토콜을 추가하였다. 그림 3.5은 체임피던스 측정 ASIC의 통신 프로토콜 및 동작 시퀀스이다.

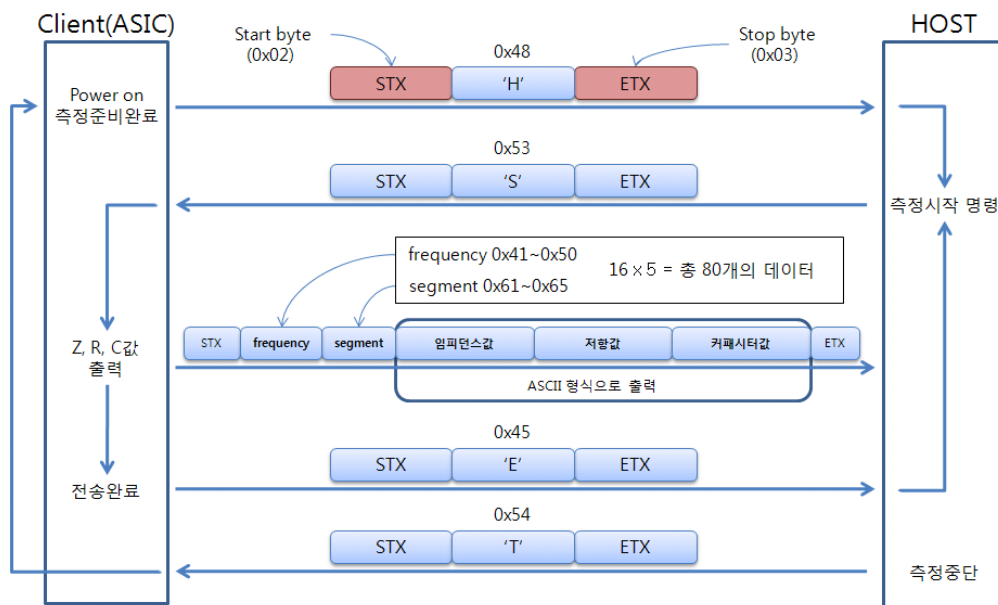


그림 3.5 체임피던스 측정 ASIC의 통신 프로토콜

3.2.2 체임피턴스 측정 모듈의 firmware flow chart

개발된 체임피턴스 측정 ASIC은 정해진 규칙대로 제어하지 않을 경우 성능에 영향을 미칠 수 있다. ASIC의 모든 SPI 레지스터는 정확한 명령의 수행을 위하여 200usec의 지연시간이 필요하다. 그러므로 각 레지스터에 명령 뒤에는 200usec의 지연시간을 삽입시켜야 한다. 주파수 변경, Reference / Body채널 변경 및 세그먼트 변경 시에는 ASIC의 아날로그 신호가 안정화 되는데 필요한 1sec정도의 지연시간을 삽입시켜야 정확한 측정이 가능하다. 아래의 그림은 ASIC제어를 위한 Firmware Flow Chart이다.

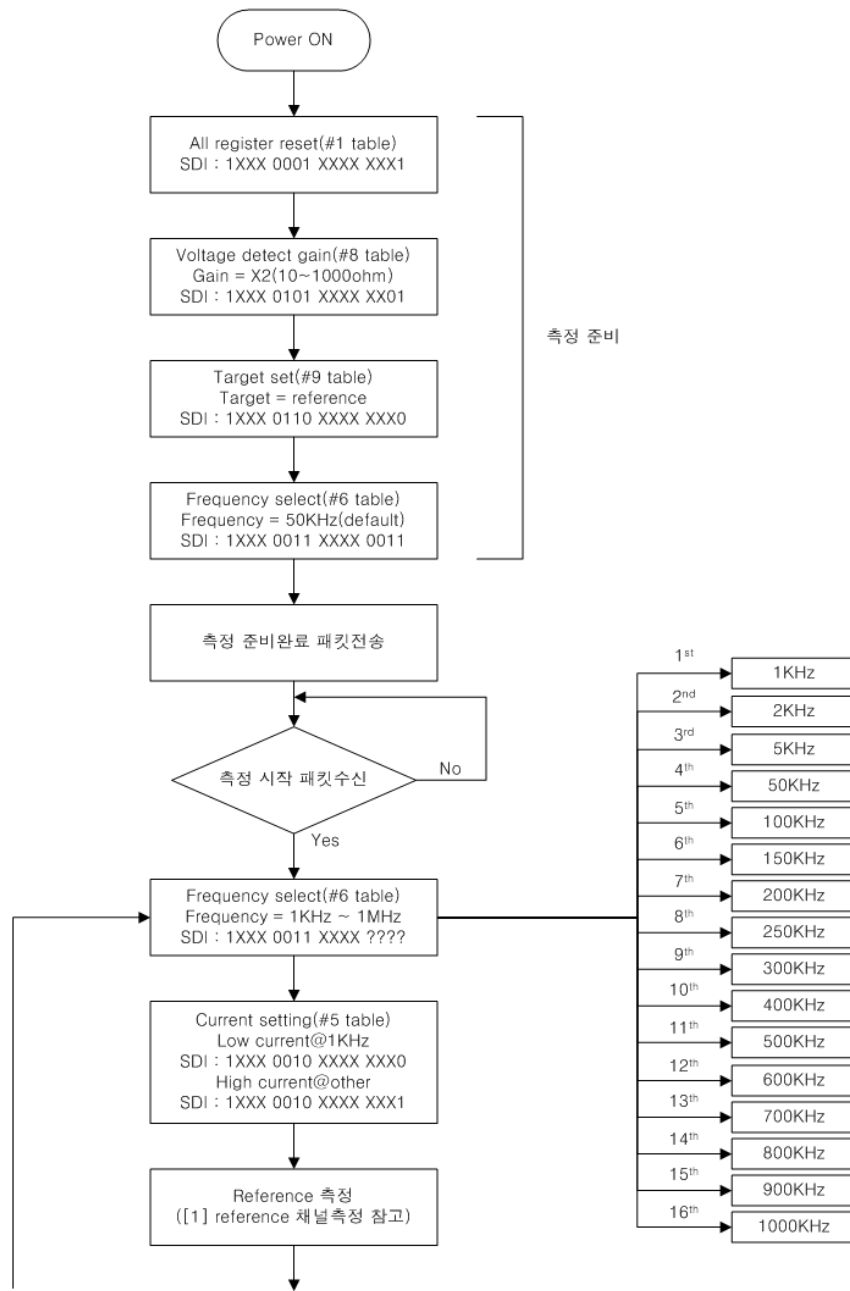


그림 3.6 ASIC제어 Firmware Flow Chart I

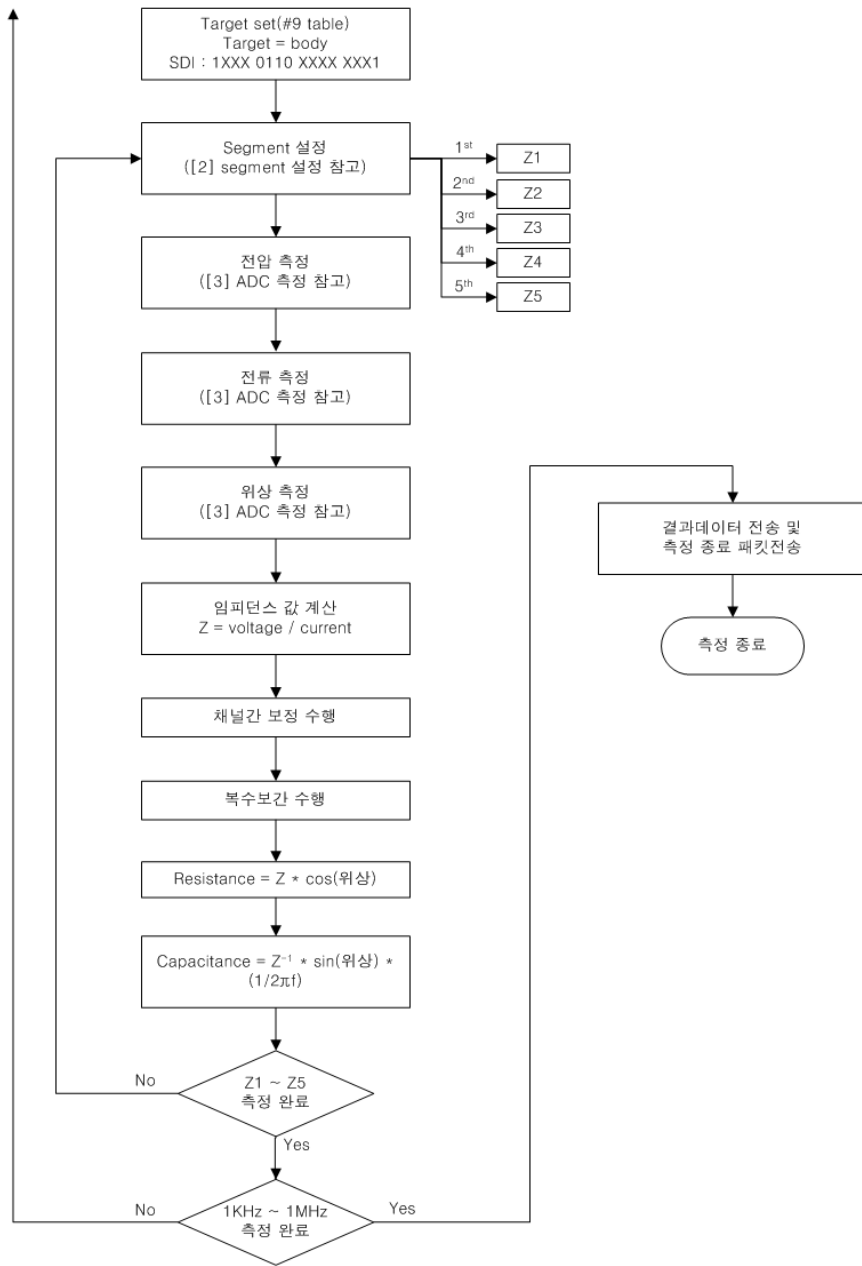
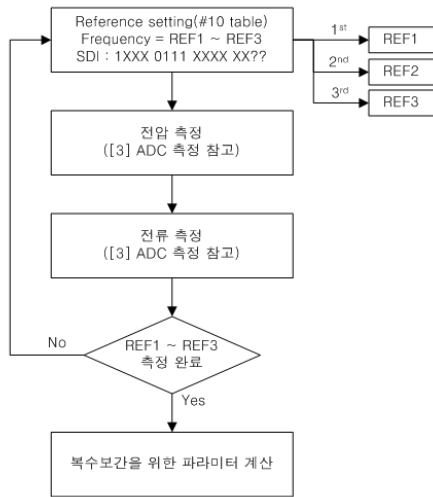
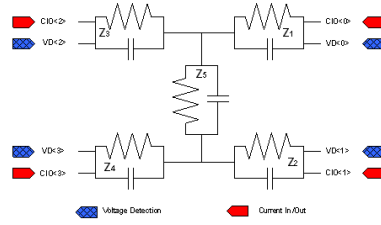


그림 3.7 ASIC제어 Firmware Flow Chart II

[1] reference 채널 측정

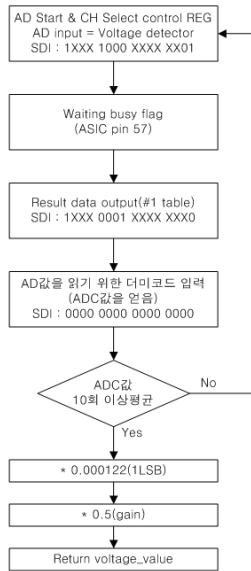


[2] segment 설정

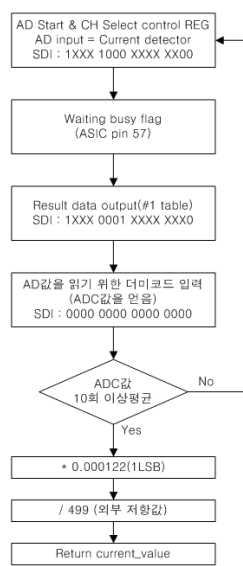


- 1) Z1
Measurement point current(#12 table)
Channel select = CIO<0> → CIO<1>
Measurement point voltage(#13 table)
Channel select = VD<0> → VD<2>
- 2) Z2
Measurement point current(#12 table)
Channel select = CIO<0> → CIO<1>
Measurement point voltage(#13 table)
Channel select = VD<3> → VD<1>
- 3) Z3
Measurement point current(#12 table)
Channel select = CIO<0> → CIO<2>
Measurement point voltage(#13 table)
Channel select = VD<3> → VD<2>
- 4) Z4
Measurement point current(#12 table)
Channel select = CIO<1> → CIO<3>
Measurement point voltage(#13 table)
Channel select = VD<2> → VD<3>
- 5) Z5
Measurement point current(#12 table)
Channel select = CIO<0> → CIO<1>
Measurement point voltage(#13 table)
Channel select = VD<2> → VD<3>

[3] ADC 측정
1) 전압 측정



[3] ADC 측정
2) 전류 측정



[3] ADC 측정
3) 위상 측정

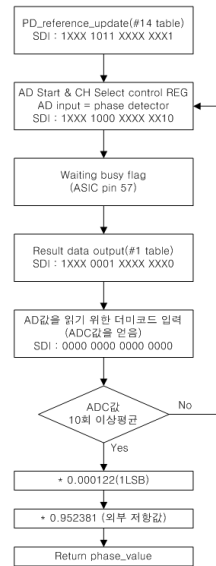


그림 3.8 ASIC 제어 Firmware Flow Chart III

3.2.3 ASIC 테스트를 위한 사용자 GUI

체임피던스 측정 모듈의 테스트를 위한 윈도우용 유저인터페이스를 개발하였다. 개발툴은 LabView CVI를 이용하였으며 RS232통신 프로토콜을 사용한다. 두가지 동작 모드를 지원하도록 설계었는데 그림 3.9와 같이 ASIC의 각 레지스터별 명령을 테스트 할 수 있는 ASIC Chip Test mode와 그림 3.10과 같이 정해진 시퀀스에 따라 체임피던스를 측정하고 결과 파라미터를 전송하는 임피던스 측정 모드이다.

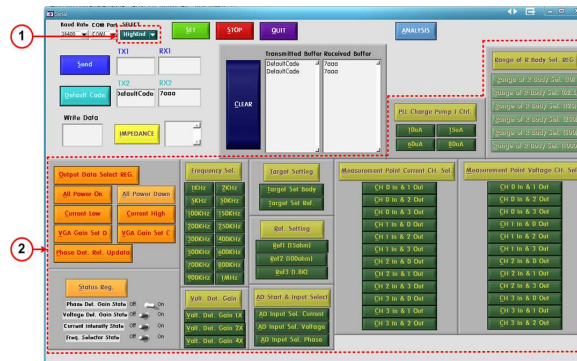


그림 3.9 ASIC 테스트를 위한 사용자 GUI(Test mode)

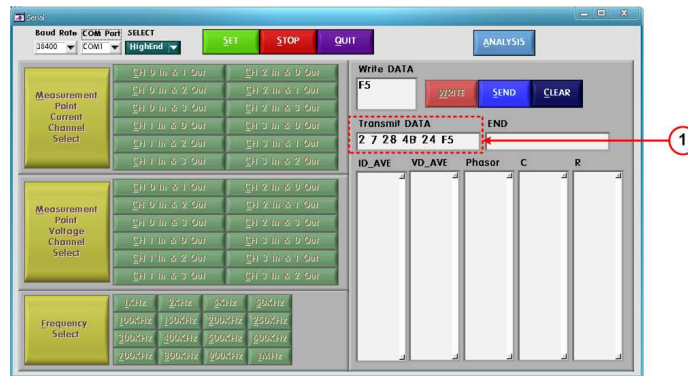


그림 3.10 ASIC 테스트를 위한 사용자 GUI(measurement mode)

제 4 장 실험 및 결과고찰

4.1 ASIC 성능 평가 항목

개발된 ASIC은 체임피던스법을 사용하기 때문에 복잡한 아날로그 회로 및 디지털 회로가 하나로 집적되어있어 체계적인 검증작업이 요구되며, 측정된 결과 값을 출력하므로 측정에 따른 정확성 및 재현성이 필수적이다. 따라서 체임피던스 측정 ASIC의 성능 평가를 위해 표 4.1와 같은 테스트를 실시하였다.

표 4.1 ASIC 성능 평가 항목

순서	항목	평가 사항
1	주파수별 선형성 테스트	1 주파수에 따른 측정의 선형성 평가 1 부하에 따른 측정의 선형성 평가
2	재현성 테스트	1 반복 측정에 따른 측정 특성 평가 1 장시간 간격에서의 측정 특성 평가
3	채널별 오차 테스트	1 Reference 채널 및 Body 채널 특성 평가
4	정확성 테스트	1 주파수별 측정의 정확성 평가 1 부하에 따른 주파수 측정 특성 평가 1 측정 범위내의 측정의 정확성 평가
5	칩간 특성 테스트	1 동일 ASIC간의 측정의 편차 평가

4.2 주파수별 선형성 테스트

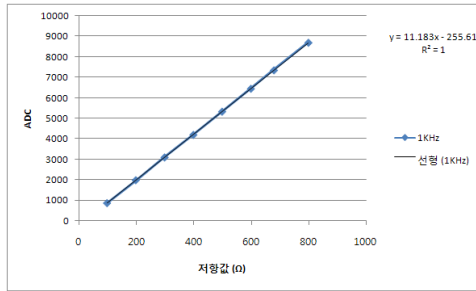
측정 결과의 선형성 테스트는 부하에 따른 전압 값의 선형적인 특성을 통해 정전류원의 특성을 살펴볼 수 있다. 선형성 테스트를 위해 50 ~ 820Ω사이의 표준 저항 8개를 선정하여 주파수 별로 Voltage Detector의 ADC값을 측정하였으며, 결과는 표 4.2와 같다.

표 4.2 표준저항에 따른 주파수별 V_ADC값

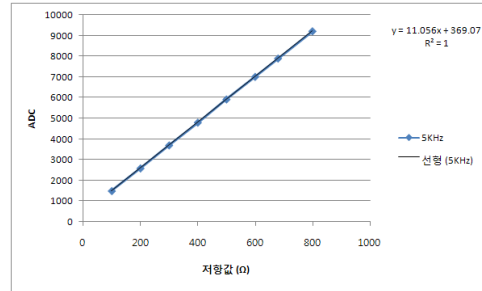
주파수 (KHz)	표준저항 값(Ω)							
	100	200	300	400	500	600	680	800
1	868	1988	3099	4201	5333	6453	7352	8698
5	1476	2574	3686	4787	5911	7001	7891	9206
50	1638	2908	4174	5446	6722	7988	8997	10512
200	1596	2769	3964	5147	6358	7541	8511	9908
300	1436	2497	3555	4612	5670	6717	7538	8761
500	1419	2462	3487	4509	5555	6563	7323	8479

그림 4.1은 각 주파수의 측정값을 선형회귀분석한 결과이다. 주파수에 따라 기울기와 절편의 값에 다소 차이가 있는데 이는 주파수에 따라 정전류의 크기가 조금씩 달라지는 것을 의미한다.

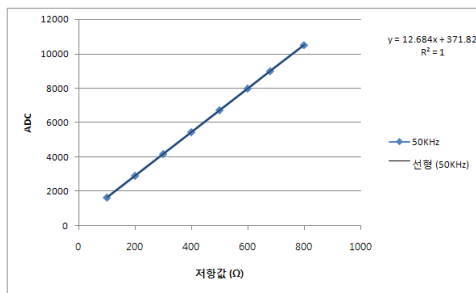
ASIC내부의 정전류원은 Howland current source로 설계되어 있는데 완벽하게 이상적인 정전류원의 구현은 불가능하기에 보통 오차범위를 두고 설계하게 된다. 하지만 주파수별로 전류의 차이가 다소 있다하더라도 개별 주파수에서의 선형성을 보면 R2의 값이 최대 1, 최소 0.9998로 매우 높은 선형성을 보여준다. 때문에 각 주파수에 따른 전류변화에 대한 인자를 보상하여 준다면 부하에 따른 정확한 임피던스 측정이 가능하다.



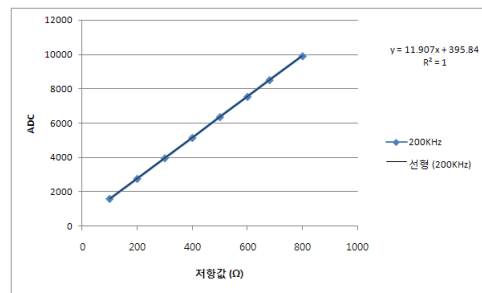
[1KHz에서의 표준저항에 따른 V_ADC값]



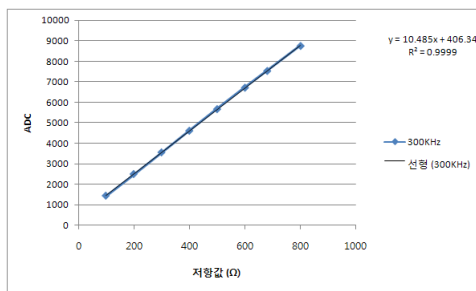
[5KHz에서의 표준저항에 따른 V_ADC값]



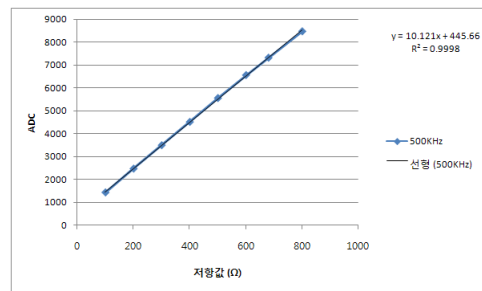
[50KHz에서의 표준저항에 따른 V_ADC값]



[200KHz에서의 표준저항에 따른 V_ADC값]



[300KHz에서의 표준저항에 따른 V_ADC값]



[500KHz에서의 표준저항에 따른 V_ADC값]

그림 4.1 주파수별 선형성 테스트 결과 그래프

4.3 재현성 테스트

시간에 따른 ASIC의 측정 특성 변화를 보기 위해 주파수별로 200Ω, 600Ω에 대하여 반복 측정하였으며 방법은 3분 간격으로 10회 측정하였다.

표 4.3 1KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터

저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC	저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC
200	1	1441	4022	600	1	3539	3743
	2	1432	4014		2	3535	3753
	3	1444	4027		3	3518	3749
	4	1436	4019		4	3517	3744
	5	1435	4012		5	3516	3740
	6	1447	4035		6	3530	3741
	7	1444	4037		7	3532	3752
	8	1439	4035		8	3520	3743
	9	1446	4037		9	3525	3743
	10	1439	4025		10	3526	3741
평균		1440	4026	평균		7947	8307
표준편차		4.99	9.49	표준편차		4.61	5.22

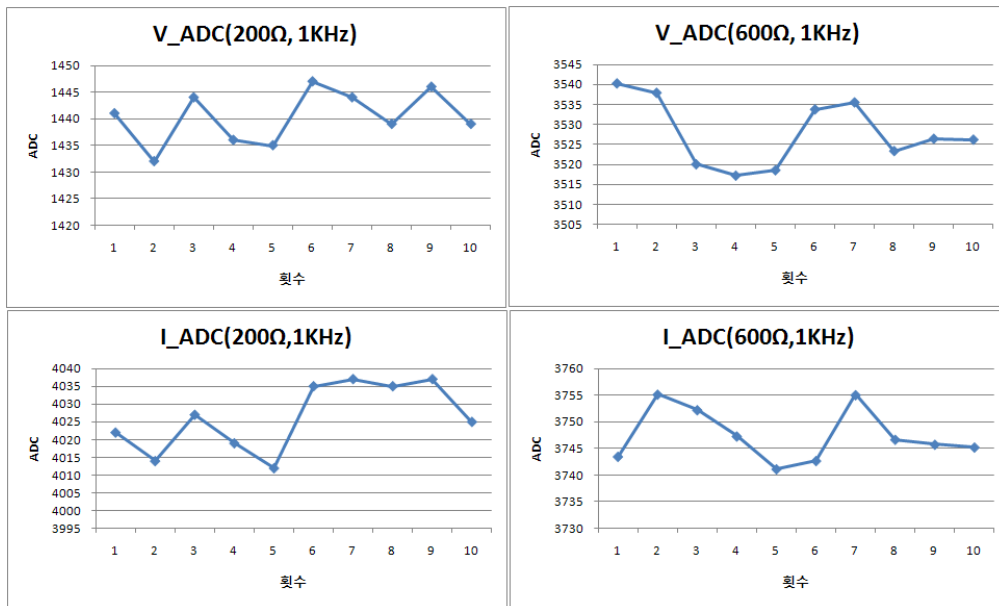


그림 4.2 1KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프

표 4.4 5KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터

저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC	저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC
200	1	1586	4249	600	1	3957	4229
	2	1583	4253		2	3963	4228
	3	1581	4248		3	3961	4231
	4	1585	4251		4	3964	4225
	5	1582	4250		5	3950	4228
	6	1584	4264		6	3940	4223
	7	1601	4271		7	3945	4216
	8	1594	4260		8	3950	4217
	9	1594	4269		9	3945	4215
	10	1592	4277		10	3949	4218
평균		1588	4259	평균		3952	4223
표준편차		6.63	10.52	표준편차		8.28	6.15

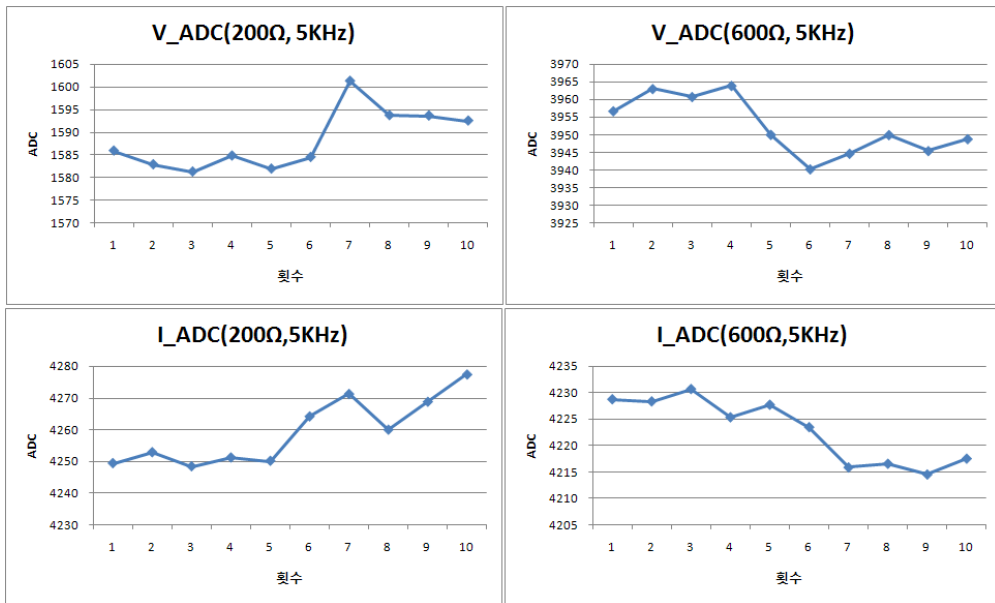


그림 4.3 5KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프

표 4.5 50KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터

저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC	저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC
200	1	1651	4376	600	1	4170	4353
	2	1646	4382		2	4173	4357
	3	1644	4383		3	4169	4355
	4	1655	4391		4	4169	4357
	5	1641	4386		5	4173	4355
	6	1649	4390		6	4167	4357
	7	1655	4399		7	4169	4385
	8	1648	4393		8	4178	4372
	9	1639	4398		9	4173	4379
	10	1636	4394		10	4170	4386
평균		1646	4389	평균		4171	4366
표준편차		6.46	7.37	표준편차		3.17	13.40

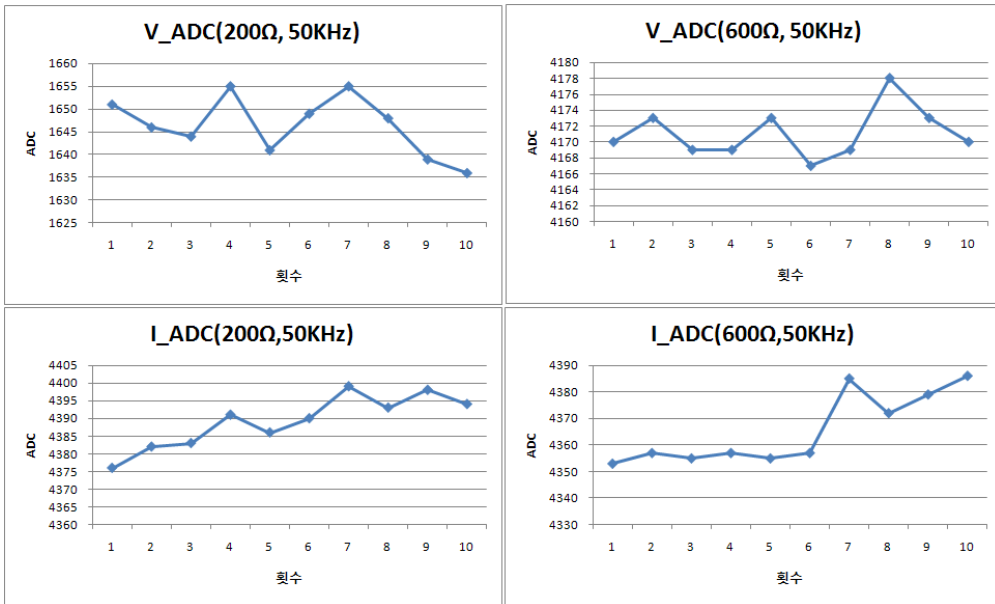


그림 4.4 50KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프

표 4.6 500KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 데이터

저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC	저항값(Ω)	횟수	V_ADC	I_ADC
200	1	1409	3790	600	1	3395	3690
	2	1420	3809		2	3392	3692
	3	1409	3809		3	3401	3699
	4	1416	3803		4	3416	3695
	5	1406	3807		5	3410	3673
	6	1404	3824		6	3413	3667
	7	1414	3822		7	3416	3670
	8	1419	3818		8	3417	3663
	9	1411	3824		9	3411	3668
	10	1408	3820		10	3415	3665
평균		1412	3813	평균		3409	3678
표준편차		5.44	11.02	표준편차		9.23	14.04

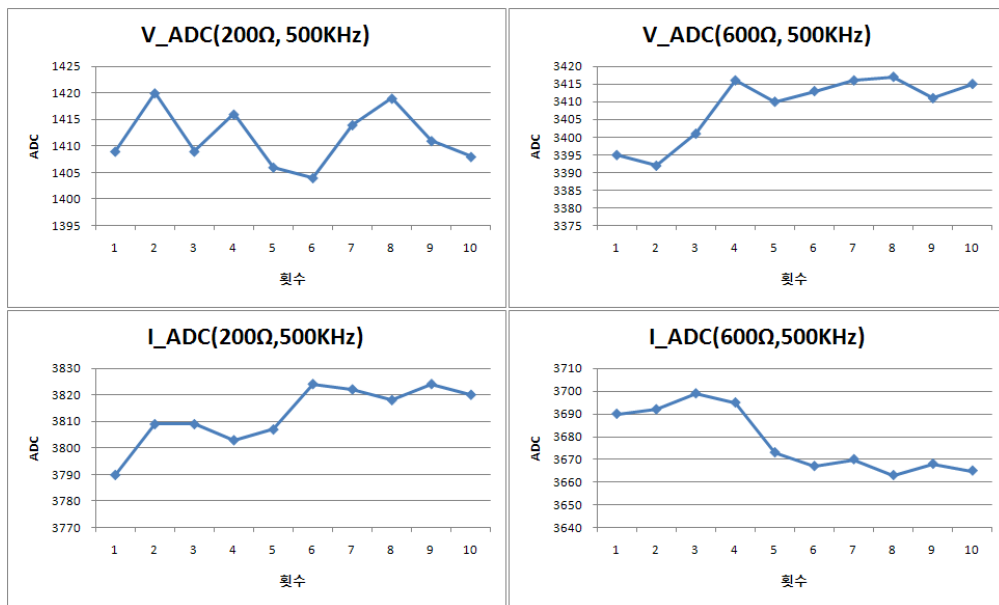


그림 4.5 500KHz에서 200Ω과 600Ω에 대한 재현성 결과 그래프

재현성 테스트의 결과를 살펴보면 V_ADC와 I_ADC값은 시간의 증가에 따라 특별한 상관성 없이 약간 증가하거나 감소하는 경향을 보였다. 표 4.7과 같이 V_ADC의 경우 최대값과 최소값의 차가 11~25(ADC), I_ADC의 경우 14~36(ADC)만큼의 차이를 가진다.

입력신호의 노이즈에 의한 ADC값의 오차와 ADC 블록이 가지는 스펙오차를 감안한다면 시간에 따른 전류변화 및 ADC 블록의 특성 변화는 거의 무시할 수 있을 정도라고 볼 수 있다.

표 4.7 주파수별 재현성 평가 데이터 요약

저항값(Ω)	항목	주파수(KHz)					
		1	5	50	200	300	500
200	V_ADC 최대최소차	15	20	19	15	13	16
	I_ADC 최대최소차	25	29	23	28	22	34
600	V_ADC 최대최소차	23	24	11	22	23	25
	I_ADC 최대최소차	14	16	33	18	13	36

4.4 보정 알고리즘(채널별 오차 테스트 및 정확성 테스트)

체임피던스 측정 ASIC은 기본적으로 복수보간을 위한 REF채널을 가지고 있다. 기본적으로 복수보간을 적용하기 위해서는 REF채널과 BODY채널의 특성이 같아야 하는데 실제 그렇지 못하다. REF채널의 측정 부하는 PCB상에 위치하여 솔더링 되어 있으므로 ASIC과의 거리가 가깝고 전류의 인입 또한 용이하다. 반면에 BODY채널의 측정 단자는 긴 케이블을 사용하며 전극을 통해 부하와 접촉이 이루어지므로 전류의 인입에서 오차가 발생하게 된다. 또한 스위칭 블럭, 전극 등에서 발생하는 기생커패시터 성분, ON저항으로 인한 오차도 발생하게 된다. 그리고 ASIC공정과정에서 발생하는 설계치와의 오차도 존재한다. 이렇게 체임피던스법이

적용된 ASIC에서 필연적으로 발생하는 오차요인에 대한 보상을 위하여 보정 및 보간법을 적용하였다. REF채널과 BODY채널간의 특성을 맞추는 채널간 특성 보정은 복수보간을 하기 전에 먼저 이루어져야만 복수보간이 올바르게 적용될 수 있다. 이후의 보정 및 보간방법에 나오는 데이터는 50KHz에서의 실측데이터를 바탕으로 하였다.

4.4.1 채널간 오차 보정

표 4.8은 채널간에 발생하는 오차를 보정하기 위한 절차에 대하여 요약해 놓은 것이다. 표 4.9 ~ 4.11는 보정의 첫 단계로 50KHz에서 50Ω, 430Ω, 820Ω를 대상으로 REF채널과 BODY채널의 전압(V_ADC)과 전류(I_ADC) ADC값이다. 10회 평균값을 취함으로써 재현성 테스트에서 나타났던 전압·전류의 변동오차를 최소화 하였다. 보정 저항 값의 선정은 체임피던스 측정 시에 일반적으로 측정되는 임피던스 값의 범위를 기준으로 하여 특별한 경우를 제외하고는 대부분의 측정값이 들어갈 수 있도록 하였다.

표 4.8 채널간 오차 보정 절차 단계 설명

단계	내용
1	50Ω, 430Ω, 820Ω을 REF채널과 BODY채널에서 각각 측정한 뒤에 측정된 전류, 전압 값으로 임피던스 값을 구함
2	50Ω ~ 430Ω, 430Ω ~ 820Ω의 두 구간으로 나누어 구간별로 gradient 및 offset을 구함
3	BODY채널에서 측정된 임피던스 값에 보정수식을 적용하여 보정된 임피던스 값을 얻음
4	High-end 체임피던스 측정 ASIC의 경우 각 주파수에 대하여 1 ~ 3 단계를 적용함

표 4.9 R = 50Ω일 때, REF채널과 BODY채널에서 측정한 임피던스 값

R=50Ω	REF채널		BODY채널		REF채널	BODY채널
	V_ADC	I_ADC	V_ADC	I_ADC	Z(Ω)	Z(Ω)
1회	1442	4011	1270	4004	89.70	79.14
2회	1462	4012	1272	4010	90.92	79.14
3회	1462	4015	1275	4005	90.85	79.43
4회	1464	4017	1274	4006	90.93	79.35
5회	1464	4013	1275	4004	91.02	79.45
6회	1463	4012	1275	4004	90.98	79.45
7회	1464	4012	1275	4006	91.04	79.41
8회	1466	4015	1270	4005	91.10	79.12
9회	1460	4009	1273	3999	90.86	79.42
10회	1467	4011	1279	4003	91.25	79.72
평균	1461.40	4012.70	1273.80	4004.60	90.87	79.36
표준편차	7.11	2.36	2.70	2.76	0.43	0.19

표 4.10 R = 430Ω일 때, REF채널과 BODY채널에서 측정한 임피던스 값

R=430Ω	REF채널		BODY채널		REF채널	BODY채널
	V_ADC	I_ADC	V_ADC	I_ADC	Z(Ω)	Z(Ω)
1회	6278	4014	6086	3999	390.22	379.71
2회	6280	4012	6086	3999	390.54	379.71
3회	6283	4013	6092	4001	390.63	379.89
4회	6287	4012	6092	4000	390.98	379.99
5회	6284	4014	6092	4001	390.60	379.89
6회	6279	4011	6085	3999	390.58	379.65
7회	6279	4011	6084	3997	390.58	379.77
8회	6275	4012	6083	3998	390.23	379.62
9회	6275	4011	6085	3998	390.33	379.74
10회	6275	4011	6087	3997	390.33	379.96
평균	6279.50	4012.10	6087.20	3998.90	390.50	379.79
표준편차	4.12	1.20	3.49	1.45	0.23	0.13

표 4.11 R = 820Ω일 때, REF채널과 BODY채널에서 측정한 임피던스 값

R=820Ω	REF채널		BODY채널		REF채널	BODY채널
	V_ADC	I_ADC	V_ADC	I_ADC	Z(Ω)	Z(Ω)
1회	11262	4004	11060	3988	701.77	691.94
2회	11262	4000	11064	3987	702.47	692.37
3회	11266	4002	11068	3989	702.37	692.27
4회	11262	4004	11063	3989	701.77	691.96
5회	11263	4001	11064	3990	702.35	691.85
6회	11264	4000	11064	3986	702.59	692.54
7회	11266	4002	11069	3991	702.37	691.99
8회	11269	4003	11069	3991	702.38	691.99
9회	11273	4004	11072	3991	702.45	692.17
10회	11270	4004	11068	3990	702.26	692.10
평균	11265.70	4002.40	11066.10	3989.20	702.28	692.12
표준편차	3.86	1.65	3.63	1.75	0.28	0.22

ADC값으로 임피던스를 계산하기 위해 식 (4.1)과 같은 과정을 거치게 된다.

$$\begin{aligned}
 V_{VD}(V) &= V_{ADC} \times 1LSB + V_{ref} \\
 V_{ID}(A) &= I_{ADC} \times 1LSB + V_{ref} \\
 I(A) &= (V_{ID} - V_{ref}) / R_{ext} \\
 V(V) &= (V_{VD} - V_{ref}) / gain \\
 Z(\Omega) &= V(V) / I(A)
 \end{aligned}
 \tag{4.1}$$

※ 1LSB = 0.000122, Vref = 2.5V, Rext = 499, gain = 2

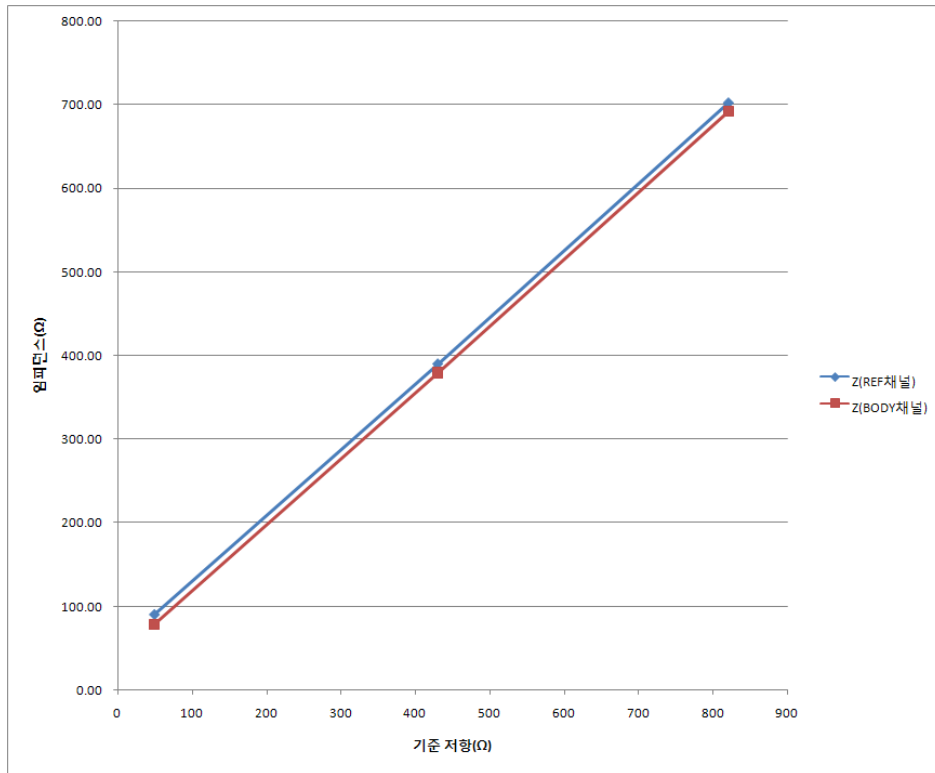


그림 4.6 REF채널과 BODY채널에서 측정된 임피던스 그래프

그림 4.6의 그래프를 보면 REF채널과 BODY채널의 특성이 다른 것을 확인할 수 있다. 이를 보정하기 위해 표 4.12와 같이 구간별 gradient와 offset의 계산하여 표 4.13의 최종 보정 알고리즘에 적용한다.

표 4.12 구간별 gradient와 offset

구간	Gradient (REF채널)	Gradient (BODY채널)	Gradient Difference	Offset
50Ω~430Ω	0.7885165	0.7906091	-0.0020926	11.50
430Ω~820Ω	0.7994210	0.8008288	-0.0014078	10.71

표 4.13 최종 보정 알고리즘

단계	내용
1	$50\Omega \leq R < 430\Omega$ $\text{gradient}_{\text{ref_LZ}} = (Z_{\text{ref_ave_430}} - Z_{\text{ref_ave_50}}) / (430 - 50)$ $\text{gradient}_{\text{body_LZ}} = (Z_{\text{body_ave_430}} - Z_{\text{body_ave_50}}) / (430 - 50)$ $\text{offset_LZ} = Z_{\text{ref_ave_50}} - Z_{\text{body_ave_50}}$
2	$430\Omega \leq R < 820\Omega$ $\text{gradient}_{\text{ref_HZ}} = (Z_{\text{ref_ave_820}} - Z_{\text{ref_ave_430}}) / (820 - 430)$ $\text{gradient}_{\text{body_HZ}} = (Z_{\text{body_ave_820}} - Z_{\text{body_ave_430}}) / (820 - 430)$ $\text{offset_HZ} = Z_{\text{ref_ave_50}} - Z_{\text{body_ave_50}}$ <p>※ ref = REF채널, body = BODY채널, ave = 평균값 LZ = low impedance, HZ = high impedance</p>
3	<p><채널간의 특성 보정></p> $50\Omega \leq R < 430\Omega$ $Z_{\text{body_c}} = Z_{\text{body_m}} + (\text{gradient}_{\text{ref_LZ}} - \text{gradient}_{\text{body_LZ}})$ $\times (Z_{\text{body_m}} - Z_{\text{body_ave_50}}) + \text{offset_LZ}$ $430\Omega \leq R < 820\Omega$ $Z_{\text{body_c}} = Z_{\text{body_m}} + (\text{gradient}_{\text{ref_HZ}} - \text{gradient}_{\text{body_HZ}})$ $\times (Z_{\text{body_m}} - Z_{\text{body_ave_430}}) + \text{offset_HZ}$ <p>※ m = measurement, c = correction</p>

4.4.2 복수보간법의 적용

복수보간 방법으로 채널간 보정된 임피던스 값을 1차 선형 보간하였다. 체임피던스법에서 일반적으로 사용하는 복수보간의 방법은 정전류가 흐른다고 가정하고 전압측정값을 기준으로 복수보간을 하는 것이다. 본 논문에서는 임피던스 값을 기준으로 하여 복수보간을 수행함으로써 다중주파수 환경에서 발생하는 미세한 전류변화에 대한 영향을 최소화 시킬 수 있었다. 그림 4.7은 50Ω ~ 820Ω을 기준으로 한 1차 선형 보간의 개념도이다. 표 4.14의 수식과 같이 보정값(Z_{body_c})을 대입하여 최종적으로 보간값(Z_{body_i})을 얻는다.

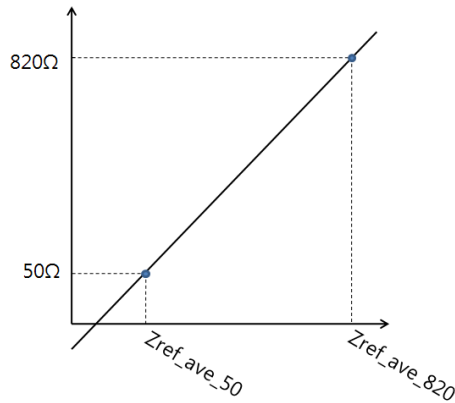


그림 4.7 50 ~ 820Ω을 기준으로 한 1차 선형 보간의 개념도

표 4.14 1차 선형 보간의 적용 수식

단계	내용
1	$\text{gradient}_{\text{body}_i} = (820 - 50) / (Z_{\text{ref_ave_820}} - Z_{\text{ref_ave_50}})$ $\text{offset}_{\text{body}_i} = 50 - (\text{gradient}_{\text{body}_i} * Z_{\text{ref_ave_50}})$
2	<보정값 대입> $Z_{\text{body}_i} = \text{gradient}_{\text{body}_i} \times Z_{\text{body}_c} + \text{offset}_{\text{body}_i}$ ※ i = interpolation

4.4.3 보정 후 R 모델 측정을 통한 데이터 검증

먼저 기본적인 R모델을 이용하여 보정 후 데이터 검증을 수행하였다. 50Ω ~ 820Ω사이의 표준저항을 되도록 같은 간격으로 10개를 선정하였으며 앞에서 얻은 채널간 오차 보정식에 R모델로부터 측정된 값을 적용하여 보정 값을 얻은 뒤, 복수보간을 수행하였다. 표 4.15은 단일 R 모델을 이용하여 보정 알고리즘 적용후의 데이터 정확성을 검증한 결과이다.

표 4.15 BODY채널에 측정된 Z값과 보정 및 보간 후의 Z값

R(Ω)	Z _{body_m} (Ω)	Z _{body_c} (Ω)	Z _{body_i} (Ω)	보정알고리즘 적용 후 표준저항 값과의 오차(%)
50	79.76	91.26	50.48	0.96
140	151.35	162.70	140.24	0.17
220	215.01	226.23	220.62	0.28
300	278.38	289.46	299.93	-0.02
400	358.30	369.21	400.37	0.09
470	414.21	425.00	470.49	0.10
560	486.29	496.85	561.00	0.18
680	580.18	590.61	679.15	-0.13
750	636.86	647.21	750.12	0.02
820	692.54	702.81	820.30	0.04

※ m = measurement, c = correction, i = interpolation

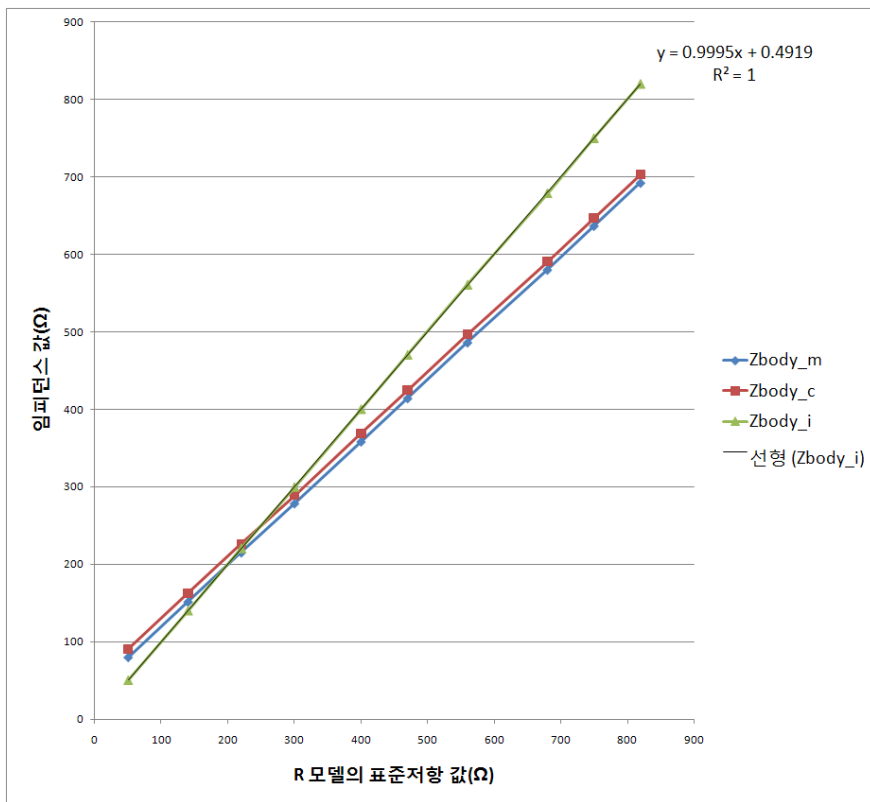


그림 4.8 R모델의 보정 알고리즘 적용 후의 임피던스 측정 결과

그림 4.8의 보정알고리즘 적용 후 표준저항 값과의 오차율을 살펴보면 최소 0.02%에서 0.96%의 오차를 가진다. 대부분의 표준저항 값에 대하여 0.2%이내의 오차가 발생한 반면 50Ω에서는 상대적으로 큰 0.96%의 오차가 발생하였는데 이는 소자 값이 상대적으로 작기 때문에 오차율 계산 시 발생하는 것으로써, 실제 50Ω에서 0.48Ω의 차이는 다른 소자 값의 절대적인 오차 값보다 작다.

4.4.4 R-C 병렬 모델 측정을 통한 데이터 검증

R-C모형을 사용함으로써 위상차를 가지는 임피던스 성분의 값을 확인할 수 있다. 특정 주파수에서 R모형과 같은 표준저항을 사용할 때, ASIC이 측정 가능한 최대 위상(15°)내로 가능한 넓은 범위를 측정할 수 있도록 C값을 선정하였다. 다음의 표4.16~4.21은 각 주파수에서 R-C모형의 보정알고리즘 적용 후 결과를 나타낸다. 결과의 레퍼런스로는 이론값 및 agilent사의 precision impedance analyzer 4294A을 사용하였다. 비교 파라미터로는 임피던스(Z), 위상차(θ), 임피던스의 저항 성분(R) 및 커패시티브 성분(X_c)을 선정하였다.

표 4.16 1KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교

frequency (KHz)	표준소자값		method	parameter				ASIC과의 오차(%)			
	Rbody (Ω)	Cbody (nF)		Z(Ω)	Θ ($^{\circ}$)	R(Ω)	Xc(Ω)	Z(Ω)	Θ ($^{\circ}$)	R(Ω)	Xc(Ω)
1	50	47	이론값	49.99	0.85	49.99	0.74	-0.55	-5.61	-0.55	-6.12
			4294A	49.66	0.88	49.65	0.76	0.12	-9.26	0.13	-8.83
			ASIC	49.72	0.80	49.72	0.69				
	140	47	이론값	139.88	2.37	139.76	5.78	-1.45	-6.96	-1.44	-8.30
			4294A	139.13	2.47	139.01	6.01	-0.92	-10.82	-0.91	-11.84
			ASIC	137.85	2.20	137.75	5.30				
	220	47	이론값	219.54	3.72	219.08	14.23	-1.26	-5.57	-1.24	-6.76
			4294A	218.34	3.87	217.81	14.81	-0.72	-9.30	-0.66	-10.39
			ASIC	216.77	3.51	216.36	13.27				
	300	47	이론값	298.83	5.06	297.66	26.37	-1.60	-3.64	-1.57	-5.17
			4294A	296.36	5.33	295.11	27.47	-0.78	-8.47	-0.72	-8.96
			ASIC	294.06	4.88	292.99	25.01				
	400	47	이론값	397.24	6.74	394.50	46.60	-0.88	-4.56	-0.82	-5.38
			4294A	394.46	7.09	391.30	48.55	-0.18	-9.31	-0.01	-9.18
			ASIC	393.75	6.43	391.27	44.09				
	470	47	이론값	465.54	7.90	461.12	64.00	-0.88	-5.02	-0.79	-5.83
			4294A	462.65	8.14	457.64	65.98	-0.27	-7.79	-0.04	-8.65
			ASIC	461.42	7.51	457.47	60.27				
	560	47	이론값	552.50	9.39	545.09	90.14	-0.65	-2.90	-0.58	-3.51
			4294A	548.97	9.66	541.55	92.20	-0.02	-5.61	0.07	-5.66
			ASIC	548.88	9.12	541.94	86.98				
	680	47	이론값	666.69	11.35	653.64	131.26	-0.96	-6.76	-0.70	-7.57
			4294A	661.00	11.59	646.74	133.25	-0.10	-8.65	0.36	-8.96
			ASIC	660.31	10.59	649.07	121.32				
750	47	이론값	732.25	12.49	714.93	158.34	-0.74	-4.32	-0.53	-4.96	
		4294A	726.31	12.72	709.83	160.90	0.08	-6.07	0.18	-6.47	
		ASIC	726.86	11.95	711.11	150.48					
820	47	이론값	796.97	13.61	774.58	187.57	-0.91	-6.06	-0.57	-6.81	
		4294A	790.27	13.91	767.03	190.79	-0.07	-8.07	0.41	-8.39	
		ASIC	789.73	12.79	770.14	174.79					

표 4.17 5KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교

frequency (KHz)	표준소자값		method	parameter				ASIC과의 오차(%)			
	Rbody (Ω)	Cbody (nF)		Z(Ω)	Θ ($^{\circ}$)	R(Ω)	Xc(Ω)	Z(Ω)	Θ ($^{\circ}$)	R(Ω)	Xc(Ω)
5	50	10	이론값	49.99	0.90	49.99	0.79	-1.83	-12.43	-1.83	-14.03
			4294A	49.68	0.85	49.63	0.75	-1.21	-7.29	-1.12	-9.99
			ASIC	49.08	0.79	49.08	0.68				
	140	10	이론값	139.86	2.52	139.73	6.15	-2.25	-13.03	-2.23	-14.98
			42964A	139.23	2.38	139.01	5.86	-1.80	-7.97	-1.72	-10.83
			ASIC	136.72	2.19	136.62	5.23				
	220	10	이론값	219.48	3.95	218.95	15.13	-1.86	-10.76	-1.81	-12.41
			4294A	218.62	3.76	218.24	13.96	-1.48	-6.16	-1.49	-5.05
			ASIC	215.39	3.53	214.98	13.26				
	300	10	이론값	298.68	5.38	297.36	28.03	-1.64	-13.68	-1.53	-15.07
			4294A	296.97	4.99	295.92	25.97	-1.07	-6.87	-1.05	-8.34
			ASIC	293.78	4.65	292.81	23.80				
	400	10	이론값	396.88	7.16	393.78	49.48	-1.20	-13.65	-1.00	-14.63
			4294A	395.19	6.75	392.67	46.4	-0.78	-8.38	-0.72	-8.96
			ASIC	392.12	6.18	389.84	42.24				
	470	10	이론값	464.96	8.40	459.97	67.92	-1.14	-12.94	-0.88	-13.85
			4294A	463.64	7.92	460.22	63.36	-0.85	-7.67	-0.93	-7.65
			ASIC	459.68	7.31	455.94	58.51				
	560	10	이론값	551.53	9.98	543.19	95.56	-0.79	-10.16	-0.50	-10.79
			4294A	550.94	9.4	543.42	89.58	-0.69	-4.64	-0.54	-4.83
			ASIC	547.16	8.96	540.48	85.26				
	680	10	이론값	665.00	12.06	650.32	138.93	-0.71	-12.06	-0.21	-12.54
			4294A	662.61	11.31	650.32	129.37	-0.36	-6.24	-0.21	-6.08
			ASIC	660.25	10.60	648.97	121.50				
750	10	이론값	730.01	13.26	710.55	167.42	-0.53	-12.52	0.10	-12.80	
		4294A	728.59	12.42	711.95	155.74	-0.34	-6.62	-0.09	-6.26	
		ASIC	726.11	11.60	711.28	145.98					
820	10	이론값	794.07	14.45	768.97	198.09	-0.19	-11.89	0.53	-11.85	
		4294A	793.47	13.52	770.48	185.79	-0.12	-5.85	0.33	-6.01	
		ASIC	792.53	12.73	773.05	174.62					

표 4.18 50KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교

frequency (KHz)	표준소자값		method	parameter				ASIC과의 오차(%)			
	Rbody (Ω)	Cbody (nF)		Z(Ω)	$\Theta(^{\circ})$	R(Ω)	Xc(Ω)	Z(Ω)	$\Theta(^{\circ})$	R(Ω)	Xc(Ω)
50	50	1	이론값	49.99	0.90	49.99	0.79	-0.15	-20.81	-0.14	-20.92
			4294A	49.66	0.78	49.64	0.64	0.52	-8.63	0.56	-2.98
			ASIC	49.92	0.71	49.92	0.62				
	140	1	이론값	139.86	2.52	139.73	6.15	-1.72	-15.89	-1.69	-17.33
			4294A	139.21	2.33	139.04	5.68	-1.26	-9.09	-1.20	-10.55
			ASIC	137.46	2.12	137.37	5.08				
	220	1	이론값	219.48	3.95	218.95	15.13	-1.58	-12.98	-1.52	-14.34
			4294A	218.50	3.75	217.95	14.22	-1.14	-8.26	-1.07	-8.84
			ASIC	216.01	3.44	215.62	12.96				
	300	1	이론값	298.68	5.38	297.36	28.03	-1.52	-11.44	-1.42	-12.76
			4294A	296.67	5.08	295.42	26.55	-0.85	-6.14	-0.77	-7.91
			ASIC	294.15	4.77	293.13	24.45				
	400	1	이론값	396.88	7.16	393.78	49.48	-0.99	-10.95	-0.83	-11.79
			4294A	394.93	6.85	392.02	46.89	-0.51	-6.89	-0.39	-6.91
			ASIC	392.93	6.38	390.50	43.65				
	470	1	이론값	464.96	8.40	459.97	67.92	-0.80	-10.25	-0.59	-10.90
			4294A	463.20	8.03	458.65	64.53	-0.42	-6.12	-0.30	-6.22
			ASIC	461.24	7.54	457.25	60.51				
	560	1	이론값	551.53	9.98	543.19	95.56	-0.69	-10.69	-0.38	-11.22
			4294A	549.57	9.52	542.01	90.88	-0.34	-6.40	-0.17	-6.65
			ASIC	547.71	8.91	541.10	84.84				
	680	1	이론값	665.00	12.06	650.32	138.93	-0.86	-10.28	-0.42	-10.92
			4294A	661.11	11.49	647.48	131.67	-0.28	-5.84	0.01	-6.01
			ASIC	659.28	10.82	647.56	123.75				
750	1	이론값	730.01	13.26	710.55	167.42	-0.62	-9.32	-0.14	-9.74	
		4294A	726.48	12.65	708.73	159.48	-0.14	-4.96	0.11	-5.25	
		ASIC	725.45	12.02	709.54	151.11					
820	1	이론값	794.07	14.45	768.97	198.09	-0.56	-8.54	-0.03	-8.89	
		4294A	790.67	13.77	768.08	188.81	-0.13	-4.05	0.09	-4.41	
		ASIC	789.64	13.21	768.74	180.48					

표 4.19 200KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교

frequency (KHz)	표준소자값		method	parameter				ASIC과의 오차(%)			
	Rbody (Ω)	Cbody (nF)		Z(Ω)	$\Theta(^{\circ})$	R(Ω)	Xc(Ω)	Z(Ω)	$\Theta(^{\circ})$	R(Ω)	Xc(Ω)
200	50	0.22	이론값	50.00	0.79	49.99	0.69	-1.13	-53.48	-1.12	-54.00
			4294A	49.72	0.41	49.71	0.35	-0.58	-10.14	-0.57	-9.19
			ASIC	49.43	0.37	49.43	0.32				
	140	0.22	이론값	139.90	2.22	139.79	5.41	-1.88	-24.56	-1.84	-25.97
			4294A	139.36	1.89	139.24	4.59	-1.50	-11.53	-1.46	-12.74
			ASIC	137.27	1.67	137.21	4.01				
	220	0.22	이론값	219.59	3.48	219.19	13.33	-1.71	-19.26	-1.65	-20.63
			4294A	218.73	3.06	218.42	11.70	-1.33	-8.17	-1.30	-9.56
			ASIC	215.83	2.81	215.57	10.58				
	300	0.22	이론값	298.97	4.74	297.95	24.71	-1.76	-17.35	-1.66	-18.78
			4294A	297.38	4.22	296.57	21.84	-1.24	-7.15	-1.20	-8.10
			ASIC	293.70	3.92	293.01	20.07				
	400	0.22	이론값	397.58	6.31	395.17	43.70	-1.45	-18.94	-1.24	-20.06
			4294A	396.36	5.62	394.24	38.94	-1.14	-8.99	-1.01	-10.29
			ASIC	391.83	5.11	390.27	34.93				
	470	0.22	이론값	466.08	7.40	462.20	60.06	-1.26	-18.99	-0.97	-19.94
			4294A	465.06	6.63	461.70	53.91	-1.04	-9.55	-0.87	-10.81
			ASIC	460.21	6.00	457.69	48.08				
	560	0.22	이론값	553.41	8.80	546.89	84.67	-1.04	-17.34	-0.67	-18.09
			4294A	552.72	7.93	547.58	76.16	-0.92	-8.26	-0.79	-8.94
			ASIC	547.66	7.27	543.25	69.35				
	680	0.22	이론값	668.29	10.65	656.79	123.47	-1.05	-16.25	-0.54	-16.99
			4294A	666.11	9.58	656.82	110.57	-0.73	-6.92	-0.54	-7.30
			ASIC	661.26	8.92	653.27	102.50				
750	0.22	이론값	734.38	11.71	719.09	149.10	-0.85	-16.18	-0.22	-16.71	
		4294A	733.31	10.53	720.71	134.09	-0.70	-6.75	-0.44	-7.39	
		ASIC	728.17	9.82	717.50	124.18					
820	0.22	이론값	799.71	12.77	779.92	176.81	-0.55	-15.42	0.17	-15.69	
		4294A	799.28	11.48	783.40	159.28	-0.49	-5.90	-0.28	-6.41	
		ASIC	795.33	10.80	781.23	149.07					

표 4.20 300KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교

frequency (KHz)	표준소자값		method	parameter				ASIC과의 오차(%)			
	Rbody (Ω)	Cbody (nF)		Z(Ω)	Θ ($^{\circ}$)	R(Ω)	Xc(Ω)	Z(Ω)	Θ ($^{\circ}$)	R(Ω)	Xc(Ω)
300	50	0.15	이론값	50.00	0.81	49.99	0.71	15.59	-66.23	15.60	-60.96
			4294A	49.73	0.29	49.72	0.27	16.21	-5.67	16.23	2.19
			ASIC	57.79	0.27	57.79	0.28				
	140	0.15	이론값	139.89	2.27	139.78	5.53	-2.60	-18.38	-2.57	-20.49
			4294A	139.30	2.00	139.28	4.84	-2.18	-7.49	-2.22	-9.10
			ASIC	136.26	1.85	136.19	4.40				
	220	0.15	이론값	219.58	3.56	219.15	13.63	-2.59	-12.45	-2.55	-14.70
			4294A	218.69	3.30	218.36	12.59	-2.19	-5.56	-2.19	-7.64
			ASIC	213.89	3.12	213.57	11.63				
	300	0.15	이론값	298.93	4.85	297.86	25.27	-2.54	-11.31	-2.47	-13.54
			4294A	297.20	4.55	296.21	23.66	-1.98	-5.49	-1.93	-7.68
			ASIC	291.32	4.30	290.50	21.84				
	400	0.15	이론값	397.47	6.45	394.95	44.67	-2.19	-10.67	-2.06	-12.59
			4294A	395.98	6.14	393.69	42.38	-1.82	-6.12	-1.75	-7.87
			ASIC	388.76	5.76	386.79	39.04				
	470	0.15	이론값	465.90	7.57	461.84	61.37	-1.88	-8.97	-1.73	-10.64
			4294A	464.57	7.23	460.88	58.30	-1.60	-4.70	-1.52	-5.92
			ASIC	457.16	6.89	453.86	54.85				
	560	0.15	이론값	553.11	9.00	546.30	86.50	-1.75	-7.52	-1.57	-9.09
			4294A	551.79	8.59	545.65	82.36	-1.52	-3.14	-1.46	-4.52
			ASIC	543.43	8.32	537.71	78.64				
	680	0.15	이론값	667.77	10.88	655.76	126.08	-1.30	-7.46	-1.04	-8.58
			4294A	664.25	10.39	653.37	119.70	-0.78	-3.07	-0.68	-3.71
			ASIC	659.09	10.07	648.93	115.26				
750	0.15	이론값	733.69	11.97	717.73	152.20	-0.86	-8.02	-0.52	-8.71	
		4294A	730.80	11.44	716.46	144.91	-0.47	-3.74	-0.34	-4.12	
		ASIC	727.39	11.01	714.00	138.95					
820	0.15	이론값	798.81	13.05	778.17	180.42	-0.66	-9.66	-0.18	-10.12	
		4294A	796.21	12.48	777.39	172.00	-0.34	-5.51	-0.08	-5.72	
		ASIC	793.52	11.79	776.77	162.17					

표 4.21 500KHz에서 R-C모델의 보정 후 값과 레퍼런스 값과의 비교

frequency (KHz)	표준소자값		method	parameter				ASIC과의 오차(%)			
	Rbody (Ω)	Cbody (nF)		Z(Ω)	$\Theta(^{\circ})$	R(Ω)	Xc(Ω)	Z(Ω)	$\Theta(^{\circ})$	R(Ω)	Xc(Ω)
500	50	0.1	이론값	49.99	0.90	49.99	0.79	4.33	-77.12	4.35	-76.13
			4294A	49.80	0.22	49.81	0.22	4.74	-6.40	4.72	-14.79
			ASIC	52.16	0.21	52.16	0.19				
	140	0.1	이론값	139.86	2.52	139.73	6.15	-0.79	-12.32	-0.77	-13.01
			4294A	139.47	2.35	139.42	5.81	-0.51	-6.04	-0.55	-7.98
			ASIC	138.76	2.21	138.66	5.35				
	220	0.1	이론값	219.48	3.95	218.95	15.13	-0.74	-6.89	-0.70	-7.57
			4294A	218.91	3.93	218.50	15.07	-0.48	-6.33	-0.50	-7.18
			ASIC	217.86	3.68	217.41	13.99				
	300	0.1	이론값	298.68	5.38	297.36	28.03	-1.42	-4.39	-1.38	-5.73
			4294A	297.44	5.40	296.05	28.20	-1.01	-4.67	-0.95	-6.31
			ASIC	294.44	5.15	293.25	26.42				
	400	0.1	이론값	396.88	7.16	393.78	49.48	-1.43	-5.33	-1.35	-6.65
			4294A	396.21	7.32	392.55	50.27	-1.26	-7.36	-1.04	-8.11
			ASIC	391.22	6.78	388.48	46.19				
	470	0.1	이론값	464.96	8.40	459.97	67.92	-1.40	-4.63	-1.31	-5.93
			4294A	464.51	8.58	458.95	69.58	-1.31	-6.63	-1.09	-8.18
			ASIC	458.43	8.01	453.96	63.89				
	560	0.1	이론값	551.53	9.98	543.19	95.56	-1.20	-0.73	-1.18	-1.91
			4294A	551.05	10.25	541.86	98.33	-1.11	-3.37	-0.93	-4.67
			ASIC	544.92	9.90	536.80	93.73				
	680	0.1	이론값	665.00	12.06	650.32	138.93	-1.55	-2.71	-1.43	-4.18
			4294A	662.49	12.35	647.05	141.41	-1.17	-5.01	-0.93	-5.86
			ASIC	654.72	11.73	641.04	133.12				
750	0.1	이론값	730.01	13.26	710.55	167.42	-1.28	-0.98	-1.23	-2.23	
		4294A	727.60	13.60	707.31	171.60	-0.95	-3.47	-0.78	-4.61	
		ASIC	720.66	13.13	701.82	163.69					
820	0.1	이론값	794.07	14.45	768.97	198.09	-1.37	-3.52	-1.15	-4.77	
		4294A	792.02	14.85	765.63	203.03	-1.12	-6.14	-0.72	-7.09	
		ASIC	783.17	13.94	760.11	188.64					

결과 데이터를 살펴보면 이론값과 임피던스 분석기(Agilent 4294A) 사이에 위상차가 커질수록 각 파라미터의 오차율이 증가함을 볼 수 있다. 이는 R-C모델에서 사용된 수동소자의 성분이 순수한 레지스터 성분과 커패시티브 성분을 가지고 있지 않으며 또한 커패시터의 용량이 실제 표준 값과 일치하지 않기 때문이다. 그러므로 이론값은 측정값의 확인을 위한 참고용으로 사용하고 실제 ASIC의 결과는 임피던스 분석기와 비교하는 것이 옳바르다고 할 수 있다.

임피던스 분석기를 레퍼런스로 하여 ASIC의 임피던스 값을 살펴보면 대부분의 오차율이 1% 전후의 값을 갖는다. 각 주파수당 10개의 R-C모델(총 60대상)중에서 4개의 모델을 제외한 93%의 R-C모델에서 2%이내의 오차율을 가지며 그 중 63%의 모델이 1%이내의 오차율을 보였다. 2%이상의 오차를 보인 4개 모델의 경우 모두 R-C모델의 저항소자 값이 220 Ω 이내의 경우인데 이는 일부 주파수에서 낮은 임피던스 측정 영역이 비선형적인 특성을 가지기 때문이다. 이를 해결하기 위해서는 채널간 특성 보정시에 낮은 임피던스 영역의 구간을 좀 더 세분하여 보정식을 구한다면 더욱 정확한 임피던스 측정이 가능할 것으로 사료된다.

위상차를 살펴보면 대부분 3~9%대의 오차율을 가지며 최대 11.53%의 오차율을 보였다. 이는 ASIC의 phase detector 블럭 내부의 레퍼런스 전압이 설계 값과 오차를 보이면서 위상차에 전반적인 오프셋을 일으켰기 때문이다. 이는 ASIC 설계의 수정을 통하여 해결 될 수 있는 부분이다.

임피던스의 저항성분(R) 및 커패시티브 성분(Xc)은 임피던스 값과 위상차의 연산으로 구해지게 되므로 종속적인 특성을 가진다. 위상차가 최대 15°밖에 발생하지 않으므로 저항성분(R)의 경우 임피던스 값이 크게 반영되어 오차가 적은 반면 커패시티브 성분(Xc)은 위상차가 크게 반영되기 때문에 상대적으로 큰 오차를 가지게 된다. 이 두 파라미터는 임피던스 및 위상차 측정의 정확도를 개선함으로써 해결가능한 부분이다.

4.5 칩간 특성 비교

아날로그 ASIC의 주요 사항 중 하나는 칩간 특성의 균질성이다. 이는 ASIC 생산의 수율을 결정할 뿐 아니라, 측정의 정확성에 영향을 미치는 결정적인 요인이 된다. 따라서 이에 대한 검토를 실시하여 양산 적용에 대한 것을 평가 하였다. 시험에 사용된 샘플은 랜덤으로 5EA를 선정하였으며, 임피던스의 저항성분(R) 및 커패시티브 성분(X_c)은 임피던스와 위상차에 의해서 계산되는 값이므로 파라미터에서 제외하였다. ASIC샘플 이외의 다른 변수를 없애기 위하여 가능한 모든 측정 환경을 통일시키고 측정하였다. 표 4.22는 칩간 특성 비교 결과이다. 먼저 임피던스 측정 결과를 살펴보면 대부분의 R-C모델에서 1~5 Ω 정도의 오차를 보였으며 평균적으로 1.381의 표준편차를 보였으며, 주파수 및 R-C모델에 의한 특징적인 차이의 경향이 없음을 알 수 있다. 또한 위상 측정 결과 역시 레퍼런스 값에 대비하여 3~9%정도의 오차율을 가지며, 이는 단일칩 내의 오차 범위내에 존재함을 알 수 있다.

표 4.22 칩간 특성 분석 결과

주파수 (KHz)	R-C모델	parameter	ASIC#1	ASIC#2	ASIC#3	ASIC#4	ASIC#5	평균	표준편차
1	R=140Ω C=47nF	Z(Ω)	137.85	137.01	137.17	139.16	138.73	137.98	0.945
		θ(°)	2.20	2.32	2.29	2.25	2.31	2.27	0.049
	R=400Ω C=47nF	Z(Ω)	393.75	391.40	390.92	393.06	395.11	392.85	1.717
		θ(°)	6.43	6.74	6.46	6.50	6.55	6.54	0.123
	R=750Ω C=47nF	Z(Ω)	726.86	722.39	730.13	726.24	725.70	726.26	2.767
		θ(°)	11.95	12.06	12.12	11.91	11.88	11.98	0.102
5	R=140Ω C=10nF	Z(Ω)	136.72	137.64	136.10	135.30	136.82	136.52	0.873
		θ(°)	2.19	2.13	2.19	2.20	2.16	2.17	0.029
	R=400Ω C=10nF	Z(Ω)	392.12	396.03	392.64	392.98	395.44	393.84	1.767
		θ(°)	6.18	6.11	6.21	6.09	6.17	6.15	0.050
	R=750Ω C=10nF	Z(Ω)	726.11	730.54	726.14	727.27	730.51	728.11	2.250
		θ(°)	11.60	11.08	11.48	11.36	11.22	11.35	0.206
50	R=140Ω C=1nF	Z(Ω)	136.46	138.44	139.34	137.75	138.87	138.17	1.122
		θ(°)	2.12	2.13	2.13	2.10	2.15	2.13	0.018
	R=400Ω C=1nF	Z(Ω)	392.93	394.72	393.83	394.98	396.02	394.50	1.173
		θ(°)	6.38	6.36	6.29	6.31	6.41	6.35	0.049
	R=750Ω C=1nF	Z(Ω)	725.45	728.25	727.05	724.32	725.17	726.05	1.579
		θ(°)	12.02	11.65	11.95	11.84	12.20	11.93	0.205
200	R=140Ω C=0.22nF	Z(Ω)	137.27	137.29	137.13	136.51	137.70	137.18	0.431
		θ(°)	1.67	1.78	1.73	1.73	1.69	1.72	0.042
	R=400Ω C=0.22nF	Z(Ω)	391.83	396.14	393.61	393.76	395.07	394.08	1.629
		θ(°)	5.11	5.25	5.25	5.27	5.20	5.22	0.065
	R=750Ω C=0.22nF	Z(Ω)	728.17	732.97	727.19	729.63	730.26	729.64	2.216
		θ(°)	9.82	9.86	9.83	9.91	9.89	9.86	0.038
300	R=140Ω C=0.15nF	Z(Ω)	136.26	135.8	135.65	136.55	135.28	135.91	0.502
		θ(°)	1.85	1.85	1.88	1.88	1.85	1.86	0.016
	R=400Ω C=0.15nF	Z(Ω)	388.76	393.34	389.95	391.78	389.44	390.65	1.873
		θ(°)	5.76	5.54	5.68	5.65	5.55	5.64	0.092
	R=750Ω C=0.15nF	Z(Ω)	727.39	729.16	728.39	729.36	727.20	728.30	0.989
		θ(°)	11.01	10.62	10.92	10.91	10.74	10.84	0.157
500	R=140Ω C=0.1nF	Z(Ω)	138.76	136.37	137.24	136.62	138.45	137.49	1.073
		θ(°)	2.21	2.13	2.10	2.20	2.15	2.16	0.047
	R=400Ω C=0.1nF	Z(Ω)	391.22	394.21	391.61	392.63	393.10	392.55	1.196
		θ(°)	6.78	6.62	6.71	6.82	6.75	6.74	0.076
	R=750Ω C=0.1nF	Z(Ω)	720.66	720.98	721.52	719.82	721.75	720.95	0.763
		θ(°)	13.13	12.60	12.93	13.10	12.71	12.89	0.234

제 5 장 결론

본 논문에서는 체임피던스 측정 ASIC을 테스트 할 수 있는 모듈 및 베이스보드를 설계하였고, ASIC의 기능 및 성능에 대한 평가를 위한 평가목록을 작성하여 그에 따라 평가를 수행하였다. 또한 체임피던스 측정방식의 특성상 발생하는 오차 및 ASIC공정과정에서 발생하는 오차들에 대하여 평가 자료를 바탕으로 보정 알고리즘을 개발하여 측정의 정확성과 재현성을 검증하였으며, ASIC의 중요 사항인 칩간 특성에 대한 균질성을 검증하였다.

정전류원의 특성을 알아볼 수 있는 선형성 테스트 결과 주파수의 증가에 따라 전류가 조금 감소하는 경향을 보이지만 개별 주파수에서의 선형성을 보면 R^2 값이 최대 1에서 최소 0.9998로 매우 높은 선형성을 볼 수 있었다. 재현성 테스트 결과도 입력신호의 노이즈에 의한 ADC의 오차와 ADC블록이 가지는 스펙오차를 감안한다면 무시할 수 있을 정도의 오차 값을 보여 ASIC의 기능적인 부분은 문제가 없음을 확인하였다.

복수보간을 위한 REF채널과 체임피던스 측정 채널간에는 스위칭 블록, 전극등에서 발생하는 기생커패시터 성분, 저항성분으로 인해 전류 인입 특성의 변화가 발생한다. 이러한 체임피던스법이 적용된 ASIC에서 필연적으로 발생하는 오차요인에 대한 보상을 위해 보정알고리즘을 개발하여 적용한 결과, R모델을 이용한 임피던스 값 검증에서 0.02% ~ 0.96%의 오차율을 보였으며 병렬 R-C모델을 이용한 임피던스 값 검증에서 60개의 모델 중에 93%가 2%이내의 오차율을 보였다. 또한 칩간 특성 비교에서도 대부분의 병렬 R-C모델에서 1~5 Ω 정도의 오차를 보이며 오차율 또한 단일칩 내의 오차 범위 내에 존재함을 확인하였다.

본 논문에서 실험을 통해서 제안한 데이터 보정 알고리즘은 개발된 체임피던스 ASIC을 이용한 제품에 실제 적용이 가능한 형태이며, 이를 통해 정확도 향상을 위한 ASIC 수정 없이 높은 정확도의 체임피던스 측정이 가능하게 하였다. 뿐만 아니라 단일 칩의 재현성은 물론이고 대량 생산 ASIC간의 균일성을 확보할 수

있는데 크게 도움이 될 수 있으므로 양산성 및 양품 획득 수율면에서 일조 할 수 있을 것으로 예상 된다.

참고 문헌

- [1] 김종균, “경제적 수준에 따른 인천지역 청소년 비만의 차이”, 대한비만학회지 제 16권 제 2호 pp. 76~77 2007
- [2] World Health Organization(WHO), Obesity: Preventing and managing the global epidemic. Report of a WHO consultation, World Health Organ Tech Rep Ser 2000; 894:1-12.
- [3] Rosenbaum S, Skinner RK, Knight IB, Garrow JS. A survey of heights and weights of adults in Great Britain, 1980. Ann Hum Biol 1985;12:115-27.
- [4] Flegal KM, Carroll MD, Ogden CL, Johnson CL. Prevalence and trends in obesity among US adults, 1999, 2000. JAMA 2002;288:1723-7.
- [5] 대한비만학회, 비만치료지침, 도서출판 한의학, 2003;11.
- [6] Vivian H., Heyward, Lisa M. Stolarczyk, "Applied Body Composition Assessment", 1996
- [7] 메디아나 “지역 산업 기술 개발 사업 계획서”
- [8] Siri W. E. Techniques for measuring body composition, chapter body composition from fluid spaces and density : analysis of methods, 223-244. National academy of Science, Washington, DC, 1961.
- [9] 최병진, “임상비만학”, 대한비만학회편, 제 1판, 고려의학, 1995
- [10] 김문중, “한국인의 체임피던스를 통한 인체 구성 성분 표준화에 관한 연구”, 연세대학교 의용공학과 박사학위 논문, 2003
- [11] Hoffer E. C., Meader C. K., & Simpson D. C., "Correlation of whole-body impedance with total body water" J. Appl. Physiol., 27; 531-534, 1969
- [12] Kushner R. F., Gudivaka R., & Schoeller D. A., "Clinical characteristics influencing bioelectrical impedance analysis measurement", Am. J. Clin. Nutr. 64:423-427
- [13] Lukaski H. C., Johnson P. E., Bolonchuk W. W. and Lykken G. I. "Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurement of the human boy", Am. J. Clin. Nutr. 41:, 810-17, 1985
- [14] Vivian H., Heyward, Lisa M. Stolarczyk, "Applied Body Composition Assessment", 1996
- [15] 임택균, “코울-코울 분산 시스템을 이용한 체임피던스 분석 시스템 구현”, 연세대학교

의용공학과 석사학위 논문, 1998

[16] Lorenzo A. De., Andreoli A., Mattiie J., and whitters, P., "Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review", Am. Physi. Soci., 1997

[17] 문재국 "원격의료계측을 위한 한국형 체임피던스 분석기의 개발", 연세대학교 의용공학과 석사학위 논문, 2002

[18] Pietrobelli A., Morini P., Battistini N., Chiumello G., Nunez C. , and Heymsfield S. B., "Appendicular skeletal muscle mass: prediction from muliple frequency segmental bioimpedance analysis", Eur. J . Clin. Nutr., 1998

[19] Cornish B. H., Jacobs A., Thomas B. J. and Ward L. C. "Opimaizing electrode sites for segmental bioimpedance measurements" Physiol. Meas., 20: 241-250, 1999

[20] Fuller N. J., Elia M., "Potential use of bioelectrical impedance of the 'whole body' and of body segments for the assessment of body composition: comparison with densitometry and anthropometry", Eur. J Clin. Nutr., 43:779-791, 1991

[21] Organ L. W., Bradham G. B., Gore D. T., Lozier S. L., "Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique", J. Appl. Physiol. 77:98-112, 1994

[22] Patterson R., Ranganathan C., Engel R., "Berkseth. Measurement of bodyfluid volume change using multisite impedance measurements", Med. Biol. Eng. Comput. 26:33-37, 1988

[23] Patterson R., Ranganathan C., Engel R., "Berkseth. Measurement of body fluid volume change using multisite impedance measurements", Med. Biol. Eng. Comput. 26:33-37, 1988

[24] Cameron Chumelea Wm., Shumei S., " Emerging Technologies for Nutrition Resesearch", National Academy Press, pp 169-192, 1997

[25] NIH. Biomedical impedance analysis in body composition measurement. NIH, 1994.

ABSTRACT

Study on performance evaluation and compensation of measurement result on bio-impedance measuring ASIC

Nam, Ki Tae

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Bio impedance measuring ASIC integrates complex analog and digital circuits into a single one because it implemented multiple frequencies covering wide ranges and partial bio impedance method. Therefore, systematic verification is necessary and evaluation on accuracy and reproducibility is essential for measured output would directly affect the function.

Hereupon, this study designed a module and a base board to test bio impedance measuring ASIC and valuated ASIC with a list made out to evaluate the function and the performance of ASIC. Also, the study verifies the accuracy and reproducibility of measuring via developing compensation algorism based on the evaluation data about errors produced while measuring the bio impedance and ASIC procedure. Simultaneously, this verifies homogeneity among chips, the important characteristic of ASIC.

After this verification, functional parts of each block consisting ASIC were checked that they were within the range of a permissible error but the difference of traits of current inputs between channels were shown

because of parasitic capacity and resistance which inevitably exist in switching blocks and electrodes. As a result of occupying this data into data compensation algorithm developed from this study, 0.02% ~ 0.96% of relative error was shown in verification on impedance result using R model and 93% out of 60 models using parallel R-C model showed relative error less than 2%.

The data compensation algorithm suggested in this study is in a form of direct application for products using bio impedance ASIC and this made bio impedance measuring with high accuracy without ASIC revision possible. Also, the algorithm is expected to contribute to the mass production and higher acquisition rate of right products because it can give help ensuring not only reproducibility of a chip but also the homogeneity of mass produced ASIC.

key words : Bio-impedance analysis, BIA, ASIC, compensation algorithm, performance evaluation, segmental bio-impedance