

ARX Modeling을 이용한  
피부 임피던스 측정 및 피부 수분화  
추정에 관한 연구

연세대학교 대학원

의공학과

김 재 영

ARX Modeling을 이용한  
피부 임피던스 측정 및 피부 수분화  
추정에 관한 연구

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2005년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

김 재 영

# 김재영의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

심사위원 \_\_\_\_\_ 인

연세대학교 대학원

2005년 6월 일

## 감사의 글

삶과 학문에 있어 실천으로 그 깊이와 넓음을 몸소 보여주시고, 늘 자상한 가르침으로 오늘까지 이끌어 주신 윤형로 교수님께 진심으로 감사드립니다. 바쁘신 와중에도 항상 따뜻하고 세심하게 논문에 대한 충고를 해주신 이경중 교수님, 신태민 교수님께 깊이 감사드립니다. 6년간의 학업을 통해 많은 가르침과 배움의 기회를 주신 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 조효성 교수님, 김범민 교수님, 김한성 교수님, 김경환 교수님께 감사드립니다.

학교생활동안 여러 면에서 많은 도움을 주신 안종수 선생님, 그리고 실험 및 연구에 도움을 주신 TIC·RRC 선생님들께 감사드립니다.

대학원 연구실에서 함께 생활하며 많은 도움을 주신 염호준 선배님, 임택균 선배님, 전대근 선배님, 김응석 선배님께 감사를 드리며 특별히 논문에 대한 방향과 많은 충고를 해주신 박성빈 선배님, 바쁜 회사 일이 있음에도 불구하고 이해해주시고 물심양면으로 도와주신 김기원 사장님께 감사드립니다. 비록 일찍 졸업하였지만 짧은 기간이나마 즐겁게 대학원 생활을 할 수 있게 도와준 강도원 선배님, 이찬오 선배님, 문재국 선배님, 후배 진술이, 대학 동기 상돈이와 광재, 현웅이에게도 감사의 말을 전합니다. 같이 대학원 입학해서 먼저 졸업한 인철이에게 씩씩한 고마움을 보내며, 오랫동안 친구처럼 친동생처럼 생활하면서 많은 기쁨과 행복을 준 유나에게 고맙다는 말은 전하며, 즐거움을 별로 인정하고 싶지 않지만 대학원 생활동안 사수이자 연구와 논문에 많은 도움을 준 광석이에게도 고맙다는 말을 전하며, 서로 의지하면서 논문을 쓸수 있게 도와준 졸업동기 기수에게도 고마우며, 항상 성실하며 열심히 생활하는 동기 계형이와 재일이, 그리고 대학원 막내 준수와 동희, 연구실 분위기를 한층 바꿔놓은 같은 연구실의 학부생들에게 고마움을 표합니다. 또한 멋진 후배인 태균, 덕현, 동하, 정훈, 성필, 미혜, 그리고 모든 대학원 선·후배님들께 진심으로 감사를 드립니다.

논문에 전념할 수 있게 도와준 후배 문정이와 비록 자주 말썽을 일으키지만 그래도 동생같은 후배인 신우와 논문 실험에 정말 열심히 도와준 한윤과 희민이에게

고마움을 포함니다.

동생역할도 제대로 못하지만 항상 반갑게 맞아주고 동생들을 열심히 키우는 누나와 비록 멀리 떨어져 있으며 논문 연구기간동안 잘 찾아뵙지도 못하고 전화도 못드렸지만 묵묵히 절 믿어주시고 항상 하루하루 최선을 다하시는 모습을 보여주시는 아버지와 불효를 항상 지극한 관심과 사랑으로 채워주시는 사랑하는 어머니께 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

희망으로 가득찬 2005년 여름...

**김제영** 드림

# 차 례

그림 차례	III
표 차례	V
국문 요약	VI
제 1 장 서론	1
제 2 장 이론적 배경	4
2.1 피부의 구조와 기능	4
2.1.1 피부의 구조	4
2.1.2 피부의 기능	7
2.2 피부 임피던스법	8
2.2.1 피부 임피던스법의 원리	9
2.2.2 Bioimpedance Spectroscopy(BIS)	12
2.2.3 피부 수분화 평가	16
2.3 System Identification - ARX 모델링	17
제 3 장 하드웨어 및 시스템 구성	19
3.1 시스템 구성	19
3.2 전원장치	20
3.3 정전압 발생 장치	21
3.3.1 포아송 분포	22
3.3.2 파형 발생장치	24

3.4 피부임피던스 측정 장치	25
3.4.1 전압-전류 변환기	26
3.4.2 피부임피던스 측정 전극	27
3.5 데이터 획득 및 처리	28
3.5.1 데이터 획득 방법	28
3.5.2 ARX 모델링	29
제 4 장 실험 및 결과	30
4.1 실험대상	31
4.2 Corneometer CM825	32
4.2.1 피부 수분 보유도 측정	32
4.2.2 피부 수분 보유도 측정 결과	33
4.3 피부임피던스 측정	35
4.3.1 시스템 선형성 확인	35
4.3.2 피부임피던스 측정	36
4.3.3 피부임피던스 측정 결과	37
4.4 통계적 분석	39
4.4.1 CM825 데이터와 독립변수들의 상관 분석	39
4.4.2 피부 수분 보유도 추정을 위한 선형회귀모델 분석	40
제 5 장 결론	43
참 고 문 헌	44

## 그 립 차 례

그림 2.1 피부의 구조	4
그림 2.2 표피의 층	5
그림 2.3 피부의 등가회로	9
그림 2.4 주파수에 따른 임피던스 특성곡선	10
그림 2.5 주파수에 따른 조직 투과 특성	10
그림 2.6 임피던스 측정 전극 시스템	11
그림 2.7 임피던스 측정에 대한 실험 구성	12
그림 2.8 정현파 입력에 대한 응답 곡선	13
그림 2.9 임피던스 벡터 Z의 복소평면의 표현	15
그림 2.10 R-RC 등가회로 및 임피던스 복소평면	15
그림 2.11 각질의 수분화 단계	17
그림 2.12 입·출력 시스템	17
그림 3.1 피부임피던스 측정 시스템	19
그림 3.2 전체 시스템 구성도	20
그림 3.3 전원 공급 장치 구성도	21
그림 3.4 정전압 발생장치부 구성도	22
그림 3.5 포아송 분포에 따른 정현파	23



그림 3.6 포아송 분포를 따른 데이터 생성 프로그램	• • • • •	23
그림 3.7 정현파 발생장치 Labview 프로그램 블록도	• • • • •	24
그림 3.8 DAQ 보드를 통한 정현파 발생 프로그램	• • • • •	25
그림 3.9 피부 임피던스 측정 장치 구성도	• • • • •	26
그림 3.10 Improved howland current pump	• • • • •	26
그림 3.11 피부임피던스 측정 전극의 정면도	• • • • •	27
그림 3.12 Data Acquisition용 Labview 프로그램 출력 파형 화면	• • • •	29
그림 3.13 Matlab system identification 프로그램	• • • • •	30
그림 4.1 Corneometer CM825 계측장비	• • • • •	32
그림 4.2 CM825를 이용한 피부 측정	• • • • •	33
그림 4.3 피부 수분 보유도 획득 결과 그래프	• • • • •	33
그림 4.4 CM825 측정 남녀 피부 수분 보유도 상자그림	• • • • •	34
그림 4.5 저항모델로부터의 시스템 선형성 확인	• • • • •	36
그림 4.6 남자 18명에 대한 ARX 모델의 주파수 응답	• • • • •	38
그림 4.7 여자 10명에 대한 ARX 모델의 주파수 응답	• • • • •	38
그림 4.8 CM825의 수분 보유도와 독립 변수와의 산점도	• • • • •	41
그림 4.9 CM825의 수분 보유도와 예측된 수분 보유도의 산점도	• • • •	42

## 표 차례

표 4.1 실험군 연령의 기초 정보	31
표 4.2 CM825 수분 보유도 측정 결과	34
표 4.3 저항 모델에 대한 ARX 모델 곡선 일치율	35
표 4.4 성별에 따른 ARX 모델 곡선 일치율	37
표 4.5 실험군의 ARX 모델의 주파수 응답 결과	39
표 4.5 CM825 데이터와 독립변수들간의 상관분석	40
표 4.6 피부 수분 보유도 예측을 위한 회귀모형( $p < 0.005$ )	40
표 4.7 안면부 피부 수분 보유도 예측 회귀 방정식	41
표 4.8 교차검증을 위한 실험군의 피부 수분 보유도 예측 방정식	42

## 국문 요약

### ARX Modeling을 이용한 피부 임피던스 측정 및 수분화 추정에 관한 연구

신체의 피부는 외부의 물리적·화학적 물질로부터 인체를 보호하는 기능을 담당한다. 피부의 최외각 층인 각질층의 비정상적인 상태는 질병 및 피부질환과 직접 연관되며 건강한 피부, 즉 피부의 탄력성과 부드러움은 각질층에 존재하는 수분 함유량에 의해 가장 큰 영향을 받는다.

피부상태를 평가하기 위한 여러 가지 방법 중에 피부 임피던스법은 비침습적이고 이용이 간편하며 측정자의 숙련된 기술이 요구되지 않는 방법으로서 BIS 기술을 도입하여 피부 각질의 수분 함유량뿐만 아니라 시간에 따라 변하는 피부 조직의 정상상태의 응답 또한 측정이 가능하다. 하지만 종래의 BIS방법은 R-C 모델을 근거로 하여 한정된 주파수 변조를 통한 임피던스 획득 방법으로서 R-C 파라미터 선정의 오차 및 고주파에서 커패시턴스성분의 영향 등의 한계점을 가지고 있다. 그래서 본 논문에서는 ARX 모델에 기반을 둔 BIS 방법을 모색하였다. 또한 전류 인가방법에 있어서 임의의 주파수로 변조된 정전류원 방법을 통하여 세포단위에서의 자극에 대한 불응기 문제를 감소시켰다.

임피던스 측정 장치는 기존 피부 관리기기의 프로브 전극을 이용하여 2단자 전극법을 사용하였고 수동 소자 모델로 시스템의 선형성을 검증하였으며 시스템의 위상지연을 최소화 하기 위하여 PC기반의 정현파 발생장치와 아날로그-디지털 전환장치를 구성하였다.

31명의 피검자를 대상으로 세안제를 이용하여 안면부에 세안을 하고 항온항습실에서 30분간 24°C, 40%의 환경에 적응시킨 후, 왼쪽 볼 부위에 피부 수분 보유도 계측장비인 Corneometer CM825을 이용하여 데이터를 획득하였으며 직후 본 논문에서 개발된 피부

임피던스 측정 장치를 이용하여 임피던스 데이터를 획득하였다.

피부 임피던스 측정 장치로부터 획득된 데이터는 동기화 및 배열화, 추출 전처리과정을 실시하여 ARX 모델링의 곡선 일치율(curve fitting rate)을 높였으며 ARX 모델의 주파수 응답으로 200Hz~25kHz의 BIS를 구현하였다.

ARX 모델 주파수 응답의 200Hz~10kHz에서 각 개인의 피부 상태를 반영할 수 있는 주파수 곡선을 확인하였으며, CM825의 피부 수분 보유도의 데이터와 상관분석을 실시한 결과 ARX 모델 5kHz에서의 주파수 응답 크기가  $R=0.859$ 로서 가장 연관성이 높았다. 또한 다중회귀분석의 단계별 선택법 결과 피부 수분 보유도를 예측하는 독립변수는 5kHz에서의 응답 크기만으로 피부 수분 보유도에 대한 설명력이 높음을 알 수 있었다.

이상의 결과로부터 본 논문은 피부에 대한 새로운 ARX 모델 기반의 BIS 측정 시스템을 개발하였으며, 주파수 응답을 통한 피부 임피던스 분석과 안면부 피부 수분 보유도를 예측하는 회귀방정식을 개발하였다.

---

핵심 되는 말 : 피부 임피던스, MFBIA, BIS, ARX 모델, Corneometer CM825,  
피부 수분 보유도 예측방정식

## 제 1 장 서 론

고도 산업사회화 현상이 급속히 진행됨에 따른 주변 외부 환경의 변화에 직접 노출되어 있는 인체의 피부는 다양한 내적, 외적요인으로부터 질환이 발생될 수 있다. 즉 피부질환의 발생과 분포향상은 생활환경 외에 문화, 기후, 인종, 사회 및 경제적 조건에 의해 결정된다. 그러나 정확한 원인을 규명하는 것은 매우 어려우며 또한 전체 모집단을 대상으로 조사하기에는 많은 제약점이 있다. 이러한 이유 때문에 사회집단 전체에 대한 연구보다는 병원에 내원하는 환자를 대상으로 연구가 진행되어온 것이 현실이다. 최근 한국 또한 생활습관과 주거환경의 서구화, 스트레스의 증가와 건강에 대한 관심이 고조되고 있으며, 한국인의 피부질환 양상 또한 과거에 비해 점차 변화하고 있다[16].

인체의 피부는 체표를 덮은 조직으로서 물리적·화학적으로 외부로부터 신체를 보호하며, 전신의 신진대사에 필요한 생화학적 기능을 유지하게 하는 중요한 기관이다. 피부의 구조는 표피(epidermis), 진피(dermis), 그리고 피하지방층(subcutaneous layer)으로 구성되어 있으며 두께는 보통 1.5~4mm로 부위에 따라 다양하며 피부의 주된 기능인 수분손실과 방어기능을 담당하는 피부장벽은 표피의 각질층에 존재한다[1]. 피부의 최외층으로 수분과 유분으로 이루어진 피지막으로 덮여 있는 이 각질층은 표피의 건조를 막고, 표피가 정상적인 생화학적 대사를 할 수 있는 환경을 제공하며, 외부의 물리적 손상과 화학물질로부터 인체를 보호하고, 세균, 곰팡이, 바이러스 등이 피부로 침범하는 것을 방지하는 역할을 한다. 따라서 이 각질층의 비정상적인 상태는 질병 및 피부질환과 직접 연관될 수 있으며 건강한 피부, 즉 피부의 탄력성과 부드러움은 비록 화장품이나 상대 습도등 외적 인자에 의해서 영향을 받지만 각질층에 존재하는 수분 함유량에 의해 가장 큰 영향을 받는다[7].

비록 피부의 생리적 특성이 신체부위, 성, 연령 및 인종에 따라 많은 차이를 보이고 있지만 피부질환의 검사 및 예방차원에서 피부 상태를 평가하기 위한 방법은 나날이 발전하고 있으며 최근에는 비침습적 방법(non-invasive bioengineering method)을 이용한 in vivo 연구가 활발히 진행되고 있다. 비침습적 피부 측정방법에는 피부에서의

전기전도도(conductance) 및 정전용량(capacitance)을 이용한 피부수분 측정법, 피부에서 외부로 소실되는 수분량 즉, 경표피수분손실(transepidermal water loss, TEWL)측정법, optoelectricity를 이용한 피부표면 지질 측정법, 초음파를 이용한 피부두께 측정법, reflectance spectrophotometer를 이용한 피부색 측정법, laser Doppler flowmeter를 이용한 혈류량 측정법, suction perpendicular를 이용한 피부 탄력성 측정법 등이 알려져 있다[16].

각질층의 수분 함유량을 측정하기 위해 일반적으로 사용되는 계측기로서 hydrometer와 corneometer는 표피에 고주파 전류를 인가하여 정상 체내에서 표피의 각질층이 전기에 대해 높은 저항을 갖고 있고, 피부 표면이 수분을 함유하고 있을 때 표면의 특정한 저항의 역수나 접촉부위 물질의 절연계수 변화가 수분 함유량을 나타낸다는 원리이다. 이러한 기기들은 소형이며 손쉽게 피부의 수분상태를 측정할 수 있으며 재현성이 뛰어난 장점이 있지만 측정결과와 데이터 자체가 수분함유량에 대한 절대수치가 아니라 상대수치이며 적은 수치 범위, 시간에 따른 수분 함유량의 변화를 연속적으로 측정불가능하다는 단점이 있다. 이에 피부의 각질의 수분함유량뿐만 아니라 시간에 따라 급속하게 변하는 피부 조직의 정상상태의 응답 또한 측정 가능한 BIS(Bioimpedance Spectroscopy) 기술이 계속 연구되어 왔다[7].

BIS는 전기반응적인 시스템(electroactive system)의 전도적 성질과 절연적인 성질을 넓은 주파수 범위에서 측정하는 것으로서 피부에 다양한 주파수를 갖는 미세한 전류를 흘려주어 각 주파수에 대응하는 피부 임피던스를 측정하여 앞서 모델링한 전기적 소자들의 파라미터를 수학적으로 계산한다. 따라서 측정 부위에 대하여 정확히 모델링만 되어지면, 피부의 수분화 상태뿐만 아니라 많은 피부 생리화학적 정보를 얻을 수 있는 큰 장점을 가진다. 하지만 기존의 BIS 방법에서는 생체조직의 특성에 대한 R-C(Resistor-Capacitor)모델링의 반영문제, 같은 모델링이라 하더라도 시스템마다의 파라미터 검출을 위한 곡선 일치율의 차이에 따른 상대적 오차 발생, 변조 주파수 선택에 대한 피부 세포의 절대 불응기 유무, 한정된 주파수 개수로부터 모델링을 위한 데이터의 왜곡, 350kHz이상의 높은 주파수에서 전극 임피던스와 부유 커패시턴스(stray capacitance)으로 인한 위상 지연 등으로부터 오차가 발생하게 된다[15].

따라서 본 연구에서는 먼저 기존의 BIS에서의 주파수 가변방식을 미리 선정된 소수

개수의 주파수 선정이 아닌 포아송 분포에 의거한 주파수 가변 방식을 채택한 시스템을 개발한다. 이로서 단시간 내에 주파수에 대한 임피던스 정보량의 극대화와 시간에 대하여 연속적으로 임의의 주파수를 갖는 전류 자극을 인가하여 세포단위에서의 자극에 대한 불응기 문제를 감소시키도록 한다. 또한 종래의 임피던스 방식의 R-C 모델링에서 벗어나 새로운 ARX 모델링을 이용하여 R과 C의 파라미터 선정으로부터 발생하는 오차를 감소시키며 입·출력 데이터로부터 최적의 전달함수를 구현하여 생체조직 특성의 반영률을 높이는 시스템을 개발한다. 30명의 건강한 한국 남·녀의 안면 피부 부위를 대상으로 측정 및 모델링, 주파수 분석을 실시하며, 또한 수분보유도 측정장비인 Corneometer CM825 계측기를 이용하여 개발된 시스템의 피부 수분화 상태를 추정하고자 한다.

## 제 2 장 이론적 배경

### 2.1 피부의 구조와 기능

#### 2.1.1 피부의 구조

피부는 표피(epidermis) 진피(dermis), 피하지방층(subcutaneous layer)으로 구성되어 있으며[그림 2.1], 두께는 보통 1.5~4mm로 부위에 따라 다양하고 외부의 자극으로부터 몸을 보호한다. 피부는 1.2~2.2m<sup>2</sup>의 표면적을 가지며 평균 성인체중의 7%정도인 4~5kg의 무게로 온 몸을 덮고 있는 거대한 기관이다.

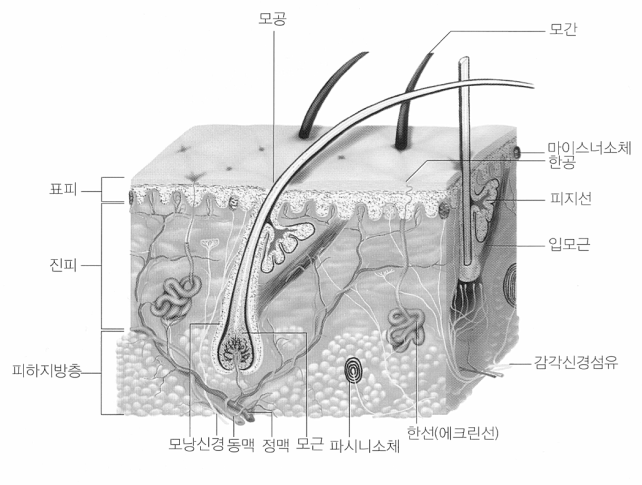


그림 2.1 피부의 구조

표피는 구조적으로 중층편평상피로 구성되어 있으며 두께는 가장 얇은 곳이 0.02~0.08mm이고 손과 발바닥 같이 가장 두꺼운 곳은 6배 이상으로 차이가 있다. 표피와 산성보호막(acid mantle)은 외부환경에 대한 첫 번째 방어선이 되며 표피조직은 신경말단



이나 혈관을 포함하지 않는다. 확산으로 물질교환이 이루어지며 각질형성세포(keratinocyte), 멜라닌 세포(melanocyte), 랑겔한스세포(langerhans cell) 및 머켈세포(merkel cell)가 존재한다. 조직학적으로 각질층(stratum corneum), 투명층(stratum lucidum), 과립층(stratum granulosum), 유극층(stratum spinosum), 기저층(stratum basale)인 5개의 층으로 이루어진다[그림 2.2].

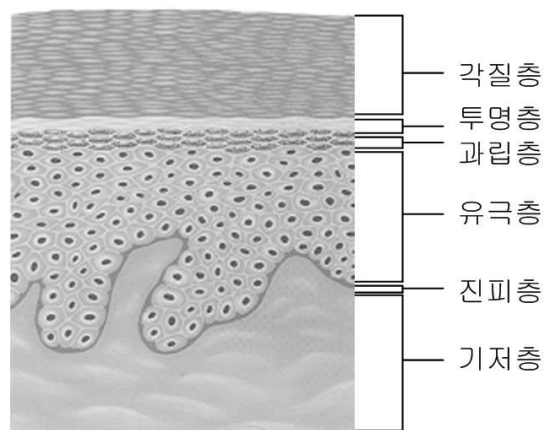


그림 2.2 피부의 층

진피(dermis)는 강하고 유연성 있는 결합조직이며 표피와 피하지방층 사이에 위치한다. 표피의 약 10~40배에 해당하는 실질로 구성되며 피부의 대부분을 차지한다. 진피층은 경계가 확실하지 않으나 윗부분의 유두층(papillary layer)과 아랫부분의 망상층(reticular layer)으로 나눌 수 있으며, 교원섬유(collagen fiber)와 탄력섬유(elastin fiber) 등의 섬유성 단백질과 무정형의 기질로 구성된다. 또한 섬유아세포(fibroblast), 비만세포(mast cell), 식세포(macrophage) 등이 있어 피부 층을 지지하고 모세혈관, 림프관, 신경, 피지선, 한선 등은 피부영양, 감각, 노폐물배설 등 피부의 중요한 기능을 맡고 있다. 또한 피부의 탄력적 균형유지와 긴장도, 윤기 등을 유지하는데 중요한 역할을 한다. 그밖에 표피와 상호작용하는 감각수용체로 외부의 손상으로부터 몸을 보호하며 수분저장, 체온조절, 피부재생의 기능이 있다.

피하지방층은 진피 아래에 있으며 많은 양의 피하지방이 축적되어 있다. 피하지방층의 지방 세포들은 섬유성 결합조직의 충격에 의해 소엽으로 분리되며 충격에는 혈관, 림프관, 신경이 존재한다. 피하조직은 진피조직보다 매우 두꺼운 층으로 되어 있으며 지방 세포들은 지방을 생산하여 몸을 따뜻하게 보호한다. 또한 외부의 충격으로부터 신체 내부의 손상을 막으며 수분을 조절하고 탄력성을 유지하며 소모되고 남은 영양과 에너지를 저장하는 기능이 있다. 피하지방층의 두께와 분포는 성별, 연령, 신체의 영양상태, 부위 등에 따라 다르다. 여성호르몬과 관계가 있으므로 여성이 남성보다 피하지방층이 두껍다. 복부와 둔부에서는 3cm 이상으로 두꺼운 반면 귀, 고환, 눈꺼풀 및 입 등에는 피하조직이 없다.

#### 2.1.2 피부의 기능

피부는 우리 몸의 신진대사에 영향을 미치는 다양한 기능들을 수행하며 신체의 항상성을 깨뜨리는 외적 요인으로부터 막아준다. 또한 바깥쪽에 위치하는 가장 상처받기 쉬운 기관계이며 박테리아, 상처, 해로운 화학물질 등에 노출되어 있다. 피부는 크게 8가지의 기능으로 분류할 수 있는데 먼저 세 형태의 장벽 즉 화학적, 물리적 그리고 생물학적 장벽 역할인 보호 작용을 한다. 그리고 체내의 신진대사 결과로 인한 체온의 변화 또는 외부의 어떤 원인에 의해 영향을 받지 않도록 항상 일정하게 조절하는 체온조절작용을 한다. 피부는 중추신경, 자율신경계의 신경요소와 연결되어 있으며 일부감각기관의 신경종말수용기가 있어 외부 자극에 대한 촉각, 온각, 통각 등을 느낄 수 있게 하는 감각작용을 담당하며, 신진대사의 결과로 생긴 노폐물의 일부 수용성 물질은 땀과 함께 피부를 통해 체외로 배출시키는 분비 및 배설작용을 담당한다. 또한 각질층까지 침투된 물질이 체액, 특히 혈액 중에 섞여져서 세포속에 들어가 영양소가 되게 하는 흡수작용을 담당한다. 표피의 각화현상과 함께 프로비타민 D가 생성되는데 이때 자외선이 조사시 비타민 D 합성작용(vitamin D production)을 한다. 섭취한 영양물질을 에너지원으로 사용하고 여분의 영양물질을 피하지방으로 저장하는 저장작용과 그리고 새로운 세포를 점차적으로 각질층까지 올려보내는 세포 재생작용 또한 피부의 주된 기능이다.

## 2.2 피부 임피던스법

1888년 Fere는 표피의 가장 바깥쪽에 위치하는 층, 즉 각질을 증추 및 부교감 신경활동의 순수 장벽이라고 간주하였으며, Gildemeister는 처음으로 교류 전류를 이용하여 피부의 전기적 임피던스에 대한 연구를 발표하였으며, Rosendal은 교류 전류에 대한 인체 피부의 전도물질은 각질의 전기적 전도매체에서의 수분 함유량과 밀접한 연관이 있음을 증명하였다[5]. 1963년 Plutchik와 Hirsch는 직류방법(DC method)은 분극현상을 제어할 수 있으며, 피부는 단순한 저항성분으로만 간주할 수 없음을 제안하였다. 그들은 피부 임피던스와 위상각을 1Hz~1000Hz 범위에서 측정한 결과, 임피던스보다는 위상각이 개인적 차이를 최소화할 수 있기 때문에 더 유용한 방법이라고 하였다[6]. 또한 Clar는 분산 영역(dispersion range)에서 안정화 시간은 피부 각질층에서의 수분화와 반비례함을 밝혔다[7].

코올 방정식(Cole equation)의 파라미터와 관련하여 피부 임피던스의 측정에 대한 구체적 분석은 Yamamoto에 의해 실시되었는데, 그는 피부를 그림 2.5와 같은 등가회로로 제안하였다. 이때 컨덕턴스  $G_p$ 와 커패시턴스  $C_p$ 는 주파수에 대하여 가변하며 피부 각질에 원리를 둔 요소이다. 과립층을 포함하고 있는 깊은 조직의 임피던스  $Z_{\infty}$ 는 10kHz 이하의 주파수 범위에서 각질의 임피던스보다 매우 작은 값을 가지며 임피던스 벡터 자취에서 무한대의 주파수  $f_{\infty}$ 의 추정된 값으로부터 얻어진다[8].

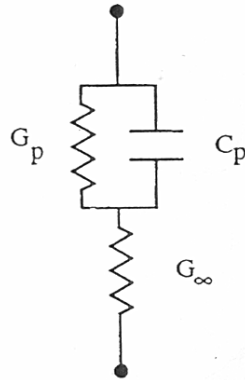


그림 2.3 피부의 등가회로

피부 임피던스의 대부분은 피부의 각질상태를 반영하므로 특정 생체신호를 기록하기 위하여 각질을 벗겨내는 시스템 또한 연구되고 있으며, 피부 임피던스의 변화는 땀샘의 활동성, 피부 수분화 상태, 약물, 피부 자극 등의 조건에서 민감하게 변화한다[4].

### 2.2.1 피부 임피던스법의 원리

임피던스란 교류전류의 흐름을 방해하는 요소이다. 피부 임피던스는 주파수에 의존적이며 교류의 전기적 흐름을 방해한다. 임피던스( $Z$ )는 특정 주파수에서 측정된 저항( $R$ )과 리액턴스( $X_c$ )의 두 벡터의 합으로 이루어진 식 (2.1)과 같다[9].

$$Z = \sqrt{(R^2 + X_c^2)} \quad (2.1)$$

그림 2.6은 주파수의 변화에 따른 생체조직의 저항과 리액턴스의 변화를 복소평면

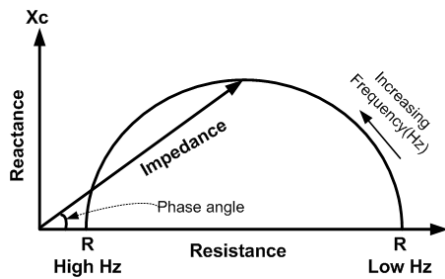


그림 2.4 주파수에 따른  
임피던스 특성곡선

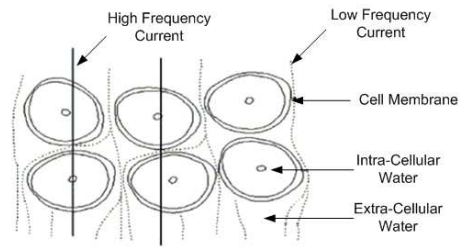


그림 2.5 주파수에 따른  
조직 투과 특성

위에 나타낸 것이며 그림 2.7는 생체 조직의 주파수별 전류 투과 특성을 보여준다. 그림 2.7에서 저주파수 전류는 세포막의 본래 용량성 특성으로 인해 세포를 통과할 수 없으며, 고주파수 전류는 세포막을 투과하여 세포내액 성분과 세포외액 성분들의 합으로 임피던스를 측정할 수 있다[10]. 이러한 이유로 10kHz이하의 낮은 주파수에서의 전류는 피부로만 흐르며 이때 저항성분이 지배적인 각질층에 의해 피부 임피던스가 결정되며, 그 이상의 주파수를 갖는 전류에 대해서는 피부를 투과하여 아래의 생체 조직까지 전달되어 피부 임피던스를 반영하지 못한다[8].

피부 임피던스 측정은 크게 두 가지 방법이 있다. 정전류를 피부에 인입하고 피부에 강하되는 전압을 측정하는 방법이 있으며, 정전압을 인가하여 피부에 흐르는 전류를 측정하는 방법이 있다. 하지만 전극-피부간 임피던스가 매우 다양하므로 후자의 전류의 크기를 예상할 수 없기 때문에 과도한 전류로부터 고통이나 화상의 결과를 초래할 수 있다. 따라서 피부 임피던스는 전자의 방법이 권장된다[11].

피부 임피던스 측정 전극 시스템에 따라 전류인입과 전압측정을 하나의 전극에서 실행하는 두 전극 측정 방법과, 전류인입과 전압측정을 공유 및 구분지어 놓은 전극에서 실행하는 세 전극 측정 방법, 전류인입과 전압측정을 독립적으로 구분지어 놓은 전극에서 실행하는 네 전극 측정 방법이 있다.

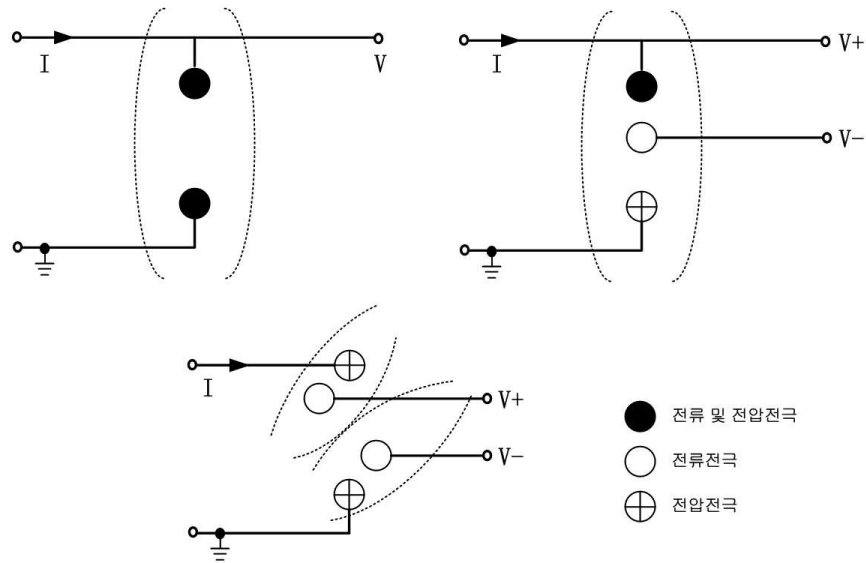


그림 2.6 임피던스 측정 전극 시스템

두 전극 측정법은 그림 28과 같이 정전류를 인가하여 두 전극 사이의 전위차를 측정하여 임피던스를 추출하는 방법이다. 임피던스 측정 부위가 매우 작은 경우 전극의 개수가 제한될 경우나 간단한 측정시스템일 경우에 이용되지만 전류전극과 전압전극을 공유하고 있으므로 양단의 전압측정시 피부-전극간의 접촉 임피던스와 주파수에 상당한 영향을 받는다. 또한 한 전극의 크기가 크다면 즉, 두 전극의 크기가 서로 다를 경우 전극이 큰 전극 부위에서의 임피던스는 무시되며 단지 상대적으로 작은 전극 부위에서의 임피던스만이 측정될 단점이 있다. 세 전극 측정법은 두 단자 측정법에서 추가로 전위 전극 (potential electrode)을 두어 전극의 크기에 상관없이 한 부위에서만 임피던스를 측정할 수 있는 피부 임피던스 측정에 많이 이용되는 방법이다. 네 전극 측정법은 임피던스를 간접적으로 측정하여 전극의 임피던스와 접촉 저항의 영향을 최소화 할 수 있는 방법이다 [13].

## 2.2.2 Bioimpedance Spectroscopy(BIS)

BIS(Bioimpedance Spectroscopy) 혹은 MFBIA(Multiple-Frequency Bioimpedance Analysis)는 체성분 분석에서 많은 연구가 이루어진 방법으로서 일반적으로 5~500kHz에 서의 주파수 스펙트럼을 이용하여 인체 임피던스의 코울-코울 모델에 기반을 둔 세포외액(ECF)과 세포내액(ICF)의 분별에 목적이 있다. 하지만 최근에는 체성분 분석뿐만 아니라 피부의 수분화 상태나 허혈 증상의 모니터링이나 각종 피부 질병의 분석을 공학적인 접근으로 시도되고 있으며 특히 BIS을 이용하여 주파수 스펙트럼 분석에 관한 연구가 많이 진행되고 있다[14,15].

그림 2.9는 임피던스 측정을 위한 실험 세팅의 구성을 간단하게 보여준다. 여기서 전기적인 정현파 전압  $V_{ac}$ 가 파형 발생장치(waveform generator)를 통하여 인가되며 전류 응답은 주파수 응답 분석기(frequency response analyzer)를 통하여 주파수 영역으로 전환된다.

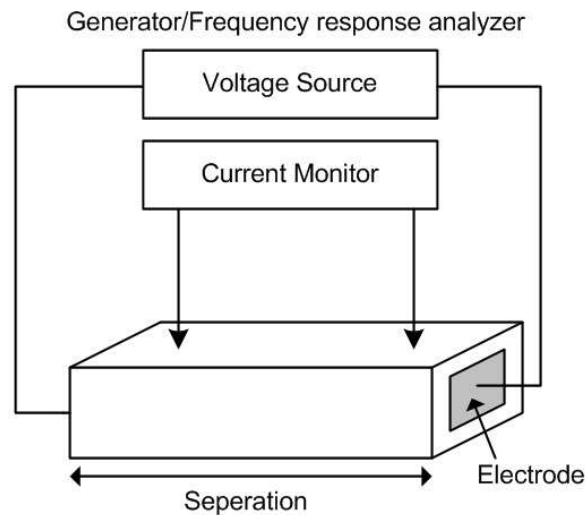


그림 2.7 임피던스 측정에 대한 실험 구성

$$\text{Input: } V_{ac} = A \sin \omega t \quad (2.1)$$

입력되는 전압은 식(2.1)과 같이 크기(A)에 비례하며, 각주파수( $\omega$ )에 시간(t)을 곱한 사인함수 형태가 된다. 이와 유사하게 출력으로서 전류 응답은

$$\text{Response: } I_{ac} = B \sin(\omega t + \phi) \quad (2.2)$$

식(2.2)에서 B는 또 다른 크기이며  $\phi$ 는 이동된 위상각이다.

따라서 옴의 법칙을 적용하여 시스템의 임피던스는 함수 Z는 다음과 같다.

$$\text{Impedance: } Z = \frac{V_{ac}}{I_{ac}} = \frac{A \sin \omega t}{B \sin(\omega t + \phi)} \quad (2.3)$$

수학적으로 사인 함수를 실수부(‘)와 허수부(‘’)의 구성으로 입력, 응답, 임피던스를 표현하면 다음과 같다.

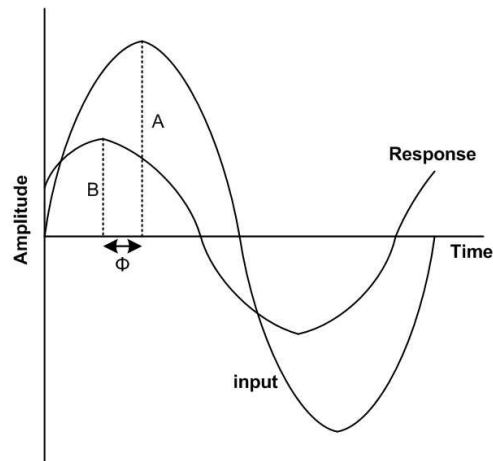


그림 2.8 정현파 입력에 대한 응답곡선



$$\text{Input: } V_{ac} = V' + jV'' \quad (2.4)$$

$$\text{Response: } I_{ac} = I' + jI'' \quad (2.5)$$

$$\text{Impedance: } Z = \frac{V' + jV''}{I' + jI''} = Z' + jZ'' \quad (2.6)$$

위 수식들로부터 임피던스의 크기는 다음과 같으며

$$\text{Magnitude: } |Z| = (Z'^2 + Z''^2)^{1/2} \quad (2.7)$$

위상각은

$$\text{Phase angle: } \phi = \arctan \frac{Z''}{Z'} \quad (2.8)$$

임피던스 함수의 실수부( $Z'$ )는 in-phase 응답이며, 허수부( $Z''$ )는 out-of-phase 응답이다. 이러한 점은 물리적인 관점에서 "잃음(loss)"와 "저장(storage)"으로 간주할 수 있으며 전기적인 관점에서는 임피던스 함수를 저항성분과 용량성분으로 나타낼 수 있다. 또한 임피던스 응답은 그림 2.8과 같이 복소평면 상에서 벡터로서 해석될 수 있다. 그림 2.11에서 실수축은 in-phase 응답, 허수축은 out-of-phase 응답, 임피던스 응답의 크기는  $|Z|$ 는 벡터의 길이, 그리고 위상각  $\phi$ 는 벡터의 방향이다.

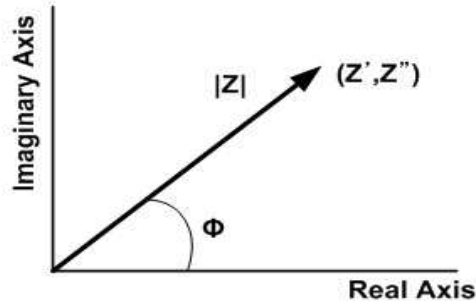


그림 2.9 임피던스 벡터 Z의 복소평면의 표현

평면상에서 각각의 점은 특정 주파수에서의 임피던스 응답으로 정의되며 이러한 표현은 일반적으로 복소평면그래프, 나이퀴스트 다이어그램, 또는 코울-코울 그래프로 언급되지만 특히 코울-코울 그래프는 유연적(dielectric) 응답에 대한 복소평면 표현이다.

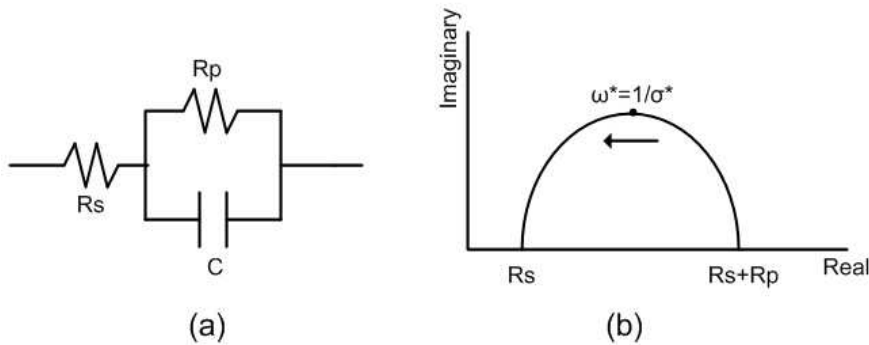


그림 2.10 R-RC 등가회로 및 임피던스 복소평면

임피던스 데이터의 시각적인 또 다른 분석법으로 보드도(bode graph)가 있다. 보드도는 임피던스의 크기와 위상지연을 주파수에 대한 함수로 표현한 것으로 전기 회로에서 중요시되는 저항성분과 커패시터성분으로 분석하는데 주로 이용되며 특히 이러한 접근은 IS(Impedance Spectroscopy)에서도 유사하게 이용된다. 즉 측정 대상을 전기적인 등가회로로 간주하여 회로의 각 성분들을 이온의 도전율, 절연적 특성, 이완 시간, 이동과 확산과 같은 현상학적 응답으로 해석하는 것이다. 그림 2.12는 임의의 생체조직에 대한

R-RC의 등가회로로 표현한 것이며(a), 이 등가회로의 특성을 복소평면상에서 그림으로 나타낸 것이다(b). 반원 형태의 자취에서 화살표 방향으로 주파수가 증가하며, 최고점에서 각주파수 ( $\omega^*$ )는 회로의 시정수( $\sigma^*$ )의 역수로 표현된다[4].

### 2.2.3 피부 수분화 평가(Evaluation of Skin Hydration)

인체에서 건조하고 단단하며 거칠고 부서지기 쉬운 피부는 각질 표면부위의 수분이 부족하여 발생하며, 각질에 수분이 적절히 공급 되어지면 피부 표면은 유연하고 부드러운 상태가 유지된다. 따라서 일상생활에서 볼 수 있는 피부의 벗겨짐 현상은 병리학적으로 각질의 기능에 결함이 있음을 의미하며, 이러한 상태일 때는 정상적인 환경조건에서도 충분한 수분을 보유하지 못한다[16].

피부 상태를 측정하는 방법의 용이성을 위해 전기적인 방법이나, 마이크로파를 이용한 방법, 기구적인 면을 고려한 방법, 온도나 스펙트럼 등을 이용한 기술적으로 다양한 방법들이 현재까지 연구되고 있으며 그 중의 한 가지 방법으로서 피부 임피던스를 이용한 방법은 주로 피부의 수분화 상태평가에 이용된다.

피부의 각질은 본질적으로 낮은 전도성을 가진 절연체이다. 하지만 각질이 수분화 상태가 되면 그림 2.13과 같은 단계를 거쳐 피부의 전도성이 증가하여 상대적인 전하량의 이동이 가능하게 되며, 특히 두 전극 사이에 전류를 인가하였을 때 측정되는 전압은 바로 각질의 상태 즉 각질의 저항과 용량 성분을 반영하게 된다[17].

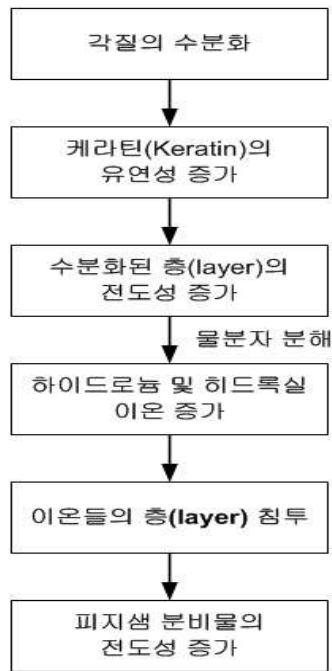


그림 2.11 각질의 수분화 단계

### 2.3 System Identification - ARX Modeling

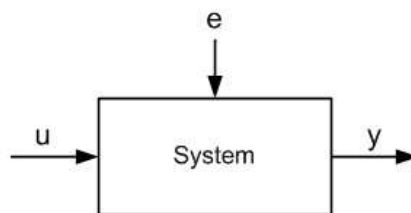


그림 2.12 입·출력 시스템

System Identification은 단순히 입·출력 중간 단계의 특정 시스템을 분석하는 것을 말한다. 이때 시스템의 전달함수를 분석하는 방법에 있어서 임피던스 방법은 생체 모델링

과 유사하게 모델링한 전기적 R-L-C 소자들의 파라미터를 분석하는 방법이며, ARX방법은 모델의 구조를 단순히 다항 선형 미분방정식으로 표현하여 각 파라미터를 추출하는 방법이다.

가장 일반적으로 이용하는 선형 미분 방정식은 식 (2.9)와 같으며, 현재의 출력은  $y(t)$ 로서, 과거의 입 · 출력은  $u(t-k)$ 과  $y(t-k)$ 로 각각 나타낸다.

$$y(t) + a_1y(t-1) + \dots + a_nay(t-na) = b_1u(t-nk) + \dots + b_nbu(t-nk-nb+1) \quad (2.9)$$

따라서 식 (2.9)로 표현한 모델의 구조는  $na$ ,  $nb$ ,  $nk$  인 세 정수로 정의되며, 시스템에서  $na$ 는 극점(pole)의 개수,  $nb-1$ 은 영점(zero)의 개수,  $nk$ 는 순수 시간지연을 의미한다.

그림 2.14와 같이 특정 시스템에 순수 입력  $u$ 와 잡음성분  $e$ 가 입력이 되어  $y$ 로 출력된다 고 할 때 식 (2.9)는 다음과 같이 표현할 수 있다.

$$y(t) + a_1y(t-1) + \dots + a_nay(t-na) = \quad (2.10)$$

$$b_1u(t-nk) + b_2u(t-nk-1) + \dots + b_nbu(t-nk-nb+1) + e(t)$$

식 (2.10)을 좀 더 일반적인 형태로 정리하면 식 (2.11), (2.12), (2.13)와 같이 ARX 모델의 일반 수식을 얻을 수 있다.

$$A(q)y(t) = B(q)u(t-nk) + e(t) \quad (2.11)$$

$$A(q) = 1 + a_1q^{-1} + \dots + a_naq^{-na} \quad (2.12)$$

$$B(q) = b_1 + b_2q^{-1} + \dots + b_nbq^{-nb+1} \quad (2.13)$$

## 제 3 장 하드웨어 및 시스템 구성

### 3.1 시스템 구성

그림 3.1은 피부임피던스 획득을 위해 본 논문에서 개발한 시스템의 전체 모습이다.



그림 3.1 피부임피던스 측정 시스템

전체 구성도는 그림 3.2와 같다. 본 시스템은 전체 시스템의 전원을 절연할 수 있는 대용량 절연 트랜스포머와 변조주파수를 가진 정전압을 발생시키기 위한 PC의 DAQ 보드, 전압-전류 변환기 및 전압 버퍼 등의 회로가 구성되어 있는 피부 임피던스 측정부, 피부 임피던스 측정부에 절연된 직류전원을 공급하는 직류전원 공급 장치, 원시데이터 (Raw Data)를 수집하는 데이터 획득 장치로 구성하였다.

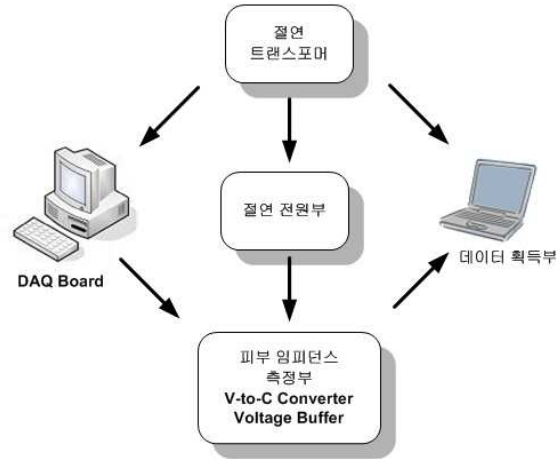


그림 3.2 전체 시스템 구성도

### 3.2 전원장치

본 연구에서 정전압을 DAQ 보드로 발생시키기 위하여 이용되는 일반 PC와 원시데이터 수집 장치로서 이용되는 일반 노트북은 공산품으로 의료기기 전기·전자 안전규격을 만족하지 못한다. 따라서 이를 보완하기 위한 수단으로 220V 절연 변압기의 2차측 전원을 PC와 노트북에 공급함으로써 내전압과 누설전류 규격을 만족 시켰으며, 임피던스 측정부에 직류전압을 공급하는 장치로서는 상용 선형직류전원공급장치(Linear Power Supply)인 93030D Dual Tracking DC Power Supply(ABM)을 이용하였다.

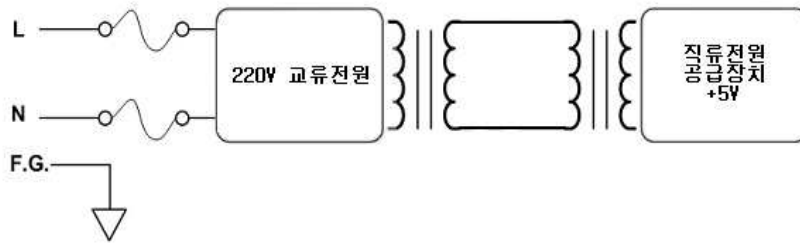


그림 3.3 전원 공급 장치 구성도

### 3.3 정전압 발생 장치

임피던스 측정방법은 전압 인가방법이나 전류 인가방법 모두 측정대상에 교류 신호를 보내기 위한 아날로그 하드웨어가 내장되어야함은 불가피하다. 또한 MFBIA(Multi Frequency BioImpedance Analysis)이나 BIS(BioImpedance Spectroscopy)에서 이용하는 종래의 주파수 가변 방식은 컨트롤러의 제어를 통하여 주파수 변조가 가능한 DDS(Direct Digitalized Synthesizer)나 각 주파수에 대한 데이터를 미리 프로그램한 FPGA(Field Programmable Gate Array) 등을 이용하여 주파수를 높은 속도로 가변시킨다. 하지만 각 주파수에서 신뢰성 있는 데이터를 획득하기 위하여 저주파수에서 고주파수로 혹은 고주파에서 저주파로 가변 전, 몇 회에 걸친 동일한 주파수로 고정하여 데이터를 획득하고 평균 등의 데이터 취득 작업을 하게 된다.

본 논문에서는 상용 PC에서 각 주파수를 가변 시키는 Labview 프로그램을 개발하였으며, 주파수 가변 방식은 포아송 분포에 기반을 두었다. 또한 주파수 변조 정현파를 임피던스 측정부에 전달하기 위한 하드웨어는 PCI방식 DAQ board로서 NI사 PCI-6110, 단자대(connector blocks)로서 NI사 BNC-2110을 이용하였다.



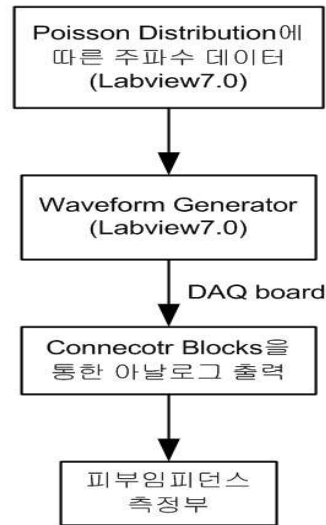


그림 3.4 정전압  
발생장치부 구성도

### 3.3.1 포아송 분포(Poisson Distribution)

인체의 조직은 외부 입력에 대해 일정한 강도 이상의 신호가 일정시간 이상 자극할때에만 활동전위를 타나내며 강도가 작아 오랜 시간 동안 자극을 주어도 활동전위가 발생하지 않는 생리학적인 특성을 지닌다. 따라서 피부임피던스 측정시 입력의 크기뿐만 아니라 주파수의 영향을 받는다. 특히 저주파수대역에서 주파수 가변 전 몇 회의 동일한 주파수에 대해서 또한 순차적으로 증가 혹은 감소하는 주파수에 대해서 피부 조직이 자극에 순응되어 정확한 조직의 활동전위가 발생되지 않을 수 있다.

본 논문에서는 주파수 가변시 동일한 주파수 및 순차적으로 증가 및 감소하는 주파수 변조방식이 아니라 한 주파수 주기를 갖는 정현파를 자극하며 주파수 가변시 임의의 주파수(random frequency)를 채택하는 방식을 채택하였다. 식(3.1)은 포아송 분포를 따르는 시간에 대한 방정식이다.

$$t_i = 1 - \frac{1}{\lambda} \log_e \left[ 1 - x_i \left( 1 - e^{-\lambda(t_{\max} - t_{\min})} \right) \right] \text{RIGHT} \quad (3.1)$$

$x_i$ 는 0과 1사이의 임의의 변수(random variable)이고  $t_i$ 는 그림 3.5에서의 한 정현파의 주기이며 시정수(time constant)  $\lambda$ 는 0.2083, 주기의 최대시간  $t_{max}$ 는 10msec, 최소시간  $t_{min}$ 은 0sec로 고정하였다[18].

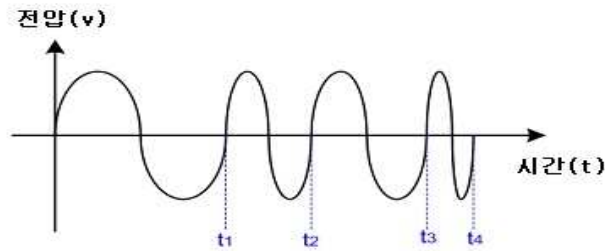


그림 3.5 포아송 분포에 따른 정현파

그림 3.6은 식(3.1)을 이용하고 각 주파수를 갖는 정현파에 대해서 128개의 데이터를 저장하는 Labview 7.0 프로그램의 패널부이다. 정확성을 위한 본 논문의 시스템 사양을 고려하여 실험시 정현파의 개수는 1000개로 고정하였으며 최대 주파수는 5kHz로, 최소 주파수는 100Hz로 고정하였다.

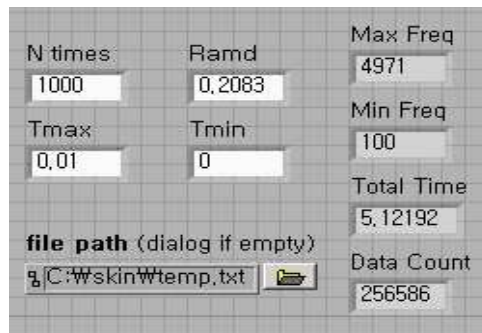


그림 3.6 포아송 분포를 따른 정현파 데이터 생성 프로그램 패널

그림 3.7은 정현파 발생장치부 프로그램의 블록도이다. 실시간으로 일정주파수의 정현파를 결정하여 DAQ 보드로 데이터를 전송시 연산시간에 따른 시스템 지연이 불가피

하여 1000개의 주파수에 대하여 연산처리 및 데이터 저장을 파일시스템으로 앞서 저장하였으며, DAQ 보드로 데이터를 전송하는 프로그램은 개별적으로 개발하였다.

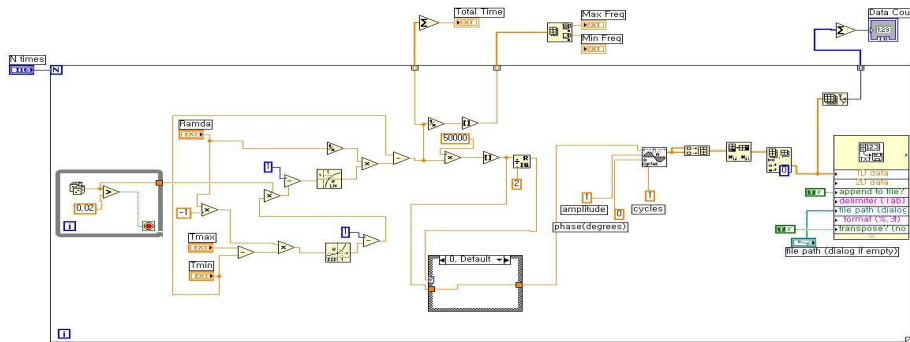


그림 3.7 정현파 발생장치 Labview 프로그램 블록도

### 3.3.2 파형 발생장치(Waveform Generator)

본 논문에서 파형 발생장치는 그림 3.6의 포아송 분포에 따라 1000개의 주파수를 갖는 정현파 데이터를 실제 하드웨어적으로 출력하기 위한 장치부이다.

DAQ board는 PCI방식으로서 NI사 PCI-6110을 이용하였으며 DAQ 보드와 임피던스 측정부 사이의 단자대로서는 NI사 BNC-2110을 이용하여 정현파 입력신호를 전달하였다. 그림 3.8은 1000개의 주파수를 갖는 정현파를 DAQ 보드로 출력하는 Labview7.0 프로그램의 패널부이다. 각각 한주기당 128개 자취에 대한 데이터를 가지며 전송하는 데이터의 총 크기는 1.953Mbyte이다. 출력 시 데이터 업데이트율은 50,000개/초 이며, 1000개의 정현파 신호가 변조되는 총 시간은 약 6초이다.

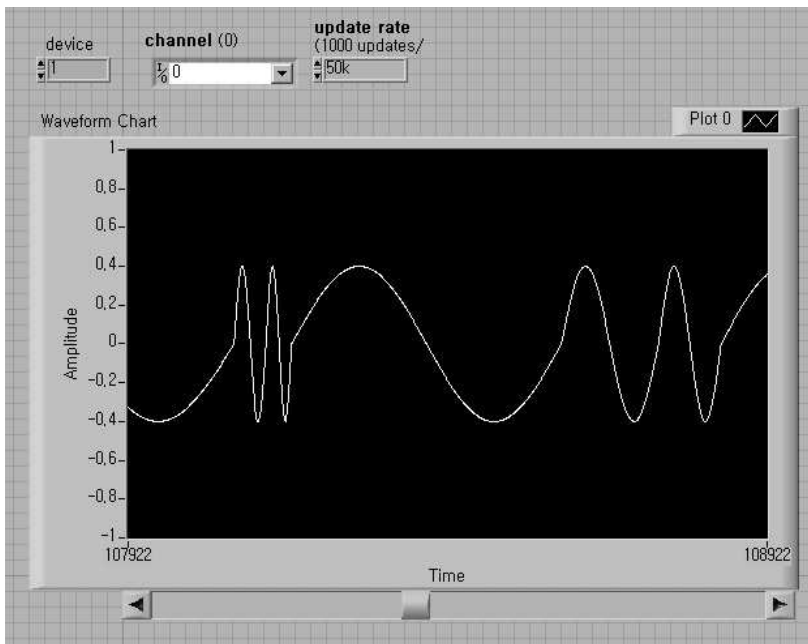


그림 3.8 DAQ 모드를 통한 정현파 발생 프로그램

### 3.4 피부임피던스 측정 장치

임피던스 측정은 조직에 정전압을 인가하였을 때 흐르게 되는 전류를 측정하는 방법과 조직에 정전류를 인가하였을 때 전극 양단의 전압차를 측정하는 방법이 있지만 특히 피부임피던스 측정은 정전압을 피부에 인가하였을 시 피부 부위에 따른 혹은 개인의 피부 특성에 따른 임피던스 차이에 의해 전류의 크기를 예측하기 어려우므로 일반적으로 정전류원을 인가하여 전극 양단의 전압을 측정하는 방식을 사용한다. 본 논문에서 개발한 피부임피던스 측정 장치는 피부에 인가되는 전류치 제한을 둔 정전류원 방식을 채택하였다.

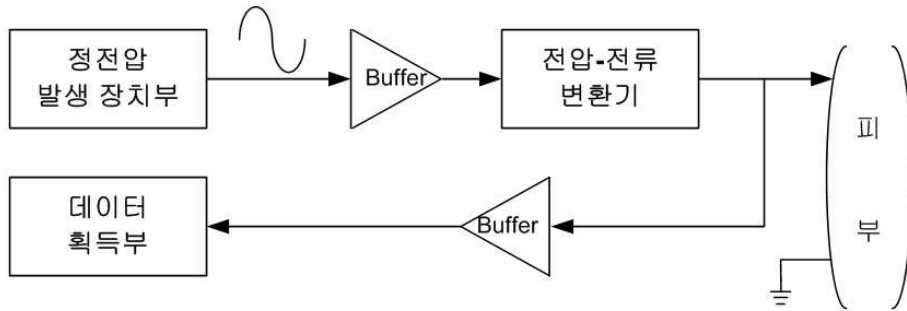


그림 3.9 피부 임피던스 측정 장치 구성도

그림 3.9는 피부 임피던스 측정 장치의 구성도로서 정전압 발생 장치부로부터 정현파 신호를 입력받아 피부에 정전류원으로 공급하기 위해 전압-전류 변환기(voltage-to-current converter)와 정전압 발생 장치부와 임피던스 측정부, 그리고 데이터 획득부 간의 신호 전달은 전압 버퍼를 이용하여 상호간의 부하 효과(loading effect)를 최소화 하였다. 사용된 연산증폭기(op-amp)는 unity gain bandwidth가 35MHz, Slew Rate가 200V/us인 AD847이다.

### 3.4.1 전압-전류 변환기(Voltage to Current Converter)

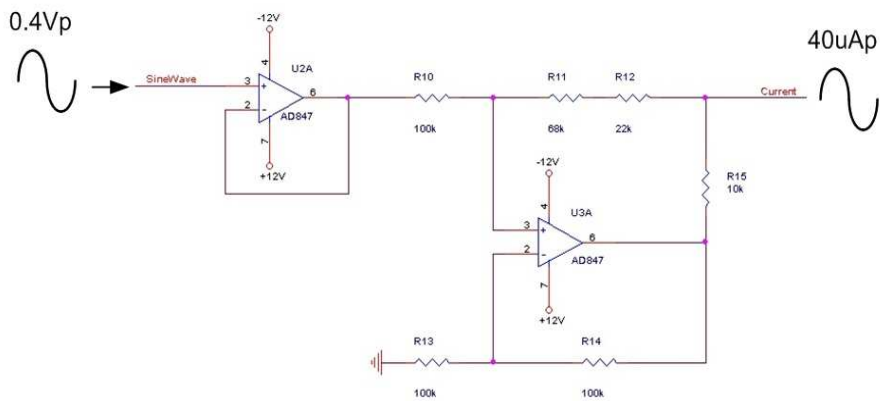


그림 3.10 Improved howland current pump

본 연구에서 개발된 피부임피던스 측정부의 전극 시스템은 기존 M사의 전극용 프로브를 이용하여 두 전극 방식을 채택하였으며 전극 방식에 따라 전압-전류 변환기는 Floating-Load 방식이 아닌 Grounded-Load 방식을 채택하여 하드웨어의 간소화 하였다.

그림 3.10은 피부 임피던스 측정부에서 전압-전류 변환기로 사용된 Improved howland current pump에 대한 회로도이다. 정전압 발생장치로부터 0.4Vp를 갖는 정현파 전압은 정현파 정전류원으로 전환될때 출력 전류( $i_o$ )값은 식(3.2)에 따라 40uA으로 결정된다. 이때 40uAp의 전류는 안면부의 피부 임피던스값을 예상하여 연산증폭기에서 포화(saturation)되지 않는 범위에서 피검자가 전류에 대하여 거부감을 느끼지 않는 값으로 결정하였다.

$$i_o = \frac{(R_{11} + R_{12} + R_{13})/R_{10}}{R_{15}} \quad (3.2)$$

#### 3.4.2 피부임피던스 측정 전극

Akkawa(1959)에 의하면, 측정되는 임피던스가 피부 표면 즉 각질의 저항성분과 상대적 유전율에 의해 결정된다고 하면, 이 임피던스 값은 측정 전극의 표면적에 반비례하게 된다. 또 한편으로 깊은 부위의 조직 즉 진피층 혹은 근육이 임피던스를 결정한다고 하면, 원형 모양의 전극에서의 전류 분포의 결과로 측정되는 임피던스 값은 측정 전극의 지름에 반비례하게 된다. 즉 임피던스는 전극의 표면적과 반비례하며 피부 표면과 상당히 관련성이 높다. 또한 전극의 표면적이 증가할수록 임피던스의 표준편차는 감소한다. 하지만 실질적으로 전극이 너무 크면 측정하고자 하는 넓은 부분의 임피던스를 신뢰도 있게 반영하지 못하는 단점이 있다.

본 연구에서 사용되는 피부 임피던스 측정 전극은 M사의 저주파 및 초음파 자극을 위한 프로브로서 비록 논문에서 권유하는 원형 전극의 지름보다 크지만 본 전극을 이용하여 수분화 추정에 관한 연구를 통하여 추후 평가 및 자극 세기의 알고리즘 구현을 위하여 그림 3.11과 같은 전극을 사용하였다. 그림 3.11은 피부임피던스 측정 전극의

단면도이다. 전극의 재질은 스테인리스 F303이며 이온도금 및 연마를 통하여 가공되었다. 측정 피부에 전류를 인가 시 전기적 거부감을 줄이기 위해 피부와 전극의 접촉 면적이 넓은 안쪽 원형전극을 전류 인입용으로, 최 외곽의 폭 2.5mm인 전극은 접지용으로 이용하였다. 두 전극 사이는 실리콘 구조물로서 완전히 절연되어 있다.

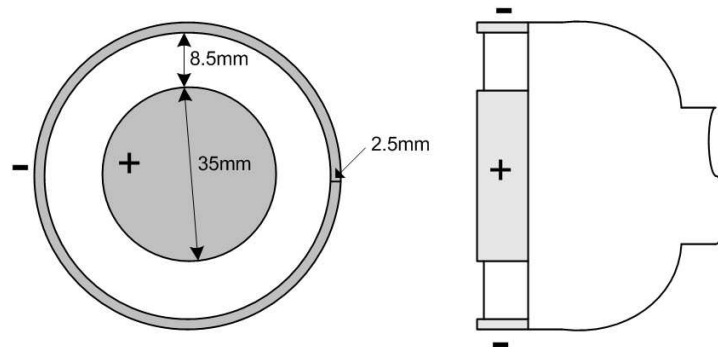


그림 3.11 피부 임피던스 측정 전극

### 3.5 데이터 획득 및 처리

#### 3.5.1 데이터 획득 방법

피부 임피던스 측정 장치에서 전압 버퍼를 거친 아날로그 신호는 노트북의 DAQ Card에서 데이터로 전환된다. 본 논문에 사용한 DAQ card는 NI사 DAQCard-AI-16XE-50으로 PCMCIA방식, 16비트 분해능,  $\pm 0.1 \sim \pm 10V$  입력범위,  $\pm 10V$  출력범위를 지원한다. 데이터 획득용으로 사용한 소프트웨어 프로그램은 Labview 7.0으로 정현파 발생장치부의 50k updates/s와 동조시키기 위하여 샘플링률은 50kHz으로 고정하였으며 최대한 데이터 저장의 공간을 방지하기 위해 버퍼 크기는 7M byte로 하였다.

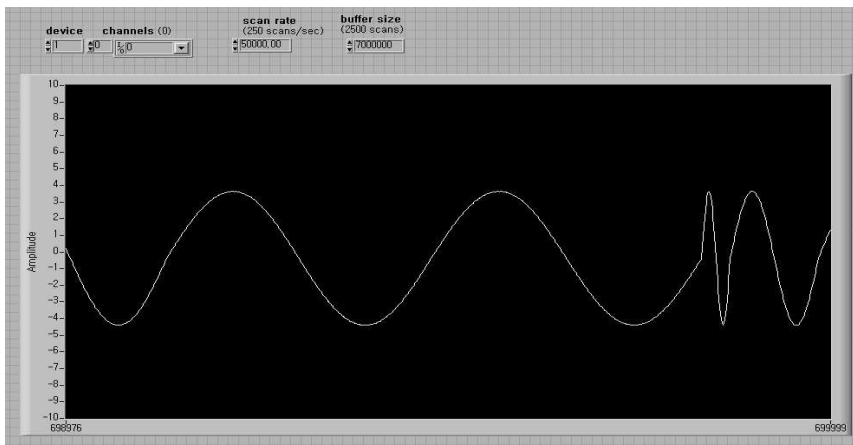


그림 3.12 데이터 획득용 Labview 프로그램 출력 파형 화면

출력신호로서 저장된 임피던스 정보 데이터는 ARX 모델링을 위한 데이터 처리과정을 실시하였다. 즉 입력 대 출력 데이터의 시작 시간에 대한 동기화(synchronization)작업과 입 · 출력 데이터의 1:1 매칭을 위한 변수의 배열화 작업을 하였다.

### 3.5.2 ARX modeling

ARX 모델링을 위한 프로그램은 Matlab 6.5의 Toolbox에서 지원하는 System Identification 메뉴를 이용하였다. 배열화된 입력과 출력 데이터에 대해 remove trend와 remove means으로 전처리(preprocess)하였으며,  $A(q)y(t) = B(q)u(t - nk) + e(t)$ 인 다항식에서 각각  $A(q)$ 와  $B(q)$ 의 차수는 1차부터 10차까지( $1 \leq n_a, n_b \leq 10$ ) 최상의 곡선 일치율을 보이는 차수를 선택하여 실시하였으며, 시간지연은 1차( $n_k=1$ )로 하여 시스템의 시간지연이 없다는 가정하에 ARX modeling(ARX441)을 실시하였다. 또한 각 피검자의 데이터로부터 모델링의 정확성을 확인하기 위해 측정 데이터와 모델의 출력과의 곡선 일치율을 성별에 따라 확인하였다. 그림 3.13은 본 문에서 사용한 Toolbox에 대한 그림이다.



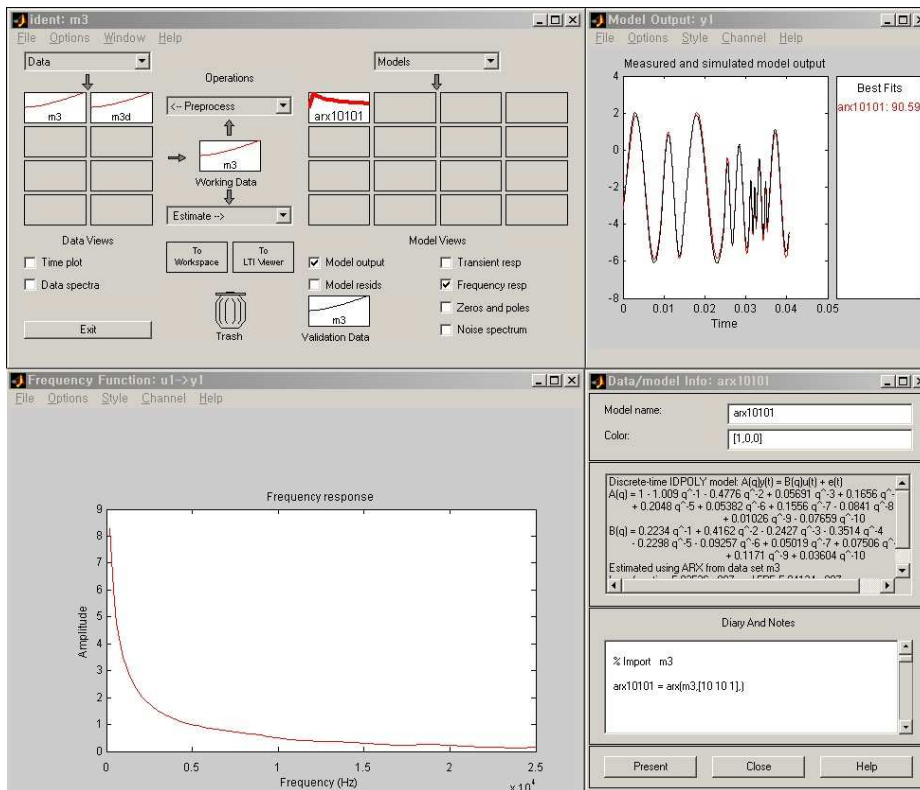


그림 3.13 Matlab system identification 프로그램

## 제 4 장 실험 및 결과

본 실험은 2005년 4월에 피부임피던스 측정 및 개발된 시스템의 수분화 추정에 관한 연구를 위해 진행하였으며, 원주 첨단 의료기기 테크노타워 TIC 센터의 향온·향습실에서 실시하였다.

실험결과는 제작된 수동 소자 모델을 통한 피부 임피던스 장치의 재현성과 정확성을 확인하였으며 임상실험을 통해 피부임피던스의 ARX 모델을 구현하였다. 또한 Corneometer CM825 측정 결과를 이용하여 개발된 시스템의 수분화 추정에 관한 인자를 모색하였다.

### 4.1 실험대상

실험 대상은 20대의 지원자를 모집하여 수행하였다. 피검자는 연세대학교 원주캠퍼스 학생을 대상으로 하였으며, 실험에 영향을 줄 수 있는 병력이 없는 건강한 사람을 대상으로 하였다. 모집된 실험군은 안면부에 피부 질환이 없는 지원자 중 무작위로 선정하였으며, 피검자의 연령에 대한 기초 통계량은 표 4.1과 같다. 전체 피검자는 총 31명으로서 여성은 11명, 연령  $22.8 \pm 2.0$ 세, 남성은 20명, 연령  $25.6 \pm 1.0$ 세의 분포를 보이고 있다.

표 4.1 실험군 연령의 기초 정보

성별	평균	최소값	최대값	표준편차
여성	22.8	20	26	2.0
남성	25.6	24	27	1.0

#### 4.1.1 측정 환경

피검자는 시험용으로 준비된 세안제를 사용하여 측정부위를 세정한 다음 일정한 항온항습 조건(RH 38~42%, 23~25°C)을 유지하는 항온항습실에서 30분간 적응시켰다. 사용된 세안제는 I사의 얼굴의 유분 성분과 피부 모공속 노폐물을 제거시키는 스킨케어 제품이며, 세안 후 적응시간동안 각 피검자는 문진표를 작성하도록 하여 피검자의 실험 전 피부 상태를 파악하고 실험결과 분석의 정확성을 확보하도록 하였다.

측정은 corneometer를 이용한 피부 수분보유도 측정, 본 논문에서 개발된 시스템을 통한 피부 임피던스 측정의 순서로 실시하였다.

## 4.2 Corneometer CM825

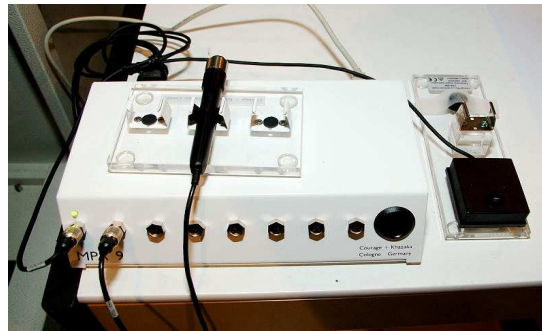


그림 4.1 Corneometer CM825 계측장비

피부의 수분 보유도는 보통 피부표면에 접촉하는 프로브를 통해 전달되는 미미한 전류에 의해 정전부하용량(capacitance) 계측을 통해 이루어진다. 수분의 함량과 정전부하용량은 서로 비례하는 경향이 있어 피부의 보습도가 높을수록 측정되는 수치가 높아지는데, Corneometer의 장점으로서는 화장품, 약물의 도포에 크게 영향을 받지 않는 상태에서 각질층 하방 30~40 $\mu$ m 깊이 이내의 수분함량을 일정하게 측정하는 기능(conductor track

in electric scatter field)을 갖고 있다. 본 논문에 사용하는 CM825는 독일 Courage+Khazaka electronic사의 최신 수분 보유도 측정 장비로서 피부 보습력의 평가지침으로서 이용되는 장비이다.

#### 4.2.1 CM825 피부 수분 보유도 측정

Corneometer CM825를 이용한 피부 수분 보유도 측정은 피검자가 누운 상태에서 안정을 취한 후 왼쪽 볼 부위를 10회 측정한다. 특히 CM825의 프로브를 조작 시 피부에 동일한 압력 조건을 위하여 동일인이 실시하며, 10회 측정된 데이터의 각각 최소 및 최대값을 버린 8개 데이터의 평균값을 기준 데이터로서 사용하였다. 그림 4.2는 피검자에 대한 CM825의 피부 수분 보유도 측정에 대한 사진이며, 그림 4.3은 CM825를 통하여 획득한 데이터 결과 그래프 화면이다. 피부 수분 보유도는 소수점 둘째자리까지의 상대적인 숫자로 나타내어지며 측정시간은 프로브와 피부 접촉 후 약 1초 정도이다.

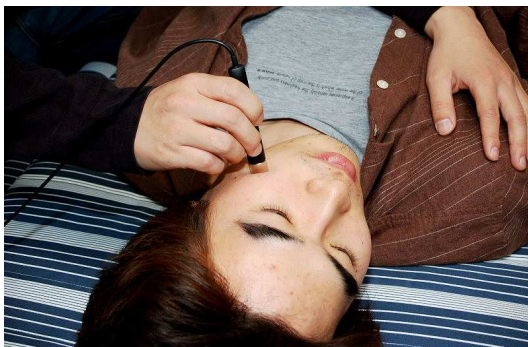


그림 4.2 CM825를 이용한 피부 측정

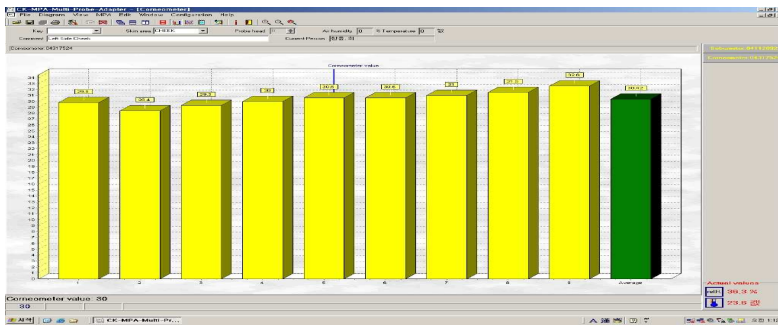


그림 4.3 피부 수분 보유도 데이터 획득 결과 그래프

#### 4.2.2 CM825 피부 수분 보유도 측정 결과

CM825를 통하여 측정된 피부 수분 보유도 값이 클수록 피부에 수분함유량이 많음을 의미하며 이는 피부의 탄력도와 같은 피부 상태를 반영하는 수치이다. 본 논문을 위한 실험에서의 측정 결과는 표 4.2 및 그림 4.4와 같으며 왼쪽 볼의 경우 여성의 피부 수분 보유도가 남성에 비해서 높게 나타나고 있다. 보편적으로 여성은 남성보다 피부에 대한 인식이 높으며 피부 관리에 대하여 남성보다 적극적이다. 따라서 여성의 피부상태는 남성보다 좋다는 것은 기정사실이며 본 실험에서도 여성의 피부 상태가 남성보다 나음을 알 수 있다.

표 4.2 CM825 수분 보유도 측정 결과

구분		평균	최소값	최대값	표준편차
여성=0 (N = 11)	왼쪽 볼	22.29	4.10	53.36	13.87
남성=1 (N = 20)	왼쪽 볼	18.44	6.03	33.90	8.59

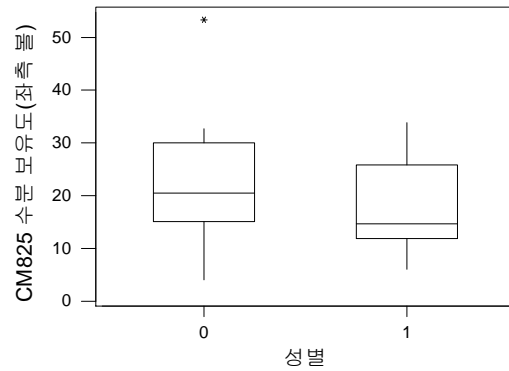


그림 4.4 CM825 측정 남녀 피부 수분 보유도 상자그림

### 4.3 피부 임피던스 측정

#### 4.3.1 시스템 선형성 확인

피부임피던스 측정 장치의 하드웨어는 상용 PC의 DAQ 보드로부터 정현파 형태의 정전압을 전달받아 정전류로 전환시키는 역할과 정전류가 측정 부위에 인가되었을 때 전극 양단의 전압을 상용 PC의 DAQ 보드에 전달하는 기능을 담당한다. 따라서

본 논문에서 개발된 시스템의 선형성 확인의 범위는 최초 입력에 대해서 시스템 모델링로부터 얻어진 최종 주파수 응답의 크기(power)를 비교하는 것이다. 검증은 일반적으로 피부임피던스의 범위인 10kΩ 단위로 10kΩ~100kΩ인 오차율 3±0.4%인 일반 저항소자를 이용하여 실시하였다.

표 4.3 저항 모델에 대한 ARX 모델 곡선 일치율

Fitting	개수	평균	최소값	최대값	표준편차
ARX441	10	85.463(%)	85.191(%)	85.963(%)	0.235(%)

그림 4.5는 정현파 입력에 대하여 저항 모델로부터 얻은 데이터를 ARX 모델로 구현 후 주파수 응답을 실시한 그림이며, 1000개의 서로 다른 주파수를 갖는 입력 신호에 대하여 획득한 데이터를 ARX 모델링 결과 곡선 일치율은 표 4.3과 같다. 각 저항값에 대하여 100Hz~10kHz에서는 선형적인 결과를 확인할 수 있으며, 10kHz 이상에서는 주파수가 증가함에 따라 커패시턴스 성분의 영향으로 저항값이 감소함을 알 수 있다. 비록 이 주파수대역에서 비선형적인 특성을 보이나 피부임피던스 측정을 위한 주파수 대역이 일반적으로 10kHz 미만이므로 피부임피던스 측정을 위한 본 시스템은 선형적이라 하겠다.

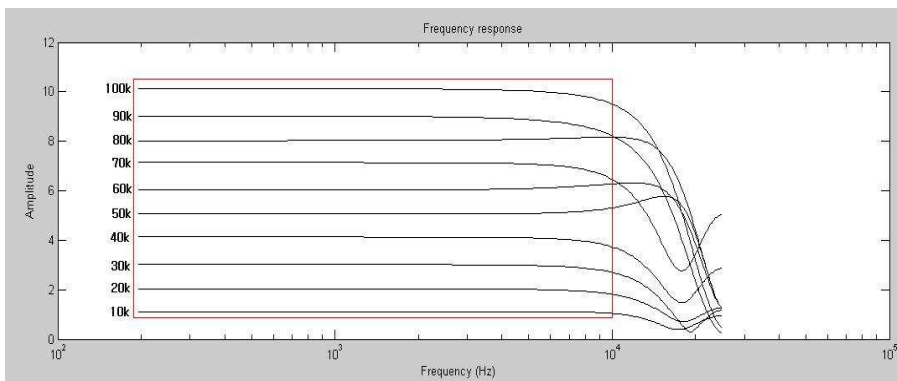


그림 4.5 저항모델로부터의 시스템 선형성 확인

### 4.3.2 피부임피던스 측정

피부임피던스 측정은 Corneometer CM825의 피부 수분 보유도 측정 후 동일한 안면 부위에 실시하였다. 임피던스 측정에서 특히 피부는 프로브가 피부와 접촉 시 시간에 따라 프로브의 전극면이 피부의 수분 증발현상을 막게 된다. 따라서 측정 부위의 임피던스가 시간에 따라 최고 10분까지 지속적으로 작아진다. 본 논문에서 사용하는 임피던스 전극은 종래 사용하는 전극보다 접촉면의 단면적이 크기 때문에 이러한 피부 수분 증발 현상을 더욱 막게 되며 임피던스 감소율은 더욱 크다고 할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 동일한 측정자가 정확한 측정 부위에 동일한 압력으로 단 1회 측정을 실시하도록 하였다. 또한 스테인리스 재질의 측정용 전극의 온도에 따른 영향을 배제하기 위하여 측정 전 Isothermal technology사의 Black Body Source를 이용하여 전극의 표면 온도를 피부 표면 온도와 동일하게 유지 시켜 주었으며, 측정의 정확성을 높이기 위해 피검자는 다음과 같은 요구 사항을 준수하도록 하였다.

- 1) 측정 당일 짙은 화장 금지
- 2) 측정 2시간 전 탈수를 동반한 운동 금지.
- 3) 측정 4시간 전 안면부 로션이나 크림 사용 금지

### 4.3.3 피부임피던스 측정 결과

입력신호로서 1000개의 주파수가 변조되는 시간 즉 측정시간인 6초 동안 피부 임피던스는 수분화 현상에 의해 연속적으로 값이 감소되며, 이러한 결과는 모델링 시 선작업으로 이루어지는 데이터 일치율의 정확성을 떨어뜨린다. 따라서 본 논문에서는 임피던스 정보와 데이터 일치율의 정확성을 고려한 범위 내에서 입·출력 데이터의 양을 조절하였다.

표 4.4는 각 피검자로부터 획득한 피부임피던스 데이터에 대해서 ARX 모델링을



실시한 곡선 일치율이다. 남성의 곡선 일치율은  $89.368 \pm 3.085(\%)$ , 여성의 곡선 일치율은  $89.488 \pm 1.789(\%)$ 으로서 측정된 데이터에 대한 ARX모델의 곡선 일치율은 약 90%의 정확성을 확인하였다.

표 4.4 성별에 따른 ARX 모델 곡선 일치율

성별	피검자수	평균	최소값	최대값	표준편차
남성	18	89.368(%)	79.815(%)	91.841(%)	3.085(%)
여성	10	89.488(%)	87.014(%)	92.311(%)	1.789(%)

피검자 전원에게 대하여 ARX 모델링을 실시하였으며, 추출된 각 모델로부터 주파수 응답을 확인한 결과 그림 4.6과 그림 4.7과 같다. 낮은 주파수의 교류 전류는 피부의 외곽층인 표피로만 흐르게 되어 표피 저항성분의 대부분을 차지하는 각질의 임피던스가 측정되며, 주파수가 높은 교류전류에 대해서는 표피 아래층까지 도달하게 되어 주로 진피층이나 피하지방층의 임피던스를 반영하게 된다. 본 연구에서 ARX 모델링을 통한 주파수 응답에서도 5kHz미만의 낮은 주파수에서는 임피던스의 변화가 크므로 각질층의 저항성분을 반영함을 확인할 수 있으며, 주파수 증가에 따라 임피던스 변화율의 감소로 각질층의 임피던스 반영률이 감소함을 확인할 수 있다.

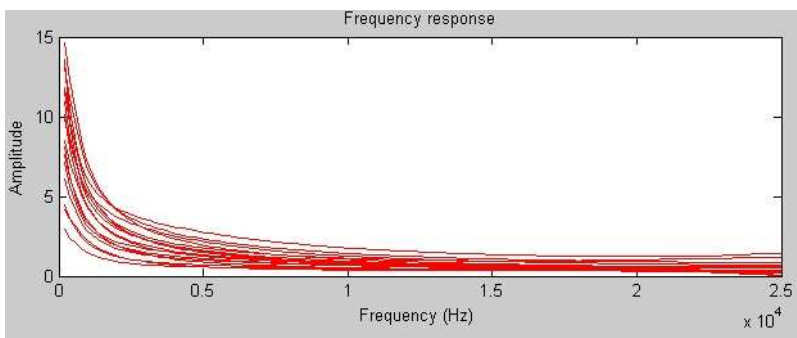


그림 4.6 남자 18명에 대한 ARX 모델의 주파수 응답

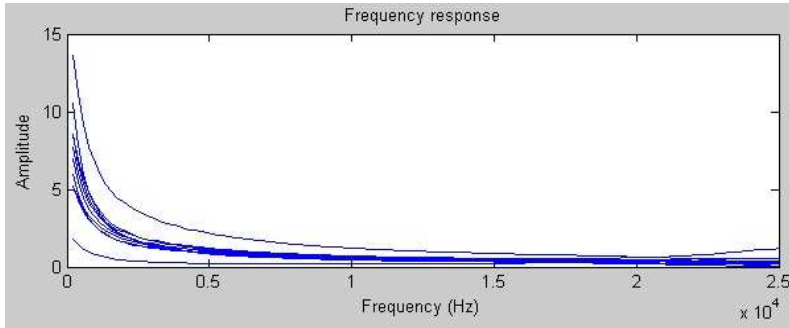


그림 4.7 여자 10명에 대한 ARX 모델의 주파수 응답

ARX 모델 주파수 응답곡선의 각 주파수에 대한 값은 표 4.5와 같다. 모든 주파수에서의 평균값은 남성이 여성보다 높음을 확인할 수 있다. 이는 남성이 여성보다 피부 임피던스가 평균적으로 높으며 이는 남성보다 여성이 피부 수분상태에 있어서 우위에 있음을 예측할 수 있다.

표 4.5 실험군의 ARX 모델의 주파수 응답 결과

	남자(N=18)				여자(N=10)			
	평균	최소값	최대값	표준편차	평균	최소값	최대값	표준편차
200Hz	9.034	2.940	14.635	3.617	7.400	1.790	13.590	3.230
500Hz	6.515	2.188	11.030	2.589	5.236	1.269	10.001	2.277
1kHz	4.237	1.480	7.186	1.699	3.356	0.792	6.576	1.460
2kHz	2.597	0.914	4.255	1.086	2.009	0.443	4.127	0.912
3kHz	1.964	0.711	3.541	0.851	1.491	0.316	3.125	0.692
4kHz	1.626	0.620	3.099	0.714	1.218	0.257	2.549	0.563
5kHz	1.395	0.568	2.751	0.613	1.036	0.225	2.144	0.472
10kHz	0.860	0.389	1.765	0.356	0.626	0.193	1.214	0.255
25kHz	0.492	0.029	1.421	0.362	0.337	0.012	1.169	0.340

## 4.4 통계적 분석

피부의 수분 보유도를 추측하기 위하여 ARX 모델링의 결과로부터 얻은 주파수 응답과 Corneometer CM825를 통하여 얻은 데이터의 유의성 검증을 실시하였고 안면부 피부 수분량 예측 회귀모델을 제시하였다. 모델링으로부터 유효한 실험군 28명의 데이터를 바탕으로 분석하였으며 통계적 접근은 MINITAB 13.20의 통계 프로그램을 사용하였다.

모델링의 주파수 응답곡선은 200Hz~25kHz의 연속적인 값이므로 200Hz, 500Hz, 1kHz, 2kHz, 3kHz, 4kHz, 5kHz, 10kHz, 25kHz에서의 크기를 추출하여 각각 피부 수분 보유도를 예측하는 회귀모델의 독립변수로 선정하였다.

### 4.4.1 CM825 데이터와 독립변수들의 상관 분석

피부 수분 보유도의 정보 즉 CM825를 통한 데이터와 주파수별로 선정한 각 독립변수들의 상관 분석을 실시한 결과 표 4.5과 같다. 모든 변수들에 대해서 통계적 유의 확률  $p < 0.005$ 을 보였으며 상관 계수 R은 최소 0.587, 최대 0.859으로 CM825데이터와 상관 관계가 있음을 확인하였다. 또한 5kHz에서 가장 높은 상관관계를 보였으며 이를 중심으로 주파수가 낮을수록 상관관계가 감소하며, 25kHz에서는 상관관계가 가장 낮음을 알 수 있다. 따라서 피부 수분 보유도는 5kHz 독립변수가 가장 연관성이 높음을 추측할 수 있으며 수분 보유도를 예측하는 선형회귀모델의 독립변수로 이용하였다.

표 4.5 CM825 데이터와 독립변수들간의 상관분석

주파수 (Hz)	200	500	1k	2k	3k	4k	5k	10k	25k
R	0.694	0.722	0.747	0.802	0.835	0.851	0.859	0.857	0.587
p	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.001

#### 4.4.2 피부 수분 보유도 추정을 위한 선형회귀모델 분석

안면부 피부 수분 보유도 예측을 위한 최적의 회귀 모형을 위해 여러 가지 변수들 중 단계별 선택법을 이용하여 유의 확률(p) 0.005를 기준으로 순차 검사하여 최적 모형을 설정하는데 필요한 독립변수들을 선정하였으며 결과는 표 4.6과 같다.

표 4.6 피부 수분 보유도 예측을 위한 회귀모형(P<0.005)

모형 <sup>a</sup>	결정계수(R <sup>2</sup> )	수정된 결정계수(R-adj <sup>2</sup> )	표준오차(S)
1 <sup>b</sup>	73.7	72.7	3.631
2 <sup>c</sup>	74.6	72.6	3.636
3 <sup>d</sup>	75.3	72.2	3.662

<sup>a</sup> 종속변수 : 피부 수분 보유도

<sup>b</sup> 예측값 : (상수), 5kHz

<sup>c</sup> 예측값 : (상수), 5kHz, 4kHz

<sup>d</sup> 예측값 : (상수), 5kHz, 4kHz, 10kHz

선정된 회귀모형 1, 2, 3에서 비록 각 독립변수의 증가로 회귀식의 결정계수는 증가하지만 수정된 결정계수와 표준오차는 상대적으로 감소함을 알 수 있다. 따라서 한가지 독립변수 5kHz를 이용한 단순 회귀식으로도 안면부 피부의 수분 보유도를 예측하는 방정식을 설명할 수 있으며 표 4.7과 같은 최종 회귀방정식을 개발하였다.

표 4.7 안면부 피부 수분 보유도 예측 회귀 방정식

수분 보유도 예측 방정식			
$35.3408 - 10.2070 \times (ARX \text{ model Amplitude @}5kHz)$			
R = 0.859	R <sup>2</sup> = 73.7%	R <sup>2</sup> -adj =72.7%	S = 3.631

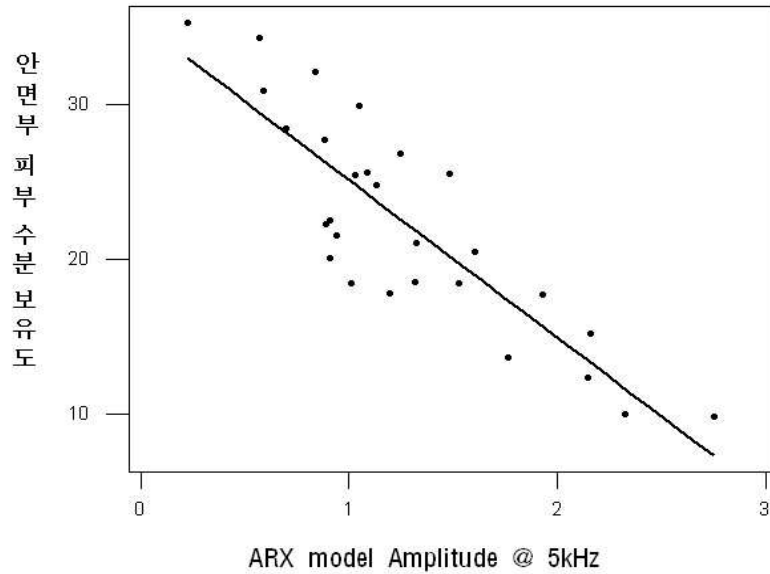


그림 4.8 CM825의 수분 보유도와 독립변수와의 산점도

#### 4.5 교차 검증

실험에 참여한 모집단의 의한 수분 보유도 회귀방정식이 실험에 참가하지 않는 집단에서도 적용될 수 있는가를 검토하기 위해 이중교차검증으로 적합성을 검증하였다.

이중교차검증은 실험에 참여한 모집단을 두 집단(A 집단, B 집단)으로 나누어 A 집단의 데이터에 기초한 수분 보유도 예측방정식을 B 집단은 실험에 참가하지 않았다고 가정하고, B 집단에 A 집단의 수분 보유도 예측방정식을 적용하였을 때 수분 보유도의 예측 값이 표준 방법으로 채택한 Corneometer CM825에 대하여 정확성 및 오차가 얼마인가를 확인하여 실험에 참가하지 않은 집단에 적용이 가능한가를 검증하는 방법이다.

본 연구에서 교차 검증을 위한 실험은 20대의 지원자 20명을 대상으로 피부 임피던스 및 수분 보유도 측정 실험과 동일한 절차와 조건에 맞추어 수행하였다.

회귀분석을 통한 예측방정식, 표준값 및 예측값의 평균±표준편차, 표준값과 예측값 사이의 상관계수(R)와 예측값의 표준오차는 표 4.8과 같으며 통계적 유의 확률(p)은 0.05보다 작게 나왔다.

표 4.8 교차검증을 위한 실험군의 피부 수분 보유도 예측 방정식

<b>Corneometer CM825</b>	피부 수분 보유도 = 20.57 ± 6.96
<b>피부 수분 보유도 예측방정식</b>	$35.3408 - 10.2070 \times (ARX \text{ model Amplitude @}5k\text{Hz})$
<b>예측된 수분 보유도</b>	20.35 ± 7.10, R = 0.905, SEE = 1.613

그림 4.9는 피부 임피던스 방법에 의해 예측된 안면부 피부 수분 보유도와 표준 방법인 corneometer CM825에 의한 수분 보유도와의 관계를 산점도로 보여준다. 피부 임피던스 방법에 의한 수분 보유도와 CM825에 의한 수분 보유도와의 유효계수는(r)은 0.905이며 예측값 표준오차는 1.613 이다.

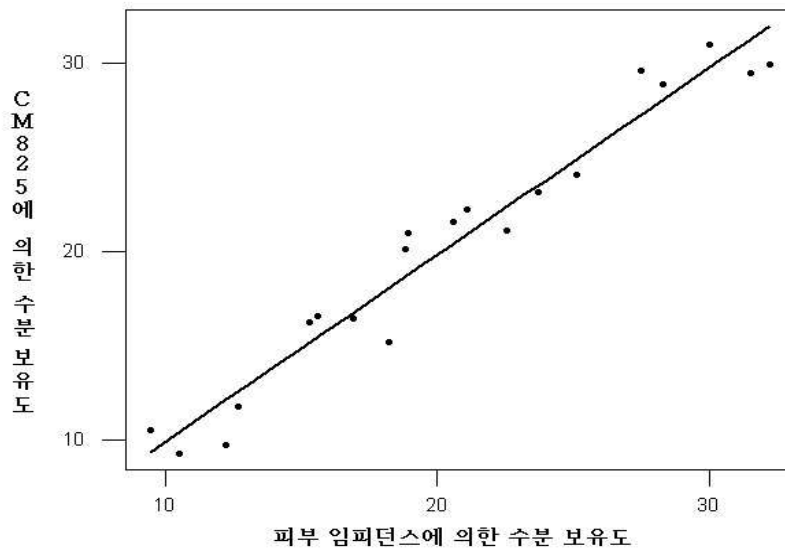


그림 4.9 CM825의 수분 보유도와 예측된 수분 보유도의 산점도

## 제 5 장 결론

본 논문에서 구현한 피부 임피던스 측정 방법은 종래 R-L-C 모델에 대한 MFBIA 방식이 아닌 ARX 모델로서 피부 상태를 측정하는 접근을 시도하였다. 분석 장치는 1kHz에서 5kHz사이 임의의 주파수를 갖는 정전류원을 인가하여 2단자 전극 양단의 전압을 측정할 수 있도록 설계하였으며, 수동 소자 모델로서 그 선형성을 검증하였다. 획득한 출력 데이터는 입력 데이터와 동기화 및 배열화를 통하여 전처리 작업을 실시하였으며 Matlab의 System Identification 을 통하여 ARX441 모델 및 1kHz~25kHz 범위를 갖는 BIS를 구현하였다.

31명의 피검자에 대해서 논문에서 설계한 시스템을 이용하여 안면부 볼의 피부임피던스를 측정하였으며, 동시에 피부 수분 보유도 측정 장비인 Corneometer CM825를 이용하여 각 피검자의 피부 수분 보유도 데이터를 획득하였다.

실험 결과 안면부 볼의 피부 임피던스는 ARX 모델의 주파수 응답곡선에서 200Hz~5kHz사이에서 기울기의 변화가 컸으며, 개인의 피부 상태를 구분하는 인자로서 사용될 수 있음을 확인하였다. 또한 모델링된 결과로부터 피부의 수분 상태와의 연관성을 확인하기 위해 CM825 데이터와 선형회귀분석을 실시하였다.

피부의 수분 보유도는 구현된 ARX 모델의 5kHz에서의 응답 크기와 가장 상관성이 높았으며 이 주파수를 중심으로 낮아지거나 높아질수록 상관성이 낮아짐을 확인하였다. 다중회귀분석의 단계별 선택법 결과 안면부 피부 수분 보유도를 예측하는 독립변수는 5kHz에서의 응답 크기 하나만으로도 피부 수분 보유도와의 관련성이 높음을 알 수 있었다. 따라서 본 논문에서 개발한 피부 수분 보유도 예측 방정식은

$$35.3408 - 10.2070 \times (ARX \text{ model Amplitude @}5kHz)$$

이며, 결정계수( $R^2$ )는 73.7%( $p < 0.005$ ), 표준오차(S)는 3.631이다.

그러나 본 논문에서 개발한 방정식에 설명력이 아직 부족한 상태라고 판단되며, ARX

모델로부터 주파수 응답 범위의 확장 및 단시간동안 피부 임피던스 변화를 모니터링 할 수 있는 시스템의 변화를 통하여 피부 수분 손실량(TEWL)과의 연관성을 모색하면 개인의 피부 상태를 판단하는 인자 증가와 더불어 피부 수분 보유도를 예측하는 좀 더 정확한 방정식 개발이 가능할 것으로 보인다.



## 참고 문헌

- [1] 이해영, 김귀정, "피부과학", 제 1판, 군자출판사, 2003
  
- [2] 안성구, 이승현, "피부美學", 제 1판, 고려의학, 2002
  
- [3] J. W. Lee et al: "A Characteristics of Human Skin Impedance Including at Biologicial Active Points", IEICE transactions on fundamentals of electronics, 86, 1476-1479, 2003
  
- [4] "Critical Reviews in Biomedical Engineering", 24:4-6, 1996
  
- [5] T. Rosendal et al "Concluding studies on the conducting properties of human skin to alternating current", Acta Physiol. Scand, 9, 39-45, 1945
  
- [6] R. Plutchik et al " Skin impedance and phase angle as a function of frequency and current", Science, 141, 927-928, 1963
  
- [7] E. J. Clar et al "Skin impedance and moisturization", J .Soc. Cosmet. Chem, 26, 337-353, 1975
  
- [8] T. Yamamoto et al "Analysis for the change of skin impedance", Med. Biol. Eng. Comput, 16, 633-641, 1978
  
- [9] 임택균, “코울-코울 분산 시스템을 이용한 체임피던스 분석 시스템 구현” , 연세대학교 의용공학과 석사학위 논문, 1998

- [10] Lorenzo A. De., Andreoli A., Mattiie J., and whriters, P., "Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review", Am. Physi. Soci., 1997
- [11] Pere J Riu et al "Electrical Bioimpedance Method: Application to medicine and biotechnology", New York Academy of Sciences, 1999
- [12] 문재국, “원격의료계측을 위한 한국형 체임피던스 분석기의 개발”, 연세대학교 의용공학과 석사학위 논문, 2002
- [13] Yoshitake Yamamoto et al "Measurement and analysis of skin electrical impedance", Acta Derm Venereol, 185, 34-38, 1994
- [14] Hermann Scharfetter et at "Inductively coupled wideband transceiver for bioimpedance spectroscopy", Institue for Biomedical Engineering, Technical Univ Graz
- [15] M P Bolton et al "Sources of error in bioimpedance spectroscopy", Physiol. Meas. 19, 235-245, 1998
- [16] 고재숙 et al "비침습적 방법을 이용한 정상 한국인의 성별, 부위별 피부특성 측정", 대한피부과학회지, 36, 855-864, 1998
- [17] R. Kohili et al " Impedance measurement for the non-invasive monitoring of skin hydration: a reassessment", Int Jour Phar, 26, 275-287, 1985
- [18] Ronald D. Berger et al " Assessment of Automic Response by Broad-Band Respiration", IEEE trans on BME, 36, 11, 1989

## ABSTRACT

### **A Study of Electrical Skin Impedance Measurement and Estimation of Skin Hydration Using the ARX Modeling**

Kim, Jae Young

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

A human skin protects body from the outside physical and chemical substances. The outmost layer of a skin, the stratum corneum's abnormal state is directly related to a disease or skin disorder, and the health skin, elasticity and softness of a skin is most influenced by the water content.

The skin impedance method in various evaluative methods of skin condition is non-invasive, easy to use, and don't need the technician's skill. A BIS(Bioimpedance Spectroscopy) technology enables a estimation of the stratum corneum's water content and a measurement of a response of the skin tissue's normal state. But the conventional BIS method is an acquirement of impedance through the restricted frequency sweep based on the R-C model and has an error of parameter estimation and a stray capacitance in the high frequency region. So the BIS method based on the ARX model is researched in this study, and adopted the arbitrary-frequency varied constant current source to reduce the refractory period problem of the current stimulation.

The developed bio-impedance measuring system adopted the bipolar

electrode method and was verified the system linearity by the passive element model. Also the sine wave voltage generator and the analog to digital converter system were developed to minimize the phase delay of system.

Experiments were done on 31 subjects who had face washing with the collyrium and were adapted in the temperature & humidity chamber(24°C, 40%). After 30 minutes from the face washing, a skin hydration level in the left cheek was measured by Corneometer CM825 and the skin impedance data were acquired by the developed impedance measuring device.

The acquired impedance data were synchronized and rearranged in input data, and were done an extraction and preprocess to increase the curve fitting rate of ARX modeling. Finally 200Hz~25kHz regioned BIS were researched by the frequency response of ARX model.

In this study, the frequency curve of ARX model in 200Hz~10kHz could be specialized to the individual's skin condition, and the skin hydration state and the amplitude of 5kHz frequency in ARX model had the highest significance and correlation( $R=0.859$ ,  $P<0.005$ ). After the best subsets process of multi-regression analysis, only one independent variable - the amplitude of 5kHz frequency - was sufficient to predict the skin hydration level.

From the results above, the BIS system newly based on the ARX model was developed and the regression equation to predict facial skin hydration level was researched through skin impedance analysis in this study.

---

Key words : Skin Impedance, Multi Frequency Bioimpedance Analysis, Bioimpedance Spectroscopy, ARX Model, Coreneometer CM825, Skin Hydration State Prediction Equation