

원격의료계측을 위한 한국형
체임피던스 분석기의 개발

연세대학교 대학원

의공학과

문 재 국

원격의료계측을 위한 한국형
체임피던스 분석기의 개발

지도 윤 형 로 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2002년 6월 일

연세대학교 대학원

의공학과

문 재 국

문재국의 석사 학위논문을 인준함

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

심사위원 _____ 인

연세대학교 대학원

2002년 6월 일

감사의 글

항상 세심한 배려와 따뜻한 격려 그리고 학문적인 면이나 인격적인 면에서 많은 가르침을 주시고 지표가 되어주신 윤형로 교수님께 깊은 감사의 마음을 드립니다. 또한 부족한 저의 논문을 바쁘신 시간 중에도 세심히 지도해 주시며 깊은 가르침을 베풀어주신 이경중 교수님, 이철규 교수님께도 감사한 마음을 드립니다. 한결같은 가르침과 자상한 배려를 보여주신 이운선 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 김영호 교수님, 조효성 교수님, 김법민 교수님, 문인혁 교수님께도 감사드립니다. 또한 학교생활에 많은 도움을 주신 안종수 선생님께 감사드립니다.

대학원 생활동안 많은 도움을 주신 김익근 선배님, 길문중 선배님과 연구실에서 동고동락하며 성실과 노력을 몸소 보여주신 염호준 선배님, 홍수용 선배님, 이찬오 선배님 그리고 늘 친동생처럼 아껴주신 전대근 선배님, 임택균 선배님에게 감사드립니다. 또한 대학원에 들어와서 많은 격려와 사랑을 주셨던 이정우 선배님과 강동원 선배님, 늘 아버지처럼 격려해주시고 아껴주신 김응석 선배님과 동기 박성빈, 친동생처럼 잘 따라주었던 김해관, 이광재, 이현웅에게도 고마움의 뜻을 전합니다. 그리고 이 논문 시작부터 자료수집 및 정리를 위해 노고를 아끼지 않았던 서광석, 최유나, 최재원, 한소희 감사의 뜻을 전합니다. 또 대학원이라는 같은 공간아래 2년이란 시간동안 알게 모르게 많은 도움을 주신 대학원 선·후배님들께도 감사를 드립니다. 그리고, 선배로서 많은 도움을 주지 못 했던 연구실 후배들에게 미안한 마음을 이 글로 대신하고자 합니다.

특히 학교 생활 중에 죽마고우의 우정과 항상 의지가 되어주었던 박호동, 오상민, 노동곤, 임건홍, 김용석, 김이웅, 최윤준, 양창수, 정진덕를 비롯한 93학번 동기들과 중학교부터 단짝 친구인 정택수에게 고마움을 전합니다.

힘들고 어려울 때 항상 사랑과 이해로 한결같이 지켜봐준 영주와 멀리서 물심양면으로 뒤를 도와준 누나들, 무엇보다도 오늘의 제가 있기까지 항상 곁에서 힘이 되어 주시고 깊은 이해와 묵묵한 사랑으로 모든 것을 감싸주신 아버님과 어머니께 감사의 말씀을 전합니다.

끝으로 사랑하는 모든 분들께 미흡하나 이 작은 노력의 결실을 바칩니다.

2002년 여름

문제극 드림

차 례

그림 차례	iii
표 차례	v
국문 요약	vi
제1장 서론	1
제2장 이론적 배경	4
2.1. 수중체중법	4
2.2. 체임피던스의 정의	9
2.3. 체임피던스법	9
제3장 시스템 하드웨어 구성	15
3.1. 임피던스 측정부	16
3.1.1. 교류 정전류원	16
3.1.2. 임피던스 측정 전치증폭부	23
3.2. 마이크로 콘트롤러부	24
3.2.1. 시스템 소프트웨어	25
제4장 실험 및 결과 고찰	27
4.1. 실험대상	27
4.2. 수중체중법	28
4.2.1. 수중체중법 측정시 요구사항	28
4.2.2. 수중체중법 측정 방법	28
4.2.3. 수중체중법 측정 결과	31
4.3. 체임피던스법	33
4.3.1. 정확성 및 재현성 확인	33

4.3.2. 체임피던스 측정 방법	34
4.3.3. 체임피던스 측정 결과	36
4.4. 통계적 접근	38
4.4.1. 독립변수의 설정	38
4.4.2. 이중 교차 검증	39
4.4.3. 회귀진단	41
4.4.4. 기존의 전극부착위치와 본 논문의 전극 부착위치의 비교	45
제5장 결론 및 고찰	47
참 고 문 헌	49
영 문 요 약	51

그림 차례

그림 2.1 Siri의 2-component 모델과 화학적 4-component 모델	4
그림 2.2 수중체중 측정	8
그림 2.3 체임피던스 개략도	9
그림 2.4 주파수에 따른 저항과 리액턴스의 임피던스 평면 곡선	11
그림 2.5 전해질의 저항과 부피의 관계 및 신체의 임피던스	12
그림 2.6 네 단자 방법 개략도	13
그림 3.1 생체전기 임피던스 측정 시스템	15
그림 3.2 전체 시스템 기능도	16
그림 3.3 교류 정현파 발생 회로 및 스펙트럼 분석	17
그림 3.4 자극강도 및 자극시간 곡선	18
그림 3.5 자동이득 루프 및 전압-전류 변환 회로	19
그림 3.6 부하 저항 변화에 따른 주입되는 전류 시뮬레이션	19
그림 3.7 측정부위 선택기 및 각 부위에 대한 임피던스 개략도	20
그림 3.8 복수 기준 보간에 의한 임피던스 변환 1차 방정식	23
그림 3.9 임피던스 측정 전치부 개략도	24
그림 3.10 전체 프로그램 진행 순서도	26
그림 4.1 수중체중법을 위해 고안한 측정 장비	29
그림 4.2 수중체중 및 폐잔기량 측정	30
그림 4.3 연령별 평균 제지방량과 백분율 제지방량 분포 그래프	31
그림 4.4 측정된 A/D값과 복수기준보간에 의한 임피던스값 비교	34
그림 4.5 원격계측의료기의 전극 부착위치와 실험시 전극 부착위치	35
그림 4.6 전극 부착 위치에 따른 전체 임피던스의 연령별 분포	37
그림 4.7 전극 부착 위치에 따른 전체 임피던스 지수의 연령별 분포	37

그림 4.8 표준화 잔차 히스토그램과 정규확률도	42
그림 4.9 회귀 표준화 잔차 산점도	43
그림 4.10 다중 공선성 진단	44
그림 4.11 수중체중법의 체지방량과 예측된 체지방량의 산점도	44
그림 4.12 수중체중법의 지방량과 예측된 지방량의 산점도	45

표 차례

표 2.1 수중체중법 측정시 오차 원인	8
표 3.1 각 부위에 측정된 임피던스 모형	21
표 4.1 실험대상의 신체치수 분포	27
표 4.2 연령별 제지방 평균밀도	30
표 4.3 멀티미터 측정값, A/D 값, 임피던스 변환값의 비교	33
표 4.4 허벅지까지의 체임피던스 및 임피던스 지수의 분포	36
표 4.5 두 집단이 제지방예측 방정식 및 이중교차검증	40
표 4.6 모든 피험자를 대상으로 한 예측방정식	41
표 4.7 손목-발목 전극을 사용한 제지방 예측방정식	46

국문 요약

원격의료계측을 위한 한국형 체임피던스 분석기의 개발

비관혈, 무자각, 무구속을 기반으로 하는 원격의료계측의 일환인 변좌생체계측에서의 체지방 측정은 장기적인 체지방의 변화 패턴을 관찰하여 근육의 쇠약과 신체가 비대해지는 것을 막아 최적의 영양공급을 가능케 하고, 자신의 체지방량을 항시 자각하여 비만에 관련된 다양한 질병을 예방할 수 있으며, 과도한 다이어트로 인한 문제를 해결할 수 있다.

본 연구에서는 변기에 앉아 있을 때 체임피던스를 효과적으로 측정할 수 있는 단일 주파수의 체임피던스 분석기(Bioelectrical Impedance Analyser, BIA)를 개발하고, 이 분석기로 정확한 체지방량을 구할 수 있는 방정식을 개발하였다. 이를 위해 설계한 하드웨어로 13세에서 67세의 건강한 한국 남·여 181명에게 변기에 적합한 전극위치인 손목과 허벅지에 부착하여 체임피던스 값을 획득하였다. 같은 피험자를 대상으로 기존의 한국인에게 적용시 정확도의 문제를 내포하는 수중체중법의 Siri 방정식을 modified-Siri 방정식으로 적용함으로써 한국인에 적합한 체지방량을 산출하였다. 이 체지방량을 기준 변수로 설정하여 임피던스 지수, 체중, 성별로 한국인의 체지방을 예측하는 방정식을 얻었다.

체지방량의 예측값과 기준값 사이의 상관계수(r)는 0.977로 높은 관련성을 나타냈으며, SEE(Standard Error of Estimation)은 2.47kg으로 낮은 오차를 나타냈다($p < 0.05$). 이는 본 하드웨어로 기존의 전극 부착위치인 손목과 발목을 같은 피험자에 적용하여 체임피던스에 의한 체지방량 예측방정식을 세울 때의 예측값과 기준값 사이의 상관계수($r = 0.978$) 및 SEE(2.43kg)와 큰 차이가 없는 것으로 나타났다. 또한, 기존의 전극부착위치를 사용한 임피던스 값과 본 논문의 전극부착위치를 사용한 임피던스 값 사이에 피어슨 상관계수가 0.974로 높은 관련성을 보여, 기존의 전극위치와 본 논문의 전극위치에 의한 체지방량 예측에는 차이가 없는 것

으로 나타났다.

이중교차검증(Double Cross Validation)을 통해 실험에 참가하지 않은 피검자에 대한 적용 가능성도 유효한 것으로 나타나 본 논문에서 설계한 체임피던스 분석기와 예측방정식은 한국인의 제지방량을 산출하는데 적합한 것으로 평가되었다.

핵심되는 말 : 체지방, 제지방, 체임피던스, 체임피던스 분석기, 수중체중법,

제지방 예측방정식, 변좌생체계측

제 1 장 서 론

현대의 통신기술과 컴퓨터의 비약적인 발전은 의료산업에 새로운 요구를 유발시켰으며 이를 충족시켜 주기 위해 등장한 것이 원격의료계측시스템이다. 지형적으로 의료서비스가 취약한 지역에서 주거지와 병원간 의료정보교환을 통해 원격건강관리가 가능하다. 재택진료가 정착되어 주거지 내에서 진료가 가능하게 되면, 일반인도 정기적인 검진 서비스로 인하여 질병을 예방할 수 있을 뿐만 아니라 거동이 불편한 노인이나 만성질환자도 일정 수준이상의 의료 서비스를 지속적으로 받을 수 있다[1][2]. 이런 재택진료의 일환으로 배변시 좌변기에서 생체정보를 획득하는 변좌생체계측은 매일 일상생활 속에서 비관혈적이고, 무의식적으로 측정이 가능하며, 측정시 구속되지 않는 장점이 있다.

원격의료계측시스템을 통해 얻어진 생체정보 중 체성분은 신체의 주요 구성요소로 영양 상태, 식이요법, 운동상태, 질병 등을 보여주기 때문에 영양사, 병원, 건강 클리닉에서 관심을 갖는다. 체성분을 지방과 제지방으로 나누었을 때 과대 지방량을 갖는 비만인은 정상인보다 신체 거동의 부자유를 느끼며 자극에 대한 반응이 느려지고 근육-몸무게 비율이 감소하고, 기민성도 감소하므로 전반적인 운동능력의 감소를 가져와 생활의 질을 떨어뜨릴 뿐만 아니라 특히 중풍, 고혈압, 고지혈증, 심장병, 당뇨병, 관절통, 요통 등의 다양한 질병을 유발하며, 수명도 단축시킨다. 20세~45세의 비만성인에서 고혈압의 위험도는 정상의 성인에 비해 5~6배가 높고 당뇨병은 2.9배, 고지혈증은 1.5배가 높다. 이에 따라 세계보건기구에서도 1996년에 비만을 하나의 질병으로 정의할 정도로 비만에 대한 관심이 높아지고 있는 실정이다[4]-[6]. 그러나 몸은 생리적인 기능을 수행하는데 어느 정도의 지방을 필요로 하여, 인지질과 같은 중요한 지방은 생체막의 주요 성분이며, 반면 지방조직에서 발견할 수 있는 트리글리세리드는 단열 작용과 비축된 신진대사 연료이다. 게다가 지방은 지용성 비타민(A,D,E,K)을 운반하고 저장하며, 신경계의 기능과 월경주기, 생식기 계통, 성장기에 성장과 발육의 기능을 수행하여 체지방량이 너무 작아도 건강상의 위험을 초래한다[7]-[9]. 이러한 이유로 정확한 지방량을 측정하

는 것이 중요하며, 변화생체계측에서의 체지방 측정은 무구속적으로 장기적인 체지방의 패턴을 관찰하여 근육의 쇠약과 신체가 비대해지는 것을 막아 최적의 영양공급을 가능하게 하고, 자신의 체지방량을 항상 모니터링하여 비만에 관련된 다양한 질병을 예방할 수 있으며, 과도한 다이어트로 인한 문제를 해결할 수 있다.

체지방 측정은 주로 비관혈적인 방법에 의해 이루어지는데 컴퓨터 단층 촬영술(computerized tomography), 핵자기영상장치(Magnetic resonance imagery), 수중체중법(Hydrodensitometry) 및 DEXA(Dual-energy x-ray absorptiometry) 등이 표준측정방법으로 많이 사용되고 있다. 그 중 수중체중법은 신체의 밀도를 예측하는 가장 신뢰도가 높은 방법으로서 체지방량을 예측하는 표준방법으로 많이 사용되고 있다[10]. 그러나 기존의 수중체중법에 의한 체지방량 변환 방정식의 인자인 체지방 조직의 평균밀도는 미국 흑인이 1.1034 kg/l, 미국 백인이 1.0988 kg/l, 싱가포르 중국인이 1.1072 kg/l, 싱가포르 말레이인이 1.1064 kg/l, 싱가포르 인디안인이 1.1086 kg/l로 인종에 따라 그 값에 차이가 있는데도 불구하고, 체지방량 계산시 일반적으로 사용되고 있는 Siri 방정식은 지방 조직의 평균 밀도는 0.9 kg/l, 체지방 조직의 평균밀도는 1.1 kg/l로 고정시켜 사용하였기 때문에 한국인에게 적용시 정확한 결과를 제시하지 못하는 문제가 있다[3][8]. 이와 같은 문제를 해결하기 위해 최근 한국인에 맞는 체지방 조직의 평균밀도가 제안되었으며, 이 체지방 조직의 평균밀도를 이용하여 한국인에게 맞는 modified-Siri 방정식이 발표되었다[3].

변화 체지방측정을 위해서는 임피던스방법이 편리한데[8][10], 이 방법은 좌변기의 구조와 배변시 신체에 닿는 부위를 고려할 때, 손과 허벅지 전극을 사용하는 것이 적합하다. 그러나 기존의 전극 부착 위치인 손과 발 전극과는 상당한 차이가 있기 때문에 신체 전체의 체임피던스 값을 제공하지 못한다. 이에 본 연구에서는 변화시 체지방을 효과적으로 측정할 수 있는 변화체지방측정 시스템을 설계하였다. 이를 위해 본 논문에서는 건강한 한국 남·여 181명(여자 91명, 남자 90명)의 손목과 발목 전극을 사용하여 측정된 값과 손목과 허벅지 전극을 사용했을 때의 체임피던스를 각각 측정하여, 체임피던스와 체임피던스 지수의 상관관계를 구하여 두 방식간의 차이를 관찰하였다.

또한, 같은 피험자를 대상으로 수중체중법을 실시하여 modified Siri-방정식에 의해 한국인에 적합한 제지방량을 계산하였다. 최종적으로 본 연구에서 설계한 체임피턴스 측정기의 측정값으로부터 정확한 제지방량을 산출하기 위한 회귀방정식을 유도하였다.

제 2 장 이론적 배경

2.1 수중체중법

수중체중법은 아르키메데스의 원리를 이용하여 공기 중 무게와 물 속에서 무게의 차이로 몸의 부피를 측정하는 방법에서 나왔다. 몸의 구성이 지방과 체지방으로 되어있다는 가정 하에 지방의 밀도는 약 0.9 kg/l로 물의 밀도 약 1.00 kg/l보다 작고, 체지방은 약 1.1 kg/l로 물보다 밀도가 높다. 지방이 많은 사람은 물 속에서의 무게가 상대적으로 작은 반면 지방이 적은 사람은 물 속에서의 무게가 상대적으로 크다.

이 방법은 이용될 수 있는 신체 밀도 예측 기술 중 가장 신뢰도가 높은 것으로 간주되어, 다른 방법이 이 방법과 비교하여 체지방 측정에 대한 유효성을 검증 받는다[8][10]. 이 방법을 고안한 사람은 Siri이며, Siri의 2-component 모델은 몇 가지 가정을 근거로 세워졌다[10].

첫째, 모든 개개인의 지방과 체지방은 각각 0.9 kg/l와 1.1 kg/l이다.

둘째, 체지방에 포함된 물(73.8%)과 단백질(19.4%)과 무기물(6.8%)의 상대적인 비율과 밀도는 개개인이 일정하다.

셋째, 지방의 비율만이 개개인마다 차이가 있다.

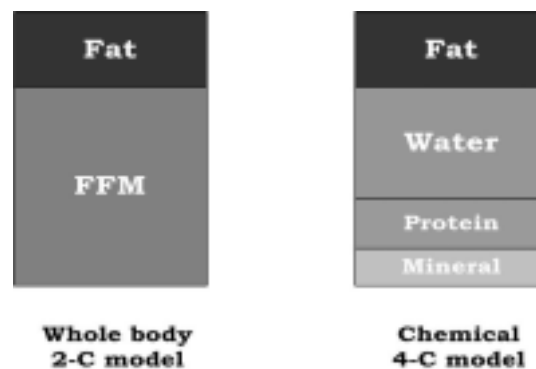


그림 2.1 Siri의 2-component 모델과 화학적 4-component 모델

Siri 방정식은 부피와 무게와 밀도의 관계에 의해 몸 전체에 대한 지방조직의 비율과 제지방 조직의 비율을 유도한 것으로, 부피를 V , 무게를 M , 평균밀도를 D , 몸 전체의 부피·무게·평균밀도를 각각 V_A , M_A , D_A , 지방 조직 전체의 부피·무게·평균밀도를 각각 V_B , M_B , D_B , 제지방 전체의 부피·무게·평균밀도를 각각 V_C , M_C , D_C 라하고 Siri의 방정식을 유도해보면,
 밀도는 단위부피에 대한 무게이므로 식(2.1)과 같이 표현된다.

$$D = \frac{M}{V} \quad (2.1)$$

Siri는 2-component 모델로 몸을 지방과 제지방만이 존재하는 것으로 가정하였다. 따라서 몸 전체의 부피는 전체 지방 조직과 전체 제지방 조직에 부피의 합과 같으며, 몸무게 또한 전체 지방 조직과 전체 제지방 조직에 무게의 합과 같다. 이것을 수식으로 표현하면 식(2.2), 식(2.3)과 같다.

$$V_A = V_B + V_C \quad (2.2)$$

$$M_A = M_B + M_C \quad (2.3)$$

식(2.1)과 식(2.2), 식(2.3)을 이용하여 M_B 에 대해 정리하면 식(2.4)와 같게 된다.

$$M_B = \frac{D_B \cdot (D_C - D_A)}{D_A \cdot (D_C - D_B)} \cdot M_A \quad (2.4)$$

Siri의 가정에 따라 지방조직의 평균밀도(D_B) 0.9 Kg/l, 제지방조직의 평균밀

도(D_C) 1.1 Kg/l을 식(2.4)에 대입하면, 식(2.5)과 같은 Siri 방정식을 얻게된다.

$$M_B = \left(\frac{4.95}{D_A} - 4.50 \right) \times M_A \quad (2.5)$$

Siri 방정식은 몸 전체의 평균밀도(D_A)와 체중(M_A)을 측정할 수 있으면 사람의 지방량을 예측할 수 있게 된다.

또한, Brozek는 사람의 화학적 구성성분에 기초하여 방정식을 만들었는데 성인 남성의 시체를 화학적 분석을 통해 지방조직의 평균밀도(D_B)와 제지방조직의 평균밀도(D_C)를 구하여 방정식을 개발하였으며, 그 밀도는 각각 0.88876 Kg/l 와 1.1033 Kg/l로, 이 밀도를 식(2.4)에 대입하면 식(2.6) 의 Brozek의 방정식을 얻을 수 있다[8].

$$M_B = \left(\frac{4.57}{D_A} - 4.142 \right) \times M_A \quad (2.6)$$

이 식(2.6)은 성인남성에 적합하며, 교차 검증되지 않았음에도 불구하고 많은 체임피언스 연구에서 제지방량을 예측하는 기준으로 사용되어 왔고, 그로 인해 이 방정식이 어린이, 여성, 노인, 운동선수, 다양한 인종들에게 적용된 사례에서 체지방이 과대 예측되거나 과소 예측되었다[8]. 식(2.5)와 식(2.6)은 고밀도 뼈와 근육을 갖는 운동선수나 골다공증 노인, bone mineral이 다른 미숙 아동은 적용될 수 없다[8][10].

따라서 다양한 인종의 제지방 조직의 평균밀도와 지방조직의 평균 밀도가 예측되었으며, 인종에 따라 지방량을 예측하는 다양한 방정식이 개발되었다 [3][7][11].

몸 전체의 평균밀도(D_A)는 다음과 같이 구해진다.

몸 전체의 평균밀도(D_A)는 단위 부피당 무게이므로, (몸 전체의 부피) / (몸

전체의 무게)로 표현된다. 몸 전체의 무게는 체중이고, 몸 전체의 부피는 수중체중법에 의해 측정되며, 식(2.7)과 같다. 물 속에서 몸의 무게를 측정하게 되면 물 속에서의 체중 손실로 몸의 최외각의 부피가 측정되며, 이에 따라 몸 전체의 부피는 몸의 최외각 부피에서 몸 내부에 있는 가스 및 폐의 잔기량에 따른 부피는 제외되어야 한다.

몸 전체의 부피 :

$$\frac{\text{공기중의 체중} - \text{물 속에서의 체중}}{\text{물의 밀도}} - (\text{폐의 잔기용적} + GI\ gas) \quad (2.7)$$

몸의 밀도:

$$\frac{\text{몸 전체의 무게}}{\text{몸 전체의 부피}} \quad (2.8)$$

여기서 폐의 잔기용적은 최대로 호기 하여도 폐에 남아있는 공기의 부피이며, GI gas는 소화 장기에 있는 가스의 용적이며 성인 남성의 경우 약 100mL를 언제나 함유하고 있다[8][10]. 물의 밀도는 온도에 대한 함수로 식 2.9을 따른다.

$$\text{물의 밀도} = 1 - \frac{\text{섭씨온도} + 288.9414}{508929.2 \times (\text{섭씨온도} + 68.12963)} \times (\text{섭씨온도} - 3.9863)^2 \quad (2.9)$$

폐의 잔기용적은 몸 전체 부피의 약 2%로 사용하기도 하고, vital capacity에 남자는 24%, 여자는 28%로 사용하기도 하며, Air displacement plethysmography와 같은 장비를 이용해 잔기량을 측정하기도 한다[8][10].

수중체중법은 고안된 물탱크나 수영장에서 실시되며, 그 안에 매달린 의자나 프레임에 피험자가 앉게 된다. 그림 2.2와 같이 측정대상자는 숨을 다 내쉬 후 물 속으로 잠기며, 잠긴 후 체중이 일정수치에 수렴하면 그 값이 물 속에서의 체중이 된다. 물 속에서의 체중 손실이 측정대상의 부피와 같고, 숨을 다 내쉬다 하더라도 몸 속에 가스가 남아 있게 되는데 이것이 폐의 잔기량과 GI 가스이다.



그림 2.2 수중체중 측정

이 실험은 중년 여성의 1/3은 못하며 과도로 비만인 사람, 임산부, 노인, 장애인은 극도로 힘들다. 움직임과 내쉬는 정도에 따라 그 값의 유동성이 많아 완전히 내쉬는 것이 중요하며, 따라서 몇 번에 걸쳐 시도하여 수렴 값을 찾아야 한다. 또한 물탱크에 몸이나 프레임이 닿지 않게 하는 것이 중요하여 수영장에서 적당한 프레임을 설치하여 실시하기도 한다[8][10].

측정시 오차의 요인은 표 2.1과 같다[8].

표 2.1 수중체중법 측정시 오차 원인

순번	측정 오차 원인	백분율 체지방 예측값 오차
1	잔기 용적의 하루하루의 편차	1%
2	음식물의 섭취에 따른 GI gas변화	0.5% ~ 1%
3	운동에 의한 탈수 및 과대수분 섭취	1%

2.2 체임피던스의 정의

체임피던스는 그림 2.3과 같이 생체 조직에 교류전류(I)를 주입하면 전압차(E)가 생체조직 양단에 생성되는데, 이때의 전압과 전류의 복소비를 임피던스라 한다[9].

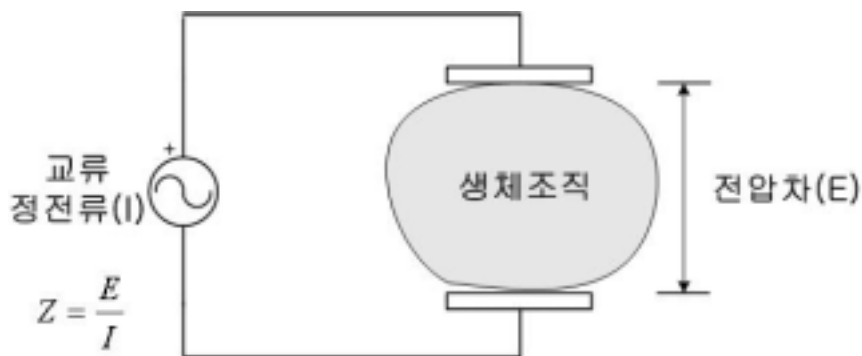


그림 2.3 체임피던스 개략도

2.3 체임피던스법

체임피던스 방법은 비교적 사용이 간단하며, 측정이 빠르고, 비관혈적인 방법으로 건강클리닉과 병원에서 널리 사용하고 있다. 최초 체임피던스 방법은 몸의 수분과 전해질 사이의 관계를 측정하거나 생리학적인 사람과 동물에서 대사율, 갑상선 기능, 에스트로겐 활동, 혈류량을 측정하는 수단이었다[10]. Nybor와 Hoffer가 처음 단일 주파수 50kHz에서 임피던스측정으로 임피던스와 임피던스 지수(impedance index : L^2/R)사이의 체적 관계에 기초하여 체지방의 대부분을 차지하

는 체수분량을 예측하면서 체임피턴스법이 체지방량을 예측하는 방법으로 사용되었고[10]-[12], 현재는 다주파수 체임피턴스법의 사용으로 체성분을 예측하는 방법으로 사용되고 있다[11]. 체임피턴스 방법은 신체를 지방과 체지방으로 나눌 때 체지방의 73.8%는 체수분으로 되어 있으며 체수분은 전해질을 포함하고 있어 지방에 비해 전도도가 높다는 것에 기초한다.

체임피턴스법은 다음과 같은 가정을 따른다.

1. 신체는 일정한 단면적의 5개로 된 원통으로 구성된다.
2. 전류에 대한 체임피턴스는 길이에 비례하고 단면적에 반비례한다.
3. 생체조직은 도체나 부도체로서 전류의 흐름은 임피턴스가 작은 곳을 따라 흐른다.
4. 임피턴스는 저항과 세포막의 커패시턴스에 의한 전류흐름을 막는 리액턴스의 함수이다.

체임피턴스는 주파수에 의존적이며 교류의 전기적 전류에 흐름을 방해한다. 임피턴스(Z)는 특정 주파수에서 측정된 저항(R)과 리액턴스(Xc)의 두 벡터의 합으로 이루어지며, 수식적으로는 식(2.9)와 같다[9].

$$Z = \sqrt{(R^2 + X_C^2)} \quad (2.9)$$

저항성분은 몸에 교류의 전류를 흘렸을 때 전류의 흐름을 막는 생체전기의 비전도체에 해당하며, 리액턴스는 세포막이나 생체조직의 경계면, 구조적인 형태에서 오는 커패시턴스의 영향으로 교류전류의 흐름에 영향을 준다[9]. 그림 2.4는 주파수 변화에 따른 생체조직에서의 저항과 리액턴스의 변화를 복소평면 위에 보여준다.

체임피턴스 방법에서 교류전류는 단일 주파수(50kHz)만을 사용하는 방법과 다채널 주파수를 사용하는 방법이 있는데, 단일 주파수 사용시 임피턴스(Z)에 비해

Xc가 너무 작아(<4%) R과 Z를 보통 같은 것으로 사용한다[8].

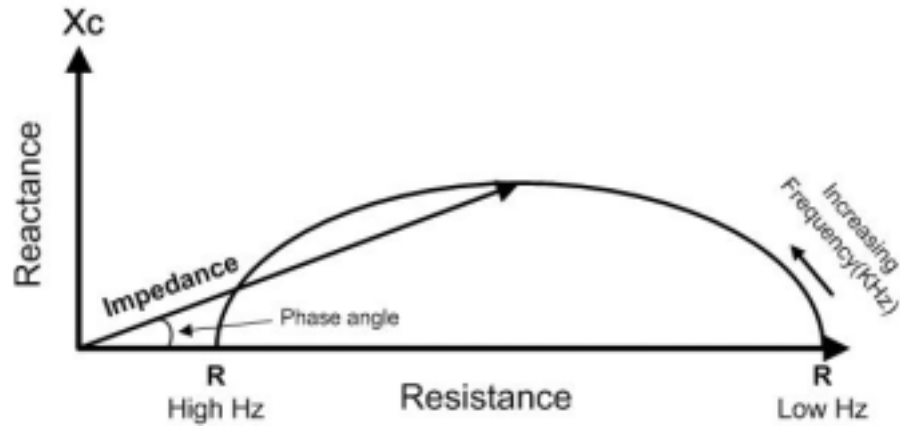


그림 2.4 주파수에 따른 저항과 리액턴스의 임피던스 평면 곡선.
(Z, 임피던스; R, 저항; Xc, reactance; Hz, hertz; kHz, kilohertz)

단일 주파수로 동작하는 체임피던스 분석기의 대부분은 50kHz에서 동작하는데 여기서 나온 임피던스 값은 전체 체수분량을 위한 값이며, 체수분을 예측하는데 있어 상당한 정확성을 가진다[12]. 체임피던스법에 의한 제지방량 예측은 제지방에 대부분이 전해질의 체수분(73.8%)이며, 체수분의 용적을 예측함에 의해 제지방량을 예측한다. 신체를 균질의 전해질과 단면적이 일정한 원통이라고 가정하여 체수분량을 예측한다. 그림 2.5와 같이 원통의 전해질의 부피를 V라하고 단면적을 A, 저항값을 R, 고유 저항값을 ρ 라 하면,

$$V = L \times A \quad (2.10)$$

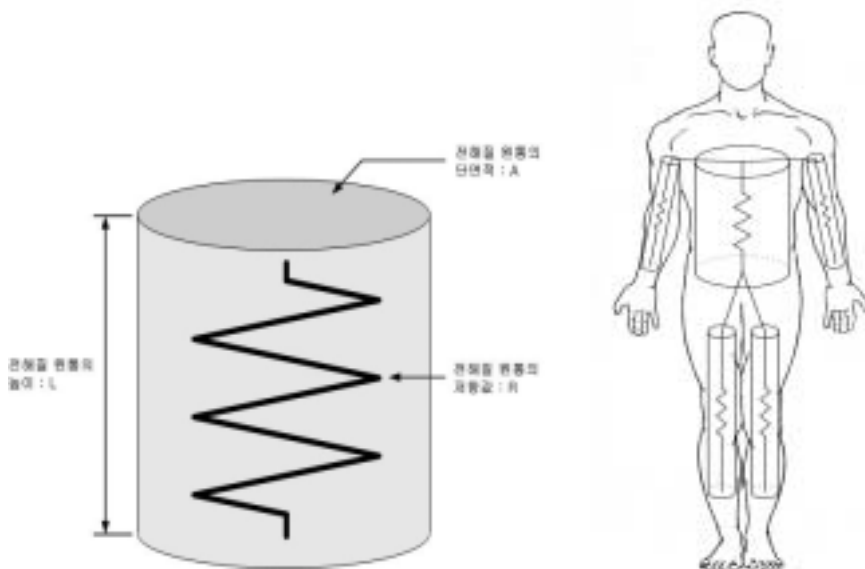
$$R = \rho \times \frac{L}{A} \quad (2.11)$$

식(2.10)과 식(2.11)을 이용하여 A를 소거하고 V에 대하여 기술하면 식(2.12)와 같이 기술된다.

$$V = \rho \times \frac{L^2}{R} \quad (2.12)$$

여기서 $\frac{L^2}{R}$ 은 임피던스 지수(impedance index)라고 하고 L은 각 부위의 길이 즉 팔, 다리, 몸통의 길이로 나타낼 수 있으며, 신체의 길이를 대표하는 신장으로 나타낼 수 있다. R은 그 부위의 저항 값을 나타내며, 단일 주파수(50kHz)에서는 임피던스 값(Z)으로도 사용한다. 그림 2.5의 (b)는 5개로 부위별 신체의 전해질의 임피던스 및 부피를 나타낸다[7]-[12].

부위별 각 임피던스의 합과 신체의 길이 지표인 신장과 임피던스 지수로 단일 독립변수를 사용해도 표준오차가 2L이하이며 50L의 체수분량을 포함하는 성인에게 4%보다 작은 오차의 수치이다. 또한 이 임피던스 지수는 체지방량을 예측하는데 있어 주요한 인자로 사용된다[7][8].



(a) 원통 전해질 저항과 부피와의 관계 (b) 신체의 세크먼트 임피던스

그림 2.5 전해질의 저항과 부피의 관계 및 신체의 임피던스

전극의 부착방법에는 크게 두 가지가 있는데 전류인입과 전압측정을 하나의 전극에서 실행하는 두 단자(bipolar)방법이 있으며, 전류인입과 전압측정을 각각의 전극에서 실행하는 네 단자(tetrapolar)방법이 있다[13]. 두 단자 방법은 임피던스 측정시 전극의 접촉 임피던스 및 주파수에 따른 임피던스에 영향을 받는다. 하지만 네 단자 방법은 임피던스를 간접적으로 측정하는 방법으로 전극의 임피던스 및 접촉저항(contact resistance)를 제거하기 위한 방법이다. 그림 2.6은 네 단자 방법을 도시한 것이다. 그림의 전류원의 출력 임피던스와 AC volt meter의 입력 임피던스가 전극의 임피던스 및 전극과 피부사이의 접촉저항에 비해 상당히 크면 전극의 임피던스 및 전극의 접촉저항에 영향을 받지 않게 된다.

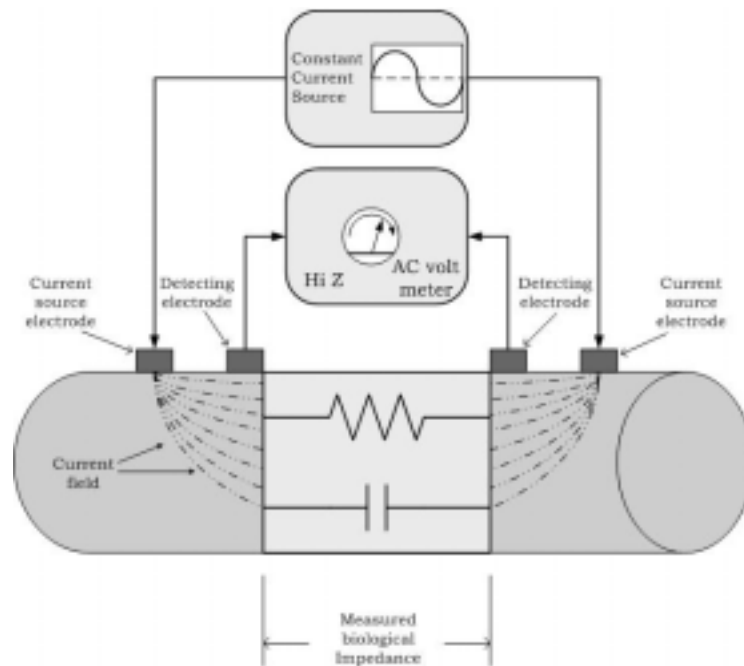


그림 2.6 네 단자 방법 개략도

체임피던스 측정에 의한 체성분의 예측은 체성분을 측정하는 표준방법에 대해 유효성이 검증된 수학적 예측방정식을 필요하며, 이 방정식으로 체임피던스 값을

제지방량으로 변환한다[8]. 본 논문에서는 표준방법으로 수중체중법을 택하였으며, modified Siri 방정식에 의해 제지방량의 표준값을 얻어 이 표준값에 대한 예측방정식을 구하였다. 예측방정식에 사용하는 독립변수로서, 전해질의 체적인자인 임피던스 인자(impedance index: $\text{height}^2/\text{resistance}$), 체중, 나이, 성별, 팔의 둘레, 허벅지의 둘레 등이 있다. 팔의 둘레와 허벅지둘레는 제지방량에 상당히 연관되어 있으며, 근육조직의 단면적 인자이다[9][10].

체임피던스 방법 측정시에 고려될 사항으로는 체액의 흐름이 몰려 있는 생리주기를 피해야하며, 경구피임약의 사용금지, 탈수를 방지하기 위해 12시간 전 운동금지, 4시간전 음식물 섭취, 48시간 전에 알코올 섭취 금지, 실험 바로 전 이뇨제(카페인) 섭취 금지 등을 고려 해야하며, 위의 조건들이 정확성에 4~5%의 영향을 준다[8].

제 3 장. 시스템 하드웨어 구성

그림 3.1은 체임피던스 측정 시스템의 완성된 모습이다. 전체적인 기능도는 그림 3.2와 같다. 체임피던스를 양변기 위에서 측정할 수 있도록 설계되었으며, 시스템은 크게 임피던스 검출부, 마이크로 콘트롤러부로 나뉘며, 임피던스 측정부는 교류정전류원, 임피던스 측정 전치 증폭부 두 부분으로 나뉜다.

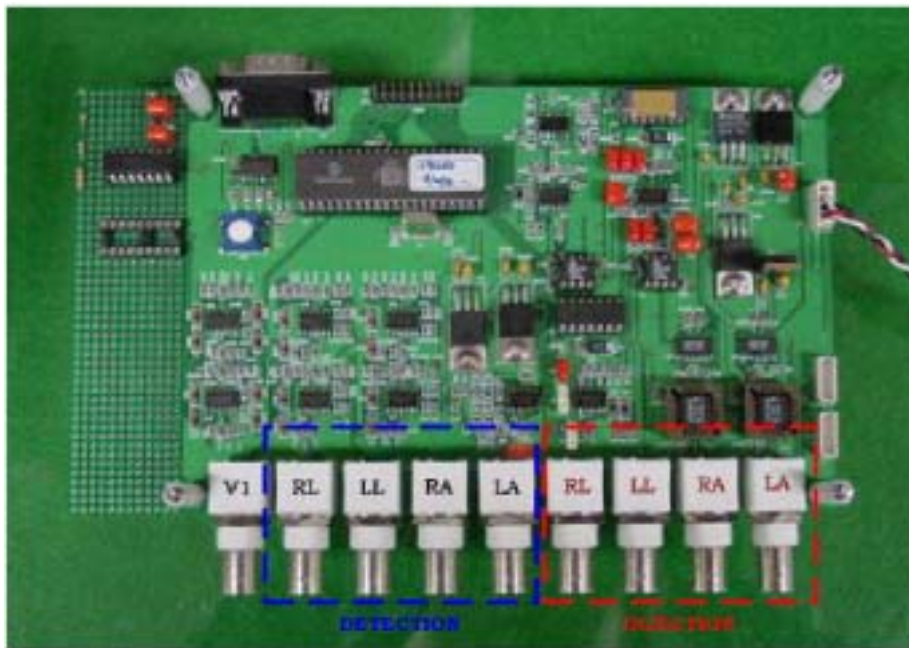


그림 3.1 체임피던스 측정 시스템

체임피던스 측정은 양팔과 양 허벅지 사이에 나올 수 있는 경우의 수인 6가지의 조합을 모두 측정할 수 있도록 설계하였으며, 임피던스 측정의 정확도를 위해 복수 기준 보간 방법을 사용하였다.

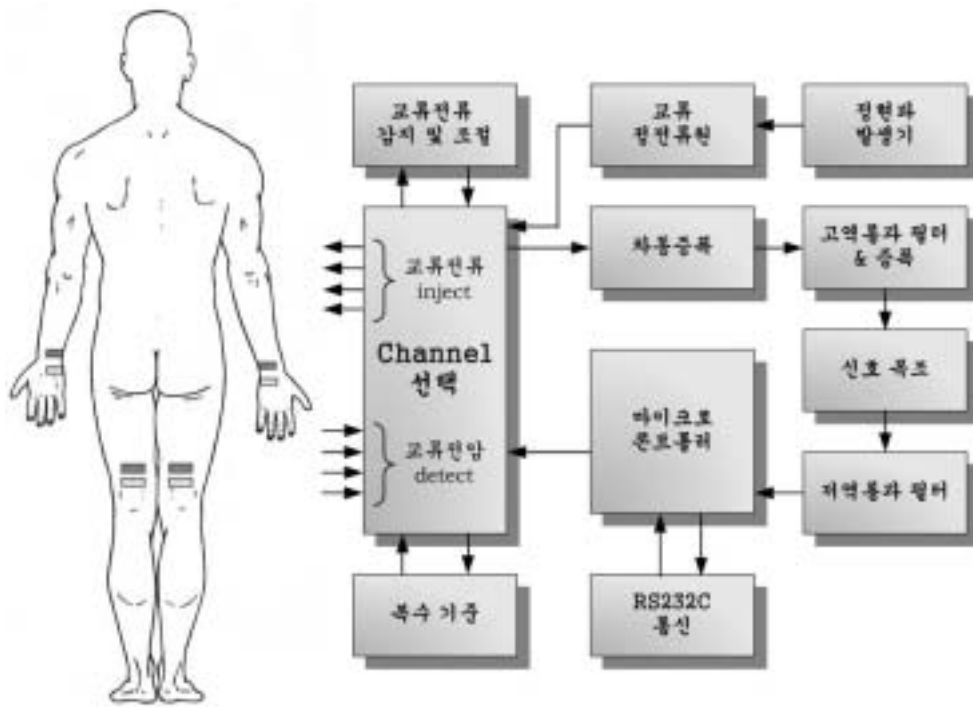


그림 3.2 전체 시스템의 기능도

3.1 임피던스 측정부

3.1.1 교류 정전류원

교류 정전류원(constant current source)은 고정 주파수(50kHz)의 정현전압을 발생시켜 전압-전류 변환기(voltage to current converter), 자동이득조절 루프 회로, 측정 부위 선택기를 구성하여 1Ω에서 10kΩ까지 전류를 일정하게 공급할 수 있으며 양팔, 양다리 어느 곳에서도 전류 인입과 전압 측정을 할 수 있는 정전류원을 제작하였다. 정현전압 발생기는 윈브릿지 오실레이터를 사용하여 50kHz의 정현파를 발생시켰고, 정현파를 만들기 위해 증폭률이 정확히 3이 되어야 하는데

이것을 위해 다이오드 보정을 갖는 윈브릿지를 사용하였다. 회로의 스펙트럼분석은 그림 3.3과 같다. 스펙트럼 분석은 Tektronix TDS-3012 오실로스코프를 사용하였고, 작은 고조파의 위치를 정확히 관찰하기 위하여 Blackman-Harris 윈도우를 취하였다. 결과를 보면 중심 주파수는 50kHz이고 중심주파수와 고조파들간에 40dB이상의 차이를 보여준다.

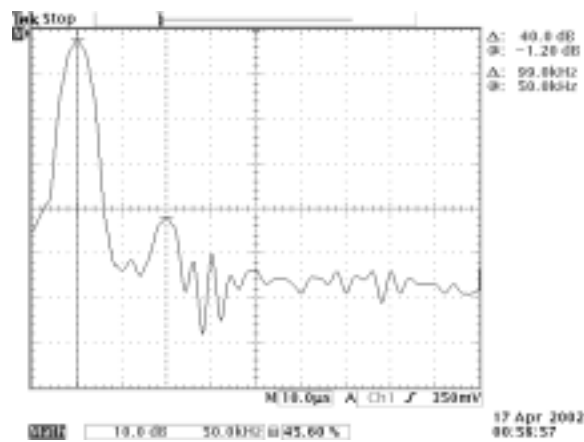
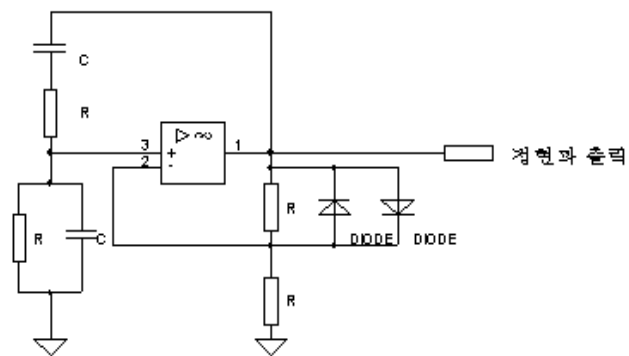


그림 3.3 정현파 발생 회로 및 스펙트럼 분석

윈브릿지 오실레이터의 출력은 전압-전류 변환기로 직접 연결되지 않고 자동

이득 루프회로로 연결되는데, 이것은 전압-전류 변환기는 측정대상의 부하임피던스가 커질수록 전류의 출력이 약간씩 떨어지는 것을 보완하기 위해 자동이득 조절 루프 회로로 전압-전류 변환기에서 나오는 출력 전류의 레벨을 더욱 일정하도록 해준다. 전압-전류 변환기에 출력 전류의 실효치는 $500\mu\text{A}$ 로 선택하였는데, 선택한 이유는 임피던스 측정에 사용되는 전류는 어떠한 생체 조직과 반응을 일으키지 않는 강도와 주파수 범위 안에 있어야 한다. 흥분성 조직과 외부 입력과의 관계를 그림 3.4에서 보여준다. 흥분성 조직은 일정한 강도이상의 신호가 일정시간 이상 자극할 때에만 활동전위를 나타낸다. 강도가 작아 오랜 시간 동안 자극을 주어도 활동전위가 발생하지 않는 자극의 최대 크기를 rheobase라하고, rheobase의 두 배 큰 자극이 활동전위를 발생시키는데 필요한 시간을 chronaxie라 한다[9]. 임피던스 측정시 사용되는 전류는 그림 3.4의 자극강도-자극시간곡선 그래프의 아랫부분을 사용해야하며, 이 부분은 사용되는 주파수가 높고, 크기가 작아야 함을 보여준다.

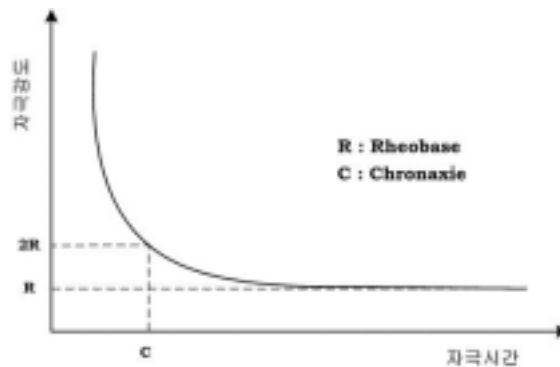


그림 3.4 자극강도와 자극시간 곡선

또한 보통 상용화된 체임피던스 법에서는 실효 전류값이 $500\mu\text{A}$ 또는 $800\mu\text{A}$ 의 전류를 사용하기 때문이다[11]. 그림 3.5는 자동이득루프 회로 및 전압-전류 변환기의 회로를 보여준다. 자동이득루프 회로는 측정대상에 인입된 전류의 궤환된 양을 기준저항 양단의 전압차에 의해 감지하고 전류의 양이 작거나 클 때 곱셈기의

출력전압을 키우거나 작게 하여 일정한 부하 전류를 유지하게 한다. 전압-전류 변환기의 출력 전류는 입력전압 / R1의 값을 갖는다.

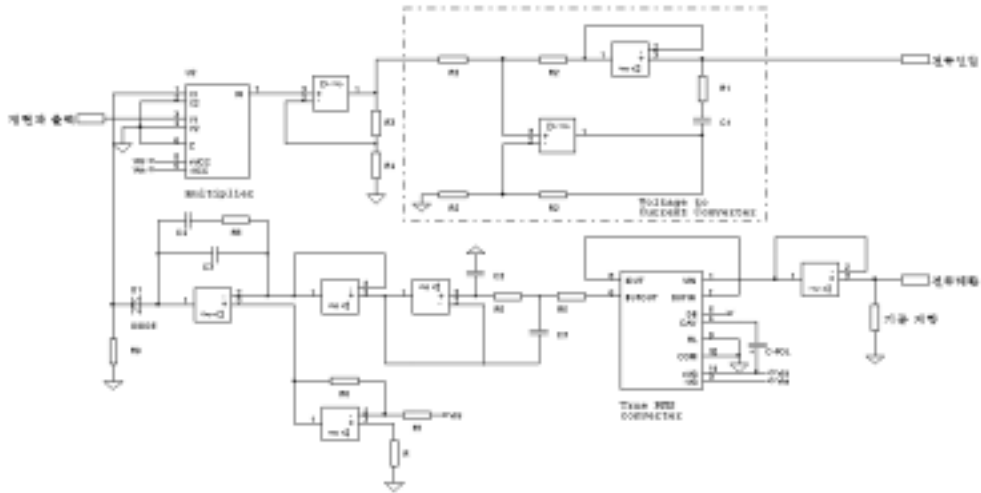


그림 3.5 자동이득 루프 및 전압-전류 변환 회로

여기서 C1은 전극을 통해 측정대상에 인입될 때의 오프 셋을 제거하기 위해 사용되었다.

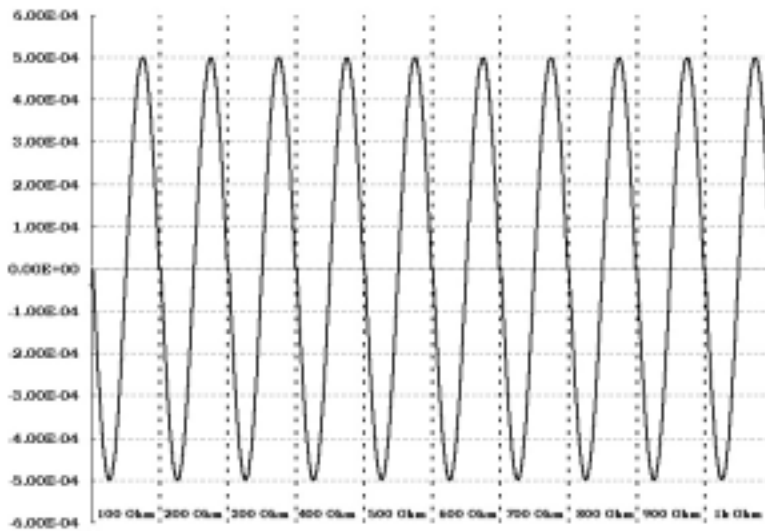


그림 3.6 부하 저항 변화에 따른 주입되는 전류 시뮬레이션

그림 3.6은 전압-전류 변환기의 부하를 100Ω에서 100Ω 단위로 1kΩ까지 각 부하당 한 주기의 전류를 시뮬레이션한 결과로 출력 전류의 변화가 없는 것을 보여 준다.

전류인입과 전류궤환 뒷단에 아날로그 멀티플렉서를 사용하여 측정부위를 선택 할 수 있게 하였는데 측정부위 선택기는 1×4가 두 개가 있는 아날로그 멀티플렉서 2개를 사용하여 마이크로 콘트롤러에 의해 양팔과 양다리 어느 쪽에서도 전류인입, 전류궤환과 차동전압측정이 가능하도록 하였다. 이렇게 어느 쪽에서도 전류인입, 전류궤환과 차동전압측정을 하는 것은 팔, 다리, 몸통의 임피던스를 각각 유도하여 측정대상의 팔, 다리, 몸통 임피던스의 합인 신체 전체 임피던스를 구 하기 위함이다.

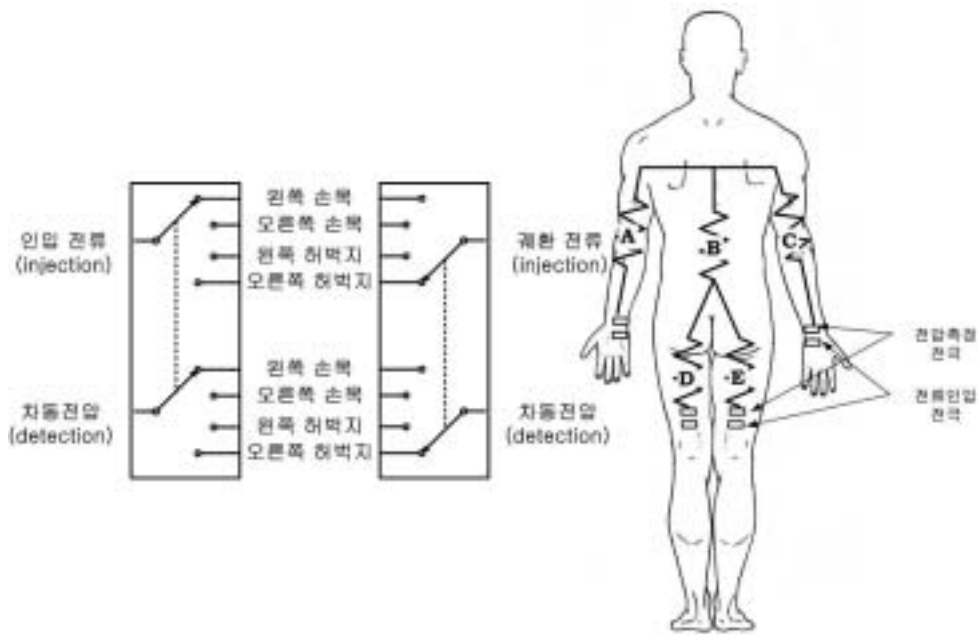


그림 3.7 측정부위 선택기 및 각 부위에 대한 임피던스 개략도

측정부위 선택기의 개략도 및 신체의 주요한 각 부위의 임피던스는 그림 3.7과 같다. 그림 3.7과 같이 팔과 허벅지, 몸통에 대한 임피던스를 A, B, C, D, E라 하

고, 아날로그 멀티플렉서에 의해 선택된 부위가 왼쪽 손목 전극과 왼쪽 허벅지 전극이 선택되어 전류가 인입되고, 전압이 측정된다면, 전류의 흐름이 임피던스 A와 B와 C를 거치게 되어 측정되는 전압에 대한 임피던스 값은 A, B, C의 합으로 나타난다. 아날로그 멀티플렉서의 측정부위에 따른 측정되는 전압에 대한 임피던스 값을 표(3.1)과 같이 가정하면 체임피던스와 측정된 임피던스 사이에는 식(3.1)과 같은 수식을 따른다.

표 3.1 각 부위에 측정된 임피던스 모형

측정 부위		측정된 전압에 대한 임피던스
왼쪽 손목	- 오른쪽 손목	u
왼쪽 손목	- 왼쪽 허벅지	v
오른쪽 손목	- 오른쪽 허벅지	w
왼쪽 허벅지	- 오른쪽 허벅지	x
왼쪽 손목	- 오른쪽 허벅지	y
오른쪽 손목	- 왼쪽 허벅지	z

$$\begin{aligned}
 u &= A + C, \quad v = A + B + D, \quad w = C + B + E, \\
 x &= D + E, \quad y = A + B + E, \quad z = C + B + D \quad (3.1)
 \end{aligned}$$

식(3.1)을 A, B, C, D, E로 정리하면 식 (3.2)와 같다.

$$\begin{aligned}
 A &= \frac{u+v-z}{2}, \quad B = \frac{v+z-u-x}{2}, \quad C = \frac{u+z-v}{2}, \\
 D &= \frac{v+x-y}{2}, \quad E = \frac{x+y-v}{2} \quad (3.2)
 \end{aligned}$$

즉, 양팔, 양다리, 몸통의 임피던스 값으로 분리할 수 있으며, 신체의 전체 임피

던스는 각 부위의 합과 같다. 전체 임피던스는 식(3.3)과 같이 나타낼 수 있다.

$$A + B + C + D + E = \frac{u + x + y + z}{2} \quad (3.3)$$

따라서 임피던스 지수(impedance index)는 길이²/(신체 전체 임피던스)로 식 (3.4)와 같다.

$$\text{Impedance index} = \frac{2 \times (\text{신장})^2}{u + x + y + z} \quad (3.4)$$

체임피던스법 측정에서 사용되는 Ag-AgCl 전극과 피부의 임피던스는 사용주 파수에서 수십에서 수백 옴[Ω]의 임피던스 값을 갖는다. 인입 전류와 전압 측정을 같은 전극으로 하는 두 단자법은 전류 인입할 때 발생하는 전극에서의 전압강하 까지 전압 측정부에 검출되기 때문에 전극의 임피던스 및 접촉저항에 영향을 받지 않는 네 단자법, 즉 인입전류와 전압측정을 별도의 전극을 사용하였다. 인입전류의 전극은 몸에서 먼 쪽에 사용하며, 측정전압의 전극은 몸에서 가까운 쪽에 사용하였다.

아날로그 멀티플렉서를 이용하여 측정 대상을 측정하기 전에 기준저항 2개(100 Ω, 1kΩ)에 전류를 주입하고 그에 따른 전압 값을 임피던스 값의 기준치로 하여 전압 값을 임피던스 값으로 변환하는 복수 기준 보간을 하였다. 임피던스 측정부의 전치 증폭을 거친 후 아날로그-디지털 변환기에 의한 디지털 값과 두 개의 기준저항 사이의 식(3.5)와 같은 1차 방정식을 구해 디지털 값을 임피던스 값으로 변환한다.

$$\text{Impedance} = a \times A/D \text{ 값} + b \quad (3.5)$$

그림 3.8은 복수 기준 보간에 의해 만들어지는 1차 방정식을 도시한 것이다.

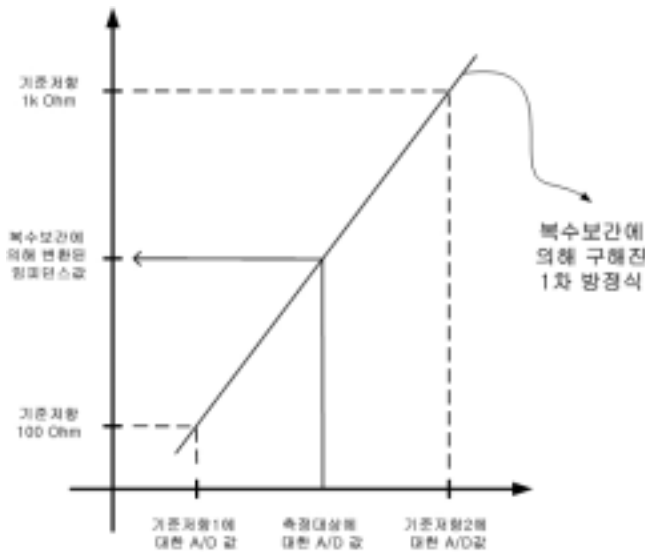


그림 3.8 복수 기준 보간에 의한 임피던스 변환 1차 방정식

이것은 측정대상의 임피던스를 측정할 때 시스템 내부소자에 대한 시간에 따른 열 특성에 의한 오프 셋 및 드리프트 등을 고려하여 측정오차를 줄이기 위해 측정대상의 임피던스 측정 전에 매번 기준저항과 A/D간의 방정식을 구하여 측정대상의 임피던스 값을 산출한다.

3.1.2 임피던스 측정 전치 증폭부

부위별로 인입된 전류에 의한 임피던스의 정보는 50kHz의 전압의 형태로 나온다. 따라서 차동증폭에 의해 전류가 인입된 부위만의 임피던스에 의한 전압을 추출한다. 추출된 전압은 50kHz의 최대치(peak 값)에 임피던스에 관한 정보를 갖고 있다. 즉, 50kHz의 반송파에 임피던스의 값이 진폭변조(amplitude modulation)된 형태이며, 이 진폭 변조된 신호를 진폭복조(amplitude demodulation)하기 위해서는 여러 가지 방법이 있을 수 있으나 본 논문에서는 전압의 최대치에 선형적으로 비례하는 직류 전압 값을 얻기 위해 교류 전압을 실효치 직류 전압으로 변환할 수

있는 True-RMS-Converter를 사용하여 직류로 변환하였다. 그림 3.9는 임피던스 측정 전치부의 개략도를 보여준다.



그림 3.9 임피던스 측정 전치부 개략도

차동 증폭과 True RMS Converter 사이에 고역통과 필터는 60Hz 노이즈와 오프셋을 제거하기 위함이며 True RMS를 통과한 후 아날로그-디지털 변환기의 입력으로 들어가는데 이때 디지털입력 레벨로 맞추기 위해 증폭을 하였다. True RMS Converter의 출력에 50kHz의 노이즈가 약간 섞여 나오기 때문에 저역통과 필터를 통해 노이즈를 제거하였다. 여기서 사용된 고역통과 필터와 저역통과 필터는 증폭률이 1인 2차 필터를 사용하였다.

3.2 마이크로 콘트롤러부

본 논문에서는 Microchip사의 PIC16C774를 사용하였다. 이 마이크로 콘트롤러는 8 채널의 12-bit의 아날로그-디지털 변환기와 1개의 UART를 내장한다. 4096word의 프로그램 메모리와 256byte의 general purpose 메모리를 갖는다. 따라서 논리적인 알고리즘 적용보다는 단순 제어용으로 널리 사용되며, 본 논문과 같은 서브시스템 모듈에 적합하다.

임피던스 측정시 아날로그-디지털 변환기의 내부 레퍼런스 전압(4.096V)을 사용하여 전원 노이즈에 대한 영향을 최소화하였다.

시스템의 모든 제어는 시리얼을 통해 이루어지며 UART가 시리얼 통신에 사용되었는데, 양방향 통신으로 115200 baud rate를 사용하여 PC 및 다른 장비와 인터페이스 할 수 있도록 하였다. 또한 시리얼 통신시 CRC체크 및 통신 프로토콜을 설정하여 통신간의 오류를 보정하였다.

3.2.1 시스템 소프트웨어

체임피던스 분석기의 프로그램의 개발환경은 마이크로 컨트롤러 PIC16계열의 전용 C 컴파일러인 CCSC사의 PCM v3.069 컴파일러를 사용하였다. 전체 프로그램의 진행 순서는 그림 3.11과 같다.

앞에서도 언급했듯이 서브시스템에 맞게 설계되어 모든 시스템의 제어는 시리얼 통신에 의해 제어된다. 시리얼 통신시 본 논문의 시스템이 수신데이터를 받을 때 에러가 생기면 메인 시스템에 수신데이터에 에러가 있음을 알려주어 재수신 할 수 있게 한다. 임피던스 측정은 한 채널의 A/D를 사용하며, 시스템에서 임피던스 측정부위의 선택 프로토콜이 시리얼 통신으로 수신되면, 수신데이터의 에러 유무를 확인하고 에러가 있으면, 통신상의 에러가 있음을 메인 시스템에 알려주고 에러가 없으면, 2개의 기준저항을 측정하여 복수 기준 보간 1차 방정식을 32bit float연산을 사용하여 방정식을 세우며, 측정부위의 전압 값을 A/D 변환하여 세워진 방정식에 부합되는 임피던스 값을 산출한다. 산출된 임피던스 값은 시리얼통신에 의해 임피던스 값과 측정부위의 위치데이터, CRC-8 계산 값과 함께 전송된다. 통신중 메인 시스템에서 CRC를 체크를 하여 에러 확인시 통신상에 에러가 있음을 본 시스템에 알려주면 에러가 생긴 데이터를 한번 더 보낸다.

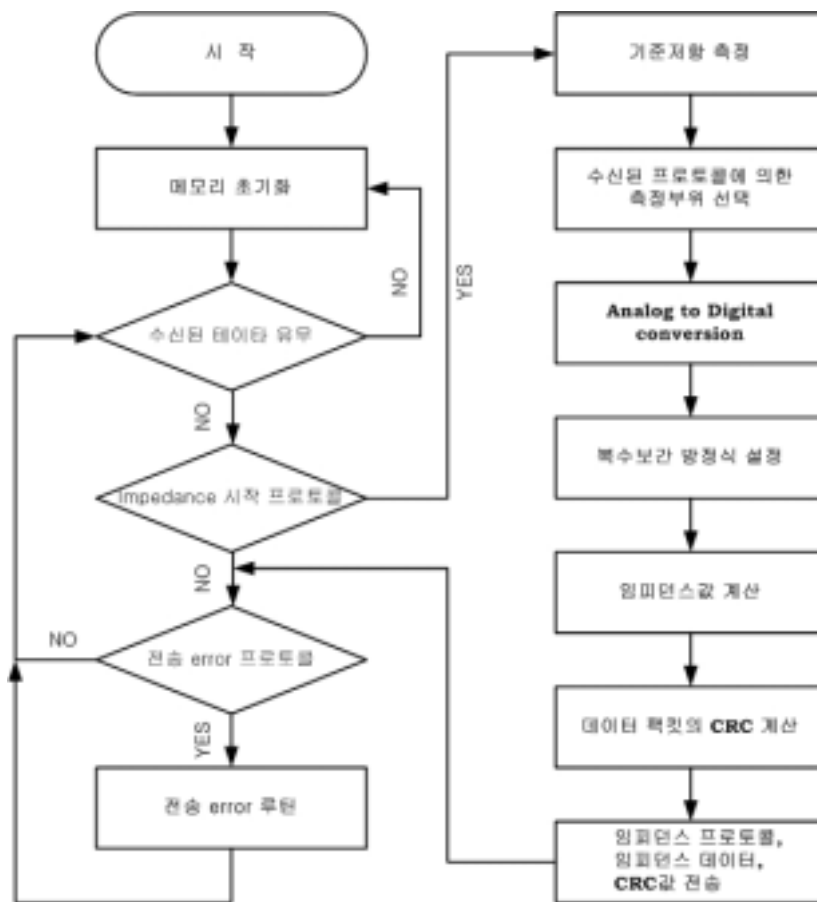


그림 3.10 전체 프로그램 진행 순서도

제 4 장. 실험 및 결과 고찰

4.1 실험대상

4.1.1 실험대상

실험대상은 한국인 남녀를 대상으로 3개월 간 병력이 없고, 신체장애가 없는 건강한 남녀 181명(남자 : 90명, 여자: 91명)을 대상으로 수중체중법 및 본 논문에서 제작한 체임피턴스 측정기에 의한 체임피턴스 측정을 실시하였다.

표 4.1은 실험참가자의 신체치수에 대한 분포를 연령대로 나타낸 것이다.

표 4.1 실험대상의 신체치수 분포

구분	연령분포					
	13~19	20~29	30~39	40~49	50~67	
n	17	26	18	13	16	
남자	신장(cm)	166.6±9.6	172.3±4.9	173.2±5.8	167.8±7.2	168.6±6.0
	체중(kg)	63.0±12.9	70.9±9.0	73.5±10.3	69.3±10.4	70.5±9.5
	체질량지수(kg/m ²)	22.6±3.5	23.9±2.8	24.5±3.0	24.5±3.0	24.8±2.7
n	17	23	16	21	14	
여자	신장	161.5±5.7	160.4±7.1	155.8±4.0	157.3±5.8	154.4±4.6
	체중	53.4±7.8	55.7±8.0	56.0±9.5	59.7±8.2	57.9±6.6
	체질량지수(kg/m ²)	20.4±2.1	21.6±2.9	23.0±3.3	24.1±2.7	24.3±2.4

체질량지수: BMI(body mass index)

실험대상의 신체치수는 키와 체중이 각각 0.1cm, 0.1kg 단위까지 측정하였다.

실험 대상자의 연령분포는 13세에서 67세까지이며, 평균 연령은 33.6 ± 13.6 세이고, 신장분포는 146.2cm에서 185.5cm까지이며, 평균 신장은 164.1 ± 8.9 cm이다. 체중분포는 39.5kg에서 96.5kg까지이며, 평균 체중은 63.1 ± 11.5 kg이고, 체질량지수(BMI) 분포는 16.6kg/m^2 에서 31.8kg/m^2 이까지이며, 평균 체질량지수는 23.3 ± 3.1 kg/m^2 이다.

4.2 수중체중법

4.2.1 수중체중법 측정시 요구사항

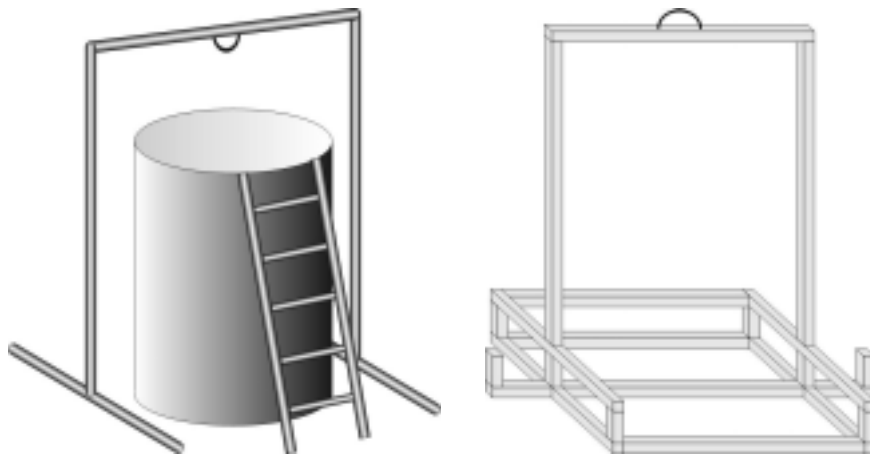
수중체중법의 실험 오류를 줄이기 위해 다음의 요구사항을 준수하였다.

- (1) 소화 장기의 가스용적의 변화 및 지방량과 제지방량의 변화를 고려하여 측정 6시간 전에 음식물 섭취를 금하였다.
- (2) 측정 4시간 전에 음료수와 같은 수분섭취 금지.
- (3) 측정 24시간 전에 알코올 섭취 금지.
- (4) 제지방량의 변화를 고려하여 측정 24시간 전에 탈수를 동반하는 운동 금지.
- (5) 공기 중에서의 몸무게 및 수중에서의 몸무게의 측정 및 공기에 의한 부력을 최소화하기 위해 수영복을 착용.

4.2.2 수중체중법 측정 방법

수중체중측정법은 2.1절에서 언급한 바와 같이 표준방법으로 제지방량의 표준값을 얻기 위함이다. 물 속의 체중과 공기 중에서의 체중을 측정하여 측정대상의 부피를 구하는 방법으로 피험자의 부피를 측정하기 위해 수중에서 체중을 측정할 수 있는 장비가 필요하다. 피험자를 물 속에서 체중을 측정할 수 있게 그림 4.1의 (a)와 같은 1.8[t] 용량의 플라스틱 수조를 준비하였다. 저울을 고정할 수 있는 지

지대와 그림 4.1의 (b)와 같이 스테인레스 관 구조물로 물 속에서 앉을 수 있는 의자를 고안하여 제작하였다. 의자 구조물은 안쪽이 비어 있어 부력에 의한 영향을 최소화하기 위해 중간 중간에 구멍을 내어 스테인레스 관 안쪽에 물이 들어가 공기가 없도록 하였다. 의자구조물 양쪽에 20kg의 추를 달아 물의 출렁임과 측정 대상의 흔들림에 비교적 영향을 받지 않도록 하였으며, 기구물의 작은 부력 등으로 인한 음의 체중이 나오는 것을 방지하였다. 수조에 사다리가 안쪽과 바깥쪽에 설치되어 피험자가 수조에서 들어가고 나오기 쉽도록 하였다.



(a) 수조 및 저울 지지대

(b) 고안된 의자

그림 4.1 수중체중법을 위해 고안된 측정 장비

초기 피험자의 옷과 머리 등의 공기에 의한 부력의 영향을 최소화하기 위해 수영복으로 갈아입은 후 고안된 수조와 의자구조물에 앉아 숨을 고른 후 숨을 최대한 내쉬어 폐에 잔기량만이 남게 하여 물 속으로 들어간다. 물의 수면이 잔잔해지면 저울을 동작시키고 저울의 눈금이 멈춘 상태에서 10개 샘플의 평균이 저울에 표시된다. 사용한 저울은 카스사의 카스톤 저울이며 1눈금은 0.1kg이다. 측정의 정확성을 위하여 위의 방법으로 10회 수행하여 수중체중이 수렴하는 구간의 데이터에 평균을 취하였다. 측정대상의 밀도를 측정함에 있어 수온에 따른 물의 밀도

에 큰 영향을 받는데 측정시 수온은 항상 기록되며, 물의 밀도가 낮은 30°C 이상에서 실시하였다. 폐의 잔기량 측정은 원주 기독병원의 Vmax Auto box(Sensor Medics, CA, USA)를 사용하여 측정하였다.

실험대상의 체밀도는 식(2.7), 식(2.8)을 사용하여 구하였으며, 장기 가스의 용적은 100ml로 사용하였다. 체지방량 산출은 식(2.4)을 사용하였다. 여기서 지방의 평균밀도는 0.9 g/cm^3 을 사용하였고, 체지방의 평균밀도는 한국인에게 적합한 평균밀도를 사용하였다[3]. 연령별 modified-Siri 방정식의 체지방 조직의 평균밀도는 표 4.2와 같다.

표 4.2 연령별 체지방 조직의 평균밀도

성 별	연 령				
	13세 ~ 19세	20세 ~ 29세	30세 ~ 39세	40세 ~ 49세	50세 ~ 67세
남 성	1.1101	1.1024	1.0921	1.0977	1.0842
여 성	1.1224	1.1270	1.1181	1.1087	1.1017

단위 : g/cm^3

체지방량은 공기중 몸무게에서 체지방량을 빼주어 산출하였다.

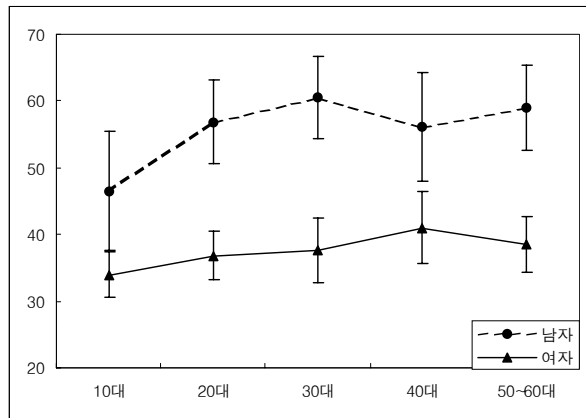
그림 4.2는 실제 수중체중측정 및 폐의 잔기량 측정을 보여준다.



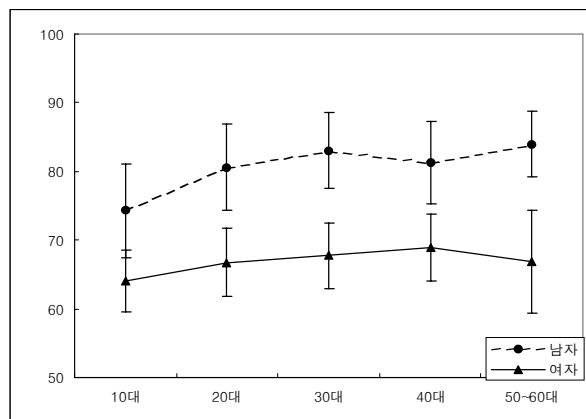
그림 4.2 수중체중 및 폐잔기량 측정

4.2.3 수중체중 측정 결과

수중체중법에 의해 유도된 제지방량과 백분율 제지방량의 연령별, 성별 평균 및 표준편차를 그림 4.3에 보여준다. (a)는 제지방량을 분포를 보여주며, (b)는 백분율 제지방을 보여준다.



(a) 연령별 평균 제지방량



(b) 연령별 평균 백분율 제지방

그림 4.3 연령별 제지방량과 백분율 제지방 분포 그래프

백분율 제지방은 $\frac{\text{제지방량}}{\text{체중}} \times 100$ 으로 나타내어 신체에서 차지하는 제지방 비율을 나타낸다.

제지방량과 백분율 제지방에 대해 표준편차를 고려할 때 연령별로는 뚜렷한 차이는 보이지 않지만 여성과 남성에 대한 제지방량과 신체 전체에 대한 백분율 제지방은 뚜렷한 차이를 보인다.

4.3 체임피던스법

4.3.1 정확성 및 재현성

체임피던스 측정 시스템의 정확성을 측정하기 위해 100옴, 220옴, 330옴, 390옴, 470옴, 560옴, 680옴, 760옴, 820옴의 표준저항 각각 10개씩을 APPA사의 305 멀티미터와 비교하였다. APPA사의 305 멀티미터는 최소측정범위가 0.1옴이며, 직류 정전류에 의해 정확한 저항 값을 측정하는 교정(calibration)이 확인된 장비이다. 멀티미터와 A/D 변환 값과 복수 기준 보간에 의해 임피던스로 변환된 값을 비교하였다.

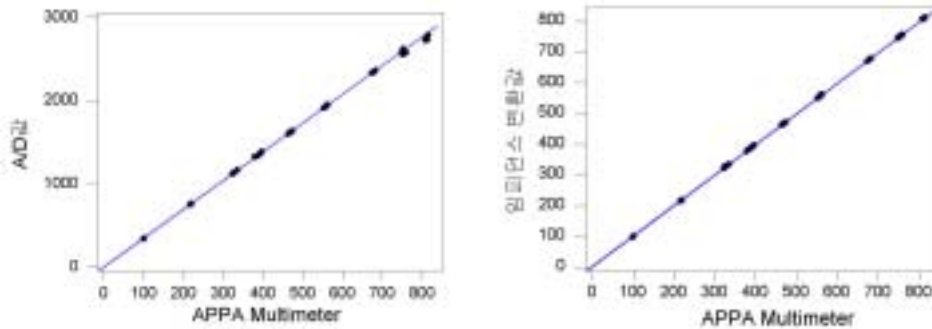
표 4.3 멀티미터 측정값, A/D 값, 임피던스 변환 값의 비교

표준저항값 (ohm)	APPA 305 (ohm)	A/D 변환값	임피던스변환값 (ohm)
100	99.6±0.3	338±3	99.7±1.0
220	217.9±1.0	752±4	217.8±1.3
330	325.9±3.6	1127±13	327.7±3.6
390	388.9±6.2	1348±22	389.7±6.4
470	468.1±3.2	1614±12	466.7±2.9
560	558.2±2.7	1929±11	558.0±3.3
680	677.9±3.1	2342±10	675.8±3.3
760	753.9±3.7	2581±21	751.6±3.5
820	812.5±1.9	2749±17	810.8±1.4

평균±표준편차

멀티미터를 기준으로 할 때 복수 기준 보간에 의해 변환된 임피던스 값은 최대 4 Ω이하의 차이를 보인다. 그림 4.4는 측정된 A/D값과 멀티미터, 복수기준보간에 의한 임피던스 값과 멀티미터 값을 그래프로 비교한 것이다. A/D값은 측정

되는 저항 값이 올라갈수록 약간의 비선형적인 값을 가지지만 복수기준에 의해 변환된 임피던스 값은 선형적임을 보여준다.



(a) 측정된 A/D값과 멀티미터 값 (b) 변환된 임피던스 값과 멀티미터 값

그림 4.4 측정된 A/D값과 복수기준보간에 의한 임피던스의 비교

멀티미터 측정값과 A/D값과 변환된 임피던스 값 사이의 피어슨 상관계수는 각각 1.000이며, p-값은 0.001보다 작다. 재현성을 측정하기 위해 표준저항 470Ω 을 한시간에 한번씩 10회 측정할 때 변환된 임피던스의 값의 표준 편차는 1.2Ω 이었다.

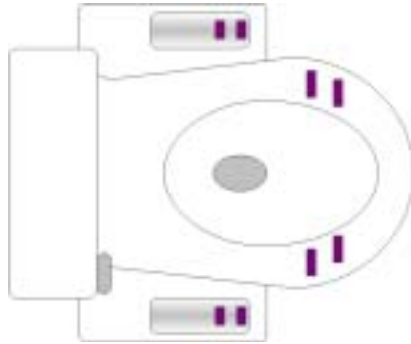
4.3.2 체임피던스 측정 방법

본 논문은 원격 계측의 일환인 양변기에 적합한 체성분 분석 장치를 개발하는 것으로 기존의 체임피던스 분석을 이용한 체성분 분석과는 전극의 부착 위치에 차이가 있다. 양변기에 앉았을 때의 전극이 신체에 붙는 위치를 기준으로 하여 전극부착 위치를 선정하였다. 선정된 전극의 부착 위치는 손목과 허벅지이며, 이 부위의 전극을 사용하여 체임피던스를 얻은 후, 기존의 체성분 분석 장치와 제지방 예측치를 비교하기 위해 발목에도 전극을 부착하여 체임피던스를 측정하였다. 실험시 부착한 전극의 위치는 그림 4.5와 같다.

체임피던스 측정에 있어 측정의 정확성을 높이기 위해 다음과 같은 조건으로

측정을 실시하였다.

- (1) 12시간 이전에 금식, 4시간 이전에 수분섭취를 금지.
- (2) 측정 30분전에 방뇨
- (3) 12시간 전에 운동금지.
- (4) 48시간 이전에 알코올 섭취 금지
- (5) 24시간 이전에 이뇨제 섭취 금지



(a) 좌변기에 전극 부착위치 b) 실험시 손목전극과 허벅지전극 부착 위치



(c) 실험시 손목 전극 부착위치 (d) 실험시 발목전극 부착위치

그림 4.5 원격의료계측기의 전극 부착위치와 실험시 전극 부착위치

또한 수중체중법에 의한 몸의 습기에 의한 임피던스 값의 오차유발 가능성을 고려해 체임피던스 측정 후 곧바로 수중체중법을 실시하였다.

피험자의 전극 부착위치의 체모 제거와 알코올세척 후 전기적 흐름을 유발시키지 않는 면으로 된 침대 위에서 양와위 자세로 측정하였으며, 양 허벅지와 겨드랑이 부위가 닿지 않게 하였다. 본 논문에서 제작한 시스템을 PC와 통신하여 한 부위에 10번씩 측정하여 평균을 취한 값을 PC에 저장하였다. 측정순서는 왼쪽손목 - 오른쪽손목, 왼쪽손목 - 왼쪽 허벅지, 오른쪽 손목 - 오른쪽 허벅지, 왼쪽 허벅지 - 오른쪽 허벅지, 왼쪽 손목 - 오른쪽 허벅지, 오른쪽 손목 - 왼쪽 허벅지 순이다. 다른 체체성분 분석과 같은 방법으로 양손목과 양발목에 전극을 붙여 허벅지 전극을 사용할 때와 같은 방법으로 측정하였는데 이는 허벅지 전극을 사용했을 때와 발목 전극을 사용했을 때의 체지방량 예측의 정확도를 비교하기 위함이다.

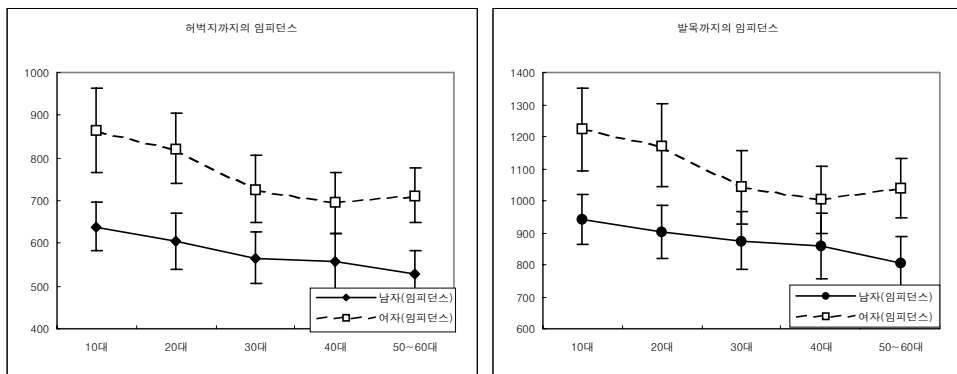
4.3.3 체임피던스 측정 결과

체임피던스 방법에 의해 측정된 결과는 표 (4.4)와 같다.

표 4.4 허벅지까지의 체임피던스 및 임피던스 지수의 분포 (단위: Ω)

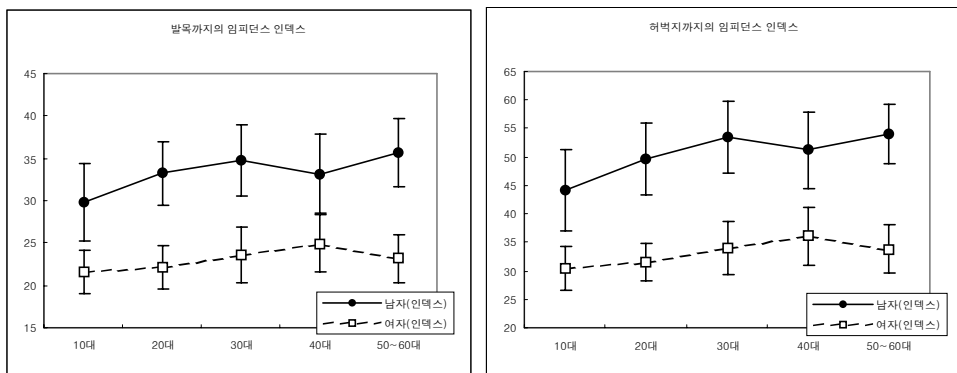
구 분		연 령				
		13~19	20~29	30~39	40~49	50~67
남자	전체 임피던스	638.9±55.6	606.1±65.8	565.9±59.5	557.5±67.2	529.7±52.13
	임피던스 지수	44.03±7.12	49.61±6.36	53.59±6.31	51.18±6.69	54.09±5.21
여자	전체 임피던스	864.9±98.6	821.5±82.8	726.0±78.8	695.2±70.6	712.5±63.3
	임피던스 지수	30.51±3.82	31.58±3.23	33.89±4.63	36.06±5.15	33.78±4.23

측정순서에 따른 각 임피던스 값은 세그멘테이션을 통해 몸 전체의 임피던스 값으로 변환하였다. 몸 전체의 임피던스 값은 식 3.3에 의해 유도하였으며, 임피던스 인덱스는 식 3.4에 의해 유도하였다. 양변기에 사용될 수 있는 허벅지전극을 사용한 것과 발목부위까지를 사용한 것의 측정데이터를 기준으로한 피어슨 상관계수는 전체 임피던스가 0.974이며, 임피던스 지수는 0.983으로 높은 상관관계를 보였다(유의확률 p -값 < 0.001).



(a) 발목까지의 임피던스 분포 (b) 허벅지까지의 임피던스 분포

그림 4.6 전극 부착 위치에 따른 전체 임피던스의 연령별 분포



(a) 발목까지의 임피던스 지수분포 (b) 허벅지까지의 임피던스 지수 분포

그림 4.7 전극 부착위치에 따른 전체 임피던스 지수의 연령별 분포

그림 4.6의 (a)는 발목까지의 임피던스, (b) 허벅지까지의 연령별 임피던스의 분포를 보여주며, 그림 4.7의 (a) 발목까지의 임피던스 지수, (b)허벅지까지의 임피던스 지수를 연령별 분포로 보여 주며, 발목까지와 허벅지까지의 임피던스 및 임피던스 지수의 분포 패턴이 유사함을 보여준다. 임피던스 지수의 패턴은 수중체중법의 제지방량 분포와도 유사한데, 수중체중법에 의한 제지방량과 발목까지의 임피던스 지수의 피어슨 상관계수는 0.953이고 허벅지까지의 임피던스 지수의 피어슨 상관계수는 0.948로 높은 상관관계를 보여준다.

4.4 통계적 접근

실험 결과를 바탕으로 181명의 데이터에 기초하여 본 논문의 시스템에 적합한 체임피던스 수식(제지방량 예측방정식)을 얻기 위해 회귀분석 및 수식에 대한 유의성 검정을 실시하였다. 통계적 접근은 SPSS 10.0의 통계 프로그램을 사용하였다.

4.4.1 독립변수의 설정

체중이나 신장에 따른 제지방량에 차이 이외에도 제지방량의 부피와 연관된 임피던스 지수와 연령에 따른 제지방 조직의 밀도의 차이, 여성과 남성의 성적기관에 따른 지방비율의 차이, 인종에 따른 각 조직의 밀도나 섭생에 따른 제지방 밀도의 차이, 팔 둘레와 허벅지둘레 등이 회귀방정식의 독립변수로 사용될 수 있다. 본 논문에서는 좌변기에서의 측정으로 비교적 구속되지 않아야 되기 때문에 독립변수로 체중, 임피던스 지수, 나이, 성별의 사용을 시도했으며, 단계 선택법(step wise)으로 독립변수를 선택하였다. 선택된 독립변수는 임피던스 지수, 체중, 성별이다.

4.4.2 이중교차검증

실험에 참여한 모집단에 의한 회귀방정식이 실험에 참가하지 않는 집단에도 적용될 수 있는가를 검토하기 위해 이중교차검증으로 적합성을 검증하였다.

이중교차검증은 실험에 참여한 모집단을 두 집단(A 집단, B 집단)으로 나누어 A 집단의 데이터에 기초한 제지방량 예측방정식을 B 집단은 실험에 참가하지 않았다고 가정하고, B 집단에 A 집단의 제지방량 예측방정식을 적용하였을 때 제지방량의 예측 값이 표준방법인 수중체중법에 비하여 정확성 및 오차가 얼마인가를 알아보고, 반대로 B 집단의 데이터에 기초한 제지방량 예측방정식(회귀방정식)을 세워 A 집단에 적용했을 때 표준방법에 대한 정확성 및 오차가 얼마인가를 확인하여 실험에 참여하지 않은 집단에 적용이 가능한가를 검증하는 방법이다. 즉, A 집단이 훈련군이면 B 집단은 실험군이 되고, B 집단이 훈련군이면 A 집단이 실험군이 되어 제지방량 예측에 대한 정확성을 알아보는 방법이다[7][14][15].

실험에 참여한 모집단을 나이의 순서에 의해 두 집단으로 나누었다. 가장 나이가 적은 사람을 A 집단, 두 번째로 나이가 적은 사람을 B 집단, 세 번째로 나이가 적은 사람은 A 집단, 이런 방법으로 하여 나이 순서에 의해 교대로 각 집단에 분류하여 나이의 분포를 맞추어 주었다. A 집단과 B 집단에서 각각의 회귀 분석의 단계 선택법에 의해 예측방정식을 세웠다. 두 집단의 회귀방정식은 통계적 유의확률(p-value)이 0.05보다 작게 나왔다. 단계 선택법에 의해 선택된 독립변수는 임피던스 지수와 체중, 성별이 선택되었다. A 집단의 데이터를 B 집단의 예측방정식에, B 집단의 데이터를 A 집단의 예측방정식에 대입하여 제지방 예측 값과 표준방법(수중체중법)과의 유효계수(R; validity coefficient) 값과 예측 값의 표준오차(SEE : standard error of the estimation) 값을 비교하여 이중교차검증(double cross validation)을 실시하였다[7][14][15]. 표 4.5는 두 집단에 예측 방정식 및 교차 검증을 통한 유효계수 및 예측 값의 표준오차를 보여준다. 각 집단의 수중체중법에 의한 제지방량과 체임피던스에 의한 예측방정식으로 얻어진 평균 예측 값의 유사함을 보여준다. 또한 A 집단의 표준방법에 의한 제지방량은 46.3 ± 11.0 kg

이며, B 집단의 예측방정식에 A 집단의 데이터를 넣어 예측된 값은 46.2 ± 11.0 kg로 유사하며, B 집단의 표준방법에 의한 제지방량은 47.1 ± 11.8 kg이며, A 집단의 예측방정식에 B 집단의 데이터를 넣어 예측된 값은 47.3 ± 11.3 kg로 유사함을 보여준다. 즉, 각 집단에서 교차검증을 통해 나온 평균 예측 값과 유효계수와 예측 값의 표준오차가 유사함을 보여주어 피험자의 선정에 있어 편향되지 않고 위의 나이와 체질량지수를 갖는 한국인을 대표할 수 있는 피험자 데이터라고 할 수 있다. 또한, 실험에 참가한 피험자만에 국한된 제지방량 예측방정식이 아니라 13세에서 67세, 체질량지수가 $16.6\text{kg}/\text{m}^2$ 에서 $31.8\text{kg}/\text{m}^2$ 인 건강한 한국 남·여에게 적용될 수 있음을 보여준다.

표 4.5 두 집단의 제지방 예측 방정식 및 이중교차검증

A 집단 (n=91)	
수중체중법	제지방량 = 46.3 ± 11.0 kg
제지방량 예측방정식	$2.286 + (0.653 \times H^2/Z) + (0.329 \times \text{체중}) - (2.235 \times \text{성별: 남자=1, 여자=0})$
예측된 제지방량	46.8 ± 11.0 kg, $r = 0.971$, $\text{SEE} = 2.66$ kg
B집단의 교차검증	
예측된 제지방량	47.3 ± 11.3 kg, $r = 0.981$, $\text{SEE} = 2.36$ kg
B 집단 (n=90)	
수중체중법	제지방량 = 47.1 ± 11.8 kg
제지방량 예측방정식	$2.824 + (0.546 \times H^2/Z) + (0.391 \times \text{체중}) - (4.031 \times \text{성별: 남자=1, 여자=0})$
예측된 제지방량	46.6 ± 11.3 kg, $r = 0.982$, $\text{SEE} = 2.27$ kg
A집단의 교차검증	
예측된 제지방량	46.2 ± 11.0 kg, $r = 0.970$, $\text{SEE} = 2.74$ kg

평균 \pm 표준편차, r - 유효계수, SEE - 예측값의 표준오류, H^2/Z - 신장의 제곱/체임피던스(임피던스 지수)

4.4.3 회귀진단

이중교차검증을 통한 유사성을 바탕으로 두 집단을 하나의 집단으로 묶어 체임피턴스 값에 의한 제지방량 예측방정식을 세우고, 이 모형의 타당성을 검증하였다. 모형에 타당성은 회귀방정식을 세움에 있어 회귀가설에 위반되지 않고 예측방정식이 세워졌는가를 검증하는 방법으로 정규성 진단, 등분산성 진단, 이상점 진단, 공선성 진단을 실시하였다. 회귀분석을 통한 예측방정식, 표준값 및 예측값의 평균±표준편차, 표준값과 예측값 사이의 상관계수(R)와 예측값의 표준오차(SEE: standard error of estimation)는 표 4.6과 같다. 통계적 유의 확률은 0.05보다 작게 나왔다.

표 4.6 모든 피험자를 대상으로 한 예측방정식

수중체중법	제지방량 = 46.7 ± 11.4 kg
제지방량 예측방정식	0.289 + (0.611 × H ² /R) + (0.355 × 체중) - (2.996 × 성별; 남성: 1, 여성: 0)
예측된 제지방량	46.7 ± 11.1 kg, R = 0.977, SEE = 2.47 kg

평균±표준편차, r - 유효계수, SEE - 예측값 표준오차

회귀모형의 타당성을 검증하기 위해 잔차에 대한 정규성 진단과 등분산성 진단, 이상점 진단, 공선성 진단이 수행되었다. 잔차에 대한 정규성 진단은 Jacque와 Bera검정과 앤더슨-달링 정규분포 테스트, 정규확률도로 실시하였다. Jacque와 Bera검정의 수식은 식 (4.1)과 같다.

$$J = \frac{(n-k)}{6} \left(S^2 + \frac{1}{4} K^2 \right) > \chi^2_{\alpha,3} \quad (4.1)$$

식 (4.1)에서 n 은 관측값의 수, k 는 독립변수의 수, S 는 왜도, K 는 첨도이다.

검정하는 잔차가 정규분포라는 귀무가설하에 J -통계량은 자유도 3의 카이제곱 (χ^2)분포를 한다. 따라서 계산된 J 의 값이 $\chi^2_{\alpha,3}$ 보다 크면 유의수준 α 에서 귀무가설을 기각한다. 즉, 잔차의 분포는 정규분포가 아니라 할 수 있다. $\chi^2_{\alpha,3}$ 은 α 가 0.05에서 7.81이고 J 통계량은 0.101로 J 통계량이 $\chi^2_{\alpha,3}$ 보다 작아 잔차의 정규분포라는 귀무가설을 기각하지 못한다. 따라서 정규분포가 아니라 할 수 없다.

또한 앤더슨-달링 정규 분포 테스트는 A^2 값이 0.352와 p -값이 0.464로 α 가 0.05일 때 p -값이 α 보다 커 정규분포라는 귀무가설을 기각하지 못한다. 그림 4.9는 표준화 잔차에 대한 히스토그램과 표준화 잔차의 정규확률도를 나타낸다. 히스토그램은 가우시안 분포를 가지며, 정규확률도는 직선 상에서 크게 벗어나지 않음을 보여준다.

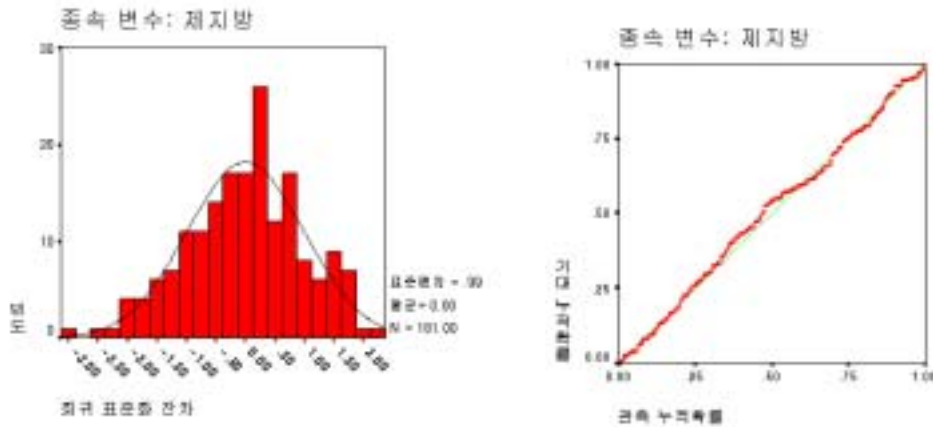


그림 4.8 표준화 잔차 히스토그램과 정규확률도

종속 변수: 제지방

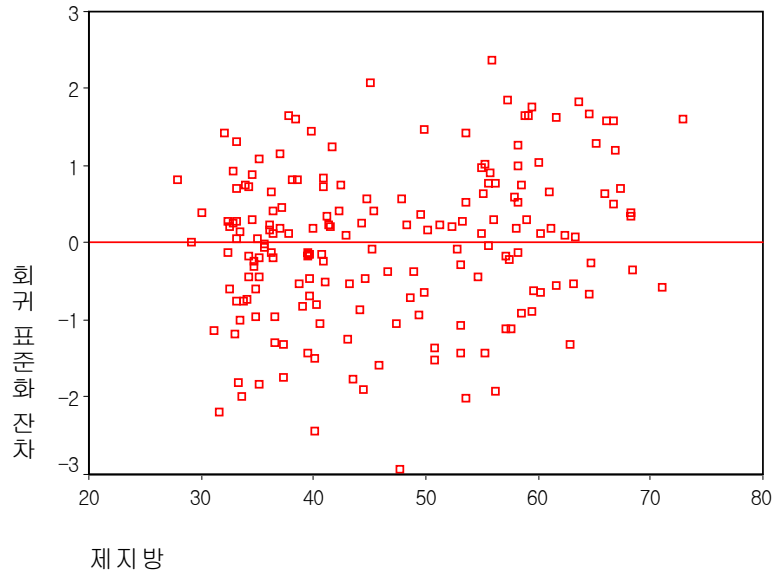


그림 4.9 회귀 표준화된 잔차 산점도

그림 4.10은 회귀 표준화 잔차의 산점도를 나타낸 것으로 산점도에 잔차의 평균을 도시하였으며, 그 값은 0으로 오차의 평균이 0이라는 회귀가설에 만족하며, 0을 기준으로 등분산되어 있는 것을 볼 수 있다.

이상점 진단은 R-스튜던트 값을 t-통계량과 비교하였다. R-스튜던트 값의 최대치는 2.43이며, $t_{(\alpha/2n), n-p-1} \approx t_{0.0005, 177} = 3.3905$ 로 3.3905보다 큰 R-스튜던트 값이 없어 이상점은 없는 것으로 간주되었다.

다중공선성 진단은 분산 팽창계수(variance inflation factor: VIF)와 SPSS에서 제공하는 공선성 진단을 통해 검정하였다. Hocking과 Pendleton(1983)은 분산 팽창계수가 10이상이면 다중공선성에 문제가 있는 것으로 간주하였다. 그림 4.11은 분산 팽창계수 및 SPSS 통계 프로그램에 의한 공선성 진단을 보여준다.

분산팽창계수가 10보다 작으며 공선성 진단의 상태지수가 30이상이 없는 것으로 다중공선성 문제는 존재하지 않음을 알 수 있다.

잔차에 대한 정규성 진단과 등분산성 진단, 이상점 진단, 공선성 진단에서 회귀

모형의 타당성에 오류가 없음을 보여준다.

계수*

모형	공선성 통계량	
	공차한계	MF
1	.317	3.155
2	.395	2.533
3	.191	5.244

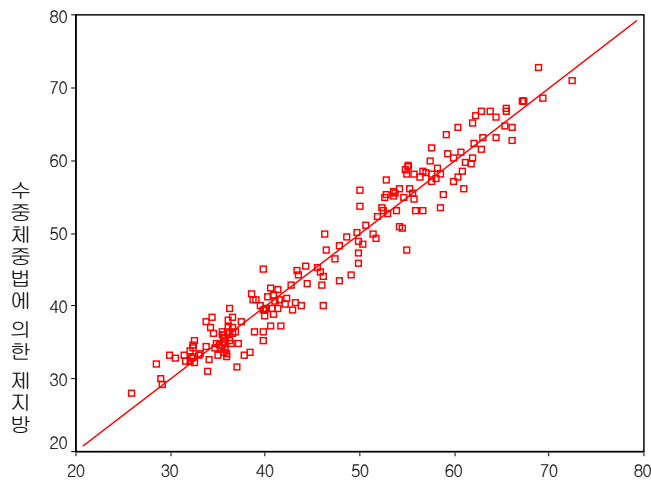
a. 종속변수: 제지방

공선성 진단*

모형	차원	고유값	상대지수	분산비율			
				(상수)	성별 인덱스	체중	임피던스 인덱스(허)
1	1	3.444	1.000	.00	.01	.00	.00
2	2	.539	2.527	.00	.23	.00	.00
3	3	9.772E-03	18.774	.72	.20	.56	.00
4	4	5.778E-03	22.540	.28	.55	.44	1.00

a. 종속변수: 한국인 제지방

그림 4.10 다중 공선성 진단



체임피던스에 의한 제지방량

그림 4.11 수중체중법의 제지방량과 예측된 제지방량의 산점도

그림 4.11은 체임피던스 방법에 의해 예측된 제지방량과 수중체중법에 의한 제지방량의 관계를 산점도로 보여주며, 그림 4.12는 체임피던스 방법에 의해 예측된 지방량과 수중체중법에 의한 지방량의 관계를 산점도로 보여준다.

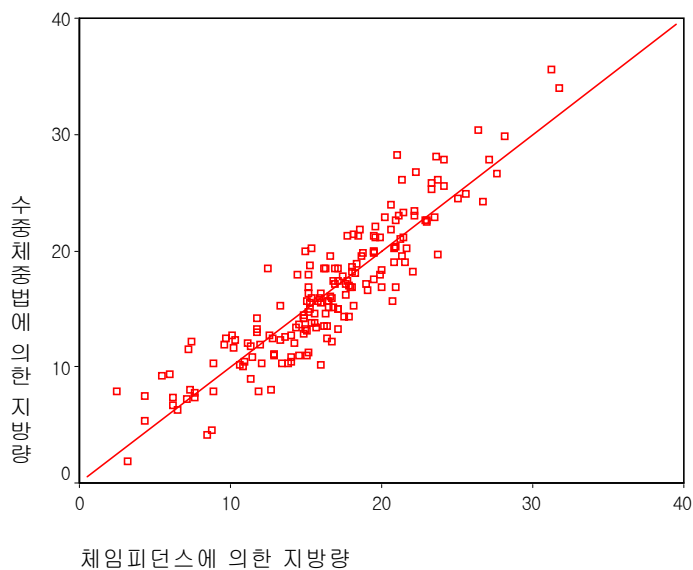


그림 4.12 수중체중법의 지방량과 예측된 지방량의 산점도

수중체중법에 의한 지방량과 체임피던스에 의한 지방량과의 유효계수(r)은 0.909이며 예측값 표준오차는 2.46kg이다.

4.4.4 기존의 전극 부착위치와 본 논문의 전극 부착위치 비교

본 논문에서는 원격재택진료 시스템의 일환으로 양변기 위에서의 체지방량을 예측함에 의해 전극의 위치가 기존의 체임피던스 방법과는 구별된다. 따라서 본 논문에서 제작된 체임피던스 분석기를 이용하여 기존의 전극 위치에 의한 체임피던스 값도 같은 피험자를 대상으로 측정하여 제지방량 예측방정식을 세웠다.

표 4.7 손목-발목 전극을 사용한 제지방 예측방정식

수중체중법 제지방량	측정된 제지방량 = 46.7 ± 11.4 kg
제지방량	3.10 + (0.320×체중) + (0.874×임피던스 지수) + (0.0488×나이) - (5.24×성별, 남자: 1, 여자: 0)
예측된 제지방량	46.7 ± 11.1 kg, r = 0.978, SEE = 2.43 kg

전극을 허벅지가 아닌 발목에 부착하였을 때의 방정식을 표 4.7에서 보여준다.

발목에 부착하였을 때의 예측방정식과 표 4.6의 허벅지 전극을 사용하여 예측 방정식을 세웠을 때, 예측값의 평균±표준편차, 표준값과 예측값사이의 상관계수 및 예측값에 대한 표준오차가 46.7 ± 11.1 kg, r = 0.977, SEE = 2.47 kg로 표 4.7의 발목전극을 사용했을 때, 예측값의 평균±표준편차, 표준값과 예측값사이의 상관계수 및 예측값에 대한 표준오차가 46.7 ± 11.1 kg, r = 0.978, SEE = 2.43 kg로 유사함을 보여준다.

제5장 결 론

본 논문에서 설계한 체임피던스 분석기는 원격재택진료의 일환인 좌변기에서의 체지방 및 체지방량을 예측할 목적으로 제작되었다. 좌변기에서의 체임피던스 측정은 전극의 부착위치에 차이가 있어 몸 전체의 임피던스 값을 얻지 못하며, 검증된 표준방법에 의해 예측방정식을 구할 필요가 있다. 이를 위해 건강한 남녀 181명의 피험자를 대상으로 하여, 수중체중법을 실시하고, 한국인의 체지방 평균밀도를 사용하는 modified-Siri방정식으로 체지방량을 환산하였다. 환산된 체지방량을 기준으로 체임피던스에 의한 체지방량 예측방정식을 회귀분석에 의해 구하였다.

1. 임피던스 방식에서 기존의 전극 부착 위치와 본 논문의 전극 부착위치의 체임피던스 값 사이의 피어슨 상관계수(r)는 0.978, 임피던스 지수 사이의 피어슨 상관계수는 0.983로 높은 관련성이 있는 것으로 나타났다($p < 0.001$). 이 결과는 기존의 체임피던스 분석기의 전극 부착 방식의 임피던스 값을 본 논문의 전극 부착 위치 방식의 임피던스 값으로 대치 가능함을 나타낸다.
2. 기존의 전극 부착방법에 의한 체지방량 예측 회귀방정식을 세웠을 때, 기준값과 예측값 사이의 상관계수(r)는 0.978, SEE(Standard Error of Estimation)는 2.43kg으로 높은 관련성과 낮은 오차를 보인다. 하지만 본 논문의 전극부착방법에 의한 체지방량 예측 회귀방정식을 세웠을 때 기준값과 예측값 사이에 상관계수(r)는 0.977, SEE는 2.47kg으로 큰 차이는 보이지 않았다($p < 0.05$). 이 결과는 modified-Siri방정식의 체지방량을 예측하는데 있어서 두 전극방식이 정확도에 있어 큰 차이가 없는 것을 나타낸다.
3. modified-Siri 방정식에 의한 체지방량을 기준변수로 설정하여 본 논문의 체임피던스 분석기에 의한 체지방량 예측 방정식은 다음과 같이 개발되었다.

체지방량=0.289+0.611×체임피던스+0.355×체중-2.996×성별, 남자:1, 여자:0

기준변수와 비교하였을 때 결정계수(r^2)이 0.954로 95.4%의 정확도와 SEE는 2.47kg으로 높은 정확성과 낮은 오차를 갖는 것으로 나타났다.($p < 0.05$)

4. 이중교차검증에 의해 실험에 참가한 피험자에게만 국한되지 않고 실험에 참가하지 않는 피검자에게 본 논문의 제지방량 예측 방정식의 적용이 가능한 것으로 나타났다.

이상의 결론을 바탕으로 기존의 전극 방법과 본 논문의 전극 방법은 제지방량 예측에 있어 정확도 및 오차에 차이가 없는 것으로 나타났으며, 본 논문에서 설계한 체임피던스 분석기와 예측방정식은 한국인의 제지방량을 산출하는데 적합한 것으로 평가되었다.

하지만 기준으로 사용한 수중체중법은 부위별 제지방량을 구할 수 없어 신체에 제지방과 지방량의 분포를 확인할 수 있는 예측 방정식은 얻을 수 없었다. 따라서 다른 검증된 표준 방법이 요구된다. 또한 본 논문에서 사용하는 전류원은 단일 주파수로 세포 외액과 세포 내액을 분리하여 예측하지 못 하기 때문에, 다주파수의 정전류원이 요구된다.

참고 문헌

- [1]. 김응석, “원격 환자 정보 계측 및 관리시스템에 대한 연구”, 연세대학교 의용 공학과 석사학위 논문, 1998

- [2]. 함지훈, “의료용 디지털 텔레메트리를 이용한 재택 진료시스템의 개발에 관한 연구”, Vol 3, 2, pp 125~131, 대한의료정보학회지, 1997

- [3]. 임택균, “한국인을 위한 Siri방정식의 수정”, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 2002

- [4]. 송경진, “비만증 - 제1169호”, 보건복지부 건강증진과, 1998 .7 .3

- [5]. 한지혜, “성인 비만 남성의 체지방율이 폐기능 및 산소섭취량에 미치는 영향”, 연세대학교 의학과 석사논문, 1995

- [6]. 한부현, “청소년 학생들의 비만도 및 합병증”, 연세대학교 의학과 석사논문, 1997

- [7]. Vivian H., Heyward, Lisa M. Stolarczyk, "Applied Body Composition Assessment", 1996

- [8]. David Brodie., "Body Composition Measurement : A Review of Hydrodensitometry, Anthropometry, and Impedance Methods", Nutrition, Vol 14, 3, pp 296~310, 1998

- [9]. 임택균, “코울-코울 분산 시스템을 이용한 체임피던스 분석 시스템 구현”, 연

세대학교 의용공학과 석사학위 논문, 1998

[10]. Cameron Chumlea Wm., Shumei S., "Emerging Technologies for Nutrition Research", National Academy Press, pp 169~192, 1997

[11]. Kenneth J., "Bioelectrical Impedance Methods in Clinical Research: A Follow-Up to the NIH Technology Assessment Conference", Nutrition, Vol 15, pp 874~879, 1999

[12]. Patterson R., Ranganatha C., Engel R., et al., "Measurement of body fluid volume change using mutisite impedance measurement", Med Biol Eng Comput, Vol 26, pp 33~39, 1988

[13]. Lukaski HC., "Comparison of proximal and distal placements of electrodes to assess human body composition by bioelectrical impedance", Basic Life Sci, Vol 26, pp 39~52, 1993

[14]. Ursula G. Kyle, "Single Prediction Equation for Bioelectrical Impedance Analysis in Aged 20-94 Years", Nutrition, Vol 17, pp248~253, 2001

[15]. Claude Pichard, Ursula G., "Reference Values of Fat-Free and Fat Masses by Bioelectrical Impedance Analysis in 3393 Healthy Subjects", Nutrition, Vol 16, pp 245~254, 2000

ABSTRACT

Development of Bioelectrical Impedance Analyzer for Korean in Telemedicine

Moon, Jae Kook

Dept. of Biomedical Engineering

The Graduate School

Yonsei University

Measurement of body fat mass on toilet which forms a part of telemedicine system based on noninvasive, nonconscious, and nonrestrictive method makes it possible to supply optimal nutrition to patient and prevent asthenia of muscles and hypertrophy of patient body by observing changing patterns of body fat mass for a long term. Also, patient can monitor his/her body fat mass and prevent diseases related to obesity and settle problems due to excessive diet.

The purpose of this study was to design a single frequency BIA(Bioelectrical Impedance Analyzer) which can measure body impedance when patient is sitting on the toilet and to develop a prediction equation for designed BIA.

For the purpose of this study, we acquired body impedance with designed BIA from 181 subjects composed of healthy Korean by attaching electrodes to suitable position(wrist and thigh) for toilet measurement. We computed appropriate FFM(Fat Free Mass) for Korean using modified-Siri equation to

same subjects instead of Siri equation which may cause accuracy problems in hydrodensitometry when applied to Korean. We used this FFM as reference value and developed a Korean FFM prediction equation based on body impedance index(wrist and thigh), body weight and sex. Correlation coefficient between prediction value and reference value of FFM was extremely high ($r = 0.977$) and SEE(Standard Error of Estimation) was low (2.47kg).(p<0.05)

For comparison between existing electrode-attaching method and designed method for toilet measurement, we acquired body impedance with designed BIA from same subjects attaching electrodes on existing position(wrist and ankle) and made FFM prediction equation for BIA. Correlation coefficient between predicted value and reference value was 0.978 and SEE was 2.43kg(p<0.05). It means that the developed system has not significant differences with existing method. Moreover, body impedance of existing electrode-attaching method and electrode-attaching method for toilet has person's correlation coefficient of 0.974(p<0.001). It shows high relation to prove existing electrode-attaching method and designed method for toilet measurement has no differences.

Double cross validation was used to prove the developed system is applicable to subjects who didn't participate in our research.

In conclusion, bioelectrical impedance analyzer and the FFM prediction equation developed in this paper are evaluated to be adequate to compute FFM of Korean.

Key words : body fat, body impedance, bioelectrical impedance analysis, hydrodensitometry, fat free mass prediction equation, telemedicine