

신체 성분 분석을 위한 다 주파수 생체전기 임피던스 분석 시스템 구현

Implementation of Multiple Frequency Bioelectrical Impedance Analysis System for Body Composition Analysis

김성철*, 조병남**, 이석원***
Seong-Cheol Kim*, Byung-Nam Jo**, Seok-Won Lee***

Abstract - In this study, we implement the multiple frequency bioelectrical impedance analysis system for body composition analysis. Overall system consists of : 1) conductivity electrodes to contact with hands and feets, 2) multiple frequency alternating current signal generator for generating 5, 50, 250kHz frequency and 800uA contained alternating current signal, 3) voltage signal detector, 4) phase signal detector, 5) key-pad to input individual information, 6) micro controller for data processing, 7) LCD for processed data to display, 8) system power. We explain the architecture of the system and required theory to implement the system. Finally, experimental results are illustrated to show the performance of the system.

Key Words : BIA, MFBLA, 다 주파수 생체전기 임피던스, 신체성분분석, 체지방분석기

1. 서 론

현재 신체 성분 분석(body composition analysis) 방법으로 여러 가지 방법이 소개되고 있는데, 컴퓨터 단층촬영법, 이중 에너지 X선 흡수 측정법, 중성자 활성화법, 자기공명 영상법, 수중체중 측정법 등은 측정의 정밀성이 높기는 하나 공간적, 경제적 부담이 크고 훈련된 전문가에 의해서만 활용이 가능하다는 제한이 뒤따른다. 하지만, 인체에 고통을 주지 않는 약한 교류 전류(50KHz, 800uA)를 흘려 수분과 전해질로 구성되어 있는 체지방 조직에서는 저항 값이 작고, 수분을 포함하지 않는 지방조직에서는 전기 저항 값이 커진다는 원리를 이용하여 신체조성을 평가, 측정하는 생체전기 임피던스 분석(Bioelectrical Impedance Analysis : BIA)법[1]은 측정의 정밀성과 실용성, 이 두 가지 조건을 만족하는 방법으로 연령과 성별에 관계없이 환자에게도 쉽게 이용할 수 있다는 장점을 가지고 있으며, 측정을 위해 특별한 기술을 필요로 하지 않는 간편성 또한 지니고 있다. 그러나 기존의 생체전기 임피던스의 연구는 골격 근육 조직에 특성 주파수인 50KHz의 단일 주파수에 작동하는 장비들을 사용하였는데, 단일 주파수법은 내·외세포액량의 비율을 구별해 내지 못하는 한계가 있다.

다 주파수 생체전기 임피던스 분석(Multiple Frequency Bioelectrical Impedance Analysis : MFBLA)법은 이러한 단일 주파수법의 한계를 벗어나 1KHz에서 1MHz에 이르는 주파수를 사용함으로써 총 체수분량과 함께 내·외세포액량의 구성 비율 추정이 가능하기 때문에 체성분을 정확히 분석해

낼 수 있다[2]. 따라서 본 논문에서는 다 주파수 생체전기 임피던스 분석법을 이용하여 신체 성분 분석을 할 수 있는 시스템 구현에 관한 결과를 제시한다.

2. 시스템 구성

전체 시스템은 좌우 손바닥을 접촉하기 위한 전도성의 전극부, 5, 50, 250kHz의 주파수와 800uA의 전류를 생성하여 각 전극판으로 보내기 위한 다 주파수 교류신호 발생부, 전극판 사이에서 전압을 측정하기 위한 전압신호 검출부, 그리고 인체에 입력하는 입력신호와 인체에서 측정된 신호간의 위상차를 측정하기 위한 위상신호 검출부, 피측정자의 신장, 연령, 성별 및 체중을 입력시키기 위한 입력부, 상기 측정 장치와 입력장치로부터 입력된 데이터를 처리하는 마이크로 컨트롤러, 처리된 데이터를 표시하기 위한 출력부, 마지막으로 본 시스템의 전원 공급을 위한 전원부로 구성되어 있으며, 시스템 블록도는 그림 1과 같다.

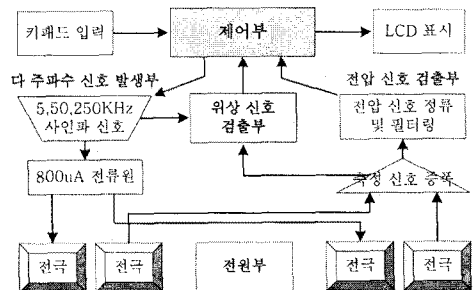


그림 1. 시스템 블록도

* 金 性 哲 : 又松大學校 디지털情報通信學科 副教授 · 工博
** 趙 炳 南 : 又松大學校 電子工學科 碩士課程
*** 李 錫 垣 : 韓國産業技術大 制御計測學科 專任講師 · 工博

2.1 시스템 Hardware의 구성

시스템 Hardware는 모두 3장의 보드로 구성되어 있으며, 한 장은 사용자의 개인정보를 입력하고 사용자 인터페이스를 담당하는 조작 패널용 Key-pad이고 한 장은 마이크로프로세서 주변 회로, 다 주파수 사인파와 정전류를 생성하는 회로, 인체를 통과한 교류 신호를 측정하기 위한 위상 신호 검출 및 전압 신호 검출 회로, 20x4 LCD, 전원부가 포함된 주 제어 보드, 다른 한 장은 사용자의 손에 접촉하기 위한 전극 보드이다. 이 세 장의 보드는 서로 10핀 플랫 케이블로 연결되어 있으며 시스템 리셋 및 사용자 인터페이스에 필요한 신호들을 주고받는다.

보드에 사용되는 전원은 ±12V와 ±5V이다. 이상에서 설명한 전체 시스템의 실물사진은 그림 2와 같다.

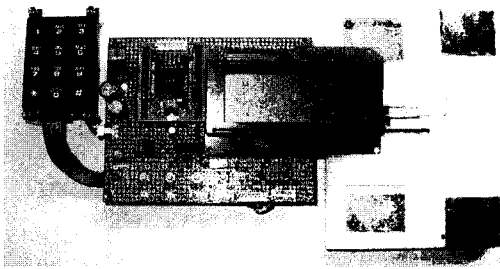


그림 2. 전체 시스템의 구성

2.1.1 다 주파수 교류 신호 발생부

다 주파수 교류 신호 발생부에서는 인체의 저항 값과 위상 각을 측정하기 위하여 5, 50, 250KHz의 다 주파수 사인파와 800uA의 정전류를 생성하여 전극부에 보내게 된다. 본 연구에서는 다 주파수 사인파를 생성하기 위하여 함수 발생기용 IC인 MAX038을 사용하였다. 주파수 f_0 는 다음 식 (1)에 의해 0.1[Hz]~20[MHz] 범위에서 조절할 수 있다.

$$f_0[\text{MHz}] = 2 \cdot \frac{I_N[\mu\text{A}]}{C_F[\text{pF}]} \quad (1)$$

위 식에서 I_N 은 IIN(Pin 10)으로 흘러 들어가는 전류의 크기이며, C_F 는 COSC(Pin 5)와 GND(Pin 6) 사이에 연결되는 커패시터의 정전 용량이다.

본 연구에서는 생성되는 사인파의 주파수를 마이크로프로세서의 명령에 의해 디지털적으로 조절할 수 있도록 하기 위하여 8-bit 분해능을 갖는 A/D 컨버터 AD7524로 아날로그 전압 V_N 을 발생시키고 저항 R_N 을 통과시켜 MAX038의 IIN(Pin 10)에 공급하였다. 따라서 사인파의 주파수 조절식인 식 (1)은 다음 식 (2)와 같이 표현되어진다.

$$f_0[\text{MHz}] = 2 \cdot \frac{V_N[\text{mV}]}{R_N[\text{K}\Omega]C_F[\text{pF}]} \quad (2)$$

R_N 은 100[K Ω]으로 고정시키고, 5[KHz]에서는 V_N 을 843[mV], C_F 는 3300[μF], 50[KHz]에서는 V_N 을 843[mV], C_F 는 330[μF], 250[KHz]에서는 V_N 을 4125[mV], C_F 는 330[μF] 값을 사용한다. 이상에서 설명한 대로 회로를 구성한 후 프로그램 상에서 설정된 주파수에 따라 아날로그 전압 V_N 을 디지털적으로 조절하였고, MAX038 주변 회로의 C_F 값을 릴레이로 선택, 사용함으로써 원하는 주파수를 선택할 수 있도

록 하였다[3].

또한, 800uA의 미소 전류를 얻기 위하여 입력 바이어스 전류가 100nA인 연산증폭기를 사용하였다. 이 연산증폭기는 사인파 발생부 회로 중간에 위치하여 1mA이하의 전류를 출력한다. 정 전류원부는 사인파 발생부에서 출력된 1mA이하의 전류를 800uA의 정 전류로 생성하게 된다. C_1 과 C_2 에 각각 병렬 연결된 저항에 전류를 흘렸을 때 저항 R_N 양단에 걸리는 전압을 측정하여 전류를 산출하게 된다. 이때 입력단에 연결된 가변저항 R_L 을 조정하여 정확한 전류를 얻게 되는데, 저항 R_N 과 R_L 은 고정밀 저항 0.1%를 사용한다. 여기서 커패시터 C_1 과 C_2 는 M Ω 의 절연 저항을 얻기 위하여 사용한다.

2.1.2 전압 신호 검출부

전압 신호 검출부에서는 인체를 통과한 교류 신호를 증폭하여 위상 신호 검출부에 보내고, 또한 교류 신호를 직류 성분으로 변환해서 마이크로프로세서의 A/D 변환기에 입력하여 직류 전압을 측정하도록 한다. 전압 신호 검출부는 측정 신호 증폭부와 정류 및 필터부로 분류한다.

측정 신호 증폭부에서는 인체에 인가된 신호와 인체를 통과한 신호의 차이에 비례하는 출력전압을 증폭하는 부분으로 두 입력단에 존재하는 전압 사이의 차이를 증폭하는 차동 전압이득 회로를 사용한다. 이 차동 증폭기는 신호전압보다 훨씬 큰 동상 신호전압에 중첩된 작은 차동 신호전압을 측정하는 데 사용된다. 연산 증폭기 1과 2는 높은 입력임피던스와 전압이득을 가지는 비반전 증폭기이고, 연산 증폭기 3은 단위 이득 차동 증폭기로 사용한다.

본 연구에서는 5V에서 동작하는 마이크로프로세서에서 전압 측정 시 오차를 최대한 줄이기 위하여 전압을 4V까지 증폭해 준다. 이를 위해서 이득특성이 좋은 OP-AMP를 사용하였다.

정류 및 필터부는 증폭기에서 받은 교류 신호를 직류 성분으로 변환하는 부분으로 반파 정류회로를 구성했고, 정류된 신호는 RC저역 통과 필터를 거쳐 마이크로프로세서의 A/D 변환기에 리플(ripple)이 제거된 직류 전압이 입력된다. 아래 그림 3의 정류 및 필터회로에서 커패시터 C_1 은 측정 신호 증폭부에서 증폭된 차동 신호전압의 노이즈 성분을 제거하기 위한 필터로서 작동한다.

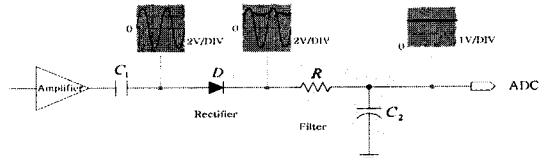


그림 3. 정류 및 필터회로

2.1.3 위상 신호 검출부

위상 신호 검출부는 인체에 인가되는 사인파 기준 입력신호와 인체를 통과한 사인파 측정신호의 위상각을 비교 검출하는 부분으로 영점 교차 비교 회로와 위상각 검출 회로로 나눈다.

영점 교차 비교부에서는 다 주파수 교류 신호 발생부에서 생성된 사인파와 측정 신호 증폭부에서 증폭된 측정 사인파

를 구형과 형태로 변환하기 위해서 영점 교차 동작을 하는 슈미트 트리거(Schmitt trigger) 회로를 사용한다. 영점 교차 비교기(Zero Cross Comparator)는 사인파가 0점을 가로지를 때에 펄스를 발생시키는 것으로써 정확하게 0점으로 동작시키기 위해서는 $R_3, R_6 = \infty$ 즉, 히스테리시스를 걸지 않는다. 하지만 원치 않는 잡음이 입력에 나타날 수 있다. 이 잡음전압은 입력전압에 중첩되어 비교기 출력상태를 전환시키는 원인이 되므로 약 1%의 히스테리시스를 갖는 정귀환의 슈미트 트리거 회로를 설계하였다[4]. ($R_6, R_5 = 100 K\Omega, R_3, R_4 = 1 K\Omega$)

히스테리시스를 갖는 슈미트 트리거 회로를 통해 변환된 두 개의 구형파 신호는 X-OR 논리 게이트에서 비교하여 위상차 신호를 만들어낸다. 이렇게 검출된 위상신호는 마이크로프로세서에 입력되어 위상각을 측정하고, 리액턴스(Reactance)값을 계산한다.

2.1.4 제어부

제어부에서는 ADC에 입력된 전압을 측정하고, 위상신호의 차이를 측정하여 키패드에서 입력된 개인 파라미터 정보인 신장, 체중, 성별, 나이를 토대로 체 성분을 계산한다. 뿐만 아니라 LCD제어, 전원 절약 모드(7mA)를 지원하도록 하였다. 본 연구에서 주 제어 CPU는 내부에 10비트 분해능의 8 채널 A/D 변환기와 4K byte의 SRAM과 EEPROM, 128K byte의 플래쉬 메모리가 내장된 ATMEL사의 ATmega128을 사용하였다[5].

2.2 시스템 Software의 구성

본 연구에서 AVR용 컴파일러는 IAR Embedded Workbench와 AVR Studio를 사용하였고, ISP 다운로드 프로그램은 PonyProg2000을 사용하였다. 컴파일러에서 Make 실행 후에러가 없으면 PonyProg2000 AVR ISP 프로그램을 불러 주 제어 보드에 hex사 파일을 다운로드할 수 있다.

본 시스템의 프로그램 순서는 다음과 같다. POWER ON되거나 리셋이 걸리면 H/W 시스템의 초기화를 거쳐 키패드로부터 입력된 개인 정보인 신장, 체중, 성별, 나이를 EEPROM에 저장하고 측정 준비가 완료 되면 측정모드로 진입한다. 이후 4개의 전극이 양 손에 각각 두 지점씩 닿도록 하여 측정 자세를 취한 후, 측정시작 버튼을 누르면 다주파수 교류신호 발생부에서 5KHz와 800uA의 사인파 교류신호가 전극부에 인가된다.

인체를 통과한 전압신호와 위상신호가 측정이 완료되면 측정 데이터를 메모리에 저장한다. 여기서 위상데이터는 입력신호의 상승에지와 하강에지에 인터럽트를 걸어 위상시간을 검출하게 된다. 이후 50KHz와 250KHz의 전압신호와 위상신호가 모두 측정이 완료되면 메모리에 저장된 개인데이터와 측정데이터를 읽어 들여 체성분 상관식에 대입하여 체성분을 구하고 그에 따른 비만도를 판단하게 된다. 마지막으로 연산이 모두 완료되면 분석된 결과를 LCD에 출력한다.

3. 실험 결과

본 연구에서 구현된 시스템이 어느 정도의 정확도 및 재현성을 나타내는지 알아보기 위해 Biospace사의 InBody 3.0 정

밀 체성분 분석기를 이용하여 체성분을 비교 측정하였다.

실험 대상은 19~29세까지의 건강한 성인 남자 10명과 여자 5명이며 피험자의 연령 및 신체 특징, 그리고 구현된 시스템으로 체성분을 분석한 결과 값은 표 1과 같다.

	Male(n=10)	Female(n=5)
Age(yr)	25.2±4.7	23±2
Height(cm)	174.2±8.5	160.9±5.4
Weight(kg)	60.39±10.89	50.1±8.57
TBW(kg)	38.61±5.07	32.94±3.29
ECW(kg)	16.35±1.87	14.56±1.20
ICW(kg)	22.26±3.31	18.19±2.12
FFM(kg)	52.80±7.25	40.24±4.68
FM(kg)	7.59±4.68	9.86±4.68
%FM(kg/kg)	12.27±5.97	19.68±8.83

표 1. 체성분 데이터

실험 결과, 정확도는 InBody 3.0 대비 82.4%로 다소 떨어지지만 재현성 측면에선 97.8%의 안정도를 보였다.

본 연구에서의 재현성은 동일한 시간과 장소에서 연속 10회 측정하여 얻어진 신체조성치간의 상관계수로서 처리했으며 또 개인내 변동은 그들의 평균치에 대한 표준편차의 비율(Coefficient of Variation : CV(%))에 의해 평가했다.

4. 결 론

최근 질병의 예방 및 미용의 목적으로 비만에 대한 관심이 높아지면서 신체 성분의 구성요소를 파악하는 것은 인체의 가장 기초적인 검진으로 그 필요성이 높아지고 있다. 본 연구에서는 마이크로프로세서를 이용하여 신체 성분 분석을 할 수 있는 시스템의 설계 및 제작, 성능 검증 등을 수행하였다.

본 연구를 통해 개발한 시스템은 휴대용 체성분 분석기에 이용될 수 있고, 저주파 치료기나 심전도 분석기등의 시스템에도 기술적으로 응용할 수 있다.

참 고 문 헌

- [1] Lukaski, H.C., "Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition ", J. Appl. Physiol., Vol. 60(4), pp. 1327-1332, 1996.
- [2] Cornish B.H., Thomas B.J. & Ward L.C., "Improved prediction of extracellular and total body water using impedance loci generated by multiple frequency bioelectrical impedance analysis", Phys Med. Biol. 38, pp. 337-346. 1993.
- [3] 이석원, "합수 발생기용 IC를 이용한 레이저 패턴 제이기 개발", 우송대학교 산학협력과제 연구보고서, pp. 18-20, 2003. 2.
- [4] Thomas, L.Floyd, "Electronic Devices", Prentice-Hall, 5th Edition, pp 782-840, 2001.
- [5] "ATmega128 AVR User manual", www.atmel.com