

## Study on the Development of Meridian Impedance Measurement System

李 雨 哲\* · 印 昌 植\*\* · 閔 庚 基\*

(Woo-Cheol Lee · Chang-Shik Yin · Kyoung-Kee Min)

**Abstract** - Meridian which used as the basic theory of acupuncture treatment, is an important functional connection system of acupuncture point in oriental medicine. Yangdorak and EAV have lack of precision because of using 2-electrode method, occurring high non-uniformed current density and electrode contact status on electrode placement spot. Therefore we implemented a meridian impedance measurement system for measuring meridian impedance using 4-electrode method. In order to confirm the precision of developed system, we made an constant current characteristic experiment using standard resistor. As a results of clinical study with 18 subjects, the meridian impedance showed that reproductivity and repeatability of HT7 acupuncture point are  $0.515[k\Omega] \pm 0.000$ (mean $\pm$ standard deviation) and  $0.515[k\Omega] \pm 0.002$ , respectively. And reproductivity and repeatability of PC7 are  $0.521[k\Omega] \pm 0.000$  and  $0.521[\Omega] \pm 0.001$ , respectively. The proposed system was stable and reliable. Therefore this study proved AC impedance method to valid in measuring meridian impedance, and also verified precision and repeatability of the proposed meridian impedance measurement system. The proposed system will serve as more effective method of measuring meridian phenomena as a bioelectric signal in clinical practice.

**Key Words** : Meridian Impedance, Meridian System, 4-electrode Method, Bioelectric Signal

### 1. 서 론

경락은 동양 의학에서 침구치료의 이론 체계로서 중요시되는 경혈의 기능적인 연결계이며, 기혈이 운행되어 밖으로는 피부와 통하고 혈위에는 전도작용이 있는 것으로 알려져 있다. 14경맥과 361경혈을 중심으로 하는 경락체제와 혈위체제의 상당부분은 이미 2000여년 전의 명당공혈침구치요(明堂孔穴鍼灸治要)에서 제시되어 전통적으로 사용되어왔다[1, 11].

경락의 측정방법은 피부 전기현상을 이용하여 측정한다. 측정방법들은 외부에서 전류를 인가하여 피부의 통전량과 피부 전기저항을 직접 측정하는 방법과 외부에서 전류를 가하지 않고 피부의 전류량을 측정하여 직접 피부전류의 파동을 기록하거나 혹은 피부전위를 직접 측정하는 방법을 사용한다. 첫번째 방법인 전류를 인가하는 연구는 피부상에 확실히 전도량이 높은 점이 있으나 혈위와는 정확히 일치하지는 않으며 피부 통전량의 고저가 경락의 주행에 따라서 증감하는 것이 아니라 해부부위와 일정한 관계가 있다고 하였다. 두번째 방법인 전류를 인가하지 않는 연구는 피부에서 전류량이 특별히 큰 점이 발견되며, 이러한 점의 체표상 분포는 피부 통전량의 분포와 같으며 두부로 갈수록 증가되는 경향

을 보인다고 하였다. 그리고 혈위의 피부 통전량의 연구에 근거하여 내장의 기능 활동이 변화하면 그에 상응하는 경락 혈위상의 피부전류량도 따라서 변화함을 보고하였다[2-4].

경혈 및 경맥을 포함하는 경락에 대한 전기적 특성을 고려한 선행연구들은 다음과 같다. Niboyet 등은 피부저항측정법을 이용하여 경혈의 저항이 주위의 저항보다 낮다는 것을 발견하였고, Overhof와 Maresch는 비경혈점에 비하여 경혈점에서의 저항값들이 낮음을 증명하였다. 그리고 Kellner는 경혈점에서의 형태적인 변화의 하나로 감각신경 말단부위의 수가 주변부위보다 많이 분포한다는 사실을 입증하여 경혈점과 비경혈점의 두 부위사이에 기능적인 차이가 존재하는 것을 보고하였다. 그리고 Cantoni 등은 정상인 피부의 생물전위를 측정하여 침구경락이론과의 관련성에 대하여 연구하였고, Matsumoto 등은 정상인과 환자의 피부전위를 측정하여 경혈 전위의 변화와 질병과의 상관성을 보고하였지만 연구에 따라서는 경혈의 전위측정 결과들이 일치하지 않고 있음을 보고하였다. 이와 같이 기존의 연구 결과들을 종합해 보면 경혈점에서의 저항은 비경혈점보다 저저항점인 전기적 특성을 지니고 있으며, 근래에는 임상경험과 이론적 연구를 바탕으로 경락체계를 과학적으로 규명하고 생물학적 실체를 밝혀려는 노력이 이어지고 있다. 이러한 사실에 기초하여 여러 종류의 경락진단기들이 개발되어 경락노선상의 피부전기를 측정하기 위한 장치로서 임상에서 활용되고 있다. 이러한 경락진단기들이 피부의 전기생리학적 특성과 관련된 경락과 혈위의 생물학적 실체에 대하여 중요한 역할을 한 것은 사실이다. 그러나 기존의 개발된 경락진단기를 통하여 측정된 값들이 임상적으로 의미있게 활용될 수 있으려면 그

† 교신저자, 正會員 : 乙支大 醫療工學科 兼任教授 · 工博

E-mail : min6608@empal.com

\* 正 會 員 : 乙支大 醫療工學科 助教授 · 工博, 主著者

\*\* 非 會 員 : 慶熙大 韓醫科大學 助教授 · 韓醫學博士

接受日字 : 2008年 10月 16日

最終完了 : 2008年 12月 17日

측정값의 신뢰도와 타당도가 확보되는 것이 기본적으로 전제되어야 한다. 그러나 현재까지 이러한 기기들에 대한 측정치의 신뢰도에 대한 연구 보고는 없었다.

현재 사용되고 있는 의료기기를 중심한 경락에 대한 연구는 일본에서 개발된 양도라과 각 장기의 상태를 파악할 수 있는 측정점을 설정하여 측정치를 통하여 생체기능을 진단하는 EAV(Electroacupuncture according to VOLL)를 중심으로 한 연구 등이 있다[5~8]. 그러나 이러한 기기들은 모두 외부에서 일정한 전기적인 자극을 주어 진단에 활용하는 기기로서 먼저 개발된 후 각 장기에 대한 반응점을 연구하기 위한 기기들이다. 따라서 기존의 기기들은 경락시스템의 생체기전에 대한 작동원리가 반영된 기기로 볼 수 없으며, 경락의 특성을 파악하는데 한계점을 지니고 있다. 또한 기존의 장비들은 측정시 2전극 측정법을 사용함으로써 발생하는 전극 부착 부위의 높은 전류밀도의 불균일성과 전극접촉 상태로 인한 측정 오차로 인하여 측정값이 부정확한 단점이 있다. 그리고 기존의 장비들은 측정방법 면에서도 피험자는 오른손에 접지전극을 잡고 측정자는 측정하고자 하는 피험자의 피부지점에 일정한 압력으로 측정단자를 눌러 측정값을 얻게 된다. 그러나 이러한 측정방법들은 숙련된 동일 측정자가 반복적으로 측정을 한다고 해도 측정자가 누르는 힘과 각도는 조금씩 변화가 있을 수밖에 없으며 피측정자가 접지전극을 잡을 때의 압력과 상황 등의 요인도 측정값의 변동에 반영될 가능성이 있다. 그러나 본 연구에서 제안한 시스템의 경우 4전극 방식을 취해 2전극 방식이나 3전극 방식에 비해 상당히 안정적으로 전위를 검출할 수 있으며 또한 반창고를 이용해 전극을 피부에 부착시킨 후 측정하는 방식을 취했기 때문에 측정시 측정자가 누르는 압력이나 각도가 변화되는 요인과 피험자가 접지전극을 잡을 때 유입될 수 있는 요인 등을 줄일 수 있다.

따라서 본 연구에서는 선행연구들에서 나타난 문제점들을 극복하기 위하여 기존의 측정방식과 다른 국소부위의 두지점간의 경락측정을 위한 정확성과 재현성이 있는 경락 임피던스 측정시스템을 개발하고자 하였다. 그리고 이를 위하여 기존 기기들이 갖는 2 전극법의 문제를 극복하여 전극의 접촉저항과 접촉상태에 따른 측정오차를 줄이는데 효과적인 4 전극법을 적용하였고 정전류원을 구성하여 일정 교류 정전류를 인체의 경락 노선상에 흘려 4 전극내에서 중간에 위치한 2-3 전극간에서 전압차를 측정하여 시간의 경과에 따른 경락 임피던스가 안정적인 측정값을 갖을 수 있도록 시스템을 구성하였다. 본 연구는 인체의 경락기능을 정확히 측정하기 위하여 경맥순행노선상의 임피던스를 측정하여 나타나는 경락 임피던스 특성을 진단지표로 활용하기 위한 시스템 개발에 관한 연구이다.

## 2. 경락 임피던스 측정 시스템

### 2.1 경락 임피던스 측정 원리

임피던스는 전기가 흘러갈 때 이를 방해하는 힘이다. 임피던스의 개념을 인체에 적용하면, 생체 임피던스는 인체의 내부 임피던스와 피부 임피던스의 벡터 합으로 나타난다. 그리고 인체의 내부 임피던스는 주로 저항 성분으로 나타낼 수

있으나 약간의 정전용량의 성분도 포함되어 있다. 그 값은 기본적으로 인체에 흐르는 전류의 경로에 의해서 좌우되며 영향이 작기는 하지만 접촉전극의 면적에 의해서도 영향을 받는다. 따라서 피부의 임피던스는 피부의 구조가 반절연층과 땀구멍과 같은 아주 작은 전도성 소자로 구성되어 있기 때문에 저항 소자와 정전용량 소자로 구성된 등가 회로로 볼 수 있다. 생체 임피던스( $Z$ )는 식 (1)과 같이 전기저항( $R$ )과 용량성 리액턴스( $X_c$ )의 벡터 합( $|Z|$ )으로 표현된다.

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X_c^2} \quad (1)$$

인체의 구성물인 피부, 혈액, 근육, 조직 및 관절 등은 인체를 통해 흐르는 전류에 대하여 저항 성분과 정전용량 성분으로 작용하는 특정한 임피던스 값을 나타낸다. 이들 임피던스 값들은 여러 가지 요인에 의해 그 값이 달라지는데 이러한 요인들은 인체 내의 전류의 경로, 접촉 전압, 전류가 흐르는 시간, 전류의 주파수, 피부의 습도, 접촉 전극의 면적, 접촉전극에 가해지는 압력 및 온도 등을 들 수 있다. 또한 체내 물질의 전기적 속성물은 교류 전류에 의해 측정되어 질수 있으므로 임피던스는 식 (2)로 표현된다.

$$Z = R + jX \quad (2)$$

식 (2)로부터 임피던스의 역인 어드미턴스( $Y$ )는 식 (3)으로 나타낼 수 있다.

$$Y = G + jB \quad (3)$$

여기서,  $G$ 는 컨덕턴스,  $B$ 는 서셉턴스이다.

그리고 생체의 경우 용량성만을 고려한다면 식 (4)가 도출된다.

$$Y = G + j\omega C \quad (4)$$

여기서,  $G$ 는 컨덕턴스,  $C$ 는 커패시턴스,  $\omega$ 는 각주파수이다.

식 (2), (3), (4)에서  $R$ 과  $G$ 는 전기적 에너지가 열로 방출될 때 일어나고  $X$ 와  $C$ 는 손실이 없는 저장상태로 부터 발생한다. 인체의 일정부분을 임방 센티미터로 고려할 때  $G$ 는  $[\text{ohm}^{-1}]$ 로 표현할 수 있으며  $G$ 는 전도율  $K[\text{ohm}^{-1}\text{cm}^{-1}]$ 가 되고  $C$ 는  $C = \epsilon \times C_0$  관계에 있다. 여기서  $\epsilon$ 는 유전 상수(dielectric constant)를 의미하며  $C_0$ 은 자유공간에서의 용량을 나타낸다.  $\epsilon$ 과  $K$ 의 값들은 전해질이나 세포막 같은 물질에 대해서는 비교적 광범위한 주파수 영역에 걸쳐 일정하며 이들 변수들은 간단한 물리적 해석들을 갖고 있기 때문에 생체 구조의 분석과 묘사를 위해서 편리하게 사용되고 있다[9]. 따라서 생체를 통하여 흐르는 전류가 증가하면 피부의 임피던스는 낮아진다. 그리고 생체에 가해지는 전류가 증가하게 되면 인체의 전체 임피던스는 점차 피부의 임피던스 값에 영향을 덜 받게 되고 피부가 손상된 후에는 전체 임피던스는 인체의 내부 임피던스 값에 근접하게 된다. 따라서 인체는 주파수의 영향에 대하여 전체 임피던스는 직류

에 대해서는 높은 값을 가지나 교류에 대해서는 감소한다.

2.2 경락 임피던스 측정 시스템 개발

2.2.1 전체 시스템 구성

경락 임피던스 측정시스템은 경락이 인체의 생리적, 병리적 상태를 반영하기 때문에 이를 정확히 측정하기위하여 개발하였다. 그림 1은 개발된 경락 임피던스 측정시스템의 전체 구성도이다. 개발된 시스템은 정전류원, 전극부, 신호검출부, 필터부 등으로 구성된다. 그리고 경락 임피던스를 측정하기 위한 응용 프로그램을 구성하여 사용자 인터페이스를 편리하게 구성하여 측정기능 및 calibration 기능 그리고 자료의 저장과 검색 기능을 하게 하였다. 측정된 생체 임피던스 신호 자료의 분석을 통하여 측정하고자 하는 혈위치들에 대한 임피던스의 상호 분포를 비교하여 결과를 체계적으로 나타낼 수 있게 프로그램 처리하였다.

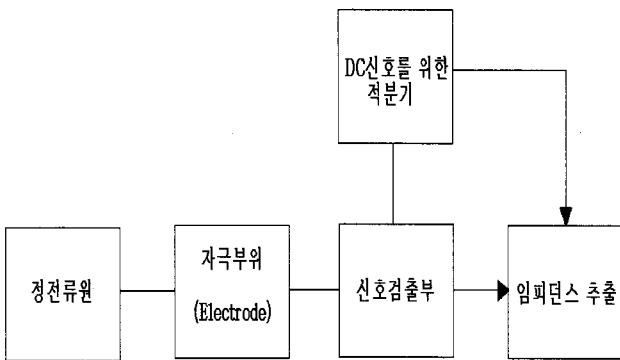


그림 1 경락 임피던스 측정시스템의 구성도  
Fig. 1 Configuration of meridian impedance measurement system

2.2.2 임피던스 측정을 위한 4 전극방법

인체의 전위와 전류를 측정하기 위해서는 인체와 전자 계측 회로 사이에 인터페이스가 필요하게 되며, 이 기능을 생체 전위 전극이 수행하게 된다. 대부분의 생체계측 시스템들은 표면 전극(surface electrode)을 생체 전위 전극으로 사용하여 이온 전류(ionic current)를 전자 전류(electronic current)로 바꾸는 매체로 사용한다. 그러나 측정 메카니즘에서 존재하는 문제점은 인체의 피부 임피던스이다. 피부의 임피던스 범위는 사람에 따라 다르지만 대체로 젖은 피부의 경우는 10[kΩ]이하이고 건조한 피부의 경우는 500[kΩ]까지 이른다. 따라서 측정시스템에서 증폭기의 입력 임피던스가 클수록 측정 오차는 줄어든다. 그리고 다른 문제점은 전극과 피부의 실제 접촉에 있다 금속 전극이 피부와 같은 전해질(electrolyte)에 접촉할 때 작은 전지를 형성한다. 이러한 작용으로 전극과 피부사이의 접촉면에서 반 전위(halfcell potential)를 형성하는데, 이 반 전위는 전극의 종류에 따라 크기가 다양하다. 그림 2는 인체에 대한 전극과 전해질의 등가회로이다. 여기서  $R_d$ 와  $C_d$ 는 접촉에 따른 저항과 리

액턴스 성분,  $R_s$ 는 전해질과 전극 리드선의 저항으로 인한 전체 직렬 저항성분,  $E_{hc}$ 는 반전위이다. 그리고  $C_d$ 와  $R_d$ 는 주파수와 전류 밀도 그리고 접촉면이 증가함에 따라 감소하게 된다.

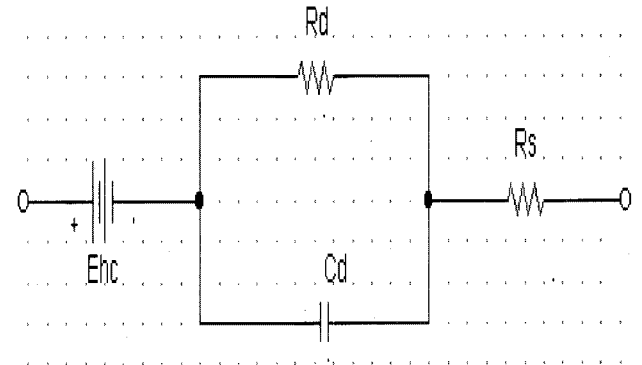


그림 2 피부와 접촉된 생체전위 전극의 등가회로  
Fig. 2 Equivalent circuit for a biopotential electrode in contact with an electrolyte

그림 3는 생체 경락 임피던스 방식을 이용한 4 전극법의 기본 구성도이다. 그림 3에서 실선으로 나타난 부분은 전극을 2개 사용했을 경우의 전류 분포이고 점선은 4개의 전극을 사용했을 경우의 전류 분포를 나타낸 것이다. 생체측정시스템의 임피던스 측정법에서 2개의 전극을 사용할 경우는 주로 경혈을 식별하거나 탐색하기 위한 방법으로 사용되어 사용되는 편리함과 함께 경혈의 전기적 특성을 쉽고 간편하게 확인할 수 있는 장점이 있다. 그리고 EAV를 비롯한 기존의 피부임피던스 측정기들은 피부의 저항의 크기변화에 따라 도전 전류량의 변화가 전압으로 계측될 수 있어서 이를 이용하여 식별과 진단의 요소로 사용 가능하며 식별 및 진단으로 사용될 때 이를 감안하여 절대값을 취하기보다 상대값을 취하여 임상에 적용하고 있다. 그러나 2전극법의 문제점은 측정하려는 부위의 전류 밀도가 균일하지 않으며 전극 근처의 전류 밀도가 다른 부위보다 높게 나타나기 때문에 측정에 있어 전극 근처의 조직에서 임피던스가 높은 값으로 오차가 발생한다. 그리고 혈관의 맥동은 측정 부위의 임피던스뿐만 아니라 피부와 전극 사이의 임피던스도 변화시키게 된다. 이 변화분은 측정 부위의 임피던스와 직렬로 작용하게 되므로 이를 분리하는 것은 불가능하다. 그러나 4개의 전극을 사용하면 측정 부위에서의 전류밀도를 보다 균일하게 할 수 있고, 피부와 전극간의 임피던스 변화도 감소시킬 수 있기 때문에 피부의 건습도에 따른 임피던스의 영향을 줄일 수 있다. 따라서 임피던스 방식은 4개의 전극을 사용하여 일정한 교류 정전류를 생체의 경락 혈위경로의 노선상에 인가하여 전압 측정 전극을 통해 차동 전압을 측정된 후 정전류로 나누는 옴의 법칙을 이용하여 생체 경락 임피던스를 계측하는 방식이다. 본 연구에서 4전극법을 적용한 이유는 기존에 사용하는 2전극 측정법은 전극의 부착 부위에서 높은 전류밀도의 불균일성과 전극접촉 상태로 인하여 정확한 측정이 어렵기 때문이다. 그러나 4 전극 측정방법은 전극의 접촉저항과 접촉상태에 따른 측정오차를 줄이는데

어 효과적인 방법이므로 경락 노선상의 1-4 전극간에 정전류원을 구성하여 일정 교류 정전류를 인체의 경락 노선상에 인가한 후 중간에 위치한 2-3 전극간에서 전압차가 측정되도록 구성하였다.

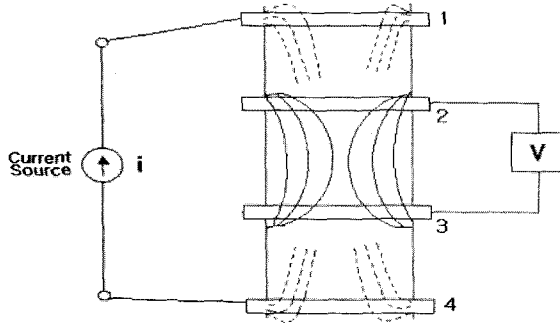


그림 3 4전극 방식의 시스템 구성도  
Fig. 3 System configuration of 4-electrode method

그림 4는 4개의 전극을 사용한 경우의 임피던스 분포를 나타낸 그림이다. 4전극방식의 장점을 회로구성 면에서 살펴보면 정전류원  $i$ 를 가했을 때 표유 용량  $Z_1$  및  $Z_2$ 는 각각 임피던스 성분이 된다. 이 값은 폐회로를 구성하는 모든 저항치보다 월등히 크므로 무시될 수 있다. 또한 전압 검출용 증폭기의 입력 임피던스는  $Z_2, Z_3$ 에 비해 매우 크므로 측정시  $Z_2, Z_3$ 로 흐르는 전류에 의한 전압 강하의 영향은 거의 무시할 수 있다. 따라서 4개의 전극을 사용하고 정전류원을 사용하면  $Z$  및  $\Delta Z$ 의 성분에 의해서 발생하는 전압 강하분만을 추출할 수 있다.

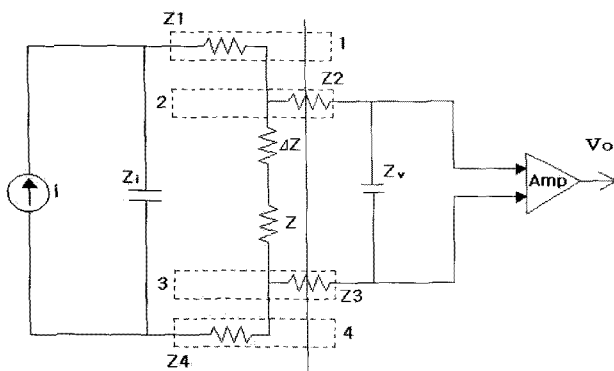


그림 4 4전극 방식의 임피던스 분포  
Fig. 4 Impedance distribution of 4-electrode method

### 2.2.3 정전류원

정전류원은 50[kHz]의 교류전류 0.1[mA]가 1-4 전극간에 인가되도록 구성하였다. 그리고 검출전극 2-3간에 유기되는 전압은 생체의 임피던스 및 임피던스의 변화( $\Delta Z$ )에 따른 전류의 영향으로 발생하게 된다. 따라서 검출 전압의 파형은  $2+\Delta Z$  성분이 반송주파수 50[kHz]로 진폭 변조된 파형이

되도록 회로를 구성하였다. 본 연구에서 정전류원으로 50 [kHz], 0.1[mA]의 교류를 이용한 이유는 다음과 같다. 먼저 충분한 S/N비(signal-to-noise ratio)를 고려하는 측면에서 전류원이 0.1[mA] 이하일 경우 전압자극 양단에 측정되는 차동전압이 0.1[mV] 이하가 되어 충분한 S/N비를 얻기 힘들기 때문에 어느 정도 충분한 S/N비를 얻기 위해서는 전류를 0.1[mA]으로 하여야 한다. 또한 너무 큰 전류를 인체에 주입시는 전류 통전에 따르는 전류 자극에 따른 인체 안전과 불쾌감이 작용할 수 있고 통상 의료기기법에서도 0.1[mA] 즉, 100 [ $\mu$ A] 정도의 전류로 제한하고 있다. 그리고 주파수의 영향을 살펴보면 전체 임피던스는 직류에 대해서는 높은 값을 가지나 주파수가 증가함에 따라 감소한다. 주파수를 100[kHz]로 올릴 경우 피부-전극간 접촉 저항을 1/100 정도로 줄일 수 있다. 그러므로 고주파는 피부-전극간의 접촉 저항과 피검자의 움직임으로 인한 임피던스 변화를 줄일 수 있다. 또한 주파수가 높을수록 감지 전류가 증가하므로 안전도 문제가 해결되나, 주파수가 100[kHz] 이상이 되면 표유 커패시턴스(stray capacitance)의 증가로 인한 임피던스의 감소와 체표 현상에 의한 체표면 임피던스가 주로 측정되어 임피던스 감소 현상이 작용하여 오차요인으로 작용할 수 있다. 따라서 50[kHz], 0.1[mA]의 조건으로 동작시 피부밑의 수 cm 부위의 경락 임피던스를 측정하기에 적합한 조건으로 판단되어 사용하였다. 그리고 인체에 주입하는 주파수가 낮은 경우 직류나 낮은 주파수 통전시는 인체 내외부에 골고루 균일한 전류가 통전되고 인체 임피던스는 주파수에 따른 인체 장기 부위와 깊이에 영향을 받으므로 다주파수를 이용한 체성분 분석에 적용되고 있으며 경락경철 이론에 근거하여 일반적인 자침 깊이로 피부밑 수 mm에서 수 cm 부위의 경락 경로 임피던스를 측정하기에 50[kHz]가 적절한 조건으로 판단되어 사용하였다.

그림 5는 본 연구에서 적용한 교류 정전류 회로로서 입력 전압을 1.118V로 일정하게 인가하고, 식 (5)를 적용하여 부하 저항을 변화시키면서 출력전압( $E_{out}$ )의 변화를 확인하였다.

$$I_{out} = \frac{E_{out}}{R_s} \tag{5}$$

여기서,  $I_{out}$ 은 출력전류,  $R_s$ 는 부하단에 연결되는 저항이다.

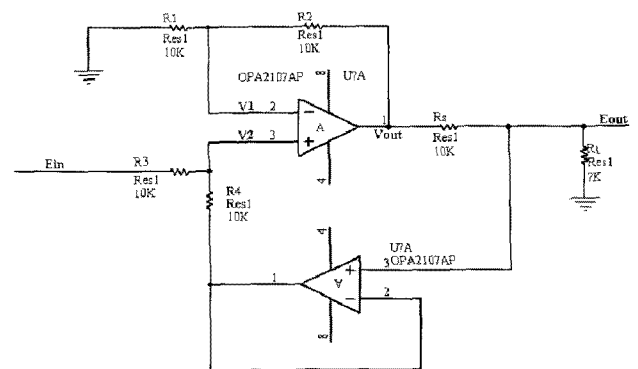


그림 5 교류 정전류 회로  
Fig. 5 AC constant current circuit

### 2.2.4 신호 검출 회로 및 적분기

신호검출은 2-3 전극간에 발생한 전위차를 고입력 저항 계측용 증폭기로 구성된 생체 신호 증폭기에 입력하여 증폭하였다. 그리고 생체 경락 임피던스 측정시 피험자의 움직임에 따라 발생하는 노이즈를 제거하기 위하여 47[uF]의 커패시터와 3[kΩ]의 저항으로 구성된 차단 주파수 1.1[Hz]의 고역 통과 필터를 구성하였다. 신호검출부에서 나온 출력은 적분기를 통해 직류 레벨로 변환하였다. 회로에서 그림 6은 본 연구에서 구현된 신호검출부와 적분기의 회로도이며, 그림 7는 개발된 경락 임피던스 측정시스템의 전체외관이다.

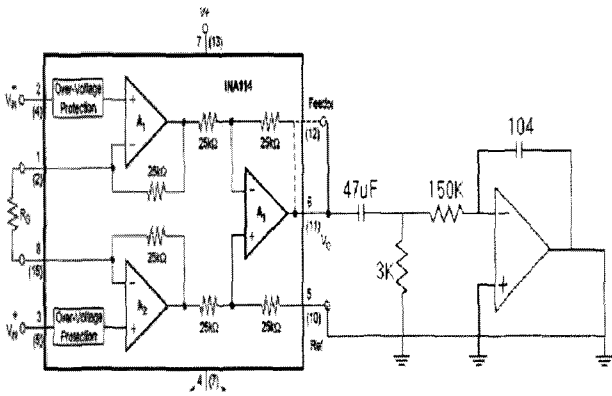


그림 6 신호 검출회로 및 적분기  
Fig. 6 Signal detection circuit and integrator

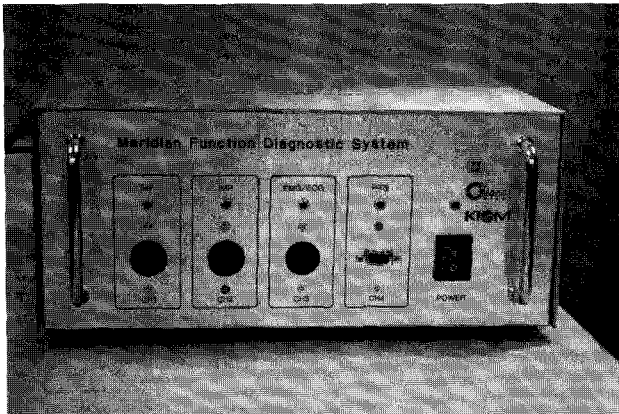


그림 7 개발된 경락 임피던스 측정시스템  
Fig. 7 Developed meridian impedance measurement system

### 2.2.5 경락 임피던스 측정 프로그램 구성

데이터를 취득하고 그래프 모니터링을 위한 사용자 인터페이스 프로그램을 구현하기 위하여 NI사의 Labview 8.2를 이용하여 그림 8과 같이 신호 검출 회로 및 적분기에 대한 Labview 로직을 설계하였다. 그림 9는 그래프 모니터링을 위한 사용자 인터페이스 프로그램의 화면이다.

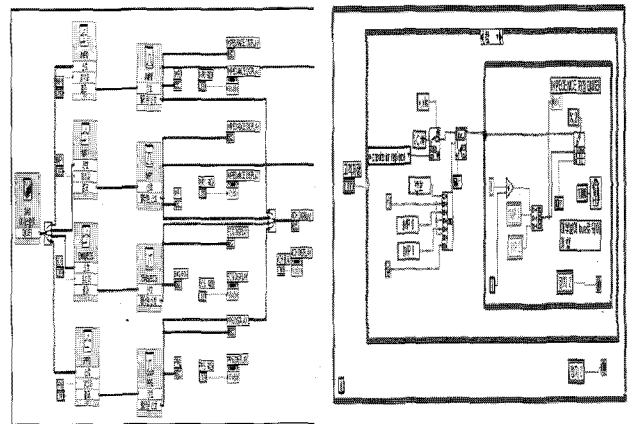


그림 8 신호 검출 회로 및 적분기 Labview 로직  
Fig. 8 Labview logic of signal detection circuit and integrator

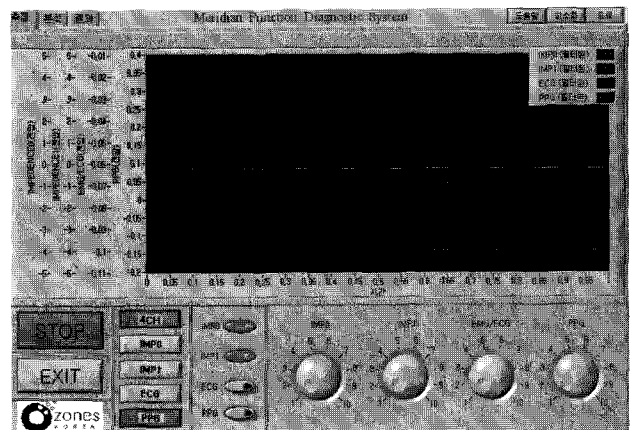


그림 9 개발된 시스템의 사용자 인터페이스  
Fig. 9 User Interface of developed system

## 3. 경락 임피던스 측정 실험 및 고찰

### 3.1 정전류원의 특성 실험

생체 임피던스 측정에 있어서 정전류 회로는 측정에 정확도를 높이는 매우 중요한 요인으로 교류 정전류 회로는 부하 저항에 따라 전류는 변하지 않고 전압이 변하는 특성을 가지고 있어 부하저항을 모르고 있을 때 일정한 전류를 인가한 후 전압을 확인하여 저항을 측정하는 시스템에 매우 유용하게 사용되고 있다. 따라서 출력 전류는 입력 전압에 비례하며 부하저항에 상관없이 일정하게 나타나야 한다. 하지만 실제 상황에서는 부하 저항에 따라 전류가 변할 수 있기 때문에 이러한 변화를 확인하고자 정전류 회로를 설계 및 구성하여 부하저항과 입력전압에 따른 출력 특성에 대하여 모의실험을 하였다. 실험 결과  $R_s$ 의 저항이 클수록 부하 전류는 작아지지만 부하전류의 변동은 부하저항( $R_L$ )이 크게 증가하여도 출력 전류의 변동이 거의 없다는 것을 표 1의 정전류 특성 실험 결과와 그림 10의 정전류 특성 실험 결과 그래프를 통하여 확인하였다.

표 1 정전류 특성 실험 결과

Table 1 Result of constant current characteristic experiment

RL(kΩ)	Rs(10kΩ)	Ein=1.118V	Rs(100kΩ)	Ein=1.118V
	Eout(V)	Iout(10uA)	Eout(V)	Iout(10uA)
1	0.110	11.000	0.010	1.000
10	1.100	11.000	0.110	1.100
50	5.070	10.140	0.554	1.108
100	8.270	8.270	1.097	1.097
200	8.750	4.375	2.214	1.107
300	8.890	2.963	3.230	1.077
400	8.970	2.243	4.240	1.060
500	9.020	1.804	5.200	1.040
600	9.050	1.508	6.230	1.038
800	9.140	1.143	8.040	1.005
1200	9.250	0.771	8.470	0.706

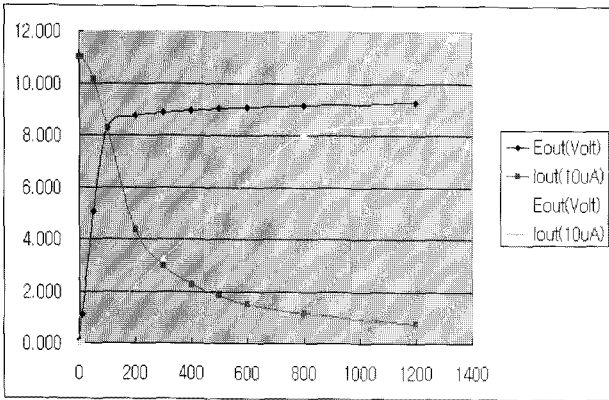


그림 10 정전류 특성 실험 결과 그래프

Fig. 10 Result graph of constant current characteristic

3.2 경락 임피던스 측정 실험

경락 임피던스를 측정하기 위해 18명의 피험자를 선정하였고 측정부위는 왼쪽 팔의 경혈인 신문(神門, HT7)과 대릉(大陵, PC7)으로 2부위를 측정하였다. 선정된 피험자들은 모두 남성이며 병력과 증상상 알려진 질환이 없고 복용하는 약물이 없는 건강한 상태였다. 실험은 주변이 조용하고 조명이 일정한 방에서 대상자가 평상에 편히 누워 5분간 안정을 취한 후 시행하였다(그림 12).

피험자들에 대한 측정은 측정자 3인이 18명의 피험자를 대상으로 일정한 시간에 실시하였다. 전극의 부착은 신문과 대릉 혈위를 측정하였다. 측정시와 측정자간 오차를 최소화하기 위해 손목 주변 일직선상의 혈위를 취합하였다. 신문(神門, HT7)의 위치는 손바닥쪽 손목주름에 새끼손가락 쪽으로 척추수근굴근건과 천지굴근건 사이이며, 대릉(大陵, PC7)의 위치는 손바닥쪽 손목주름 중앙, 요측수근굴근건과

장장근건 사이이다. 측정시는 피부를 알코올 솜으로 닦고 심전도용 Signal gel(U.S.A., Parker)을 사용하여 전극과 피부가 밀착되도록 하면서 직경이 0.7[cm]로 자체 제작된 4개의 원판 금 전극(flat gold electrode)을 심포경 순행노선상에 배치하여 최원위부 전극을 대릉 혈위에 놓고 차례로 근위부로 2.5[cm] 떨어진 곳에 전극을 부착하였다. 그림 11은 실험에 사용된 금 전극(좌)과 대릉과 신문의 위치(우)를 나타낸 그림이다. 그림에서 1 표시는 대릉(PC7)의 위치이며 2는 신문(HT7)의 위치이다. 피험자들의 측정부위에 대한 측정순서는 무작위로 정하여 개발된 경락 임피던스 측정시스템을 이용하여 측정하였다. 그림 12은 본 연구에서 시행한 피험자 실험사진이다.

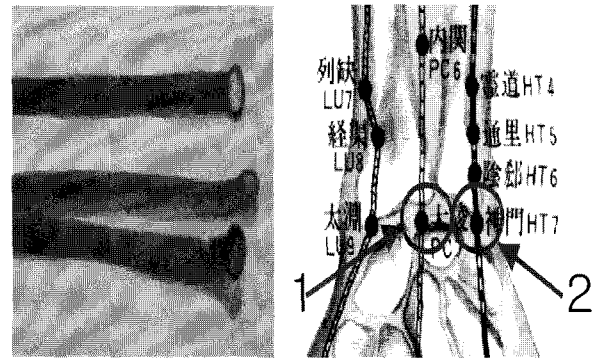


그림 11 사용된 금 전극(좌)과 대릉과 신문의 위치(우)

Fig. 11 Applied gold electrodes(left) and acupuncture point of PC7 & HT7 (right)



그림 12 경락 임피던스 측정실험

Fig. 12 Measurement experiment of meridian impedance

제안된 시스템의 신뢰성을 확인하기 위하여 반복성과 재현성을 고려하여 실험을 실시하였다. 인체 실험 대상은 18명이었고 측정시간은 5초, 10초, 15초, 30초로 총 4회를 측정하여 반복성을 확인하였다. 재현성은 1주 간격으로 동일한 일중 시간에 동일한 방법으로 측정을 3회 반복하였다. 또한 반복측정을 통하여 동일 대상자에 대한 검사자내 신뢰도인 반복성을 보기 위하여 한 측정자가 한 대상자를 측정하였고, 다시 동일한 대상자가 동일한 측정자를 측정하였다. 그리고 검사자간의 신뢰도인 재현성을 보기 위해 다른 측정자가 동일 대상자를 측정하는 방식으로 실험하였다.

실험 결과는 신문혈의 반복성은 평균값(Mean)과 표준편

차(S.D)가 1차에서 0.503[kΩ]±0.002(Mean±S.D), 2차에서 0.522[kΩ]±0.002, 3차에서 0.521[kΩ]±0.002로 전체 평균은 0.515[kΩ]±0.000로 나왔다. 그리고 신문혈의 재현성은 전체 평균 0.515[kΩ]±0.002로 나타났다. 대동혈의 반복성은 평균값과 표준편차가 1차에서 0.511[kΩ]±0.001, 2차에서 0.525[kΩ]±0.002, 3차에서 0.527[kΩ]±0.002로 전체 평균은 0.521[kΩ]±0.000로 나왔다. 그리고 신문혈의 재현성은 전체 평균 0.521[kΩ]±0.001로 나타났다(표 2).

표 2 경락 임피던스 측정 실험 결과

Table 2 Result of meridian impedance measurement (unit : kΩ)

경혈	반복	평균	5초	10초	15초	30초	Total
神門 (HT7)	1차	Mean	0.502	0.503	0.504	0.504	0.503
		S.D	0.002	0.002	0.002	0.002	0.002
	2차	Mean	0.521	0.522	0.522	0.523	0.522
		S.D	0.001	0.001	0.002	0.002	0.002
	3차	Mean	0.521	0.521	0.521	0.521	0.521
		S.D	0.002	0.002	0.001	0.001	0.002
大陵 (PC7)	1차	Mean	0.510	0.511	0.511	0.511	0.511
		S.D	0.001	0.001	0.001	0.001	0.001
	2차	Mean	0.525	0.524	0.526	0.526	0.525
		S.D	0.001	0.001	0.002	0.002	0.002
	3차	Mean	0.525	0.527	0.527	0.528	0.527
		S.D	0.002	0.002	0.002	0.001	0.002

3.3 고찰

본 연구는 4전극법을 사용하여 교류 정전류를 인체의 신문(HT7)과 대릉(PC7) 혈위에 인가하고 전압측정 전극을 통해 차동전압을 측정하여 경락 임피던스를 측정하였다. 그리고 개발된 시스템의 신뢰성을 확인하기 위해 표준저항을 이용하여 정전류 특성에 대하여 모의실험을 통해 시스템을 검증하였으며, 임상실험을 실시하여 경락 임피던스를 측정하였다. 따라서 정전류 회로의 전류특성을 적용하여 경락 임피던스에 대한 4전극 방식의 임피던스 방식에 있어서 유효함을 입증하였다.

표 2에서 18명에 대한 경락 임피던스 측정 실험 결과가 개인차는 매우 크고 다양할 것으로 생각될 수 있지만 본 연구에서 거의 동일하게 나타난 이유는 인체의 커패시턴스와 임피던스는 사람마다 큰 차이가 있으며 부착 위치나 여러 가지 개별적인 생리조건과 측정 환경에 의해 완만한 기율기 또는 급격한 기율기를 갖게 된다. 따라서 커패시턴스나 임피던스에 의한 합성 임피던스 값은 측정에 따른 변동이 고려되어야 하나, 신호처리 회로에서 맥동 변동분을 충분히 적분 처리하였기에 표 2와 같은 안정적인 반복성과 재현성이 있는 결과를 얻을 수 있었다. 이점에 대해서 기존의 연구동향에서 나타난 Zhang의 방법[10]과 다른점은 Zhang의 방법

은 본 연구에서와 같은 4전극법이지만 재현성이 낮은 반면 제안된 경락 임피던스 측정 시스템은 안정적인 반복성과 재현성을 갖는 점이 다르다.

정전류 특성 모의실험의 정확성과 실제 임상실험에서의 임피던스 유동성에 대하여 시뮬레이션 상에서 정전류 특성을 통한 임피던스의 안전성을 볼 수 있지만 인체에 적용하였을 때는 시뮬레이션 결과와 조금은 달라진 것으로 판단된다. 이는 경락 임피던스 측정 시스템이 갖는 자체 오차와 측정오차로서 전극의 움직임에 의한 저항 증가나 전극자체 저항 그리고 측정시의 근사치 추정에 대한 오차로 볼 수 있다. 따라서 보다 정확하고 정밀한 측정 시스템 구현을 위해서는 이러한 사항을 고려한 시스템 설계가 요구된다. 그리고 본 논문은 개발된 시스템의 반복성과 재현성만이 측정되었고, 정확도에 대한 언급은 하지 않았다. 이는 기존의 Vol과 M사의 제품은 본 연구에서와 같은 국소부위에 대한 임피던스 측정이 아니므로 서로 비교를 할 수 없는 것으로 판단되어 실시하지 않았으나 본 연구의 정전류원 모의실험을 통하여 어느 정도는 입증된 것으로 판단된다.

본 논문에서는 생체의 구성 요소인 세포 및 조직 등에 대한 전기적 특성과 한의학에서 중요한 경락의 원리와 개념에 충실한 경락 임피던스 측정시스템을 제안하였다. 그리고 경락 이론을 바탕으로 보다 정확한 한의학적 인체 경락 정보를 얻기 위한 국소 경락 임피던스 측정기를 4전극 방식의 임피던스방식을 이용해 구현하였다. 또한 기존의 2전극 방식은 사용상의 편리함이나 시스템 구성의 용이성에서 유리한 방식이지만 전류분포의 불균일과 전극접촉저항의 요인으로 발생하는 측정값의 편차 등의 오차가 발생 할 수 있다. 이에 비해 임피던스 방식은 시스템 구현이 복잡하지만 본 연구에서는 측정의 정확성과 확장성에 있어 그 유리함을 확인하였다. 따라서 중요 생체전기 측정시스템(호흡계측이나 근전도, 뇌 혈류량, 체지방 분석 등)을 구현하고자 할 때는 4전극 임피던스 방식에 의한 구현이 2전극 방식에 비해 보다 효율적이고 정확한 방법론이 될 것이다. 또한, 임피던스 방법이 다른 방법에 비해 높은 재현성을 갖고 있으며, 임상에서는 주로 측정에 대한 절대값을 중요시 하지만 대개의 경우 변화의 추이가 더 중요시되는 경우가 많아 상대적인 변화를 연구하는데 있어 다른 방법에 비해 적합한 방법일 수 있을 것이다.

4. 결 론

본 연구에서는 기존의 경락측정기들의 측정방식과는 다른 국소부위의 두 지점간의 경락측정을 위한 정확성과 재현성이 있는 경락 임피던스 측정시스템을 개발하였다. 개발된 시스템은 4전극법을 사용하여 교류 정전류를 인체의 신문(HT7)과 대릉(PC7) 혈위에 인가하고 전압측정 전극을 통해 차동전압을 측정하여 옴(Ohm)의 법칙을 이용하여 경락 임피던스를 측정하였다. 그리고 개발된 시스템의 신뢰성을 확인하기 위해 표준저항을 이용하여 정전류 특성실험을 통하여 시스템을 검증하였으며, 임상실험을 실시하여 경락 임피던스를 측정하였다. 경락 임피던스를 측정된 결과 신문(HT7)에서 반복성은 전체 평균은 0.515[kΩ]±0.000, 재현성은 전체 평균 0.515[kΩ]±0.002, 대릉(PC7)에서는 반복성이 전체 평균은

0.521[kΩ]±0.000, 재현성은 전체 평균 0.521[kΩ]±0.001로 나타났다. 따라서 본 연구에서 제안한 교류 임피던스방식의 경락 측정시스템이 안정되고 신뢰성 있는 결과를 나타내어 인체 경락의 기전을 파악하는데 유효한 것으로 판단된다. 그리고 개발된 경락 임피던스 측정 장비를 통하여 경락 임피던스를 분석하여 한방 의료 정보를 추출하고 이를 바탕으로 질병을 진단하기 위하여 임상에 적용해야 하며, 보다 효과적인 한방 진단 분석 알고리즘에 대한 연구도 병행될 필요가 있다. 생체 정보를 효과적으로 취득하고 분석하기 위한 많은 시도와 연구가 진행되고 있지만 다양한 측정 조건 및 방식과 기술에 따라 측정값이 달라질 수 있다. 따라서 정확한 경락 임피던스 측정을 위한 전자식 측정 기기의 개발과 표준적 조건들을 설정하는 정성적 기준이 향후 만들어져야 할 것이다.

개발된 경락 임피던스 측정시스템의 임상적인 적용을 위해서는 향후 보다 많은 수의 피험자에게 다양한 측정조건에서의 측정값을 얻어 분석해 볼 필요가 있다. 그리고 기존에 사용되고 있는 측정 장치와 비교하여 신뢰도와 타당도에 대해 보다 엄격하게 검증해 볼 필요성이 있을 것으로 사료된다.

**참 고 문 헌**

- [1] 김현제, 한의학사전, 정보사, 1983.
- [2] Kawakita K, Kawamura H, Hong T, Kitakohji H, "Development of the impedance point in the auricular skin of experimental peritonitis rat", Am J Chin Med, Vol. 19, No. 204, pp.199-205, 1991.
- [3] 성현제, "전기적 특성을 이용한 경락시스템 연구(3)", 한국한의학연구원, 2000.
- [4] Zhang W.B., Jeong D.M., Lee Y.H, Lee M.S. "Measurement of subcutaneous impedance by four-electrode method at acupoints located with single-power alternative current", Am J Chin Med, Vol. 32, No. 5, pp.779-88, 2004.
- [5] 한규연, "양도락을 실시한 비만환자 1968례에 대한 임상적 고찰", 대한한의학회지, 제 13권, 2호, pp.57-62, 1992.
- [6] 박경진, 조명래, 윤여충, "양도락과 EAV 진단결과에 대한 상호비교 연구", 대한한의학회지, 제 8권, 5호, pp.57-62, 1992.
- [7] Tsuei J.J et al, "A food allergy study utilizing the EAV acupuncture technique", J Adv Med, Vol. 12, No. 1, pp.49-68, 1999.
- [8] 인창식, 허익범, 이유허, 사공석진, 고희균, 박영배, "경락 노선상 피부전기 측정기(EAV, MIR-1)의 신뢰도 연구", 대한한의학진단학회지, 제 9권, 제 1호, pp.125-30, 2005.
- [9] 서병설, 생체 임피던스, 의공학회지, 제 6권, 제 2호, 1985.
- [10] Zhang W, Xu R, Zhu Z. "The influence of acupuncture on the impedance measured by four electrodes on meridians", Acupunct Electrother Res, Int. J., Vol. 24, No. 3-4, pp.181-188, 1999.
- [11] 인창식, 고희균. "경락과 혈위란 무엇인가?", 의사학, 제14권, 2호, pp.135-150, 2005.

**저 자 소 개**



**이 우 철 (李 雨 哲)**

1960년 3월 7일생. 1983년 건국대 전자공학과 졸업.  
 1986년 동 대학원 전자공학과 졸업(공학석).  
 2005년 국민 대학원 전자공학과 졸업(공학박).  
 1993년-현재 을지대 의료공학과 조교수  
 Tel : 031-740-7212  
 Fax : 031-740-7360  
 E-mail : wlee@eulji.ac.kr



**인 창 식 (印 昌 植)**

경희대학교 한의과대학 졸업, 한의학박사, 침구과 전문의  
 2005년-2007년 포천중문의과대학 차병원 대체의학대학원/대체의학난치병센터 재직  
 2007년-현재 경희대학교 침구경락과학연구센터/한의과대학 조교수  
 Tel : 02-961-0114  
 Fax : 031-740-7360  
 E-mail : acuyin@shinbiro.com



**민 경 기 (閔 庚 基)**

1995년 서울보건대학 의공학과 졸업  
 1995년-1997년 성결대학교 컴퓨터공학과 졸업(학사).  
 1997년-1999년 명지대 전자공학과 대학원(석사).  
 2003년-2008년 성균관대 바이오메카트로닉스공학과 대학원(박사).  
 현재 성균관대학교 바이오메카트로닉스센터 선임연구원 및 을지대학교 의료공학과 겸임교수  
 Tel : 031-471-2305  
 Fax : 031-740-7360  
 E-mail : min6608@empal.com