

論文2000-37TE-2-7

뉴로-퍼지 방법을 이용한 한방 맥진 및 양도락 진단 시스템에 관한 연구

(A Study on Maekjin system and Yangdorak Diagnosis system
by using Neuro-Fuzzy method in Korean Traditional Medicine)

金炳華*, 韓權相**, 李雨哲***, 司空石鎭****, 安鉉植****, 金道鉉****
(Byoung-Hwa Kim, Gueon-Sang Han, Woo-Cheol Lee, Seok-Jin Sagong,
Hyun-Sik Ahn, and Do-Hyun Kim)

요 약

본 논문에서는 뉴로-퍼지 방법을 이용한 한방 맥진 및 양도락 진단 알고리즘을 제안하고 DSP 보드를 중심으로 한 실시간 진단 시스템을 구현한다. 맥진은 환자의 손목에 있는 촌관척부에 부착한 맥진 Probe를 통해 맥진카드의 3 채널로 신호가 입력되도록 하여, 1차적으로 좌부맥, 좌침맥, 우부맥, 우침맥으로 나누어 촌관척 3부분을 동시에 실험하고, 2차적으로는 촌관척 중 1부분씩 개별적으로도 실험을 행할 수 있도록 한다. 실제 실험을 통하여 어느 맥진 Probe로도 맥진 신호가 세밀하게 검출됨을 확인한다.

양도락 진단에서는 전기자극기에서 발생된 펄스를 인체의 일정부위에 주입하면 12경맥의 대표측정점에 부착된 전극을 통해 응답신호를 검출해 내도록 한다. 실험은 ① 1채널씩 검출, ② 2채널(좌, 우)씩 검출, ③ 6채널(좌수, 우수, 좌족, 우족)씩 4단계로 검출, ④ 24채널 동시 검출 후, 1차적으로 퍼지진단을 행하고, 2차적으로 퍼지진단값을 신경회로망의 입력으로 이용하여 신경회로망 훈련을 행하였다. 그리고 임의의 환자에게서 측정된 검출값을 곧바로 기 훈련된 양도락 신호의 패턴인식을 행하여 양도락 신호의 뉴로-퍼지 진단이 잘 수행됨을 확인하였다.

Abstract

In this paper, the Maekjin and the Yangdorak Diagnosis algorithm by using a neuro-fuzzy method is proposed and it is implemented on the DSP-based system.

Maekjin is measured by 3-channels of the Maekjin board through Maekjin probe which is attached on Chon, Kwan and Chuk of patient's wrist. First, we experiment Chon, Kwan and Chuk, 3-parts simultaneously and second perform one part of Chon, Kwan and Chuk respectively. The experimental results show that the Maekjin signal is measured precisely with any Maekjin probe. In Yangdorak diagnosis, the pulse generated by electric stimulator stimulates a portion of body and the response signal is measured through electrodes which is attached on representative points of 12 kyungmaks. The experimental methods are (1) 1 channel-measure, (2) 2 channels-measure, (3) 6 channels-measure and (4) 24 channels-measure. A fuzzy diagnosis is performed and neural networks is learned using fuzzy values as inputs, and we show that neuro-fuzzy diagnosis method is performed well.

* 正會員, 동원大學 電子科

(Dept. of Electronics, Tong Won College)

** 正會員, LG OTIS 엘리베이터(유)

(L.G OTIS Elevator Company Contract Engineering Team)

*** 正會員, 서울保健大學 醫療工學科

(Dept. of Bio-medical Engineering, Seoul health College)

**** 正會員, 國民大學校 電子工學部

(Dept. of Electronics Engineering, Kook-Min Univ.)

※ 본 논문은 한국과학재단 지원(과제번호: KOSEF (핵심) 961-0917-832-2)에 의해 수행되었음.

接受日字: 2000年 5月 10日, 수정완료일: 2000年 6月 20日

I. 서론

동양의학의 기본이론인 經絡學說은 수천년 이래 중국고대 醫家들의 장기간의 침자치료에 의한 진료 실천 과정에서 반복되는 관찰과 경험을 통하여 인체의 생리 기능, 병리반응과 인체의 체표와 내장의 각종 연계규율에 대한 인식을 총괄함으로써 그 개념이 형성되고 이론이 성립되었다.^[1]

현대에 접어들어 성인병, 만성질환, 신경성 질환 등에 대하여 현대 의학은 완벽한 治療法을 提示하지 못하고 있으며 또한 韓藥과 鍼灸를 중심으로 하는 韓醫學的 診斷 및 治療方式도 治療效果의 優秀性을 인정받고 있음에도 불구하고 그 적용에 제한을 받고 있는 실정이다. 그 동안 韓醫學界와 工學界에서 일련의 韓方 診斷의 客觀化와 經絡의 實體를 紮明하기 위하여 여러 방면에 걸쳐 다각적인 연구가 이루어졌다. 그 중에서 '김홍오'^[2]는 침차방을 위한 전문가 시스템을 구현한 바 있고, '이호재'^[3]는 심전도/근전도의 변환기, 맥파변환기, 호흡변환기를 이용하여 한방진단을 위한 생체신호처리시스템을 구현하였으며, '김현규'^[4]는 침자극에 따른 근전신호를 디지털 데이터로 변환하여 데이터의 전구간에 대해 FFT를 행하고 전력스펙트럼 밀도를 측정하여 주파수 분포변화를 해석하였다. 그리고 '박승환'^[5]은 조합형 광파이버 센서를 이용해 맥파의 자동진단을 가능하게 함과 동시에 3Q-1 주기법으로 명명된 맥파신호 인식 알고리즘을 개발해 맥진분야의 연구에 크게 기여하였다. 또 '장원석'^[6]은 퍼지 프로세서를 이용해 심전도 판별시스템을 개발하였고, '임지주'^[7] 등은 지능형 생체신호 수집 및 처리장치를 위해 심전도 모듈, 뇌전도 모듈, 근전도 모듈, 혈압 모듈, 호흡관찰 모듈, 체온 모듈로 구성하여 종합적인 환자감시시스템을 개발하였으며, '정동명'^[8]은 經絡의 인체에너지 순행통로학설을 검증하기 위하여 진동파에 대한 반사신호를 검출하여 그 신호의 특성을 스펙트럼 상에서 분석/검토하였고, '신명호'^[9]는 혈위식별기를 이용하여 經絡에 흐르고 있는 에너지가 시간과 질환, 개인차에 따라서 그 흐름의 주된 방향이 달라진다는 子午流注 學說을 검증하려고 노력하였다. 이외에도 '신경망 모델을 이용한 한의진단시스템'^[10], '良導絡 診斷을 실시한 비만환자 1068예에 대한 임상적 관찰'^[11], '經穴자극과 온도 유발에 의한 등온분포 처리와 經絡의 가시화연구'^[12], '經穴의 발광자극방법에 의한 가시화연구'^[13] 등이 있

고, 최근 한국한의학연구소에서는 經絡의 생체신호정보를 전기적으로 측정하고 經絡間의 정량적 비교를 통해서 각 經絡의 특징을 전기적인 측정지표로 밝혀 經絡 전체의 상호관계를 규명하려고 시도^[14]하였으며, 經絡에 관계된 국외의 연구論文과 문헌을 편역^{[15][16][17]}하는 등 계속적인 연구결과를 발표하고 있는 추세이다.

그런데 이상의 여러 연구들은 여러 복잡한 분석단계를 거쳐 신호패턴을 인식하거나, 생체신호를 단순히 정량화하고 시각화 및 객관화하려는 연구에 그쳤을 뿐 경락의 상태를 실시간 진단하고, 또 즉시 치료하였을 때 경락의 상태변화를 종합적으로 파악하는데는 역부족이다. 또 現在 使用되고 있는 養導絡 診斷機에서의 改善點은 손에 測定 導子를 잡고 該當 經脈의 代表 測定點間의 電流나 電壓을 測定하고 測定點을 옮겨가며 反復하기 때문에 12經脈 全體를 診斷하는데 매우 번거롭고 시간이 많이 걸리며, 또 測定時마다 導子를 잡는 힘과 接觸面積이 一定하지 않아 測定값이 바뀌어 再現性이 不足하다는 點이었다. 따라서 이러한 문제점을 해결하고자 본 논문에서는 전극의 부착 등 어려움이 있으나 여러 채널을 통해 양도락 측정값을 동시에 취득가능하고, 진단 전이나 진단/자극 후에 맥의 변화를 양도락 진단결과와 함께 파악가능한 것으로 뉴로-퍼지 방법을 이용하여 맥진 및 양도락 진단을 행할 수 있는 시스템을 제안하였다.

II. 脈診과 良導絡 진단

(1) 脈診

脈診은 맥박의 변화와 맥의 부위에 근거하여 疾病이 속한 장부를 찾아내고 疾病의 성질, 즉 寒熱, 허실, 표리, 음양을 알아내는데 있다. 맥상은 인체내부의 기혈과 장부의 상태를 관찰하는 창과 같은 것으로써 생리 기능의 강약과 병기의 부위, 성질 및 변화의 세기 등을 대략적으로 알아서 이것에 덧붙여 望診과 問診, 聞診 등을 조합시켜 유용한 診斷을 얻어 내는 것이라 할 수 있다. 脈診法은 환자의 요골경상돌기의 내측박동부에 검진하는 사람의 중지를 대고, 완관절횡문상의 박동부에 시지를 대며, 경상돌기보다 윗 자리에 환지를 대고는 3지로서 診察한다. 시지가 닿는 곳을 寸口, 중지가 닿는 곳을 關上, 환지가 닿는 곳을 尺中이라고 부르며, 보통 寸, 關, 尺의 3부에서 요골동맥을 안압(깊어 누름)한다. 안압하는 방법은 浮, 沈으로 나눈다.

浮라고 하는 것은 피부의 표면에 지면이 닿았을 뿐인 가볍게 누르는 방식으로 맥박을 살피는 것이고, 沈이라고 하는 것은 요골에 닿을 정도로 깊이 안압하여 맥박을 살피는 것이다¹⁸⁾.

(2) 良導絡 진단

良導絡이라는 것은 經絡의 主路에 해당하는 부분을 다른 부분과 비교해서 피부전기저항이 적고, 통전하였을 때 전기가 잘 통하는 길이라는 것으로서 良導絡이라 명명하였다. 이 良導絡은 옛부터 전해 내려오는 12 經脈과 일치하고 있다.

양도점이 질환 등에 의해서 특히 전류가 통하기 쉽게 될 경우 반응양도점이라 부른다. 良導絡에는 興奮상태, 正常상태(생리적 범위의 상태) 및 抑制상태의 3 가지가 있다. 良導絡의 대표적인 측정부위를 12경락의 左右의 原穴 각각에서 구하고, 피부전기저항치를 측정하여 이것을 도식으로 나타내며, 전기저항의 良否에 의해서 신체의 異常有無를 診斷한다. 한 경락에서 좌우 현저한 격차가 있거나 둘 다 생리적 범위를 벗어나는 경우를 異常이라고 본다.

표 1. 經絡의 대표측정점과 흥분점, 억제점, 음양, 오행

Table 2. Representative acupoint, weakening point, stimulating point and inter-active 5-system.

구분	手					
기호	LU	PC	HT	SI	TE	LI
臟腑	肺	心包	心	小腸	三焦	大腸
代表測定点	太淵	大陵	神門	陽谷	陽池	陽谿
흥분점	太淵	中衝	少衝	後谿	中渚	曲池
억제점	尺澤	大陵	神門	小海	天井	二間
陰陽	陰	陰	陰	陽	陽	陽
五行	金	相火	君火	君火	相火	金
구분	足					
기호	SP	LR	KI	BL	GB	ST
臟腑	脾	肝	腎	膀胱	膽	胃
代表測定点	太白	太衝	太谿	京骨	丘墟	衝陽
흥분점	大都	曲泉	復溜	至陰	俠谿	解谿
억제점	商丘	行間	湧泉	京骨	陽輔	厲兌
陰陽	陰	陰	陰	陽	陽	陽
五行	土	木	水	水	木	土

良導絡名稱은 표 1과 같이 6개의 手選(HAND)과 6개의 足選(FOOT) 모두 12개의 경락으로 분류하며, 그 대표측정점은 좌측 12개소, 우측 12개소로서 모두 24개소이며, 좌측과 우측의 측정점은 똑 같다¹⁹⁾. 경락

에 異常이 있을 때 흥분점은 억제하여야 하고, 억제점은 흥분시켜야 한다²⁰⁾.

III. 시스템의 구성

전체 시스템은 맥진 시스템, 良導絡 진단 시스템, 데이터베이스부로 구분한다.

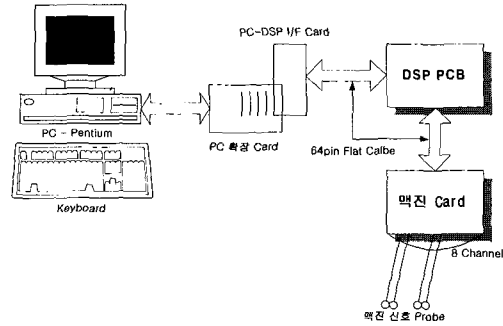


그림 1. 맥진 시스템의 구성
Fig. 1. The configuration of Maekjin system.

맥진 시스템은 그림 1과 같이 PC 1Set(Pentium), 맥진신호 Probe, PC 확장 카드(slot), PC-DSP I/F 카드, DSP 카드, 맥진 카드로 구성된다. 그림 2는 맥진 카드의 PCB 구성도이다.

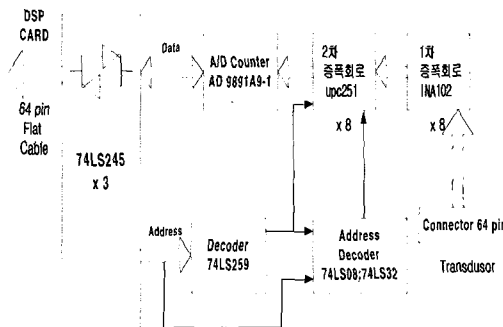


그림 2. 맥진 카드의 PCB 구성도
Fig. 2. The configuration of Maekjin Card.

그림 3은 실제로 제작된 맥진기의 외관이다.

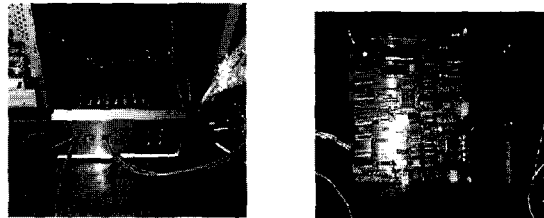


그림 3. 맥진기의 외관
Fig. 3. The appearance of Mackjin machine.

맥진과 검출방법은 직접측정방법과 간접측정방법으로 분류할 수 있다. 직접측정방법(관혈방식)은 심장혈압인 혈관의 압력을 직접 도관으로 연결하여 압력 센서에 전달하며, 이를 전기 신호로 검출하는 방식으로 정확도는 높으나 피검자에게 고통을 수반하고 여러 곳에 사용하기가 어렵다. 따라서 간접측정방법(비관혈 방식)은 편리하게 사용할 수 있으나 정확도(오차발생)가 떨어지는 문제점을 가지고 있다. 본 논문에서는 그림 4와 같이 간접측정방법 중에서 압전저항센서를 이용한 tomometry-plethysmography 방식을 적용하였다. 혈관, 혈류진동에 의해 체표면에서 진동 접촉된 비닐막(Diaphram)은 진동하게 되고 그것이 Chamber 내의 Liquid(용액)에 미소한 압력 변화로 작용하게 된다. Transducer에서 압력 변화를 전기 신호 변화로 출력력을 얻을 수 있고, 이 신호를 증폭 신호 처리하여 맥진파를 측정하였다.

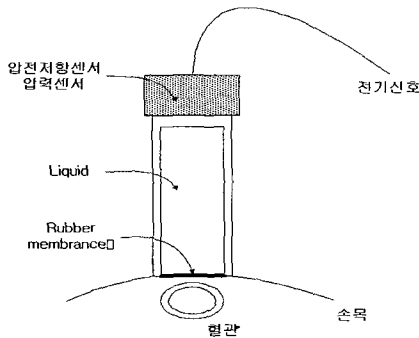


그림 4. 맥진과 검출 원리 및 방법
Fig. 4. Detection method of Maekjin Signal.

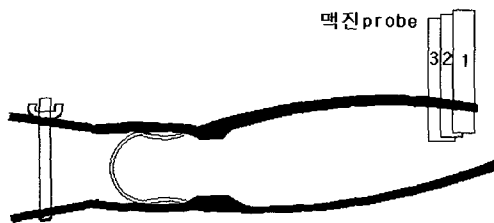


그림 5. 센서 지지대
Fig. 5. Sensor supporter.

脈診 센서의 지지대는 그림 5와 같이 인체공학적으로 손을 이용해 脈診하는 형태와 유사하게 製作하였다. 압력은 중간 스프링의 힘으로 나타나며, 후미 조절나

사를 이용하여 압력을 調節하도록 하였으며 양도락 진단시 양도락응답의 변화와 맥의 변화를 함께 살펴 볼 수 있도록 구성하였다. 맥진시 한의전문가가 가리키는 완관절횡문상의 박동부에 맥진 푸로브 3개를 접촉하여 촌관적의 위치를 잡았으며, 맥과 모니터 파형의 Baseline의 변화(증가)량을 관찰하여 浮沈에 따른 맥파를 취득하였다. 실험시에는 浮沈 둘 다 맥의 변화를 취하는 것이 어려우므로 浮나 沈 중 한가지 방법으로 실험하였다.

良導絡 진단시스템은 그림 6과 같이 PC(Pentium), PC 확장 카드(slot), PC-DSP I/F 카드, DSP 카드, 良導絡 카드 3개로 구성된다.

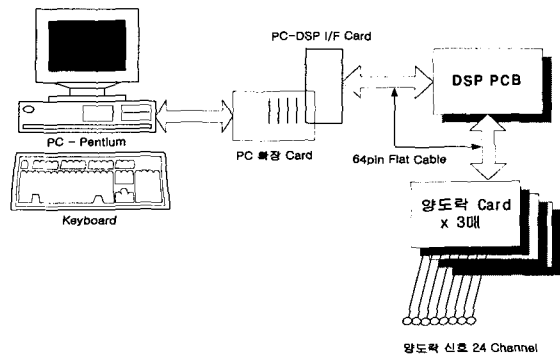


그림 6. 良導絡 시스템의 구성
Fig. 6. Configuration of Yangdorak system.

그림 7은 良導絡 카드의 PCB 구성도이다. 그림 8은 인체에 전기 자극을 인가하여 良導絡 반응을 검출하기 위한 인체 전기자극기로 12[V]의 전전기 전원을 사용하였으며, Computer 동기 시작 신호가 입력되면 monostable(단안정 발자부) 회로에서 1개의 펄스를

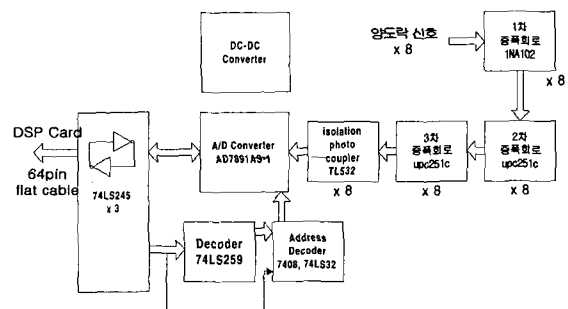


그림 7. 良導絡 카드의 PCB 구성도
Fig. 7. PCB block diagram of Yangdorak card.

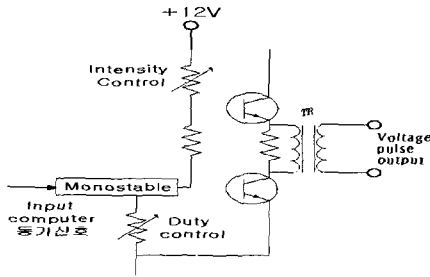


그림 8. 전기자극기
Fig. 8. Electric Stimulator Pact.

발생시킨다. Duty Control를 이용하여 펄스폭을 가변할 수 있으며 필요시 펄스 개수도 조절할 수 있다. 진단에서 조절된 펄스를 받아서 Flyback 승압 회로를 구성하여 자극 강도를 조절할 수 있게 10[V]의 펄스 출력을 발생시켜 인체에 인가한다.

그림 9와 같이 중완과 정혈간에 전기자극을 인가하고, 완관절 부위의 대표측정점과 중완간의 응답신호를 취득하였음을 나타냈다.

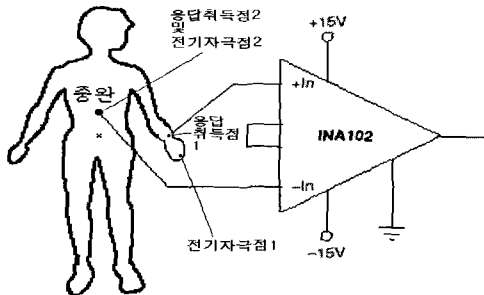


그림 9. 전기자극과 신호 취득
Fig. 9. Electric Stimulation and acquisition of signal.

그림 10은 실제 제작한 良導絡 측정기의 외관이다.

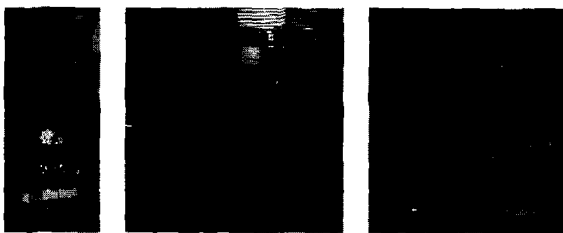


그림 10. 良導絡 측정기의 외관
Fig. 10. The appearance of Yangdorak machine.

진단은 그림 11과 같이 진행된다.

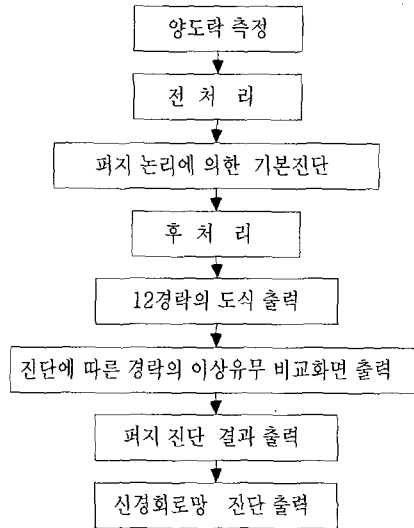


그림 11. 진단과정
Fig. 11. Diagnostic sequence.

진단과정을 간략하게 설명하면 다음과 같다.

良導絡 측정기로 우선 24개소의 대표측정점의 응답을 측정한다. 良導絡 측정에서는 보통 두가지의 진단기준이 있는데, 첫째는 평균값보다 20%가 많으면 實證(Real Evidence)으로, 20%가 적으면 虛證(Virtual Evidence)으로 진단하고, 둘째는 좌우가 심하게 차이난다면 病證(Disease Evidence)이 심하다고 진단한다. 본 논문의 퍼지진단시 입력은 24개의 전처리된 측정값 V와 12개의 좌우 배수치 M이고, 출력은 좌우 24개 경락의 虛實 정도 G이다. 본 진단에서는 퍼지화(Fuzzification)방법으로는 Nonsingleton 방법을, 퍼지추론(Fuzzy Inference) 방법으로는 Min-Max방법을, 비퍼지화(Defuzzification) 방법으로는 무게중심법을 이용하였다.^{[21][22]}

입력 V의 적합도 함수의 형태는 그림 12와 같고, 언어 변수는 표 2와 같다. 여기서 $\mu(V)$ 는 V에 관한 적합도 함수값이다.

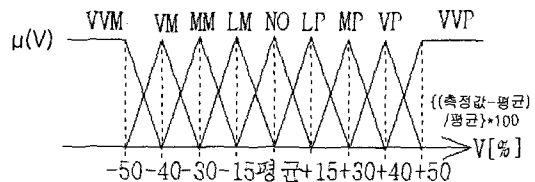


그림 12. 입력 V의 적합도 함수.
Fig. 12. Membership function of input V.

표 2. 입력 V의 언어변수 집합
Table 2. Linguistic variable set of input V.

VVP	Very Very Plus, 최대로 뜨거움
VP	Very Plus, 대단히 뜨거움
MP	Middle Plus, 중정도 뜨거움
LP	Little Plus, 약간 뜨거움
NO	Normal, 정상
LM	Little Minus, 약간 차가움
MM	Middle Minus, 중정도 차가움
VM	Very Minus, 대단히 차가움
VVM	Very Very Minus, 최대로 차가움

입력 M의 적합도 함수의 형태는 그림 13과 같고 언어 변수는 표 3과 같다. 여기서 $\mu(M)$ 는 M에 관한 적합도 함수값이다.

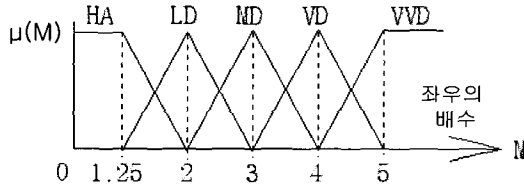


그림 13. 입력 M의 적합도 함수.
Fig. 13. Membership function of input M.

표 3. 입력 M의 언어변수 집합
Table 3. Linguistic variable set of M.

HA	Harmony, 조화로움
LD	Little Disharmony, 약간 부조화함
MD	Middle Disharmony, 중정도 부조화함
VD	Very Disharmony, 대단히 부조화함
VVD	Very Very Disharmony, 최대로 부조화함

또 출력 G의 적합도 함수의 형태는 그림 14와 같고 언어 변수는 표 4와 같다. 여기서 $\mu(G)$ 는 G에 관한 적합도 함수값이다.

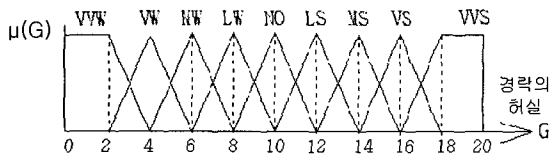


그림 14. 출력 G의 적합도 함수
Fig. 14. Membership function of output G.

표 4. 출력 G의 언어변수 집합
Table 4. Linguistic variable set of output G.

VVS	Very Very Strong, 최대로 실함
VS	Very Strong, 대단히 실함
MS	Middle Strong, 중정도 실함
LS	Little Strong, 약간 실함
NO	Normal, 정상
LW	Little Weak, 약간 허함
MW	Middle Weak, 중정도 허함
VW	Very Weak, 대단히 허함
VVW	Very Very Weak, 최대로 허함

퍼지 진단에 사용된 규칙들은 표 5와 같다.

표 5. 퍼지 진단의 룰 테이블
Table 5. Rule table of fuzzy diagnosis.

MV	VVP	VP	MP	LF	NC	LM	MM	VM	VVM
HA	VS	LS	NO	NC	NC	NO	NO	LW	VW
LD	VS	MS	LS	NC	NC	NO	LW	MW	VW
MD	VVS	VS	MS	MS	NC	MW	MW	VW	VVW
VD	VVS	VVS	VS	MS	NC	MW	VW	VW	VVW
VVD	VVS	VVS	VS	VS	NC	VW	VW	VVW	VVW

신경회로망진단은 퍼지진단에 의해 출력된 24개의 표준화된 값을 그대로 이용한다. 즉 24개의 입력노드, 중간노드 40개, 출력노드 5개구성된다. 본 논문에서는 15명의 환자의 良導絡 측정값을 이용하여 신경회로망 학습을 하였으며, 최소 오차는 0.02로 하였다. 신경회로망의 학습알고리즘은 오차역전파 알고리즘(EBP Algorithm)을 이용하였으며, 퍼지진단 후 즉시 신경회로망의 진단을 행하여 어떤 환자의 패턴과 같은 지를 확인하여 단시간 내에 치료방침을 세울 수 있도록 하였다.

IV. 實驗 및 考察

본 논문에서 구현한 시스템의 유효성을 검증하기 위해 臨床實驗을 행하였다. 實驗에 사용된 컴퓨터는 IBM PC-Pentium이며 하드웨어로는 脈診카드, 良導絡 카드, DSP 카드, PC-DSP I/F 카드, 電氣刺戟器, 磁氣刺戟器이며, 운영 소프트웨어로는 脈診測定 프로그램, 良導絡測定 프로그램, 퍼지診斷 프로그램, 신경

회로망 診斷 프로그램, 데이터베이스이며 Turbo C와 Visual Basic 6.0, Access 97 Database engine으로 작성되었다.

그림 15는 맥의 상태를 관찰하면서 양도락 진단을 병행할 수 있도록 脈診器를 이용하여 寸關尺 部位의 脈波를 檢出한 것이다.



그림 15. 脈波
Fig. 15. Pulse wave.

▶ 實驗 1.

實驗 1은 인체의 임피던스를 計算할 수 없는 경우로 전기자극을 인가하여 應答를 취득한 경우이다. 良導絡 診斷을 행하기 위해 그림 9에서와 같이 먼저 전극 1은 복부에 있는 中脘 직하(레퍼런스)에, 전극 2는 수족의 정혈 지점에 붙여 260[μ Sec]의 Duration으로 10[V]의 직류를 인가한다. 그리고 전극 3은 代表測定點에 위치시켜 전극 양단에서 전기신호의 應答를 측정한다. 전극은 근전도용 소형 전극(일회용, 테이프 방식)을 이용하였다. 여기서 260[μ Sec]의 Duration으로 자극하는 이유는 크기가 크며 빠른 전도속도를 갖는 감각신경은 흥분시키지만 크기가 작은 통증섬유나 주위의 근육은 흥분시키지 못하므로 자극에 의한 잡음 신호를 減少시키기 위해서이다.

그림 16은 대표측정점과 중완에 부착한 두 전극을 통하여 취득한 應答信號이다. 여기서 전기자극이 인가된 시점에서는 전압이 급격히 상승하였다가 곧바로 급격히 하강하고, 전기자극이 종료된 시점에서는 전압의 극성이 바뀌어져 급격히 상승/하강함을 볼 때 인체의 커패시터가 크게 작용한다는 것을 유추해 볼 수 있다. 이때의 신호 증폭비는 1,000배이다.

표 6은 단펄스 전기자극을 肺經의 좌우측에 인가하

였을 경우 취득된 應答信號의 크기이다.

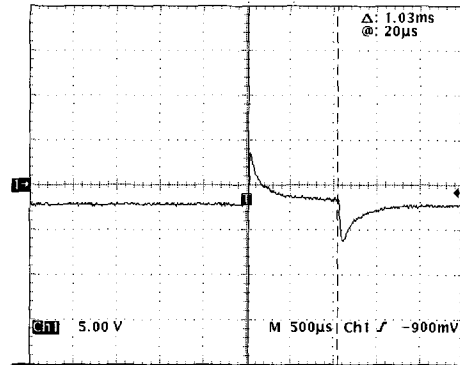


그림 16. 良導絡 應答信號
Fig. 16. Response signal of Yangdorak.

표 6. 단펄스 자극시의 應答
Table 6. Response of one pulse stimulation.
(단위: 0.1[mV])

측정 순번	좌측 肺經		우측 肺經	
	최대값과 최소값의 차이	정상상태의 크기	최대값과 최소값의 차이	정상상태의 크기
1	138	4.27	106	4.55
2	138	4.24	109	4.51
3	135	4.26	115	3.83
4	140	4.72	116	3.81
5	138	4.87	119	3.74
6	139	5.32	120	3.84
7	142	5.02	120	4.12

표 6의 결과를 보면 단펄스 자극인 경우 취득되는 應答信號의 크기가 일정하지 않음을 알 수 있다.

표 7은 펄스를 여러 번 반복하고 평균하여 취득된 肺經의 應答信號 크기이다. 이 경우에는 100번 이상 펄스를 반복하여 인가하면 최대값과 최소값의 차이는 거의 변화가 없고, 정상상태의 크기는 반복회수를 늘림에 따라 크기가 더 크짐을 알 수 있다.

표 8은 여러 번 반복하여 펄스를 인가한 직후 단펄스 應答를 나타낸 것이다. 이 경우 최대값과 최소값의 차이나 정상상태의 크기는 반복 펄스 자극의 경우보다 일정하지 않음을 알 수 있다. 따라서 앞으로의 모든 실험은 100번 반복하여 펄스를 인가하고 그 평균값을 취하기로 한다.

표 7. 반복펄스 자극시의 應答

Table 7. Response of repeated pulse stimulation.
단위: 0.1[mV]

측정 순번	좌측 肺經							
	최대값과 최소값의 차이				정상상태의 크기			
	10회	100회	300회	500회	10회	100회	300회	500회
1	140	140	142	143	5.38	5.85	6.19	6.12
2	142	140	142	143	5.10	6.04	6.15	6.49
3	143	140	142	142	5.10	5.79	6.16	6.18
4	144	141	142	142	5.03	5.93	5.76	6.23
5	145	141	142	142	5.70	5.84	5.86	6.33
6	146	141	142	142	4.64	5.77	5.95	6.61
7	146	141	142	142	4.86	5.53	5.54	6.65

표 8. 반복펄스 자극 후 단펄스 자극시의 應答

Table 8. Response of one pulse stimulation after repeated pulse stimulation.
단위: 0.1[mV]

반복 회수	左側 肺經	
	최대값과 최소값의 차이	정상상태의 크기
10	145	7.03
50	149	6.58
100	150	6.41
200	151	6.4
300	153	6.15
400	154	6.04
500	154	6.04
600	156	6.03
700	156	6.01
800	168	6.08
900	157	5.91
1000	159	6.15
2000	158	5.97

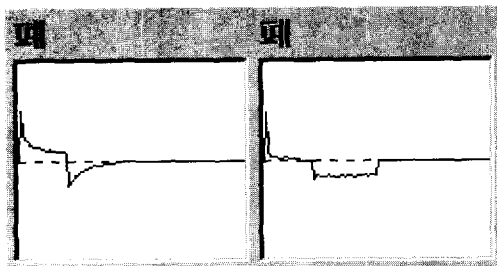


그림 17. 肺經의 應答
Fig. 17. Response of lung-route.

그림 17은 운영 프로그램의 화면에서 부분적으로 캡처한 肺經의 應答이다. DSP의 A/D 컨버터는 +2048에서 -2048까지의 디지털 값을 출력하는데 이

는 +10[V]와 -10[V]의 범위를 나타낸다. 이때의 샘플링 시간은 10[μs]이다.

應答曲線의 베이스 라인을 취하여 그림 18과 같이 나타내었다.

다음은 새로운 實驗者의 전체 應答를 구하고, 應答值의 최대값과 최소값의 차이를 구하여 그림 19와 같이 양수 0에서 50까지로 스케일링하여 입력표에 나타내었으며 그림 20과 같이 도표로 나타내었다. 이 그림에서 중앙의 수평선은 일반적인 데이터 범위에서 크게 벗어난 평균치를 나타내고, 상하의 수평선은 전체 평균치의 ±20%를 나타낸 것이다. 여기서 이 實驗者의 측정값을 살펴 보면 大腸 右, 脾臟 右, 膀胱 左右가 특히 심한 편차를 보이고 있고 上下의 基準線을 벗어나 있으므로 異常 經脈이라고 판정할 수가 있다.

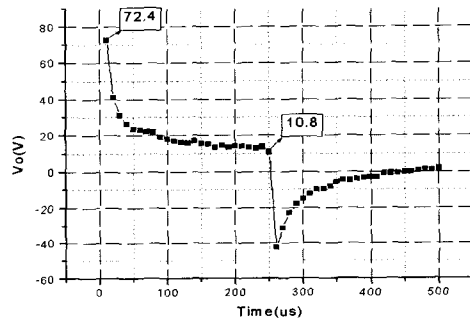


그림 18. 취득 신호
Fig. 18. Acquisition signal.

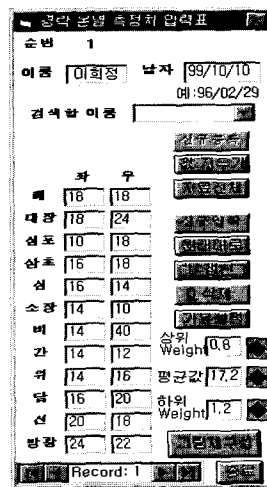


그림 19. 응답 데이터
Fig. 19. Response data.

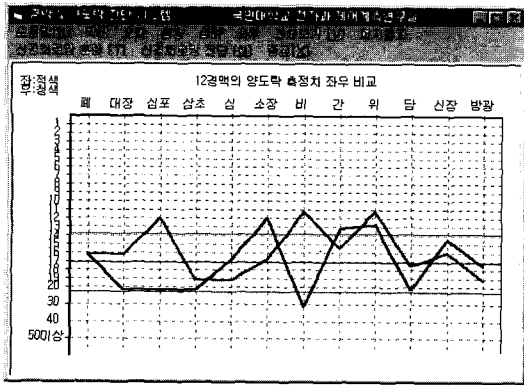


그림 20. 12경맥의 良導絡 도식
Fig. 20. Graph of 12 kyungmaks.

그림 21은 응답결과를 다른 患者와 比較해 볼 수 있도록 經脈의 陰陽, 左右, 上下 및 五行을 도표로 나타낸 것이다.

제안된 퍼지 알고리즘으로 퍼지 診斷한 결과는 그림 22와 같다. 상부의 블록은 각 經脈의 출력값(0부터 20)을 나타내고, 하부의 블록은 출력 결과로서 정상인 경우에는 공백으로 나타내었다.

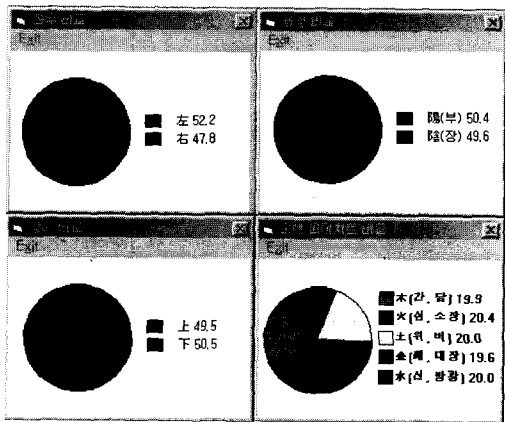


그림 21. 陰陽, 左右, 上下 및 五行의 비교
Fig. 21. Comparison of Yin and Yang, left and right, up and down, and interactive 5-system.

	폐	대장	심포	삼초	심	소장	비	간	위	담	신	방광
좌	10.7	10.7	14.1	8.9	8.9	10.4	17.8	11.1	15.1	9.8	10.8	8.9
우	10.7	7	6.1	7	10.4	14.1	1.5	12.8	13.2	6.5	11.6	9.8

	폐	대장	심포	삼초	심	소장	비	간	위	담	신	방광
좌			MS					VS		MS		
우					MS	VVW						

그림 22. 퍼지 診斷에 의한 診斷結果
Fig. 22. Result by fuzzy diagnosis.

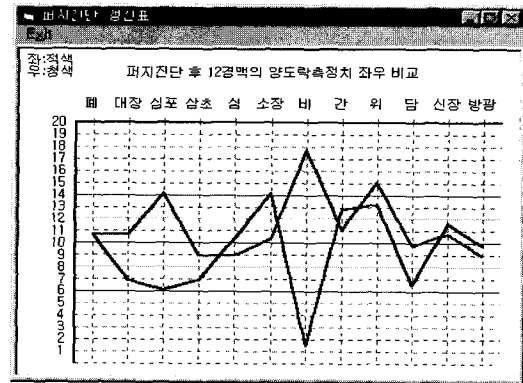


그림 23. 이전 診斷값을 正常화하여 갱신한 결과
Fig. 23. Update result by normalizing previous diagnosis value.

그림 23은 診斷結果를 다른 患者와 比較하여 볼 수 있도록 퍼지 診斷에 의한 診斷값을 0부터 20까지의 正량값으로 變換하여 나타낸 것이다.

신경회로망의 학습에서는 이상의 갱신된 24개의 결과값을 시스템의 입력단으로 사용하였고, 숨은층 노드는 수차례의 變換을 주고 實驗하여 最적의 노드수를 얻을 수 있는 48개로, 출력노드는 5개로 구성하였다.

본 研究에서 신경회로망의 학습률은 0.58, 관성항은 0.79를 사용하였는데 관성항은 EBP 알고리즘에서 널리 쓰이는 값을 택하였고, 학습률은 認識實驗 過程을 통하여 진동이 생기지 않는 범위 내에서 最적의 값을 택하였다.

학습용 대표패턴으로는 實驗者 15인을 대상으로 하여 24개소의 良導絡 應答值를 인접한 층간의 초기연결 강도와 바이어스 값을 읽어서 학습을 시작하고, 그 전체 오차가 0.1 이하가 되었을 때 학습을 마치도록 하였다.

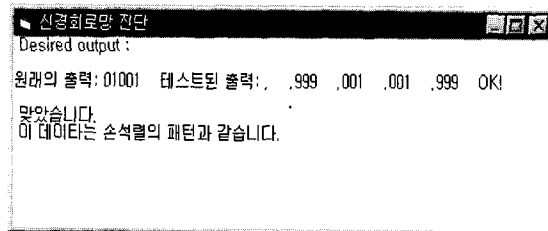


그림 24. 신경회로망 診斷
Fig. 24. Neural networks diagnosis.

診斷用 테스트 패턴으로는 학습한 15인의 측정값과 한 經脈 이상 變換을 준 50인의 기상 수치를 이용하

여 패턴인식율을 계산하였다. 그림 24는 신경회로망의 학습을 마친 후 임의 환자를 테스트 패턴으로 패턴인식한 결과이다. 표 9는 시스템의 패턴認識 實驗結果를 나타낸 것으로서 학습한 패턴에 대해서는 100%의 정확성을 보였고, 가상 수치의 패턴은 76%였다. 여기서 학습하지 않은 패턴의 확률이 낮은 것은 實驗의 제한성 때문에 학습 패턴을 많이 확보할 수 없기 때문이라고 볼 수 있다. 따라서 더 많은 實驗을 하면 할수록 診斷率은 높아질 것이라 예상된다. 본 研究에서 이러한 패턴認識의 實驗을 한 이유는 새로운 환자를 診斷할 경우 기 학습된 환자의 어느 유형과 같은지를 미리 안다면 치료방침을 신속히 세울 수 있으리라 생각되기 때문이다.

표 9. 패턴認識의 實驗結果
Table 9. Experimental results of pattern recognition

實驗조건	診斷結果	診斷率
학습한 패턴	15/15	100%
학습하지 않고 조정한 가상 패턴	38/50	76%

▶ 實驗 2.

實驗 2는 시뮬레이션에서 행한 바와 같이 저항 1.8[kΩ]을 입력단에 병렬로 연결하고 직류 10[V], 260[μs]의 펄스를 인가하여, 알고 있는 저항 양단의 應答를 취하는 것으로 인체의 임피던스를 계산할 수 있는 경우이다. 전극은 12經脈의 井穴에 전극을 부착하고 손목의 代表測定點 부위는 도전성이 좋은 구리선과 물에 젖은 헝겊을 일체로 하여 공통 그라운드로 잡았다. 이렇게 한 이유는 손목을 지나가는 手經에 대해 손목선을 하나의 기준점으로 잡고 각 經脈선을 따라 임피던스를 계산하기 위함이다. 기존 良導絡 診斷方法에서 經脈線 상의 應答를 취하지 못하고 접촉저항에 따라 크게 應答值가 달라지고 레퍼런스가 모호하여 취득된 신호를 어떤 기준에서 비교하기가 어려운 문제점을 어느 정도 해결하였다고 본다. 足經에 대해서도 동일하게 발목선을 레퍼런스로 하였다.

이 實驗의 경우 신호의 증폭비를 10으로 설정하여도 신호는 잘 취득되었다. 實驗 2에서는 實驗 1과 반대의 논리로 임피던스를 고려하여야 한다. 그림 25는 手經의 應答를 나타낸 것이다.

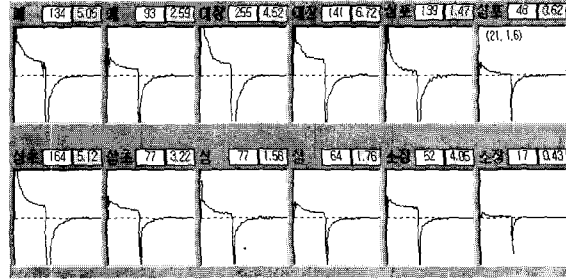


그림 25. 手經의 應答
Fig. 25. Response of hand meridian.

▶ 實驗 3.

磁氣 刺戟器를 이용하여 실험자 4인의 大腸經絡의 井穴인 少商에 補의 方向과 瀉의 方向으로 400 [Gauss] 정도 자극하여 脈의 變化를 살펴 보았다.

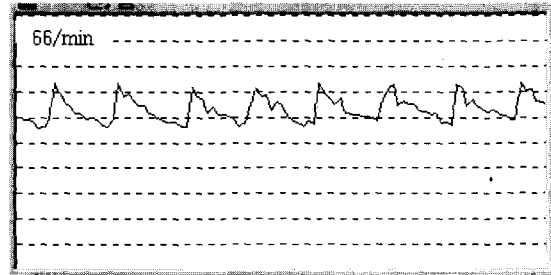


그림 26. 실험자 1의 磁氣 刺戟 전의 脈波
Fig. 26. Pulse wave of An experimentalist 1 before magnetic stimulation.

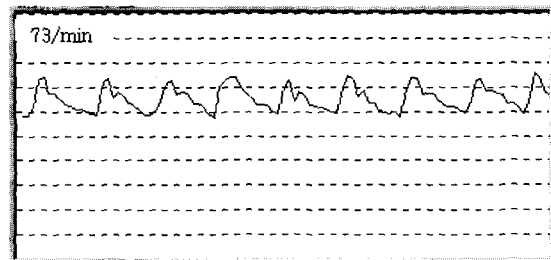


그림 27. 실험자 1의 磁氣 刺戟(瀉, 2분) 후의 脈波
Fig. 27. Pulse wave of An experimentalist 1 after strengthening magnetic stimulation.

여기서 磁氣 刺戟器는 긴 페라이트 철심이 들은 24[V]용 솔레노이드를 이용하였으며, 補의 方向이란 經絡의 主流方向에 대응하는 방향이며, 瀉의 方向이란 經絡의 主流方向에 반대되는 방향을 말한다. 그림 26은 磁氣 刺戟을 인가하기 전의 脈波를 나타낸 것이며, 그림 27은 2분간의 補의 磁氣 刺戟을 인가한 후의 脈波를, 그림 28은 2분간의 瀉의 磁氣 刺戟을 인가하고

난 뒤의 脈波를 나타낸 것이다.

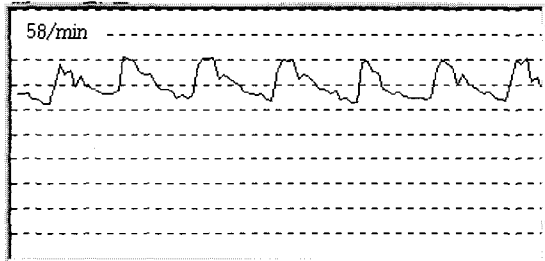


그림 28. 실험자 1의 磁氣 刺戟(補, 2분)
Fig. 28. Pulse wave of An experimentalist 1 after weakening magnetic stimulation.

표 10은 4명의 실험자에 대한 補瀉 자극 후의 脈搏數의 변화를 나타낸 것이다.

이 실험에서 짧은 시간에 脈搏의 변화가 관찰되었다. 大腸 經脈의 瀉 자극은 脈搏數를 빠르게 하고, 補 자극은 脈搏數를 느리게 하여, 脈搏數가 분당 平均 5 회±2회 빨라지거나 느려지는 것을 알 수 있었다

그림 29는 경혈에 관한 여러 정보를 찾아보거나 증상별 치료 경혈을 검색해 내는 프로그램이다.

표 10. 4명의 실험자에 대한 脈搏數
Table 10. Number of beating of the pulse for 4 experimentalists.

실험자	자극상태	자극 전	大腸 補의 자극	大腸 瀉의 자극
1		66	73	58
2		58	65	64
3		53	60	53
4		51	57	51

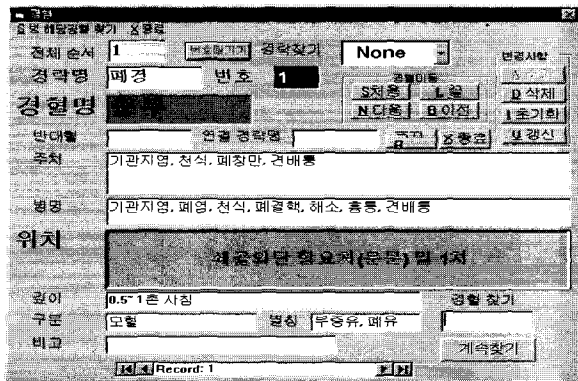


그림 29. 경혈 참조화면
Fig. 29. Reference screen of meridians.

구현된 시스템을 임상에 사용하여 평가한 것을 정리하면 다음과 같다.

- 1) 脈波를 관찰하면서 良導絡 診斷과 磁氣 治療를 행할 수가 있어 診斷과 치료 효과를 극대화할 수 있는 가능성을 보였다.
- 2) 經脈의 불균형도를 수시로 점검해 가면서 磁氣 刺戟 외에 침, 뜸 등의 刺戟도 병행할 수 있어 범용 診斷 및 治療器로도 가능하다.
- 3) 磁氣 刺戟器는 독립적으로 다른 診斷器 및 治療器와 함께 활용될 수가 있으므로 이에 관한 많은 연구가 필요하다.
- 4) 良導絡 診斷時 임피던스를 판단하는 알고리즘에 대한 검증이 필요하다. 또한 陰陽과 五行의 均衡을 잡는 것 외에 노약자, 소아, 신경쇠약환자 등에 관한 통계치를 산출하여 韓醫診斷의 客觀的 診斷 指標를 제공할 필요가 있다.

V. 結論

본 研究에서 研究한 內容을 綜合하여 檢討해 본 結果를 정리하면 다음과 같다.

- 1) 具顯된 하드웨어는 良導絡 診斷器, 脈診器, DSP, PC-DSP I/F 카드, 전기자극기, 磁氣 刺戟器이며, 시스템 소프트웨어는 DSP 프로그램, 경락·脈·전기/자극 운영 프로그램이며 診斷 소프트웨어는 퍼지 診斷 프로그램, 신경회로망 診斷 프로그램이다.
- 2) 人體에 분포하는 12經脈의 代表測定點과 井穴에 電極을 부착하고 전기자극기로 크기와 폭을 可變시켜 단펄스 또는 指定된 횟수의 펄스를 인가하여 약 1.8[kΩ]의 저항 兩端의 應答信號를 取得하였다. 10[V], 260[μsec]의 구형파 인가시 反復하여 取得된 應答信號에서 정상상태의 전압치는 誤差가 平均 ±1.9 [mV]였다. 取得된 정상상태의 전압치에 비해 오차는 약 ± 2.4%였다.
- 3) 계측된 생체 임피던스를 퍼지 診斷 프로그램에 의해 각 經脈의 虛實로 診斷한 後, 經脈의 流注方向에 順(補)하거나 反(瀉)하는 一定時間의 磁氣 刺戟을 가하고 2) 3)을 反復하여 各 經脈의 虛實 變化를 觀察하였다. 여기서 適用된 퍼지 論理의 適合性은 全體 經脈의 虛實이 均衡되는 方向으로 調整되는 지의 與否로 判斷하였으므로 많은 實驗을 해야 할 必要性이 對頭되었다.

4) 脈診 센서를 寸關尺 該當 部位에 부착하여 刺戟 前과 磁氣刺戟 등의 韓醫 治療 後 脈의 變化를 比較해 볼 수 있도록 하였다. 本 實驗에서는 正常人의 境遇 400 Gauss, 2分間의 補와 瀉에 따른 磁氣刺戟을 井穴 部位에 인가한 結果 脈搏數가 분당 平均 5회±2회 빨라지거나 느려지는 것을 알 수 있었다.

本 實驗에서 표준데이터를 얻기 위해서는 많은 수의 實驗을 해야 하나 實驗의 제한적 환경 때문에 正常人과 疾病을 가진 患者의 應答에 關한 데이터의 比較·分析 등 未洽한 점이 있다. 따라서 이를 극복키 위해 充分한 數의 正常人을 對象으로 實驗을 하여야 할 것이다. 또한 맥진시 寸關尺 각 위치를 가압할 수 있는 모타구동기의 개발, 자기 치료방법 개발, 韓醫師들의 參與를 통한 診斷結果의 檢證 등의 研究도 並行되어야 할 것이다.

참 고 문 헌

- [1] 박석연, 경락의 실제, 태학사, 1997년.
- [2] 김홍오, 鍼處方을 위한 專門家시스템 具現에 關한 研究, 명지대학교 박사학위論文, 1991.[2] 김홍오, 鍼處方을 위한 專門家시스템 具現에 關한 研究, 명지대학교 박사학위논문, 1991.
- [3] 이호재, 한방진단을 위한 생체신호처리 시스템의 구현, 명지대학교 대학원 전자공학과 박사학위 論文, 1994.[3] 최선인, 신경망 모델을 이용한 한의진단시스템, 건국대학교 석사학위논문, 1989.
- [4] 김현규, 침자극에 따른 근전신호 변화에 관한 연구, 명지대학교 대학원 전자공학과 석사학위 論文, 1995.
- [5] 박승환, 조합형 광파이버 센서를 이용한 맥파 진단 시스템의 자동화에 관한 연구, 인하대학교 대학원 전자공학과 박사학위 論文, 1996.
- [6] 장원석 외 3인, 퍼지 프로세서를 이용한 심전도 판별 시스템 개발, 의공학회지, 제16권 제4호, 1995.
- [7] 임지주 외 3인, "지능형 생체신호 수집 및 처리장치", 삼성전자공모論文, 1995.
- [8] 정동명, 손인철, "經絡의 진동자극과 반사파 검출", 정신과학학회 1997년도 학술대회, 1997.
- [9] 신명호, 어윤기, 정동명, 김경식, "혈위식별기 DM 96A-1을 이용한 經絡의 流注방향 인식에 관한 연구, 대한전자공학회 추계종합학술대회 論文집, 제20권 제2호, 1997.
- [10] 최선인, 신경망 모델을 이용한 한의진단시스템, 건국대학교 석사학위 論文, 1989.
- [11] 한규원, "良導絡診斷을 實施한 비만환자 1068例에 對한 臨床的 觀察", 대한한의학회지, Vol 13, No. 2, pp. 57-62, 1992.
- [12]李志超, "等溫經絡線의 實驗檢證", 針刺研究 Vol. 21, No.1, p76, 1996. 5.
- [13] 임선철 등, 인체經絡혈위적발전광연구, 대자연탐색 9권, 31기, 1990.
- [14] 이한구 등, 전기적 특성을 이용한 經絡시스템 연구 (1), 한국한의학회연구소, 1998. 12.
- [15] 한국한의학 연구소 임상연구부, 동서양의 기의학, 한국한의학연구소, 1995. 12.
- [16] 한국한의학연구소 임상연구부, 經絡의 연구 II, 한국한의학연구소, 1996. 9.
- [17] 한국한의학 연구소 임상연구부, 經絡의 신연구 III, 한국한의학연구소, 1997. 2.
- [18] 김수진, 컴퓨터 경락진단기, 주식회사 쏘드 메디컴, 1993.
- [19] 中谷義雄, 良導絡 자율신경조절요법, 良導絡연구소, 1973.
- [20] 김학오, 이병국, 良導絡針法, 現代針灸원, 1993.
- [21] 김진우, 장기홍, 김상근, 김병화, 풍의섭, 김도현, "FUZZY-推論을 利用한 일파式 速記文字의 ON-LINE 認識에 關한 研究", 제어계측연구회 합동학술발표회논문집, pp. 102-106, 1993.
- [22] 김병화, 김상근, 안현식, 김도현, "針灸, 指壓處方을 위한 複合診斷시스템의 具顯에 關한 研究", 정보처리응용학회 학술발표회 논문, Vol 1, pp. 274-279, 1994.

저 자 소 개

金 炳 華(正會員) 第32卷 B編 第3號 參照
현재 동원대학 전자과 조교수

司空石鎮(正會員) 第33卷 B編 第11號 參照
현재 국민대학교 전자공학부 교수

韓 權 相(正會員) 第27卷 B編 第6號 參照
현재 LG OTIS 엘리베이터(유)
설계팀 과장

安 鉉 植(正會員) 第32卷 B編 第3號 參照
현재 국민대학교 전자공학부 교수



李 雨 哲(正會員)
1983.2 건국대학교 전자공학(공학사)
1986.9 건국대학원 전자공학 석사.
1979.7~1993.2 서울대학병원 의공
학과 근무. 1999.2 국민대학교 대학
원.전자공학과(박사수료), 1993.3 ~
현재 서울보건대학 의료공학과 조교

金 道 鉉(正會員) 第32卷 B編 第3號 參照
현재 국민대학교 전자공학부 교수

수. 주관심분야: 의용전자,한방,의료기기 시스템, 의용신호
처리