대한한의진단학회지 제30권 제1호 (2026년 10월)
The Journal of the Society of Korean Medicine Diagnostics. 2026;30(1):211-222.
[원저 Original Article]

전자기유체추진 방식을 활용한 맥파재현장치 개발

-구조 설계 및 맥동 시험 보고-

정서윤[1], 최우진[1], 임상균[1], 김기왕[1]*
[1]부산대학교 한의학전문대학원

Development of an arterial pulse simulator using magnetohydrodynamic propulsion

- Structural design and pulsation test report -

Seoyun Chong[1], Woojin Choi[1], Sanggyun Im[1], Kiwang Kim[1]*
[1]Pusan National University School of Korean Medicine

Abstract

Objectives : An effective education in pulse diagnosis and the calibration of pulse-measuring devices require a simulator that faithfully reproduces arterial pulsation. In response to this need, numerous pulse simulators have been developed since the 1990s. However, no simulator has yet been developed that faithfully reproduces the spatial components of the pulse that are essential for learning pulse diagnosis in Korean medicine, namely pulse width, pulse length, and pulse depth, and existing devices have also shown shortcomings in the length of input data and in durability. Accordingly, the author a new pulse simulator structure to address these problems and reports the results of preliminary operation tests of a prototype of the pulsation unit fabricated according to this design.

Materials and Methods : A magnetohydrodynamic (MHD) method was applied, in which an electric current is passed through a liquid metal to induce pulsation in a simulated vessel. Galinstan, which is liquid at room temperature, was synthesized by mixing gallium, indium, and tin, and was used as the working fluid of the pulsation unit. Multiple carbon electrodes were inserted into the Galinstan filling a silicone tube, so that the length over which effective pulsation occurs could be adjusted. A liquid-volume control cylinder and an air-pressure control cylinder were connected to the pulsation unit, so that the pulse thickness, that is, the pulse width, and the pattern of response (change in pulsation) to the examiner's compression of the vessel could be adjusted.

Results and Conclusions : Minute pulsatile displacement was observed in the pulsation unit, but pulsation at a palpable level was not reproduced. Strengthening of the magnetic field, an increase in current, and shielding of leakage magnetic flux are required. An appropriate heat-dissipation structure is also an element that should be added in future work.

Key Words : pulse diagnosis, arterial pulse simulator, spatial components of the pulse, magnetohydrodynamic propulsion, liquid metal.

---

* 교신저자 : Kiwang Kim. Pusan National University School of Korean Medicine. Room 415, Pusan National University School of Korean Medicine, 49 Busandaehak-ro, Mulgeum-eup, Yangsan-si, Gyeongsangnam-do.
Tel: +82-51-510-8466, E-mail: kimgiwang@hanmail.net
· 원고접수일 : 2026.09.22 / 심사완료일 : 2026.10.05 / 게재결정일 : 2026.10.14.

I. 서론

맥진의 교육에서 맥진 이론의 학습과 함께 꼭 필요한 것이 다양한 맥을 짚어보는 체험이라 할 수 있다. 그러나 맥진 교육 현장에서 흔히 이루어지는 수강생 상호간의 진맥 실습이나 일부 임상실습 과정에서 이루어지는 진맥 경험은 맥진 교육이 목표로 하는 범위를 온전히 포괄하기 어렵다. 일례로, 소위 이십팔맥(二十八脈)으로 대표되는 맥상 가운데 실습을 통해 감별 기준을 체득하기 쉽지 않은 맥상이 존재하는 것이 현실이다. 이러한, 학습 과정에서 진맥 경험의 한계를 극복하기 위한 수단으로서 동맥 박동을 재현하는 장치, 즉 맥파재현장치가 개발되어왔다.

맥파재현장치는 맥진 교육에서 유용한 도구일 뿐만 아니라 맥진 기기의 개발 과정에서도 효용을 가진 장비이다. 맥파재현장치를 통해 기존의 맥진기 또는 새로 개발된 맥진기가 특정의 맥상을 얼마나 충실히 묘사하는지 확인할 수 있고 맥진기의 교정 과정에 정량적 정보를 제공할 수 있기 때문이다.

이러한 필요성에 따라 1990년대 이래 다양한 맥파재현장치가 개발되고 있다. 과거에는 시작품(試作品)으로서 소개된 것이 다수였던 반면 근래에는 제품화된 생산품으로서 자리잡고 있는 기종도 여럿 존재하는 상황으로 발전하였다. 그러나 지금까지 개발된 맥파재현장치는 한의학의 맥진에서 중요한 맥상 구분 지표인 맥동의 공간적 속성들, 즉 맥의 너비, 맥의 길이, 맥의 깊이를 충실히 재현하는 데는 성공하지 못하고 있다. 또한 압력을 가진 유체가 연질 도관 내부에서 박동하는 구조로 인해 내구성에서 한계를 노출하기도 하였으며 어떤 기종은 1주기 맥파만을 반복 재생하는 형태로 제작되어 여러 주기를 포함한 장시간 맥파 자료를 재현할 수 없는 문제점을 보여주기도 했다.

이러한 문제점을 해결하고자 본 연구에서는, 가압된 유체가 폐쇄 도관을 순환하지 않는 형태의, 기계적 구동 부품이 필요 없는, 맥동의 공간적 속성을 구현 가능한 맥상 재현 기기를 구상하였다. 즉, 전동기에 연결된 펌프가 유체를 순환시키는 종래의 방법에서 벗어나 촉진자의 손가락 표면에 수직한 방향의 유체 이동만을 기계 부품 없이 전자기적으로 직접 유도하는, 일종의 전자기유체추진(magnetohydrodynamic propulsion, MHD propulsion)에 기반한 맥파재현장치를 구상하였다.

아래에 이러한 발상으로 구성된 맥파재현장치의 제안된 구조와 특징을 소개하고 기기의 동맥 박동부를 제작하여 박동 시험을 수행한 결과를 보고한다. 아울러 박동 시험 결과 파악된 문제점을 분석하고 이러한 분석으로부터 예상되는 후속 과제를 소개하기로 한다.

Ⅱ. 재료와 방법

본 연구에서 구상한 기기는 액체금속을 작동 유체로 하므로 상온에서 액체 상태를 유지하는 금속 소재가 필요했다. 수은(Hg)은 이 목적에 부합하는 소재이나 독성이 있고 특히 상온에서 유독한 증기를 생성하기에 현재 사용이 엄격히 제한되고 있다. 때문에 이번의 연구에서는 무독성의 액체금속 소재인 갈린스탄(galinstan) 즉 갈륨, 인듐, 주석의 합금을 사용하였다. 현 시점에서 국내 갈린스탄의 수급이 원활하지 않아 부득이 갈륨, 인듐, 주석 과립을 각각 구하여 합금을 만들었다. 갈륨 70%, 인듐 20%, 주석 10%의 중량비로 재료를 혼합한 후 자기(瓷

器)에 넣고 물을 채운 냄비 안에서 중탕(重湯)하여 100℃로 가열하여 갈린스탄을 합성하였다. 인듐의 녹는점이 156.6℃, 주석의 녹는점이 231.9℃이므로 더 고온의 가열 장치가 필요하다 생각할 수 있으나 29.8℃에서 녹는 갈륨이 일단 액화되면 인듐, 주석과 비교적 낮은 온도에서도 쉽게 혼합되어 액화된 합금을 형성하므로 100℃의 중탕 자기 그릇 안에서도 손쉽게 갈린스탄을 합성할 수 있었다.

작동 유체를 주입할 모의 맥관은 연질 실리콘(silicone) 재료인 Smooth-On 사의 EcoFlex-0030을 이용하여 성형하였다. 맥관의 신축 범위를 크게 하기 위해 얇은 두께가 요구되었기 때문에 주형을 이용한 성형은 곤란하였으므로 원기둥 형태의 폴리카보네이트 봉에 실리콘을 도포하고 8시간 동안 일정 속도(약 30rpm)로 봉을 회전시켜 맥관을 성형하였다. 만들어진 모의 맥관은 내경 약 2.8mm, 외경 약 3.0mm, 두께 약 0.1mm였고 길이는 약 70mm였다.

준비된 모의 맥관에 전류 주입을 위한 전극을 삽입하였다. 갈린스탄은 일부 금속 재료와 상호작용이 있으므로 전극 소재로 탄소(흑연)를 선택하였다. 직경 1.3mm의 B등급 굳기인 원기둥형 사프심을 일정 길이로 잘라 도선을 연결하여 맥관 벽을 관통시키고 소량의 실리콘(EcoFlex-0030)을 관통부 주위에 발라 밀봉하였다. 금속 도선과 탄소 전극은 별도의 접착 소재 없이 물리적 접촉만으로 연결되도록 하였다. 즉, 도선을 탄소 전극에 나선형으로 감고 그 바깥에 열수축튜브를 감싼 후 가열, 냉각하여 도선과 전극이 밀착 상태를 유지한 채 고정되도록 하였다.

Figure 1은 이상의 방법으로 제작한 박동부의 모습이다.

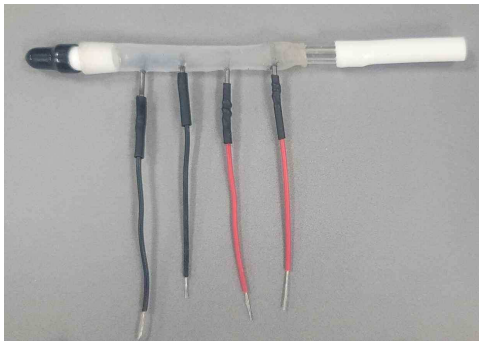


Figure 1. Fabricated pulsation unit.

모의 맥관에는 갈린스탄과 맥관 벽의 직접 접촉을 줄이고 유압 전달을 위해 미네랄 오일 Fomi-70 (CAS No. 8012-95-1)을 갈린스탄과 함께 주입하였다. 주입된 미네랄 오일은 윤활작용과 함께 액체금속 갈린스탄의 박동부 점유 체적을 가변적으로 조절하기 위한 매질로서의 역할도 하도록 하였다. 액체금속의 체적 조절에 대해서는 고찰 단락에서 다시 설명한다.

만들어진 박동부의 도선에 Hangell 사의 직류전원공급장치 HPS3010을 이용하여 통전 전류 3A 이내에서 전류 공급을 하고 박동 형성을 관찰하였다.

Ⅲ. 결과

박동부의 전극에 4V의 전압을 인가했을 때 약 3A의 전류가 형성되었다. 단속적으로 4V의

전압을 인가할 경우 육안 관찰에서 맥관 벽의 미세한 맥동이 관찰되었으나 손가락으로 감지할 수 있는 유감맥동(有感脈動)은 없었다. 동영상 판독 결과 4V 인가 시 자기장에 수직 방향으로 0.07mm, 즉 70μm의 변위가 실리콘 튜브 표면에서 확인되었다(Figure 2). 제작된 맥동부는 진맥 실습을 위한 교구에 요구되는 맥압을 형성하지 못하였다.

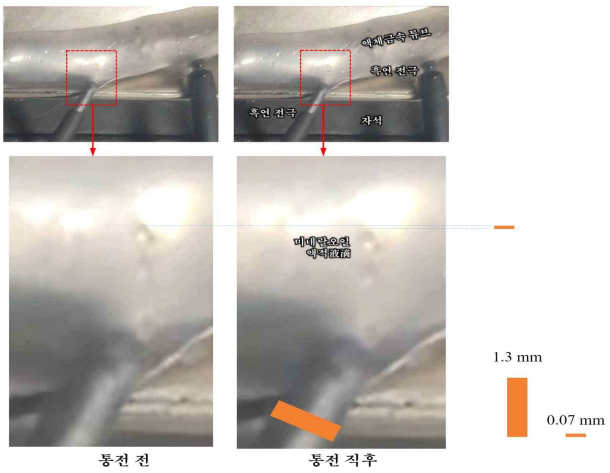


Figure 2. Displacement of the vessel observed perpendicular to the magnetic field direction. The vertical displacement of a oil droplet on the tube surface was measured using a carbon electrode of known diameter (1.3 mm) as a reference.

Ⅳ. 고찰

1. 선행연구

서론에서 언급한 바와 같이 1990년대 이래 다수의 맥파재현장치가 개발되었다[1]. 2010년대로부터 지금까지 개발된 맥파재현장치로서 주목할 만한 것을 살펴보면 다음과 같다(일부 2010년 이전 성과 포함).

장인배 등은 복수의 진동자를 활용한 맥파재현장치를 개발하였다[2]. 이는 김은근·허현 등[3]이나 董木森, 王海風[4]이 개발한 단일 진동자를 이용한 맥파재현장치의 구조를 계승하면서 진동자를 복수로 배치하여 맥의 장단(長短)을 조절할 수 있는 구조를 갖춘 기기였다.

신상훈 등은 전신의 심혈관계를 모사하는 심혈관계 시뮬레이터를 개발하였다[5-6]. 허영·강희정[7], 양태헌[8], 정재학[9] 등도 인체 심혈관계의 주요 구성부를 모사하는 시뮬레이터를 개발하였다. 이들 기기는 맥진 교육용 기기로서의 성격보다 맥파 생성과 그에 관련된 요인을 관찰, 규명하는 연구용 기기로서의 성격이 강하다.

Simon A. Debruin 등은 심장 기원의 파동 성분과 반사파 성분의 두 가지 요소로 맥파 형성을 단순화하여 이 둘의 조절을 통해 가변적으로 여러 맥파를 생성하는 기기를 개발하였다[10].

한편 기존의 액체 순환 방식 시뮬레이터에서 벗어나 양태헌 등은 1주기 맥파의 파형을 캠(cam)의 원주 외곽선에 구현한 장치를 통해 공기압을 가변적으로 조절하여 맥동을 생성하는 맥진 시뮬레이터를 개발하였다[11]. 이들은 이러한 아이디어를 기반으로 여러 연령층의 맥파를 연속적으로 재현할 수 있는 기기를 개발하기도 했고[12], 맥진 기기의 보정에도 활용한 바

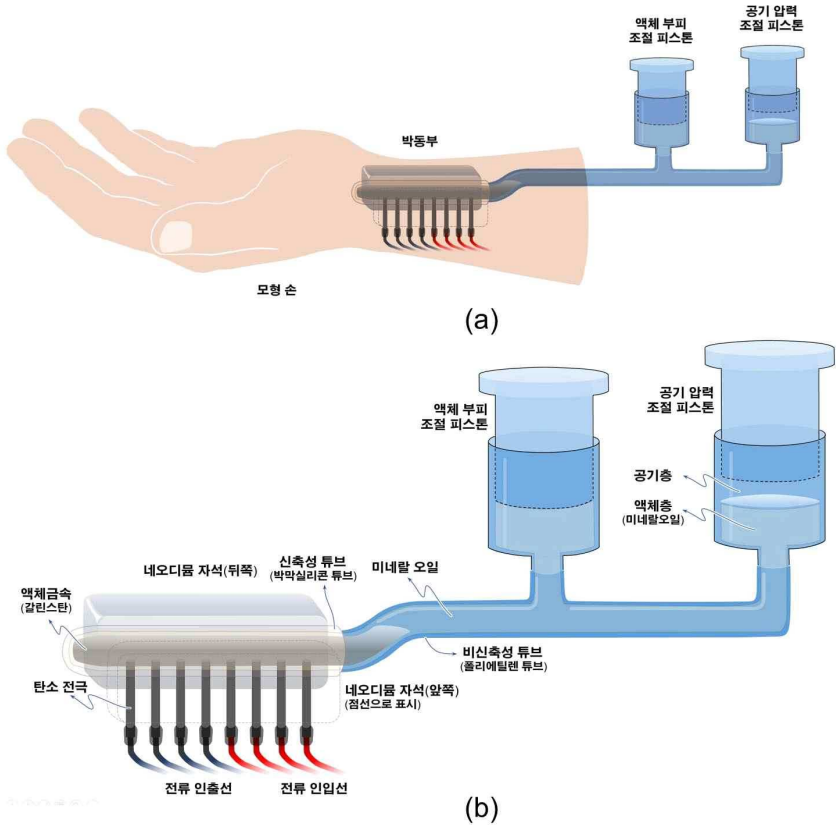


Figure 3. (a) Overall configuration of the proposed arterial pulse simulator and (b) detailed structure of its main components.

있다[13]. 공기를 이용한 맥파재현장치는 액체 접촉에 따른 튜브의 열화를 피할 수 있고 액체 유출에 따른 기기 고장 우려를 덜 수 있으며 캠에 의한 맥파 재현은 높은 수준의 재현성을 확보할 수 있는 방법이라 생각된다. 다만 기체는 진단자의 가압에 따른 반응 양상이 액체와 크게 다르다는 문제점과 회전하는 캠에 의한 맥파 생성 방식으로는 1주기 맥파를 재현할 수 있을 뿐, 여러 주기를 포함한 다양한 증례의 맥파를 재현할 수 없다는 문제점이 있다.

송지청 등은 맥동 펌프를 활용한 맥파재현장치를 제안하였는데[14] 그는 맥관계에 가해지는 압력을 조절하기 위한 별도의 가압 조절 장치를 첨가하였다. 이는 종래의 맥파재현장치에서 볼 수 없는 독특한 설계이다.

맥파재현장치는 한의학, 중의학의 맥진 교육을 위한 장비로 개발되고 있을 뿐만 아니라 인디아 전통의학의 맥진 교육을 위한 장비[15]나 몽의학의 맥진 교육을 위한 장비[16]로서 개발된 사례도 있다. 후자(참고문헌 16의 예)는 맥파 재현의 충실성을 확보하기 위해 온도 보상을 위한 장치까지 내장한 독특한 사례다.

지금까지 개발된 맥파재현장치는 맥파를 재현하는 데 주안점을 두었으나 한의학의 맥진을 교육하는 도구로 활용되기 위해서는 시간에 따른 맥압 변동(즉 맥파 파형)뿐 아니라 맥동의 공간적 특성도 자유롭게 조절할 수 있어야 한다. 다시 말해 맥의 폭(너비, 大小), 길이(長短), 깊이(浮沈)를 달리하는 여러 맥상을 출력할 수 있어야 한다(본 논고에서 가정한 맥상의 공간적 물리 속성은 Table 1에 정리한다). 종래에 개발된 맥파재현장치는 이들 속성 중 일부만 조절

할 수 있게 설계되었거나 모형 안에 내장된 맥관의 형태를 달리한 모형을 다수 사용하여 한정적으로 맥상의 공간적 특성을 학습자가 경험할 수 있게 하였다. 이와 같이 종래의 맥파재현장치가 한의학의 맥상(脈象)을 온전히 재현하는 데 한계가 있음은 선행연구에서도 지적된 바 있다. 肖香群 등은 일찍이 맥상의 온전한 재현을 위해 맥파재현장치가 소위 맥의 위(位), 수(數), 형(形), 세(勢)를 모두 조절할 수 있어야 한다고 지적하였다[17]. 그러나 맥의 깊이(부침)와 맥의 길이(장단) 조절을 “맥관의 기계적 위치”, 맥의 폭(대소) 조절을 “맥관 내 혈액 용량”을 통해 실현할 수 있으리라는 의견만 내었을 뿐 그러한 조절을 수행할 구체적 구조는 제시하지 않았다.

Table 1. Definitions adopted in this paper for the physical quantities corresponding to the spatial components of pulse conditions (脈象).

맥상의 공간적 요소와 의미	대표적 맥상
맥장(脈長) : 요골동맥 종축 방향으로의 유효 촉지 길이	장맥(長脈) - 맥장이 긴 맥
	단맥(短脈) - 맥장이 짧은 맥
맥폭(脈幅) : 요골동맥 횡단 방향으로의 박동 촉지 너비	대맥(大脈) - 맥폭이 큰 맥
	소맥(小脈=細脈) - 맥폭이 작은 맥
맥위(脈位) : 요골동맥의 촉지가 시작되는 심도	부맥(浮脈) - 얕은 곳에서 촉지되는 맥
	침맥(沈脈) - 깊은 곳에서 촉지되는 맥
기타 : 맥의 굴곡 정도	현맥(弦脈) - 단직(端直)한 맥
	기타의 맥 - 다소의 굴곡을 보임

이번 연구에서 우리는 맥의 공간적 특성을 충실히 재현할 수 있는 장치를 구현하고자 하였다. 아울러 내구성이 우수하고 길이가 긴 맥파 신호도 어려움 없이 출력할 수 있는 기기를 만들어 보고자 하였다. 아래에 그러한 목적에서 채택된 새로운 맥파재현장치의 구조에 대해 설명한다.

2. 구조 설계 : 제안 기기의 구성과 기능

Figure 3은 본 연구에서 제안한 기기의 핵심 구조를 보여준다. 두 영구자석 사이의 틈에 배치한 모의 맥관 내부에 액체금속을 채우고 여기에 전류를 흘려 자기장에 수직한 방향의 맥동을 일으키는 것이 핵심적 동작 방식이다. 이와 같은 구동 방식은 모터와 펌프가 필요없어 구조가 간단하고 움직이는 부분은 모의 맥관 단 하나에 불과하므로 장시간 구동에서의 신뢰성을 높일 수 있다.

이 기기에서 맥관을 채우는 액체금속은 미네랄 오일 속에 잠겨 있게 되는데 여기에 두 쌍의 실린더와 피스톤을 연결하여 모의 맥관을 채우는 액체금속의 체적과 액체금속에 전달되는 기저 압력을 조절하게 한다. Figure 4에 액체금속의 모의 맥관 내 체적을 조절하는 방식을 도시하였다.

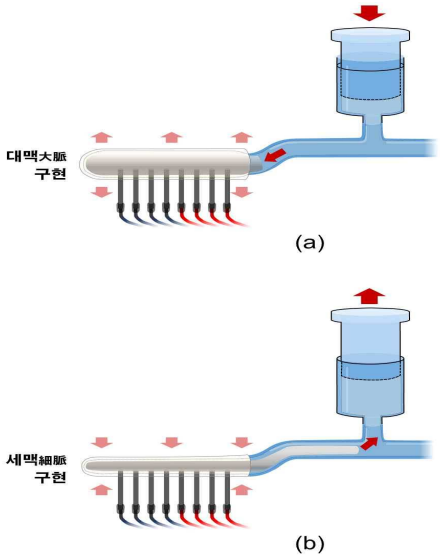


Figure 4. Mechanisms for generating (a) large pulse (大脈) and (b) fine pulse (細脈).

그림 오른쪽의 피스톤을 눌러 유압작동유(미네랄 오일)가 모의 맥관을 채우고 있는 액체금속(갈린스탄)을 밀게 되면 신축성 있는 모의 맥관을 채우고 있던 액체금속은 모의 맥관 안에서 팽창을 하게 된다(Figure 4의 (a)). 이 상태로 액체금속에 맥동을 유도하면 맥 폭이 큰 맥, 즉 대맥(大脈)을 형성할 수 있다. 반대로 오른쪽의 피스톤을 위쪽으로 당기면 모의 맥관 속의 액체금속은 비신축성 도관(그림의 오른쪽 부분)으로 끌려 나오게 된다(Figure 4의 (b)). 이 상태로 액체금속에 맥동을 유도하면 맥 폭이 작은 맥, 즉 세맥(細脈 = 小脈)을 만들어 낼 수 있다.

모의 맥관에 연결된 또 다른 피스톤과 실린더는 작동 유체에 공기압을 가하여 모의 맥관의 내부 액체에 기저 압력을 형성하는 역할을 한다. 아직 실측을 거치지 못하였으나 이 실린더에 가하는 공기압을 조절할 때 진단자의 가압에 대한 맥관의 반응, 소위 P-H 곡선(맥관 가압력 변동에 대한 맥파 진폭 변동 곡선)의 형태에도 영향을 줄 것이라 생각한다. Figure 3에 표시하지는 않았으나 이 기기의 맥동부 아래에는 인체 요골의 형상과 유사한 맥관 지지부가 자리잡게 되는데 이 지지부의 위치를 기계적으로 이동함으로써 맥위(脈位)를 조정하는 것이 이 기기의 기본적 부침(浮沈) 구현 방식이지만 공기압 실린더의 가압력을 조절하는 것도 맥의 부침에 관련된 세부적 특성, 특히 진단자의 맥관 가압력에 대한 박동 진폭의 변동 양상에 일정한 영향을 줄 것이라 예상한다.

이 기기에서 맥의 장단(長短)을 구현하는 것은 Figure 5와 같은 방식으로 이루어진다. 이 기기의 동맥 박동부에는 다수의 전극이 삽입되어 있어 이 가운데 어느 곳을 통전 지점으로 하느냐에 따라 다양한 맥장(脈長)의 맥을 구현할 수 있다. 즉 Figure 5의 (a)와 같이 인접한 전

극 사이에서 전류를 형성하면 맥장이 짧은 맥, 즉 단맥(短脈)이 구현되고 (b)와 같이 서로 멀리 위치한 전극에 전류를 흘려 긴 통전 회로를 형성하면 맥장이 긴 맥, 즉 장맥(長脈)을 구현할 수 있다.

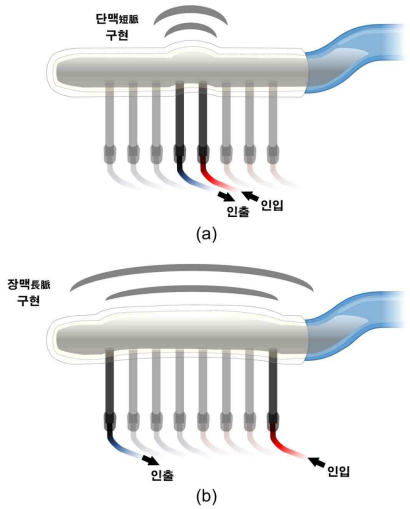


Figure 5. Mechanisms for generating (a) short pulse (短脈) and (b) long pulse (長脈).

그림에 표시하지는 않았지만 통전 지점을 바꿈으로써 박동의 위치 또한 바꿀 수 있다. 예를 들어 그림의 오른쪽에 있는 두 전극 사이에 전류를 흘리면 척부(尺部)에만 쏠려 있는 맥동, 반대쪽 두 전극에 전류를 흘리면 촌부(寸部)에만 쏠려 있는 맥동을 만들어 낼 수도 있다. 더 나아가 두 지점이 아닌 여러 지점에 통전을 하면 촌, 관, 척 각각의 박동력을 서로 다르게 형성하는 것도 가능하다.

본 논고에서 제안한 기기는 입력 전압에 따라 그에 상응하는 맥파가 출력되는 것이므로 한 주기의 맥파가 아닌, 비교적 장시간의 맥파 증례를 그대로 재현하는 것이 가능하다. 예를 들어 50여 회 박동 후 1회의 맥동 결손이 나타나는 증례라든가 특정 부하에 의해 천천히 박동 특성이 변화하는 부하 시험 결과도 그대로 재현하는 것이 가능하다. 이는 종래의 일부 맥파재현장치(예를 들어 양태헌 등이 개발한 기기[11])가 1주기의 맥파를 반복적으로 출력하는 것과 차별화되는 기능이다.

본 논고에서 제안한 기기는 내구성에서의 향상도 기대된다. 맥파에 상응하는 압력을 모의맥관에 인가하는 다수의 맥파재현장치는 모의맥관이 반복적으로 팽창·수축에 노출될 수밖에 없다. 이는 기기의 수명을 한정하는 요인이 된다. 일상적으로 접하는 가압 튜브에서 지속적 팽창·수축은 큰 내구성 문제를 일으키지 않지만 맥파재현장치는 큰 신연율(伸延率)을 가진 모의맥관을 내장해야 하고, 필연적으로 맥관 벽을 얇게 만들 수밖에 없기에 지속되는 팽창·수축에 취약하게 된다. 반면 본 논고에서 제안한 기기는 맥관의 팽창·수축이 아닌, 자기장에 대한 수직 변위만을 유도하는 기기이므로 내구성에 있어 향상된 특성을 보이리라 예상된다.

3. 맥동 시험 결과의 분석

본 논고에서 제안한 기기의 초기 구상 단계에서 간단한 가정을 통해 기기의 실현 가능성을 추측해 보고 기기 개발에 착수하였다. 초기의 가정에서 박동부의 액체금속 질량을 10g으로, 박동 길이(자기장 위에 금속이 놓인 길이)를 10cm로, 박동부 전체의 전기저항(액체금속의 전기저항 외에 탄소전극의 전기저항과 접촉저항을 합한 것)을 0.5Ω으로, 자기장 세기를 0.5T로, 인가 전압을 10V로 정하여 액체금속에 형성되는 힘(로렌츠 힘)을 계산해 보았다. 이러한 가정에서 형성되는 자기장 수직 방향의 로렌츠 힘 F는 아래와 같은데,

$$F = 20\ A \cdot 0.1\ m \cdot 0.5\ T = 1\ N$$

이와 같이 1N 즉, 대략 100g중의 힘으로 계산되므로 10g의 액체금속에 유효 요동을 유도하는 것이 가능하리라 생각하였다. 다시 말해 이 만큼의 힘이면 액체금속의 자체 무게를 상쇄할 만한 힘이므로 인간의 손가락으로 감지 가능한 유감박동(有感搏動)을 만들어 내는 데 큰 문제가 없을 것이라 생각하였다. 하지만 실제로는 감지 가능한 압력 변동을 형성하는 데 이르지 못하였다.

여기서는 왜 그러한 결과가 나왔는지 수치적으로 분석해 보고자 한다. Figure 6은 이번의 개발 과정에서 제작된 박동부의 실제 구성을 도시한 것이다. 사용된 영구자석은 6cm의 길이였고 동맥 박동부의 길이도 6cm였다. 동맥 박동부는 외경 3.0mm, 내경 2.8mm의 실리콘 튜브로 구성되었고 여기에 약 3g의 액체금속이 채워졌다. 영구자석 사이의 거리는 약 9mm였다. 사용된 영구자석은 N35 등급의 네오디뮴 자석으로서 표면 중앙부 자속밀도가 0.28T인 자석이다.

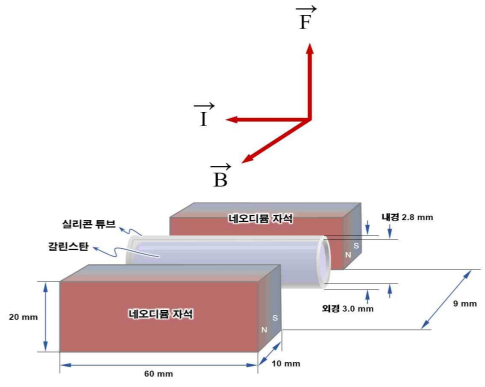


Figure 6. Configuration of the pulsation unit fabricated in this study. The vectors overlaid on the figure indicate the directions of the magnetic field, current, and force generated in the pulsation unit.

이와 같은 조건에서 4V의 전압이 인가되어 3A의 전류가 형성되었는데, 맥관 중앙 부분의 자기장을 (다소 보수적으로 가정하여) 0.2T로 생각할 경우 형성되는 로렌츠 힘 F는,

$$F = 3\ A \cdot 0.06\ m \cdot 0.2\ T = 0.036\ N$$

이렇게 계산된다. 그런데 이를 통해 맥관의 단면(자기장에 수직한 방향의 60mm × 2.8 mm 넓이의 평면)에 미치는 압력(P)을 계산해 보면

$$P = 0.036\ N / 0.000168\ m^2 \fallingdotseq 214\ Pa \fallingdotseq 1.6\ mmHg$$

로서, 이는 인체의 동맥 박동에서 형성되는 평균 맥압(수축기 혈압과 이완기 혈압의 차)인 40mmHg의 4% 수준밖에 되지 않는 압력이다. 이러한 낮은 형성 압력이 유효한 박동을 형성하는 데 이르지 못하게 한 원인이라 생각된다.

4. 향후 과제

시작품에서 유효한 박동을 얻어내지 못하였으나 몇 가지 개선 방안을 통해 박동의 세기를 증가시키는 것이 가능하리라 생각된다. 다음과 같은 네 가지 방안을 제안한다.

첫째, 자기 요크(Magnetic Yoke, 자기 차폐용 철제 통)로 박동부를 둘러싸 누설 자속을 차폐하는 방법이다. 이러한 방법으로 박동부에 미치는 자속을 강화한다.

둘째, 고자장 자석을 적용하는 방법이다. 현재의 N35 등급 네오디뮴 자석을 N52 등급 네오디뮴 자석(0.35T)으로 교체하여 자속 밀도를 향상시킨다.

셋째, 자석 간격을 축소하는 방법이다. 현재의 9mm 간격에서 5mm 간격으로 축소한다. 중심 자기장을 강화할 수 있다.

넷째, 통전 전압을 높인다. 액체금속은 저항이 매우 낮아 인가 전압을 높일 때 큰 전류가 형성되므로 무작정 높은 전압을 사용할 수는 없으나 약 10V의 인가 전압(형성 전류 7.5A)은 적용 가능하리라 생각한다.

이와 같은 개선 방안을 모두 적용한다면 감지 가능한 유효 박동을 형성할 수 있으리라 생각된다. 다만, 이때 박동부의 발열도 증가할 것으로 예상된다. 향후의 기기 개발 과정에서 기기의 연속 작동을 위해 기기의 방열 구조 설계에도 주력해야 할 것으로 생각한다.

V. 결론

본 논고에서는 맥동의 공간적 요소, 즉 맥의 폭이나 맥의 길이, 맥의 깊이를 충실하게 재현하면서 입력 신호의 길이에 제한이 없는, 내구성이 강화된 맥동 형성 기구를 구현하고자 액체금속에 전류를 흘려 모의 맥관의 박동을 유도하는 전자기유체추진(MHD) 방법을 적용한 맥파 재현장치를 제안하였다.

본문에서 제안된 기기의 개념 설계를 제시하고 그 박동부의 성능 시험 결과를 보고하였다.

시험 결과 맥동부에서 약 70μm에 해당하는 미세한 박동성 변위를 확인할 수 있었으나 촉지 가능한 수준의 박동이 재현되지는 못하였다.

전극 선택에 따른 맥의 장단 재현과 촌관척의 개별적 박동 조절, 내구성 향상 효과는 이번

시험에서 확인되지 않았다. 시스템 전체의 구성이 이루어진 후 다시 검증이 필요하다.

향후 자기장 강화와 전류 증가, 누설 자속 차폐, 자석 간극 축소를 통해 박동 강도의 증가를 할 필요가 있다. 적절한 방열 구조 역시 향후 추가해야 할 요소라 생각된다.

감사의 글

이 논문은 부산대학교 기본연구지원사업(2년)에 의하여 연구되었음.

참고문헌

1. 민상원, 고복영, 장재순, 김기왕. (2012). 맥파 재현장치 개발 동향. 대한한의진단학회지, 16(2):1-10.
2. 장인배. (2011). 맥진 훈련 시뮬레이터 개발. 강원대학교 산학협력단 산학연 공동기술개발사업 보고서.
3. 김은근, 남기창, 허현, 허영. (2009). 모의 맥파 재현 장치를 이용한 부침맥 구현. 전자공학회 2009 추계학술대회 논문집.
4. 董木森, 王海風. 脈象模擬器. 中國專利號 CN 205375946 U, 2015.
5. 신상훈. (2018). 장부-심혈관계 시뮬레이터를 이용한 맥진의 병위(病位) 진단 기전연구. 상지대학교 기본연구지원사업 보고서.
6. Ju-Yeon Lee, Min Jang, Sang-Hoon Shin. (2017). Study on the Depth, Rate, Shape, and Strength of Pulse with Cardiovascular Simulator. Evidence-Based Complementary and Alternative Medicine, Volume 2017, Article ID 2867191, 11 pages.
7. 허영, 김은근, 박미경, 강희정. 모의맥파 시뮬레이터. 대한민국 등록특허 10-0912115, 2009.
8. Tae-Heon Yang, Jaeuk U. Kim, Young-Min Kim, Jeong-Hoi Koo, Sam-Yong Woo. (2019). A New Blood Pulsation Simulator Platform Incorporating Cardiovascular Physiology for Evaluating Radial Pulse Waveform. Journal of Healthcare Engineering, Volume 2019, Article ID 4938063, 9 pages.
9. Jae-Hak Jeong, Bomi Lee, Junki Hong, Tae-Heon Yang, Yong-Hwa Park. (2023). Reproduction of human blood pressure waveform using physiology-based cardiovascular simulator. Scientific Reports, Volume 13, Article number 7856, 15 pages.
10. Simon A. Debruin, Hoang N. Nguyen, Jeong-Hoi Koo, Tae-Heon Yang, Young-Min Kim. (2024). Generating age-dependent radial artery pulses with a pneumatic pulse simulator: a feasibility study. Proceedings of the 2024 14th

International Conference on Biomedical Engineering and Technology, pp.164-169.

11. Tae-Heon Yang, Gwanghyun Jo, Jeong-Hoi Koo, Sam-Yong Woo, Jaeuk U. Kim, Young-Min Kim. (2019). A compact pulsatile simulator based on cam-follower mechanism for generating radial pulse waveforms. Biomedical Engineering OnLine, 18(1):1-18.
12. Dong-Jun Kim, Gwanghyun Jo, Jeong-Hoi Koo, Tae-Heon Yang, Young-Min Kim. (2022). Development of a simulator capable of generating age-specific pulse pressure waveforms for medical palpation training. Applied Sciences, Volume 12, Article number 11555, 11 pages.
13. Min-Ho Jun, Young-Min Kim. (2020). Accuracy evaluation of robotic tonometry pulse sensor system based on radial artery pulse wave simulator. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 69(10):7646-7657.
14. 송지청, 김희영. 인 비트로 맥 재현 시스템. 대한민국 등록특허 10-1938482, 2017.
15. Pooja Jonnalagadda, Abhijit Biswas. (2025). A review on radial artery pulse diagnosis training simulators: challenges and future scope. Responsible and Resilient Design for Society, Volume 7:75-85.
16. 王利輝, 包曉華. 一種蒙醫智能脈象模擬裝置. 中國專利號 CN 119360733 A, 2021.
17. 肖香群, 王憶勤, 湯偉昌, 李福鳳, 燕海霞, 李跃, 沈瑜. (2011). 新型中醫脈象模擬系統的研製. 遼寧中醫雜誌, 38(9):1726-1728.