

Analysis of Magnetic Field Variation for Pulse Wave by Using Finite Element Method

Tae-Young Park and Sang-Suk Lee*

Department of Oriental Biomedical Engineering, Sangji University, Wonju 220-702, Korea

(Received 1 February 2014, Received in final form 29 April 2014, Accepted 29 April 2014)

The magnetic field variation by the permanent magnet fluctuation positioned on a “Chwan” of wrist according to the movement of radial artery was generated. The clip-type pulsometer equipped with a Hall device sensing magnetic field pulse movement analyzed the characteristics of pulse wave as output signals. The magnetic field curve and pulse waveform simulated by the finite element method were compared and analyzed with each other. Also, the variation of magnetic field distribution one permanent magnet investigated by the fabrication of clip-type pulsometer simulator. This result suggests that the clip-type pulsometer can be used the reproducible and efficacious oriental diagnostic medical instrument.

Keywords : pulse wave, permanent magnet, Hall device, clip-type pulsometer, simulator

유한 요소법을 이용한 맥진 파형의 자기장 변화 분석

박태영 · 이상석*

상지대학교 보건과학대학 한방의료공학과, 강원 원주시 우산동, 220-702

(2014년 2월 1일 받음, 2014년 4월 29일 최종수정본 받음, 2014년 4월 29일 게재확정)

요골동맥의 움직임에 따라 손목의 “관” 위치에 놓인 영구자석이 요동함으로 자기장의 변화를 생성하였다. 맥동에 의존하는 자기장을 감지하는 홀소자가 구비된 집게형맥진기의 출력신호인 맥진파형 특성을 분석하였다. 유한요소법으로 전산모사한 자기장 파형과 실제 맥진 파형의 시간 특징점들은 거의 일치하였다. 한 개의 원통 소형 영구자석의 자기장 분포의 변화를 감지하는 홀소자 집게형맥진기 시뮬레이터를 제작하여 재현성과 유효성 있는 한방진단기기로 활용하는 기틀을 마련하였다.

주제어 : 맥진파형, 영구자석, 홀소자, 집게형맥진기, 시뮬레이터

I. 서 론

오늘날 고밀도 하드디스크 드라이브 신호 재생헤드로 사용되어온 고감도 자기장 센서뿐만 아니라 나노 자성 박막형 의료용 센서로의 응용기술 개발은 자성입자를 이용하는 센서 칩, 생체자기 측정 진단기기용 센서, 초극미세 자장 측정 센서 등으로 첨단 의료기기의 핵심소자로 자리매김을 하고 있다[1]. 이에 바이오센서로 수요가 가장 많은 의료분야에서는 고도의 치료 및 진단 기술을 요구하고 있으며 이것을 보조하는 의료용 핵심소자에 대해 관심을 기울이고 있다[2]. 한편, 소형 영구자석과 자기장 변화 메커니즘을 이용한 선형 혹은 회전 부호 매김, 근접검출기, 속도 및 위치센서, 지자기장 자력계 등

에서 폭넓게 상용화되고 있다. 자성비드와 소형 영구자석을 각각 이용한 수 μm 크기의 미시적 측면 또는 수 cm 크기의 거시적인 측면에서 바이오 의료 융합 기술분야로 활용이 가능하도록 발전해왔다[3].

1995년 세계 무역기구(WTO)체제의 출범을 계기로 서비스 무역에 관한 일반 협정(General Agreement On Trade in Services: GATS)이 발효되면서 서비스 부문도 다자간 체제의 자유화 과정이 시작되었다. 우리나라를 대상으로 선진국의 경우, 의료서비스들의 개방 요구 대상에서 제외하였고 호주만이 우리나라 고령화 사회를 대비하여 병원서비스와 노인요양시설에 대해 개방할 것을 요구하였다. 중국은 한방서비스에서 원격진료 뿐만 아니라 합작 병원의 설립, 중국 의사의 2년간 국내 개업과 한방 교육 등을 포괄적으로 개방을 요구하였다[4, 5]. FTA와 관련한 의료시장의 개방이 국내 의료계에 미치는 영향을 분석하여 공격적인 관점에서 의료시장 개방에

대비해야 한다. 하나의 방안으로써, 우리의 강점인 한의학을 적극적으로 활용한 첨단 한방의료기기를 개발해하고 상품화하여 외국에 수출해야 한다.

진단 및 치료의 일정부분에 강점을 갖는 한의학을 세계화하기 위한 필요조건으로 한의학만으로는 부족하다는 문제점이 있으며, 한의학을 기반으로 한 의료기기 개발이 매우 필요한 실정이다. 우리나라는 지난 2000년 65세 이상 인구비율이 7.2%에 이르러 「고령화 사회」에 들어섰으며, 향후 2018년에는 이 비율이 14.3%가 되어 「고령사회」에 진입하고, 2026년에는 20.8%가 되어 「초(超)고령사회」에 도달할 것으로 전망된다[6].

최근 고령자를 위한 각종 건강기기들이 실버시장에 선을 보이고 있으며, 의료기기분야로는 전자혈압계, 혈당측정기, 체온계, 자기 치료기, 저주파 치료기, 관상 치료기, 전기찜질팩, 무마늘 인슐린 주사기, 자석침구류, 자석벨트 등이 보급되고 있다. 의약품 및 의료서비스로서 노인의 특이한 질환에 사용하는 의약품인 노인성 의약품이나 직접적인 치료제나 개선제, 보급제, 영양제 등이 있으며, 대형 종합병원이나 제약업체들은 노인환자만 치료하고 연구하는 노인병 센터를 설립 계획 중이거나 운영 중에 있으며 노인병원의 경우 양한방 협진 체제시스템으로 운영하는 곳이 증가하고 있다. 이러한 협진 시스템의 증가는 노인성 질환의 경우, 한의학 관련 치료의 도움이 필요하다는 것이며, 고령화 사회에 따른 한방 의료시장 확대는 맥진기 등의 의료기기의 필요성을 더욱 증대시키고 있다[7].

노인성 질환의 질병예방과 재활, 장기요양에 따른 건강 증진 등은 한방의학이 담당하면 그 효과가 더욱 커질 것이다. 고령화 사회에 노인의료 및 예방산업에 양한방 협진 또는 노인과 관련된 한방산업 집중이 필요하다. 미래국가전략사업으로 고령친화산업의 19개 전략품목이 선정되었다[8].

최근 사회에서 건강에 관한 관심이 증가함에 따라 가정용 혈압기, 맥박 측정 장치들이 많이 개발되고 있다. 그러나 현재 판매되고 있는 혈압기 등 가정용 의료기기들은 측정센서의 위치와 읽어 들이는 시간이 제한적이며 가압 없이 일정 압력을 유지하여 혈압과 맥박수를 측정하는 것이 어렵다[9].

본 연구팀에서는 일정한 가압 없이 정밀한 맥박수 심박수 혈압 측정과 맥진파형을 찾는 시간을 극소화하고 휴대성을 높이기 위하여 홀소자를 이용한 맥진기를 개발하였다[10]. 맥진기에 부착된 영구자석은 손목 맥동의 변위에 따라 위 아래로 움직여 자기장의 변화를 주어 홀소자로 센싱된 출력신호를 분석하여 다양한 맥진 정보를 얻을 수 있음을 제시하였다.

본 연구는 요골동맥의 맥박에 대한 맥진파형의 특징을 획득과 분석을 위해서 영구자석과 자성센싱 홀소자가 구비된 집게형맥진기를 사용하였다. 손목 맥동에 따른 자기장의 변화를

시뮬레이션을 통해 측정하였다. 모의실험에서는 CAD (Computer Aid Design) 파일을 통하여 집게형맥진기의 센서 측정부의 실제 치수와 동일하게 모델링한 후 CONSOL 회사 제품인 OPERA-3D 프로그램을 사용하여 유한요소 해석법으로 시뮬레이션 하였다[11]. 전형적인 맥동에 의한 영구자석의 실제의 위치 변화에 의해 만드는 자기장 시뮬레이션 맥진파형과 맥과 시뮬레이터를 제작하여 장착된 집게형맥진기로부터 획득한 맥진파형을 비교 분석하여 그 결과를 논의하였다.

II. 실험방법

홀소자를 이용한 집게형맥진기는 부착된 영구자석이 손목 맥동의 변위에 따라 위 아래로 움직여 자기장의 변화를 그래프 표현하여 맥파를 획득할 수 있는 의료기기이다. 맥과 시뮬레이터란 실제 환경과 유사한 환경을 만들어 기기가 제대로 작동하는지 확인하는 장치이다. 맥진기 시뮬레이터는 맥파와 유사한 파형을 주어 정확히 출력되는지 확인하여 맥진기가 제대로 작동하는지 알 수 있어 시험기기 인증에 활용될 수 있다[12].

본 연구에 사용한 영구자석과 홀소자가 구비된 집게형맥진기에 대해 상세한 묘사는 Fig. 1에 나타내었다. Fig. 1(a)는 영구자석, 홀 센서부, 측정 부분, LED, 디스플레이, USB port, 스위치 부분을 보여준 모식도이다. 실제 사람의 손목에 착용하여 맥과 신호를 측정하는 한 예로써 집게형맥진기 시제품을 손목에 착용하여 실제 측정안 모습을 Fig. 1(b)에 보였다.

Fig. 1(c)는 영구자석과 홀센서가 구비된 맥진기로 맥동에 의한 영구자석의 위치변화로 생성하는 자기장을 센싱하는 홀소자의 출력신호인 요골동맥파를 얻는 기본구조를 나타내었다. 요골동맥파(radial artery pulse wave)는 심장 주기와 함께 동맥혈관계의 벽압이 변동되고 혈관구경이 변동됨에 따라 변동파를 발생시켜 말초 혈관 쪽으로 전파되는 현상을 관측한 파형이다. 맥파는 심장의 수축과 이완에 따라 나타나는 특징점들을 볼 수 있다[13].

Fig. 1(d)는 기본 맥진파형을 나타내는데 심장이 수축하기 전, 혈관의 압력이 가장 낮아졌을 때 S파(시작파)가 발생하고, 심장이 수축을 시작, 대동맥으로 혈액을 박출하여 혈관 압력이 급격히 상승할 때 P파(충격파)가 발생한다. P파의 크기는 좌심실에서혈액을 내뿜는 양과 비례하게 나타나며, 대동맥의 탄성도를 나타낸다. 대동맥으로 박출된 혈액이 바깥 방향으로 혈관의 벽에 강하게 힘을 가하게 되면 혈관 벽의 탄성에 따라 굴절하여 T파(반사)가 발생하고, T파의 크기와 위치는 혈관의 탄성도를 나타낸다. 심장의 수축이 끝나면 대동맥관이 닫히게 되는데 이때 혈관의 압력이 잠시 저하되는 시점

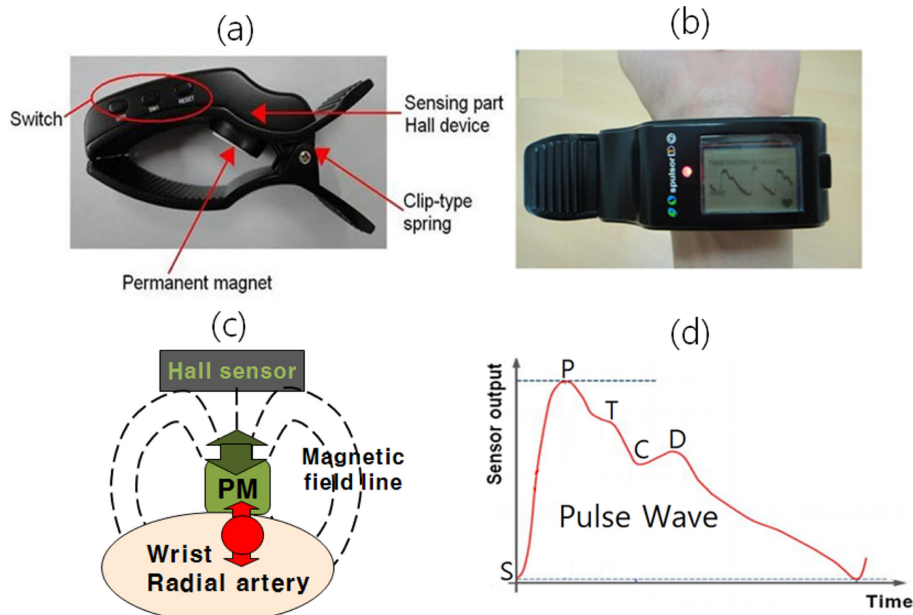


Fig. 1. (Color online) (a) The explanation of functional several parts of a typical clip-type pulsometer. Here is one form of the radial artery pulsometer's pulse-sensing part, and skin-contacting part by using Hall device and permanent magnet. (b) The real feature of measuring method for display of pulse signals with clip-type pulsometer and SW analysis program. (c) The schematic of the basic operating mechanism using by a typical wrist radial artery pulsometer with a Hall device sensing the magnetic field created from permanent magnet. (d) The feature and 5 components (S, P, T, C, D) for the basic pulse wave.

에서 C파(절흔점)가 발생한다. 이어서 심실 내압과 대동맥과의 압력차에 의해서 대동맥의 혈액이 심실 방향으로 급속히 역류하지만 대동맥 판이 폐쇄되어 대동맥 판 및 심근의 탄성으로 다시 혈액이 대동맥 방향으로 압력을 가하면서 되돌아가게 되어 D파(중복)가 발생하게 된다. C와 D 사이의 간격이 줄어들거나 동일한 위치에 발생하게 되면 대동맥 판 개폐 기능의 이상을 나타낸다.

Fig. 2(a)와 2(b)는 흡소자가 구비된 맥진기로 요골동맥파를 얻는 집게형 맥진기가 장착된 맥파 시뮬레이터의 설계도와 실제사진을 나타내었다. 즉, Fig. 2(a)와 Fig. 2(b)에서 보여주듯이 디자인된 맥파 시뮬레이터를 똑같이 본체를 제작하여 집게형맥진기의 맥파 시뮬레이터를 이용한 요골동맥의 맥동의 다양한 변화에 따른 영구자석의 요동이 자기장 변화를 유발시키게 된다. 따라서 실제의 맥동의 변화로 인한 흡소자의 출력파형과의 연관성 분석하여 맥진파형의 정확한 보정으로 맥진의 표준화에 필요한 정량적이고 객관적인 데이터를 제공하게 될 것이다.

Fig. 2(b)의 맥파 시뮬레이터를 디자인하는 과정을 살펴보면, 디자인 프로그램인 Solid Works 2012를 이용하여 지지대와 연결부분을 포함한 전체적인 모습을 디자인한다. 디자인에 맞춰서 밀링과 선반을 이용하여 아크릴을 깎는다. 맥진기의 크기에 맞춰 집게로 집었을 때 움직이지 않고 단단히 고정될 수 있도록 양 옆에 벽을 만든다. 센서 부분을 약 52도로

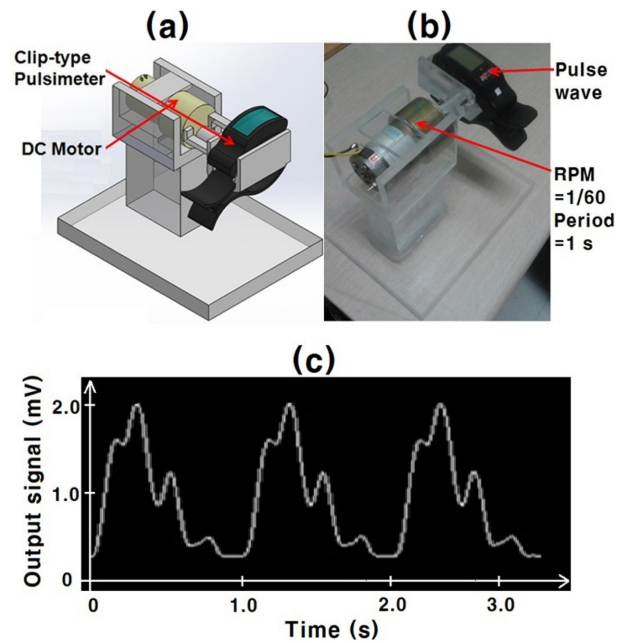


Fig. 2. (Color online) (a) One design and drawing, (b) a real photograph for one pulse simulator and DC motor with a 1/60 RPM and 1 s period amounted the clip-type pulsometer. (c) Typical pulse waveforms of one point obtained by the compositional analysis of pulse signals of the pulse simulator.

경사지게 깎고 모터축 끝에 달린 추가 돌아갈 수 있는 공간을 더 깊게 깎는다. 위 아래로 흡을 파서 맥진기가 단단히

고정되도록 한다.

Fig. 2(b)의 맥과 시뮬레이터를 제작과정을 자세히 살펴보면, DC 모터에 축을 연결하여 축 끝에 추를 연결하여 추가 맥진기 센서를 자극할 수 있게 한다. 전압을 주어 DC 모터가 돌아가면 축 끝에 연결된 추가 센서를 반복 자극하게 되고 맥진기 화면과 PC 프로그램에서 파형을 확인할 수 있다. 추의 모양을 다양하게 하여 여러 가지 파형을 확인할 수 있도록 한다. 접점을 이용하여 맥진기가 손목을 대신하여 잡을 물체의 모형을 잡는다. 센서에 자극을 정확히 전달하기 위하여 센서면을 따라 대각선으로 모양을 잡고, 맥진기 본체가 움직이지 않고 고정될 수 있도록 틀을 잡았다.

모터와 시뮬레이터 본체를 고정시킬 연결부분을 만들고 모터의 축에 연결되는 축을 선반을 이용하여 제작한다. 축 제작시 센서에 추의 모든 면이 닿지 않고 한 면만 닿을 수 있도록 하기 위해 편심을 주어 제작한다. 모터와 시뮬레이터 본체를 연결하고 지지대와 여러 가지 모양의 추를 제작한다. 추의 모양은 일반 추 모양뿐 아니라 맥파를 구현할 수 있는 추로 다양하게 제작한다. 지지대에 시뮬레이터를 고정한 후 모터에 전압을 주어 추가 맥진기의 센서를 잘 자극하는지 확인한 결과 센서의 위치가 높아 추가 센서를 자극하지 못하고 제자리만 도는 것을 확인하였다. 또, 고정을 위하여 위아래에 판 홈은 고정은 되나 집게가 좁게 벌어져 센서의 위치가 처음 의도한 반와 달리 어긋나는 것을 확인하였다. 따라서 윗부분에 판 홈위에 아크릴 판을 새로 붙여 집게가 벌어지는 범위가 더 넓어질 수 있도록 하였고, 센서가 닿는 부분은 옆부분을 깎아 센서가 아래쪽으로 밀착할 수 있도록 수정 제작하였다. 수정한 후 여러번 재작동 한 결과, 집게가 벌어지는 범위가 넓어져 센서의 위치가 처음 의도한 바와 같아졌다. 또 옆을 깎아 센서의 위치가 더 낮아져 시뮬레이터 본체와 밀착할 수 있도록 하였기 때문에 추가 센서를 정상적으로 자극하는 것을 확인하였다.

외형은 처음 디자인에서 수정한 부분은 있으나 크게 벗어나지 않고 제작하였다. 지지대와 연결부분이 단단하여 실험시 외부의 흔들림에도 파형에 외압이 들어가지 않고 정확하게 나옴을 확인하였다. 추의 모양에 따라 Fig. 2(c)와 같이 전형적인 맥진파형이 나옴을 확인할 수 있다. 원형 모양 자체에도 편심을 주고 그 편심과 축의 편심을 맞춰 편심을 극대화시킬 수 있도록 제작하였다. 원형은 타원형에 가깝고 피크 점을 미세하게 변화시켜 단계별로 줄어들 수 있도록 하였다.

III. 실험결과 및 분석

요골동맥에서 생성된 맥을 얻기 위해 가까운 피부표면에 영구자석을 밀착시켜 요골동맥의 수직 변위에 따라 자석의 위

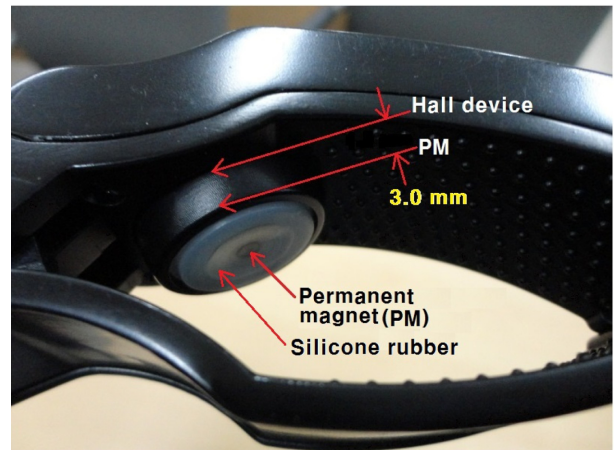


Fig. 3. (Color online) The details for the pulse measuring part of clip-type pulsimeter with a permanent magnet (PM), a Hall device, and a silicon rubber. The distance between PM and Hall device is 3.0 mm.

치도 변하게 되면, 자석의 변위에 따라 일정거리에 있던 센서에 받아들여지는 자기장의 세기도 변하게 된다. 이렇게 변하는 자기장에 대해 센서는 전압신호로 변환하게 되는데 그때 섞여있는 노이즈 신호도 같이 변환하게 된다. 그래서 변환된 신호를 아날로그 필터를 통해 필터링하고, 필터링된 신호를 증폭시켜 프로세서에 내장되어있는 A/D(Analog/Digital) 변환기(converter)로 보내고 A/D 변환기에서 아날로그 신호를 디지털로 바꾸어 수치화된 신호를 축적하게 된다[14].

Fig. 3는 영구자석과 홀소자가 위치한 센서 측정부를 상세하게 보여주는 사진이다. 집게형맥진기의 측정부에서 피부 접촉 부분의 자기 물질은 작은 원통형 영구자석과 맥박의 진동에 따라 쉽게 변화될 수 있도록 하였다. 피부를 국소적으로 누르지 않기 위하여 피부 접촉 부분의 표면이 탄성이 좋은 소프트한 실리콘 고무 재질로 이루어져있다[15]. Fig. 3 표시하였듯이 영구자석의 모양은 원통이고 탄력성이 있는 고무의 중심 위치에 자리해 에폭시로 붙여있다. 즉, 영구자석의 원판 중심이 요골동맥의 “관” 부분에 위치하고 고르게 늘어난 상태의 라텍스 고무는 손목 피부 접촉면을 둘러싸게 하였다. 영구자석은 일단 구하기 쉽고 피부 면에 접촉하기 쉬우며 측정부에 부착하기 쉬운 3 mm 지름, 1 mm 두께의 납적한 원통 모양의 Nd-B-Fe(ND) 합금 자석을 선정하였다. 실험에 사용된 영구자석의 표면에서 자기장의 세기는 약 500 Oe~1000 Oe이다[16].

자기장센서는 자기장의 세기에 선형적인 특성을 갖고 있으면서 감도가 우수한 Allegro사의 A1395 Linear Type 반도체 홀소자를 사용하였다. 홀소자의 Data sheet를 보면 입력전압 V_{CC} 범위 내에서 $V_{CC}/2$ Volts를 기준으로 극성에 따라 $-0.1 V \sim +0.1 V$ 까지 자기장의 세기에 선형적으로 비례한 신호를 내보내며 10 mV/Oe의 감도를 갖는다[17]. 본 연구에서

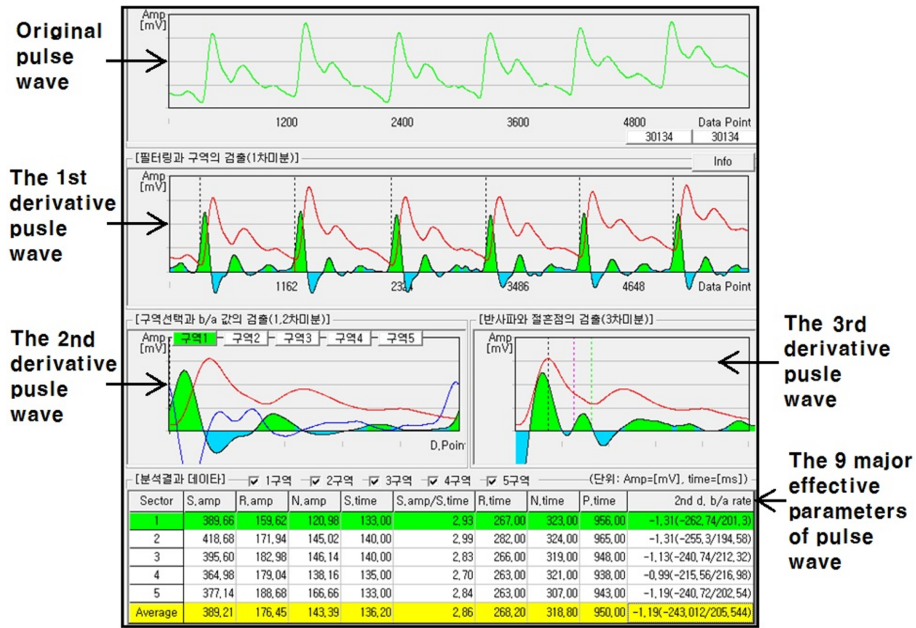


Fig. 4. (Color online) Analysis program of pulse wave by using the clip-type pulsimeter. There are the original, 1st, 2nd, 3rd derivative pulse wave, and the nine major effective parameters of pulse wave analyzed with the selection of five sectors and the final data results.

사용한 전원은 3.3 V로 V_{CC} 에 대입하여 계산하면 155 Oe가 지 센싱이 가능하다. 그러므로 자석과 센서사이거리는 자석의 자기장 세기가 155 Oe 이하 값을 갖는 거리로 선정을 하여야 한다.

Fig. 3처럼 홀 효과 소자와 영구자석 중심 사이 떨어진 거리는 대략 3.0 mm이다. 1개의 영구 자석이 동맥 맥박에 있는 맥박 높고 낮은 진동에 의하여 약 1 mm 이내에서 상하로 움직인다. 실험에서 사용할 집게형맥진기 시제품은 자성 물질인 영구자석으로 이루어진 피부에 접촉하는 부분과 자기장 변위를 감지하는 고감도 홀소자 맥진센서로 배열하였다.

한편으로 집게형맥진기를 적용한 임상시험을 할 경우 고려해 볼 때, 주요 평가지표로 1차 유효성 평가 변수는 맥진기로 획득된 맥진파형을 Fig. 6과 같은 분석프로그램을 사용하였다. 원래의 맥파를 로딩한 후 필터링 과정을 거쳐 파형에 존재하는 대부분의 노이즈를 제거하였다. 필터링 된 맥진파형은 Fig. 4에 보여주듯이 1차, 2차, 3차 미분과정을 거쳐 맥진파형을 연속된 5개 구역으로 나누어 주요 맥파 인자들의 값을 구하였다[18]. 각 구역에 대한 9개의 맥파 인자들 중에서 5개 구역에 대한 각 맥파 인자들의 평균값을 계산하여 임상데이터로서 엑셀 파일로 저장되도록 하였다.

전산모사 실험에서는 CAD 파일을 통하여 실제 치수와 동일하게 Fig. 4에 보여준 중심부의 원통모양과 같이 모델링을 한 후 OPERA-3D S/W의 유한요소 해석법을 통하여 시뮬레이션 하였다[19]. 즉, 손목 맥동에 따른 자기장의 변화를 시뮬레이션을 통해 측정하였다. 시뮬레이션 결과 영구자석의 내

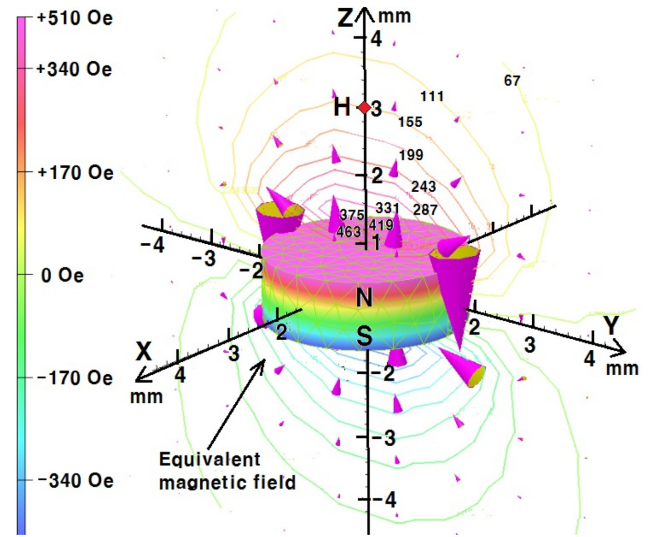


Fig. 5. (Color online) The simulation map analyzed by the finite element method of OPERA-3D S/W depending on the pulse modulation of radial artery. The colors of different area and arrow inside and outside of one cylindrical permanent magnet presented the different magnetic field intensities, respectively. Each line is noticed by equivalent magnetic field. The size of circle con arrow is proportional to the magnitude of magnetic field intensity. The position of Hall device is noticed by "H" point with a value of about 155 Oe at 3.0 mm in the z axis.

부와 외부에서 3차원 공간을 이루는 자기장 세기의 분포를 Fig. 5에 내부는 영역으로 외부는 선으로 각각 다른 색깔분포로 나타내었다. 파란색은 영구자석의 S극을 나타내는 음의 자

기장세기, 보라색은 영구자석의 N극을 나타내는 양의 자기장 세기로 구분하였다. 시뮬레이션을 적용한 영구자석의 표면 값은 대략 500 G이고, 지름 3 mm 높이 1 mm인 자석 표면에서 2.5 mm 떨어진 z축 상의 3.0 mm 부근의 H 점(실제 홀소자 위치임)의 자기장 값은 155 Oe를 나타남을 알 수 있다. Fig. 5에서 같은 색깔의 선들은 등가 자기장 세기를 나타낸다. 한편 자기장의 방향은 원뿔 모양의 화살표로 표시하였다. 원뿔 모양의 크기는 자기장의 크기를 나타내며 Fig. 5에서 알 수 있듯이 영구자석의 모서리 면에서 N극에서 S극으로 향하는 부근이 가장 크게 보였다.

맥동은 요골동맥의 단위 파형 당 약 1.13 mm의 최대 수직 변위를 나타낸다. 그러므로 피부에 밀착된 자석의 최대 변위도 약 1.13 mm 이내로 예상을 했다. 자석간의 자기장 세기의 편차를 알아보기 위해 거리별로 자기장의 세기를 측정 한 결과 자석마다의 편차가 있음을 확인할 수 있었고 센서와의 거리가 가까울수록 편차가 커지며 거리가 멀수록 편차가 작아졌다. 차이가 100 Oe 이상으로 심한 부분은 2 mm 이하 부분에서 나타났으며 2.5 mm 이상에서는 최댓값과 최솟값의 차이가 45 Oe로 낮아서 영구자석 표면과 센서의 거리선정 시에 2.5 mm 이상 거리를 유지시켜야 자석간의 편차를 줄일 수 있다. 이러한 결과 값으로 자기장의 크기를 센싱하는 홀소자의 위치인 Fig. 5의 “H”의 위치선정은 타당하다고 볼 수 있다. 평행한 한 점인 “H”점에서 자기장의 변화는 요골동맥의 실제 맥동과 비슷한 결과 값을 얻을 수 있으므로 실제의 맥동에 의한 자석의 위치 변화에 따른 맥진파형 한 주기에 대한 자기장의 변화를 시뮬레이션 한 결과를 Fig. 6에 나타내었다.

Fig. 6처럼 시간 변화에 따른 $x=0, y=0, z=3.0$ mm에서의 자기장의 분포 변화를 측정한다. 시간에 따른 자기장의 변

화 분포도 100 mHz 로 샘플링 기존의 맥파 특징점들을 보여 준 Fig. 1(d)에서 정의된 S파(시작파), P파(충격파), T파(반사), C파(절흔점), D파(중복)이 존재하며 자기장의 변화가 맥파와 거의 비슷하게 샘플링 됨을 볼 수 있었다.

맥진기를 사용할 때 개인 차이에 따라 변화하는 요골동맥의 맥파가 정확히 측정되고 있는지 알 수 없다. 따라서 맥진기의 정확도를 알기 위하여 맥파를 재현할 수 있는 맥파 시뮬레이터 개발이 필수적이다[12]. Fig. 5와 Fig. 6의 결과가 보여주듯이 집게형맥진기 시뮬레이터로 얻은 맥박의 주기적인 자기장의 변화가 손목 맥동의 변위에 따라 위 아래로 움직여 자기장의 변화를 재현성 있는 맥파로 보여주는 결과를 기대할 것으로 사료된다.

이러한 실험결과에서 가장 맥진파형과 유사한 진행과정을 보이는 파형이 나타남을 알 수 있었다. 맥파 시뮬레이터를 제작함으로써 맥진기 테스트 과정에 사용하여 정확도와 신뢰도를 향상시킬 수 있도록 하였다. 다양한 아크릴 추와 모터로 여러 가지 파형을 유도함으로써 인위적 맥파의 구현 가능성을 제시하였다. 집게형맥진기의 상업화 시에 이용할 수 있는 시뮬레이터의 초형을 잡음으로써 발전시켜 더 정확한 파형을 나타낼 수 있도록 제작한다면 시험기기 인증 및 제품 검수에 사용할 수 있을 것으로 기대된다.

IV. 결 론

손목의 요골동맥 중심부 “관” 위치에 놓인 영구자석이 맥동의 요동함으로 생기는 자기장의 변화를 감지하는 홀소자가 구비된 집게형맥진기를 이용하여 출력신호인 맥진파형 특성을 분석하였다. 전산모사 실험에서는 먼저 실제 치수와 동일하게 중심부의 영구자석의 원통모양과 같이 모델링을 한 후 Opera-3d 프로그램의 유한요소 해석법을 통하여 자기장의 3차원 분포를 시뮬레이션 하였다. 손목 맥동에 따른 자기장의 변화를 시뮬레이션을 통해 측정하였다. 유한요소법으로 전산모사한 자기장 변화와 실제 영구자석의 위치 변화를 비교 분석하였다. 맥동은 요골동맥의 단위 파형 당 약 1.13 mm의 최대 수직 변위를 나타낸다. 피부에 밀착된 영구자석의 최대 변위 이내로 자석 표면과 센서의 거리선정 시에 2.5 mm 이상 거리를 유지시켜야 자석간의 편차를 줄일 수 있었다. 시간에 따른 자기장의 변화를 주기 1 s 내에서 기존의 맥파 특징점들이 시뮬레이션 결과로 볼 때 거의 비슷하게 샘플링 됨을 알 수 있었다.

감사의 글

이 논문은 2012년~2013년도 상지대학교 교내연구비의 지

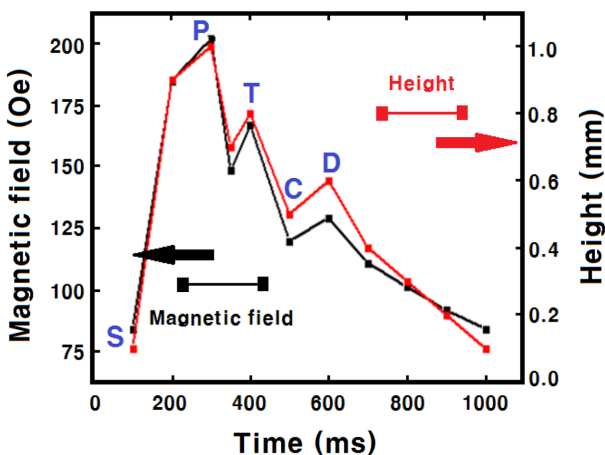


Fig. 6. (Color online) The comparison of magnetic field variation (black solid line) and height fluctuation (red solid line) according to the basic pulse wave with 5 components (S, P, T, C, and D) during one period (1000 ms).

원에 의해 이루어진 연구 결과입니다. 저자들은 맥파시뮬레이터 설계를 도와준 김용진과 종합졸업설계로 발표한 심성아, 최광현에게 감사를 드립니다.

References

- [1] M. L. Chan, G. Jaramillo, K. R. Hristova, and D. A. Horsley, *Biosens Bioelectron.* **26**, 2060 (2011).
- [2] P. Khajidmaa and S. S. Lee, *J. Kor. Magn. Soc.* **23**, 193 (2013).
- [3] N. L. Anderson, A. Jackson, D. Smith, D. Hardie, C. Borchers, and T. W. Pearson, *Mol. Cell. Proteomics* **8**, 995 (2009).
- [4] S. M. Choi, Performance evaluation of medical devices in oriental medicine, Seoul: Ministry of Food and Drug Safety (2004).
- [5] M. S. Han and I. H. Sung, *J. Business Education* **23**, 385 (2009).
- [6] Y. H. Bak, J. W. Kwon, D. S. Huang, and H. K. Shin, *J. Korean Oriental Med.* **32**, 79 (2011); J. S. Moon, J. Y. Kim, Y. H. Ryu, N. K. Song, H. J. Kim, and J. R. Lee, *J. Korean Oriental Med.* **11**, 119 (2005).
- [7] Korea Institute of S&T Evaluation and Planning, Trend Brief Report, Technology and Policy Trend of Korean Medicine Science (2010. 8).
- [8] K. J. Lee, *J. Kor. Association of Applied Economics* **14**, 149 (2012).
- [9] S. S. Lee, J. G. Choi, I. H. Son, K. H. Kim, D. H. Nam, Y. S. Hong, W. B. Lee, D. G. Hwang, and J. R. Rhee, *J. Magn.* **16**, 449 (2011).
- [10] S. S. Lee, I. H. Son, J. G. Choi, D. H. Nam, Y. S. Hong, and W. B. Lee, *J. Korean Phys. Soc.* **58**, 349 (2011).
- [11] Cobham technical services, *Opera-3d User Guide*, Version **15** (2011).
- [12] B. W. Schaaf and P. H. Abbrecht, *J. Biomechanics* **5**, 345 (1972).
- [13] M. F. P. O'Rourke, R. P. Kelly, and A. P. Avolio, *Arterial Pulse*, 1st ed., Lea & Febiger, Philadelphia, USA (1992).
- [14] G. D. Yoo, S. K. Hwang, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **22**, 27 (2012).
- [15] D. H. Lee, Y. S. Hong, and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **23**, 1 (2013).
- [16] K. H. Kim and S. S. Lee, *New Physics* **63**, 1135 (2013).
- [17] I. H. Son and S. S. Lee, *J. Korean Magn. Soc.* **21**, 104 (2011).
- [18] J. S. Yoo, S. J. Chang, S. H. Sun, Y. S. Hong, and S. S. Lee, *J. Soc. Kor. Med. Diagnostics* **17**, 63 (2013).
- [19] A. J. Baker and D. W. Pepper, *Finite Elements 1-2-3*, McGraw Hill, New York (1991).