

## 맥동 유동 발생을 위한 맥동 펌프의 설계 및 특성 분석 연구

주원하<sup>1</sup> · 김경원<sup>2</sup> · 이연호<sup>3</sup> · 곽문규<sup>4</sup> · 이춘영<sup>5</sup> · 이종민<sup>6</sup> · 박철우<sup>†</sup>

(원고접수일 : 2012년 11월 16일, 원고수정일 : 2012년 11월 21일, 심사완료일 : 2013년 2월 13일)

### Design of pulsatile pump and performance test for pulsatile flow generation

Yoon-ha Joo<sup>1</sup> · Kyung-won Kim<sup>2</sup> · Yeon-ho Lee<sup>3</sup> · Moon-kyu Kwak<sup>4</sup> · Choon-young Lee<sup>5</sup> · Jong-min Lee<sup>6</sup> ·  
Cheol-woo Park<sup>†</sup>

**요약:** 혈류 유동 연구를 위해서는 심장의 맥동 유동을 만들어 내는 것이 중요하다. 본 연구에서는 동맥 혈류의 유동 해석을 위해 새롭게 설계된 심장 박동 모사 맥동펌프의 제작 및 그 성능에 관하여 시험을 수행하였다. 피스톤 펌프를 이용한 기본몸체 설계를 수행하였고 직류모터와 엔코더를 사용하여 회전수와 가속비를 설정할 수 있도록 하였으며, 시험결과는 전 영역에서 맥동 유동의 분포를 잘 따르고, 반복되는 맥동 주기의 편차도 작게 나타남을 확인하였다.

**주제어:** 맥동유동, 펌프, 성능, 압력분석, 혈류유동

**Abstract:** For in-depth research of blood flow, it is important to create pulsating flow like the blood flow from heart beat. In this study, we developed a heart mimicking pulsatile pump and evaluated its performances. Main body of pump was produced using a piston pump, and its rpm and duty ratio was modulated by DC motor and encoder. To determine the part dimensions, principle stress theory and simple fluidic pressure analysis were used. The performance of pulsating pump was evaluated by comparing the pressure values and their deviations according to experimental variables. For the results, the output value of pressure followed the distribution of pulsating flow and its deviation was negligible. Through this study, we expect the established pulsating pump can be widely used in study of blood flow produce easy ways to related researchers.

**Keywords:** Pulsatile Flow, Pump, Performance, Pressure Analysis, Blood Flow

## 1. 서 론

심혈관계 질환(cardiac vascular disease)은 최근 10년 동안 국내 사망률 통계에서 사망원인 중 1위를 차지하고 있는 대표적인 질환 군이다. 이러한 심혈관계 질환 중 대표적인 질환은 인체 혈관 내에 혈구(globule), 콜레스테롤(cholesterol) 등의 부유

물질들이 혈관벽에서 응고(coagulation)되어 혈관의 완전 또는 부분적인 폐쇄가 발생하는 협착증(stenosis)이다[1]. 현재 우리나라 성인들은 식생활의 서구화가 가속되면서 콜레스테롤을 조직으로 운반하는 저밀도 리포 단백질 콜레스테롤(LDL cholesterol)은 증가하고 과잉 콜레스테롤을 몸 밖으

<sup>†</sup> 교신저자: (702-701) 대구광역시 북구 대학로 80,

경북대학교 기계공학부, E-mail: chwoopark@knu.ac.kr, Tel: 053-950-7569

1 경북대학교 기계공학부, E-mail: jyhyhj0124@naver.com, Tel: 053-958-7569

2 경북대학교 대학원 기계공학과, E-mail: narcio330@naver.com, Tel: 053-958-7569

3 경북대학교 대학원 기계공학과, E-mail: lyeonh21@gmail.com, Tel: 053-958-7569

4 경북대학교 기계공학부, E-mail: mkkwak@knu.ac.kr, Tel: 053-950-5573

5 경북대학교 기계공학부, E-mail: cylee@knu.ac.kr, Tel: 053-950-7541

6 경북대학교 의과대학 영상의학과, E-mail: jonglee@knu.ac.kr, Tel: 053-200-5472

로 배출되게 하는 고밀도 리포 단백질 콜레스테롤(HDL cholesterol)은 감소하는 경향을 나타내고 있어서, 협착증의 위험성이 점차 커지고 있다[2]. 이러한 협착증을 조기진단하고, 치료하기위해서 부유 물질을 운반하는 혈액의 유동에 대한 가시화, 수치 해석 등의 연구가 필요하다.

혈액 유동 연구에서 중요한 조건 중 하나는 역학적 환경이다. 그러므로 인체의 혈류운동을 정확하게 분석하고 모의실험 하기 위해서는 단순 정상(steady) 유동이 아닌 심장 근육의 주기적인 수축(contraction)과 이완(relaxation)의 반복으로 생성되는 맥동 유동(pulsatile flow)을 묘사하여야 한다[3].

따라서 본 연구의 목적은 심장 박동으로 생성되는 혈액 유동을 보다 근접 묘사 할 수 있는 맥동 펌프(pulsatile pump)를 제작하고 생성된 유동에 대한 성능 평가 연구를 수행함으로써 협착 유동과 같은 혈류 유동장 해석 및 분석에 도움을 주고자 한다.

## 2. 맥동 펌프 본체(hardware) 설계

### 2.1 기본 펌프 선정 및 맥동 펌프 특성

심장은 일반적으로 정맥의 혈액을 심근(heart muscle)의 이완을 통해 흡입하고 다시 심근의 수축으로 동맥(artery)을 통해 온몸으로 송출한다. 이러한 유동에서 혈액은 정맥, 심장, 동맥의 순서대로 흐르게 되는데 심장과 혈관 사이에는 일반적으로 판막이 존재하여 역류를 막아준다. 본 연구에서는 이러한 혈액 유동을 모사하기 위하여 피스톤 펌프의 특성을 활용하여 맥동성을 가지는 펌프를 설계하고자 한다[4].

먼저 피스톤 펌프는 체크 밸브를 이용하여 판막과 유사한 기능을 수행할 수 있고, 체적 변화에 따른 압력의 증가 및 감소를 용이하게 조절할 수 있으며 고압을 생성하기 적절하다는 이점이 있다. 또한, 피스톤 펌프의 회전수 변화를 통해 유속을 빠르게 변화시킬 수 있으며 맥동성을 정상상태로 유지할 수 있다는 장점을 가지고 있다[5].

본 연구에서 제작한 맥동 펌프의 구성은 크게 기계부, 동력부, 조중부 3가지로 구성되어 있다. 조

중부는 엔코더, 중앙처리장치 및 보드로 이루어지며 회전수의 변화 및 각도에 따른 회전 변화 등 다양한 구동을 가능하게 한다. 동력부는 전원부와 모터, 기어, 벨트 등으로 이루어져 있으며 운동에너지를 공급한다.

기계부는 실린더와 피스톤, 크랭크, 크랭크축으로 구성되어 있으며 이곳에서 동력부에서 오는 동력을 직선왕복운동으로 변환함에 따라 유체에 압력을 가하는 펌프의 핵심적인 부분이다.

본 연구에서 설계한 펌프는 조중부에서 보내준 신호를 전원부로 전달하고 신호에 따라 전력의 세기와 회전수가 결정된다. 그 동력을 기어박스에 전달하게 되고 기어박스에서는 회전수 증감 및 토크를 변화시키게 된다.

이렇게 생성된 동력을 기반으로 크랭크가 회전하게 되고 그 동력이 샤프트의 직선 왕복운동으로 변환되게 된다. 축이 후진(이완기, 상사점)할 때 토출구의 체크 밸브는 닫히고 물탱크의 입구 밸브는 열리면서 유체가 흡입되게 된다.

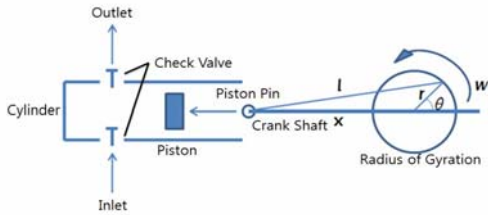
또한, 다시 전진(수축기, 하사점)할 때는 그와 반대로 토출구의 체크 밸브는 열리고 모터의 회전수에 따라 고압의 물이 토출되게 된다. 수축기와 이완기를 모사할 수 있는 맥동 유동을 발생시키기 위해서는 입구를 통한 흡입 유동량과 출구로 토출되는 유동의 유지 비율을 조합하여 변동하게 된다. 이러한 맥동의 변동을 나타내기 위하여 본 연구에서는 흡입과 토출로 구성된 1주기에 대하여 모터의 분주율을 조절하여 피스톤이 각 사점에 도달하는 속도의 비를 가속비(duty ratio, 수축기 속도값 : 이완기 속도값)로 정의하였다. 이와 같은 원리로 설계 및 제작 된 맥동 펌프는 박동성(맥동) 유동(pulsatile flow)을 만들어 낼 수 있으며, 혈류 유동과 관련된 실험적 연구에 적극 활용될 수 있을 것이다.

### 2.2 펌프 구동부(drive part) 설계

#### 2.2.1 펌프의 유량과 압력 선정

본 연구에서의 펌프의 용량 설계는 일반적인 심장의 박출량(최대 200 mL)을 기준으로 하였다. 그러나 보통 피스톤 펌프의 특성상 미세한 누수현상

이 발생하는 것으로 알려져 있어 본 연구에서는 감소량을 보완할 수 있도록 체적 효율(volume efficiency)을 고려하여 실린더의 지름 및 높이를 결정하였다. 먼저 **Figure 1** 은 기본적인 피스톤 펌프의 개략도를 나타내고 있는데,  $l$ 은 크랭크축의 길이,  $x$ 는 피스톤 핀과 크랭크 사이의 길이,  $r$ 은 크랭크의 회전반지름,  $\theta$ 는 회전 시작 원점과 크랭크 사이의 각도를 나타낸다. 여기에서 다양한 용량 변화를 측정하기 위해서는  $r$  값을 변환시킬 수 있도록 구성하였다[6].



**Figure 1:** Structural drawing of cylinder and crank shaft linkage

박동성 유동을 만들기 위하여, 식 (1)에서 토출구의 단면적을 구하였으며  $a_{pipe}$ 는 토출구의 단면적,  $a_{cylinder}$ 는 토출구의 실린더 단면적,  $A_{pipe}$ 는 송출구의 단면적,  $A_{cylinder}$ 는 송출구의 실린더 단면적이다. 식 (2)에서는 길이의 조절이 가능한 크랭크축(샤프트)의 길이를 결정하게 된다.  $r$ 값이 변화함에 따라 크랭크 샤프트의 길이가 변하기 때문에 결과적으로 실린더 용적값이 변화하게 된다. 식(3)에서는 필요한 압력범위를 선정하게 되는데  $P_{cylinder}$ 는 유체를 가속시키기 위해 필요한 실린더 내부의 압력이고  $P_{exit}$ 는관이 끝나는 지점의 압력으로 대기압으로 가정하여 계산하였다.  $P_{fluid}$ 는 실린더 및 송출관 내부에 있는 유체를 가속시키기 위해 필요한 압력이고  $\gamma$ 는 유체의 비중량,  $H$ 는 손실수두이다.

$$a_{pipe} = \frac{A_{cylinder}}{A_{pipe}} a_{cylinder} \quad (1)$$

$$x = \sqrt{l^2 - (r \sin\theta)^2} - r \cos\theta \quad (2)$$

$$P_{cylinder} = P_{exit} + P_{fluid} + \gamma H \quad (3)$$

### 2.2.2 실린더 및 크랭크 축 두께 선정

본 연구에서는 펌프를 구성하고 있는 기본 구조물인 실린더, 피스톤, 크랭크, 샤프트, 기어 등에 가해지는 응력과 비틀림 및 굽힘을 계산하여, 소성 변형, 파단(fracture), 파괴 및 좌굴(buckling)이 일어나지 않도록 각 부분의 재료를 정하고 치수와 두께를 결정하였다. 이 과정에서 안전계수(safety factor)를 도입하여 안전성을 더욱 높였다.

실린더의 재질은 피스톤과의 마찰을 최소화하기 위해 아크릴로 선정하였고, 식(4)에서 실린더의 두께를 계산하였다.  $\sigma_{ys}$ 는 항복응력이고  $n$ 은 안전계수이다.  $p$ 는 식(3)에서 계산한 압력이고  $dx$ 가 실린더의 두께가 되며 이는 파괴 및 파단이 일어나지 않을 최대의 힘이 작용하는 지점이다.

$$\sum F = 0: \frac{\sigma_{ys}}{n} (2tdx) - p(2rdx) = 0 \quad (4)$$

피스톤의 미소체적을 높이가 일정한 사각형단면의 외팔보로 가정하고 식(5)를 구성하여 피스톤의 두께를 선정하였다.

$$\frac{\sigma_{ys}}{n} = \frac{M}{Z} = \frac{Pl \frac{l}{2}}{\frac{bh^2}{6}} \quad (5)$$

여기서  $M$ 은 굽힘 모멘트이고  $Z$ 는 단면계수,  $b$ 는 실린더의 폭,  $h$ 는 실린더의 높이,  $P$ 는 실린더에 가해지는 최대 압력이다. 크랭크 축(crank shaft)은 실린더와 피스톤 사이의 누수현상으로 새어나온 유체에 영향을 받을 수 있으므로 스테인리스 강으로 설계하였다.

크랭크축은 수직향 방향으로 인장, 압축을 받는 봉으로 가정하고 식(6)을 구성하여 두께를 선정하였다.

$$\frac{\sigma_{ys}}{n} = \frac{P_{cylinder} A_{cylinder}}{b^2} \quad (6)$$

또한 압축(compression)시 좌굴(buckling)이 발생할 수 있으므로 식(7)에서 관성모멘트  $I$ 를 설정하여 이를 방지하였다. 여기서  $P_{cr}$ 은 좌굴이 발생하는 임계하중을 나타내고  $\pi$ 는 원주율,  $E$ 는 스테인리스강의 탄성계수이다.

$$I = \frac{bh^2}{12} = \frac{P_{cr}l^2}{\pi E} \quad (7)$$

크랭크는 가장 강한 힘을 견디는 부분이므로 재료를 강철로 사용하였으며, 굽힘과 비틀림(torsion)을 동시에 받으므로, 모어의 원(Mohr circle)을 통해  $\sigma_{max}$ 는 최대응력  $\sigma_y$ 는 주응력,  $\tau$ 는 전단응력으로 식(8)을 구성하여 주응력을 계산하였고, 크랭크의 두께를 결정하였다[7].

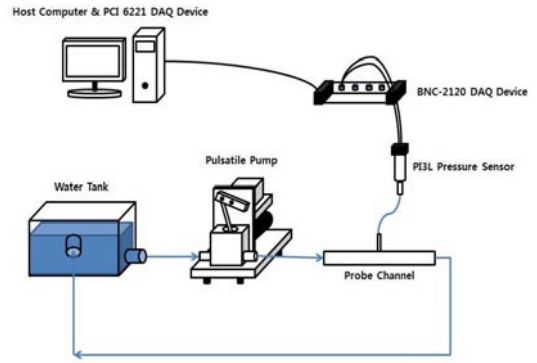
$$\begin{aligned} \sigma_{max} &= \frac{\sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_y}{2}\right)^2 + \tau^2} \\ &= \frac{Fl_{crank}}{b^3} + \sqrt{\left(\frac{Fl_{crank}}{b^3}\right)^2 + \frac{Fl_{center}}{b^3}} \end{aligned} \quad (8)$$

$$W_{pump} = \frac{T_{pump}\omega}{\eta} \quad (9)$$

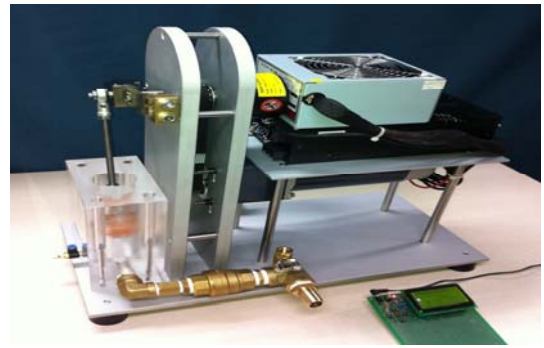
모터는 크랭크를 회전시키기 위해 필요한 펌프의 출력은 펌프 효율을 고려하는 식(9)로 계산하고, 이에 맞는 모터를 선정하였다. 여기서  $W_{pump}$ 는 펌프의 출력이고  $T_{pump}$ 는 펌프의 토크,  $\omega$ 는 각속도,  $\eta$ 는 효율이다.

**Table 1:** Specification values used for a pulsatile pump design.

Parameter	Value (unit)
$a_{\pi pe}$	41.7 (m/s)
$a_{cylinder}$	6.7 (m/s)
$A_{\pi pe}$	$2.8 \times 10^{-4} (m^2)$
$A_{cylinder}$	$1.8 \times 10^{-3} (m^2)$
$P_{fluid}$	4.4 (psi)
$P_{cylinder}$	18.9 (psi)
$P_{cr}$	23,181 (N)
$\sigma_{max}$	202.6 (N/cm <sup>2</sup> )



(a)



(b)

**Figure 2:** Schematic diagram of experimental set up and photograph of pulsatile pump

조종부는 엔코더와 중앙처리장치로 구성하였고 프로그램을 작성하여 회전수는 30에서 130 rpm까지, 가속비(duty ratio)는 2:8에서 8:2까지 조절할 수 있게 하여 다양한 구동방식을 작동할 수 있게 하였다. Table 1은 펌프 설계 및 제작을 위해 계산된 상기 변수 및 요소들의 결과 값을 정리하여 나타내었다.

### 2.3 성능평가 및 구동 프로그램

협착(stenosis) 실험에 사용하기에 앞서 본 설계를 통해 제작한 펌프가 단순 왕복 펌프가 아닌 사람의 심장 박동 등을 모사하는 맥동식 펌프에 적합함을 검증해 보기 위하여 맥동식 펌프 작동을 통하여 생성하는 유동의 압력을 측정 및 분석하였다. Figure 2는 본 연구에서 사용된 변수 설계를

활용하여 제작된 펌프의 성능평가를 위한 실험의 개략적 구성과 모습을 보여주고 있다.

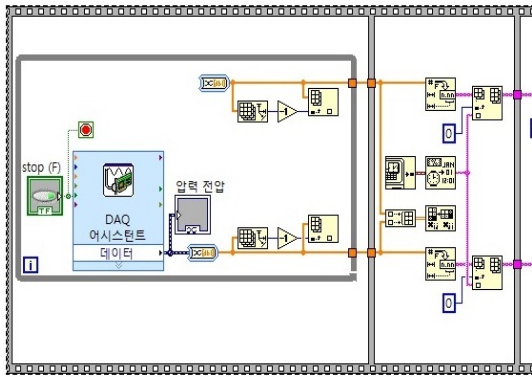


Figure 3: Data acquisition with LabVIEW(8.6)

여기서 송출관 및 흡입관으로 내경이 19mm인 플라스틱 관을 사용하였고 송출관에 아크릴로 제작한 원형 협착 모형을 설치하였다. 또한 모형의 상부에 내경이 1 mm인 가는 압력탭 구멍을 뚫고 미세관을 설치하여 압력 센서와 연결시켰다.

이 과정에서 압력센서로 연결되는 관에 공기가 없도록 봉합하여 압축가능한 공기의 특성으로 인한 수두손실과 매질의 변환으로 인한 압력손실이 배제될 수 있도록 하였다. 측정에 사용된 압력센서는 GE sensing사의 PI3L을 사용하였고, 측정 범위는 0~5 psi까지의 압력측정 성능을 가지고 있다. 계측된 압력 변화 물리량은 압력센서를 통해 내셔널인스트루먼트사(NI)의 데이터 획득장치인 DAQ device를 통해 Figure 3과 같이 LabVIEW 8.6 프로그램을 구성하고 연결하여 제어되도록 설정하였다.

### 3. 결과 및 고찰

#### 3.1 동일한 회전수에 대한 가속비의 영향

Figure 4 에서 Figure 6은 각각 30 rpm, 60 rpm, 90 rpm에서 가속비(duty ratio) 5:5와 6:4를 가질 때 크랭크의 회전 변화에 따른 압력의 변화를 나타낸다. 같은 rpm에서도 피스톤의 가속비의 차이에 따라 압력 차이가 생기며 가속비가 5:5에서 6:4로 변

화할 때 최고압력이 증가한 것을 볼 수 있었다.

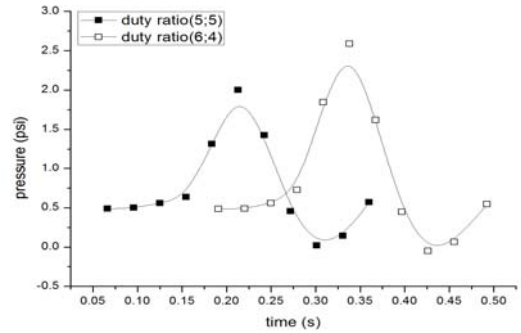


Figure 4: Pressure variation according to crank phase at 30 rpm (duty ratio 5:5 and 6:4)

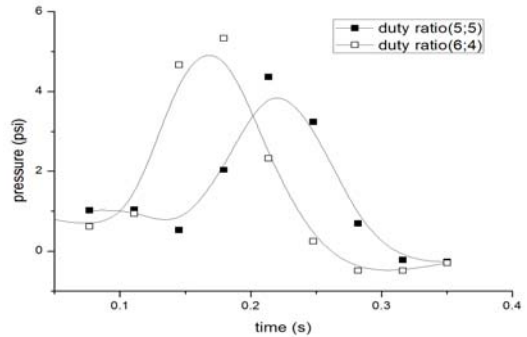


Figure 5: Pressure variation according to crank phase at 60 rpm (duty ratio 5:5 and 6:4)

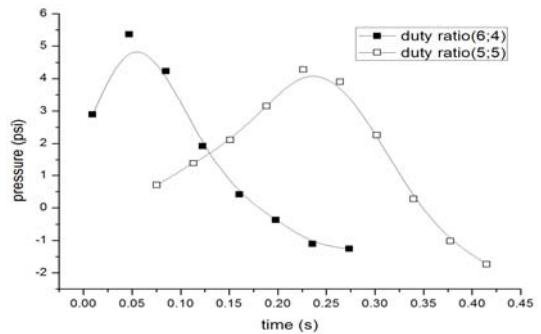


Figure 6: Pressure variation according to crank phase at 90 rpm (duty ratio 5:5 and 6:4)

이것은 피스톤의 하강속도가 증가함에 따라 실린더의 압력이 속도가 균일한 원운동 보다 증가하게 되며 크랭크가 하사점에 빠르게 도달함으로써 얻게 된 결과이다. 이때 최대압력은 30 rpm에서 약

29.3 %, 60 rpm에서 약 22.1 %, 그리고 90 rpm에서 약 25.3 % 증가하여 평균적으로 약 25.6 %의 증가율을 가진 것을 알 수 있었으며, 가속비(duty ratio)를 제어함에 따라 원하는 모양의 맥동을 만들 수 있었다(Figure 5).

### 3.2 동일한 가속비에 대한 회전수의 영향

Figure 7은 6:4의 동일한 가속비에 대하여 크랭크의 회전수가 30, 60, 90 rpm일 때의 압력 변화를 보여주고 있다. 30 rpm에서의 최대 압력은 2.6 psi 이었고 60 rpm에서는 30 rpm에 비해 약 65.6 %, 90 rpm에서는 약 106.0 % 증가하였다. 이와 같이 가속비가 같을 때 rpm의 변화가 유동 특성에 미치는 영향은 먼저, 크랭크의 회전이 빨라짐에 따라 실린더 안의 유체의 가속도가 증가하게 되고 이로 인해 압력이 증가하게 된다. 또한, rpm의 증가로 1 사이클의 주기가 감소하게 된다. 즉, 동일 가속비에서 rpm 비교 실험을 통해 rpm의 조절은 토출 주기뿐만 아니라 토출 압력의 변화도 유도하게 됨을 확인할 수 있다.

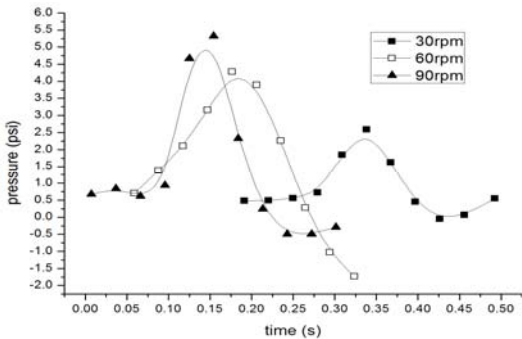


Figure 7: Comparison of pressure variation at different rpm with a duty ratio of 6:4

### 3.3 60rpm duty 비 6:4의 특성

앞장의 분석을 통하여 본 연구를 통해 설계 및 제작된 맥동 펌프의 박동 유동이 인체의 혈액 유동을 잘 모사하고 있음을 크랭크의 회전수와 가속비의 변화를 통해 확인하여 보았다. 일반적으로 사람의 심장 박동수는 평균 약 60 beat/min으로 알려져 있다. 제작된 펌프에서도 심박수와 유사한 회전

수인 60 rpm의 경우에 대하여 연속적인 압력값을 획득한 후 각 시간에 해당되는 위상에 대하여 앙상블 평균(ensemble phase)을 통해 한 주기의 압력 분포를 구하였다(Figure 8).

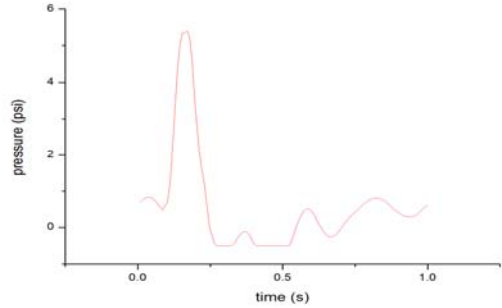


Figure 8: Pulsatile pressure distribution for a cycle at duty ratio of 6:4 (60 rpm)

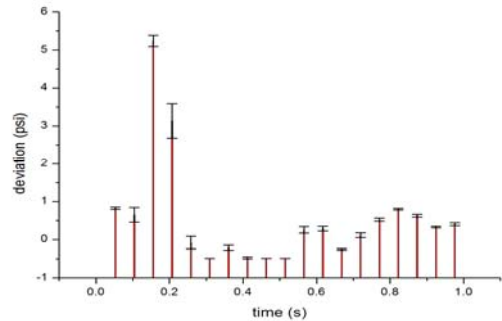


Figure 9: Standard deviation of measured pressure for a cycle at duty ratio of 6:4 (60 rpm)

가속비 6:4와 회전수 60 rpm의 경우가 사람의 심박동 특성과 가장 유사하게 압력 분포 형태를 구성하고 있음을 확인할 수 있었다. 압력 곡선은 전체적으로 0~6 psi 사이의 압력값으로 분포하고 있으며, 피스톤이 전진(수축기, 하사점)될 경우 최대 압력이 발생하는 것을 볼 수 있다. 또한, 이후 이완기(상사점)를 지난 후에는 미세한 압력의 상승과 하강의 반복 진동이 존재하고 있음을 알 수 있다. 이러한 미세 진동의 원인은 실험에 사용된 파이프의 탄성, 체크밸브의 진동, 맥동유동으로써 발생하는 반발력 등 여러 가지 원인이 포함되어져서 발생된다고 판단된다.

Figure 9는 회전수 60 rpm과 가속비 6:4인 경

우의 압력 분포에서 각 위치별로 데이터 표본의 분산 값을 구한 그래프이다. 여기서 보면, 최대압력의 변곡점에서 상대적으로 높은 편차가 존재하고 있음을 알 수 있다. 이는 펌프의 흡입과 토출시 구조물의 각진 부분에서 발생할 수 있는 난류(turbulence)와 채널을 통한 유체의 모멘텀 변동 성분의 변화로 인해 변동률이 상대적으로 많이 존재하고 있는 것으로 생각된다[8]. 그러나, 상대적으로 가장 높은 분산 편차가 나타나는 최대압력 값에서도 약 10 % 이내의 편차가 존재하고 있어 본 연구를 통해 제작된 펌프의 반복성은 비교적 작은 오차 범위 내에서 작동이 가능함을 본 연구를 통해 확인할 수 있었다.

#### 4. 결 론

본 연구에서는 심장 박동 유동과 같은 혈액 유동의 모사적 실험 연구를 위한 맥동성 펌프를 자체적으로 설계 및 제작하고, 이를 통해 발생된 맥동 유동(pulsatile flow)의 특성을 압력 계측을 통하여 연구하였다. 도출된 결과를 요약하면 다음과 같다. 먼저, 맥동 펌프를 구성하기 위하여 각 구성 요소들에 대하여 최대 압력에 대한 부하 및 허용 응력 값의 산정을 통하여 구성 재료 및 두께 등의 설계값을 도출하고 이를 기반으로 하여 펌프를 제작하였다. 맥동 펌프가 생성하는 박동성 유동의 압력 값의 주기별 분포의 계측을 통하여 제작된 맥동 펌프의 성능평가 연구를 수행하였다. 즉, 균일한 속도의 회전형 펌프가 아닌, 회전수 rpm과 가속비(duty ratio)의 변경을 통하여 심장 박동 유동과 유사한 맥동 유동을 생성할 수 있음을 확인할 수 있었다. 특히, 가속비 6:4와 회전수 60 rpm의 경우가 사람의 심박동 특성과 가장 유사한 압력 분포와 반복성을 가짐을 실험적으로 확인하였다.

#### 후 기

이 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(No.20120003076), 대학중점연구소지원사업(2012-0005856), 중소기업청에서 지원하는 2012년도 산학연공동기술개발사업(No. C0055810) 및

2012학년도 경북대학교 학술연구비에 의하여 연구되었음.

#### 참고문헌

- [1] J. J. H. Spek, J. A. Staessen, R. H. Fagard, A. P. Hoeks, H. A. Boudier, and L. M. Bortel, "Effect of age on brachial artery wall properties differs from the aorta and is gender dependent: a population study," *Hypertension*, vol. 35, no. 2, pp. 637-642, 2000.
- [2] W. W. Nichols and M. F. O'Rourke, *McDonald's Blood Flow in Arteries (5th Ed.)*, Oxford University Press, 2005.
- [3] A. A. Benam, M. T. Shadpour, N. Fatourae, A. Pashaiee, and M. M. Khani, "A new system to analyze pulsatile flow characteristics in elastic tubes for hemodynamic applications," *American Journal of Applied Sciences*, vol. 5, no. 12, pp. 1730-1736, 2008.
- [4] N. D. Manring and Y. Zhang, "The improved volumetric-efficiency of an axial-piston pump utilizing a trapped-volume design," *Journal of Dynamic Systems, Measurement, and Control*, vol. 123, pp. 479-487, 2001.
- [5] K. Imaichi, Y. Murakami, H. Tsurusaki, and K. R. Jo, *The Basis of Pump Design*, Daeyoung Sa, 2002.
- [6] I. S. Jun, K. J. Lee, K. O. Jo, and C. H. Jo, *Theory and Reality of Pump*, Kunsur Seoul Metropolitan, 2004.
- [7] W. F. Hosford, *Solid Mechanics*, Cambridge University Press, 2010.
- [8] K. X. Qian, P. Zeng, W. M. Ru, H. Y. Yuan, Z. G. Feng, and I. Li, "How to produce a pulsatile flow with low hemolysis?," *Journal of Medical Engineering and Technology*, vol. 24, no. 5, pp. 227-229, 2000.