

## 대동맥-폐동맥 연결관의 접합각도와 직경의 최적화

김성민<sup>#</sup>, 박성윤<sup>\*</sup>, 전재훈<sup>\*\*</sup>

### Optimization of the Anastomosis Angle and Diameter with the Systemic-To-Pulmonary Artery Shunt

Sung Min Kim<sup>#</sup>, Sung Yun Park<sup>\*</sup> and Jae Hoon Jun<sup>\*\*</sup>

#### ABSTRACT

Hypoplastic left heart syndrome is currently the most lethal cardiac malformation of the newborn infant. Survival following a Norwood operation depends on the balance between systemic and pulmonary blood flow, which is highly dependent on the fluid dynamics through the interposition shunt between the two circulations. The purpose of this study is an optimization of the systemic-to-pulmonary artery shunt. In this study, We used computational fluid dynamic(CFD) models to determine the velocity profile in a systemic-to-pulmonary artery shunt and suggested a simplified method of calculating the blood flow in the shunt based on Ultrasound systems. We analyzed the flow characteristic variations and oscillatory shear index(OSI) due to the anastomosis angle and shunt diameter changing. Four different CFD models were constructed with the shunt sizes ranging from 3 to 3.5mm. The angle between the brachiocephalic trunk(BCT) and the shunt were 30° and 45°, respectively. When the diameter is 3.0 mm, the oscillatory shear index decreased by 1.2% at 30° as opposed to at 45°. When the diameter is 3.5 mm, it increased by 18% more at 30° as opposed to at 45°. When the joint angle is 30° and the diameter is 3.0 mm, the oscillatory shear index decreased by 4.1% in comparison with the 3.5 mm diameter. When the angle is 45°and the diameter is 3.0 mm, the index increased by 14.6% in comparison with the 3.5 mm diameter.

**Key Words** : Hypoplastic Left Heart Syndrome (형성부전성 좌심증후군), Systemic-To-Pulmonary Artery Shunt (대동맥-폐동맥 연결관), Computational Fluid Dynamic (전산유체해석), Oscillatory Shear Index (교번전단지수)

#### 기호설명

$\Theta$  = The angle between the instantaneous wall

shear stress vector and the temporal mean wall shear stress vector[°]

$\vec{\tau}_w$  = Instantaneous wall shear stress vector

☞ 접수일: 2007년 1월 22일; 게재승인일: 2007년 6월 27일

# 교신저자: 건국대학교 의공학학과

E-mail smkim@kku.ac.kr Tel. (043) 851-7205

\* 건국대학교 일반대학원 의공학학과

\*\* 건국대학교 의료생명대학 의공학부

Q = Blood mass flow[m<sup>3</sup>/s]  
 A = Cross Section area[m<sup>2</sup>]  
 V = mean flow velocity[.m/s]  
 k = Constant value

### 1. 서론

심장은 혈액순환계통의 중심기관이다. 혈액은 심장의 율동적 수축에 의해 동맥계통을 통해 몸의 모든 부분으로 보내진다. 혈류는 끊임없이 순환하며 심장 자체를 포함한 모든 기관에 산소와 영양분을 공급한다. 심장은 4개의 방으로 이루어진 기관으로 두 개의 심실과 두 개의 심방으로 되어 있다. 심장의 강력한 펌프작용이 있는 부분은 우심실과 좌심실이며, 이들은 근육성 사이막으로 나뉘어져 있다.

심실의 벽은 두꺼우며 우심방과 좌심방의 수축에 의해 힘차고 재빠르게 채워지는 혈액을 받아 펌프작용 기능을 효율적으로 수행할 수 있게 구성되어 있다.

그러나 치명적인 기형의 심혈관을 가지고 태어나는 유아의 비율은 약 9% 정도이고<sup>1</sup>, 이 중에서 형성부전성 좌심증후군은 가장 심각한 심혈관 질환중의 하나이며(Fig. 1), 신생아의 심혈관 기형의 25%를 차지하고 있다.<sup>2</sup>

수술을 하지 않는 형성부전성 좌심증후군 환자는 몇 주 되지 않아서 사망하나, 심장이식이나 적절한 수술을 통하여 생존율을 증가시킬 수 있다.

형성부전성 좌심증후군의 수술은 일차로 고식적 수술법인 Norwood방식으로 시행한 다음 추후 폰탄수술로 진행된다.<sup>3</sup>

형성부전성 좌심증후군의 연구는 William<sup>3</sup>, Richard<sup>4</sup>, Edward<sup>5</sup>에 의하여 많은 임상수술과 연구가 진행되고 있다. 이들 연구에서 Norwood수술의 첫 번째 단계가 끝난 후 18~20개월 사이 퇴원하기 전에 신생아의 사망률이 55~60%라고 보고하고 있다. 이러한 원인들 중에는 폐쇄된 심실의 경직으로 인한 심장의 경직, 새로 만든 대동맥의 폐쇄, 폐동맥과 우회관에서의 폐쇄등이 대표적이다.<sup>4</sup> Norwood 성공적인 시술 후 폐동맥과 우회관의 폐쇄로 사망하는 경우가 많다.<sup>6</sup>

이러한 폐쇄의 원인은 여러 가지가 있지만 혈관내의 내막비후증식에 기인한다고 알려져 있지만, 이 증상의 근본적인 발생원인은 아직 정확하게 밝

혀지지 않고 있다. 하지만 혈류 현상의 측면에서 볼 때, 이 내막비후증식은 주로 낮은 시간평균 전단력 영역과 전단력의 방향이 빠르게 변화하는 곳에서 발생한다고 알려져 있다. 이와 관련된 연구는 현재 여러 가지 측면으로 수행 되고 있으며 이들은 주로 동맥류의 유동 현상과 혈관 질병과의 관계를 규명하기 위한 것과 우회관 형상의 변화에 따른 동맥 혈관내의 혈류와 혈관벽면에 발생하는 전단력의 변화에 관한 연구가 주를 이루고 있다.

본 연구에서는 동맥경화 우회술 연구를 바탕으로 하였으나, 동맥경화에 따른 혈관의 우회술과는 달리 폐동맥의 양쪽으로 혈액이 흘러가야한다. 이러한 점을 고려하여 대동맥-폐동맥 연결관의 접합 각도와 직경을 선정하고, 대동맥-폐동맥 연결관에 흐르는 혈류를 유한요소해석과 초음파시스템을 이용하여 측정된 결과로부터 혈관 벽면에 발생하는 벽면 전단응력을 이용하여 교번전단지수를 계산하였다. 교번전단지수를 통하여 신생아의 심장크기에 맞는 대동맥- 폐동맥 연결관의 접합각도와 직경을 최적화하는데 연구 목적이 있다.



Fig. 1 Morphology of HLHS(Hypoplastic Left Heart Syndrome)

### 2. 본론

#### 2.1 CFD Simulation

Table 1 Dimension of geometric

BCT (mm)	Pulmonary (mm)	shunt (mm)	Angle (°)	Number of models
6.3	7.4	3	30	1
			45	2
		3.5	30	3
			45	4

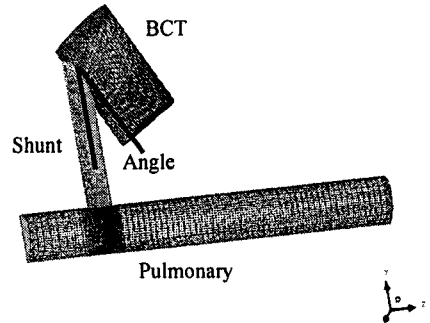


Fig. 2 Finite element model of Blood flow

혈액은 비압축성 뉴턴 유체로 가정하고, 밀도는 1057.0[kg/m<sup>3</sup>], 점도는 0.0042[kg/m·s]이다.

유동을 지배하는 3차원 Navier-Stokes equations 을 풀기 위해서 정상상태로 가정하였으며, 이 방정식을 풀기 위해서 FVM-based CFD코드인 ANSYS CFX 10.0(Canonsburg, PA, USA)을 이용하였다.

해석 시 필요한 부분인 대동맥, 폐동맥, 대동맥-폐동맥 연결관을 Fig. 2와 같이 초기 모델을 생성하였고, 대동맥-폐동맥 연결관의 접합각도와 직경에 따른 혈류와 교번전단지수를 측정하여 최적의 조건을 알기 위하여 Table 1과 같이 다양한 형상을 고려하였다. 본 해석에서 전문 격자 생성프로그램인 ANSYS ICEM CFD(Canonsburg, PA, USA)를 이용해서 격자를 생성하였다. 생성된 격자의 노드 수는 178088개이고, 요소는 185979개이다.

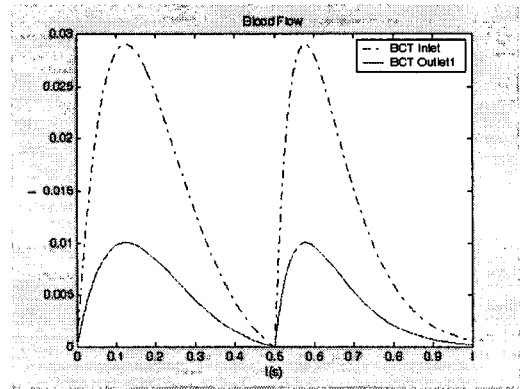


Fig. 3 Diagram of BCT inlet flow and outlet flow

Fig. 3은 대동맥입구의 혈류량과 대동맥 출구의 혈류량을 나타내고 있다. 맥동은 120beats/min으로 하였고, 두 주기를 실행하였다. 첫 번째 주기(0-0.5s)의 혈류는 비정상 상태이므로, 주기적인 정상상태에 가깝게 하기 위하여 두 번째 주기(0.5s-1.0s)의 데이터를 사용하였다.

Fig. 4는 교번전단지수를 계산하기 위하여 필요한 벽면전단응력을 측정할 지점을 나타내고 있다. 동일 지역의 단면에서 혈류 속도를 측정하여 선행 연구된<sup>7</sup> 초음파를 이용한 측정값과 비교하였다.

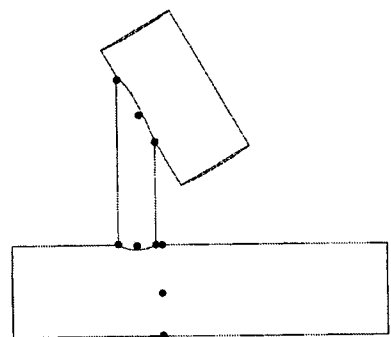


Fig. 4 Detecting point of wall shear stress(Model 1)

2.2 Oscillatory Shear Index

교번전단지수는 전단력 방향의 변화를 나타내는 척도로 이 값이 작은 경우 전단력의 방향은 일정하게 유지됨을 의미하고, 이와 반대로 높은 경우는 전단력의 방향이 진동함을 의미한다. 따라서 교번전단지수가 높은 영역의 시간평균 전단응력이 큰 경우, 내막비후증식을 감소시켜 협착증의 재발을 방지 할 수 있다고 예측할 수 있다.

시뮬레이션을 통하여 측정된 벽면전단응력을 이용하여 식 (1)에 대입하여 교번전단지수를 측정하게 된다.

$$\alpha \bar{\tau}_w = \frac{\int_0^T |\vec{\tau}_w| [\delta_1(\varnothing) \sin^2 \theta + \delta_2(\varnothing) \cos^2 \theta]^{1/2} dt}{\int_0^T |\vec{\tau}_w| dt} \quad (1)$$

여기서,  $\vec{\tau}_w$ 는 평균 벽면전단응력이고,  $\theta$ 는 평균 벽면전단응력과 각 시점에서의 벽면전단응력의 사이각을 의미한다.  $\varnothing$ 는 식 (2)와 같이 나타난다.

$$\delta_1(\varnothing) = \begin{cases} 1, & 0^\circ \leq \varnothing \leq 180^\circ \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (2)$$

$$\delta_2(\varnothing) = \begin{cases} 1, & 90^\circ \leq \varnothing \leq 270^\circ \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases}$$

교번전단지수는 0에서 0.5 사이값을 가지며, 0은 전단응력의 방향이 한 방향으로 고정된 것을 의미하며 0.5는 전단응력의 방향이 진동하고 있음을 의미한다.

### 2.3 Blood Flow Mass

Fig. 5는 초음파시스템을 이용하여 Norwood 수술 직후 환자의 대동맥-폐동맥 연결관의 입구와 출구에서의 혈류량과 혈류속도를 측정된 위치이다.<sup>7</sup>

Table 2는 Norwood 수술한 환자 정보이고, CFD Model 1과 같은 조건이다.

이렇게 측정된 데이터와 CFD Model 1의 시뮬레이션으로 측정된 데이터를 비교하여 식 (3)에서와 같이 비례상수 k를 결정하였다.

$$Q = kA \bar{V} \quad (3)$$

## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 Blood Flow Mass

Fig. 6은 초음파시스템을 이용한 실험값과 Model 1에서 검출된 혈류량을 비교한 값이다.

식 (3)에 의해서 구해진 k의 값은 2.55가 나왔고, 다른 모델들의 경우에도 동일하게 적용하였다.

### 3.2 Blood Velocity

이완기와 최고박출, 수축기에서의 혈류흐름을 파악하기 위하여 Fig 3에서 t=0.53s, t=0.60s, t=0.66, t=0.90일 때, 와류와 역류의 변화를 관찰 하였다.

Fig. 7은 Model 1에서의 혈류 속도 분포를 보여 주고 있다.

Table 2 Patients studied

Patient No.	Age	BSA (m <sup>2</sup> )	Weight (Kg)	Shunt diameter (mm)
1	2-6 day	0.21	3.3	3

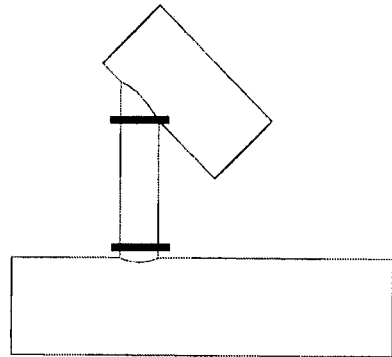


Fig. 5 Cross section of Systemic-to-Pulmonary Artery Shunt input and output(Model 1)

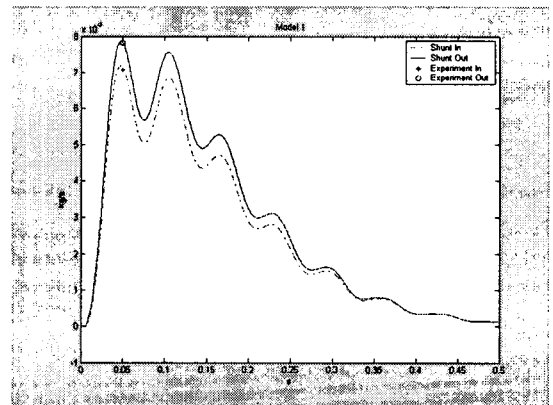


Fig. 6 Mass flow plots of Systemic-to-Pulmonary Artery Shunt input and output

접합각도 30°에서 입구 쪽에 와류나 역류 현상 없이 대동맥-폐동맥 연결관으로 혈액이 정상적으로 들어가고 있다. 한편, 대동맥-폐동맥 연결관의 우측 내부에 역류현상이 발생하여, 시간이 지날수록 역류현상의 말단부분이 아랫부분으로 내려간다. 역류현상은 중간부분에서 와류현상과 합쳐지게 된다. 이완기로 진행될수록 역류현상은 차츰 아래로 향하며, 폐동맥의 역류현상과 융합되어 대동맥-폐동맥

연결관의 우측절반에 역류현상이 발생되어, 동시에 대동맥-폐동맥 연결관 중심부분에 와류 현상이 발생된다. 그러나 이 역류현상은 대동맥의 주 흐름과는 만나지 않는다.

대동맥-폐동맥 연결관의 역류 현상은 정상유동에 영향을 주어 혈액의 흐름을 대동맥-폐동맥 연결관 좌측으로 치우치게 된다.

역류 현상과 와류현상이 만나는 중간지점에서 발굽형상 유동이 형성되게 되된다. 이 발굽형상 유동은 가운데 부분이 역류로 인하여 정상유동을 방해하여 혈류 속도 및 혈류량이 줄어들게 된다. 그러나 이 유동은 폐동맥의 역류와는 만나지 않고, 중간지점에서 대동맥-폐동맥 연결관 출구쪽으로 갈수록 가운데 부분이 정상유동 형태로 변하게 된다.

Fig. 8는 Model 2에서의 혈류 속도 분포를 보여 주고 있다. Model 1과 동일하게 45°의 접합부에서 와류나 역류 현상 없이 대동맥-폐동맥 연결관으로 혈액이 정상적으로 들어가고 있으며, 대동맥-폐동맥 연결관 내부 우측부분에서 역류현상이 발생하고 있다. 그러나 Model 1에 비해서 심장맥동 초반에 대동맥-폐동맥 연결관의 입구 중앙부분에 와류현상이 발견되며, 시간이 지날수록 와류현상이 상하로 길어짐을 볼 수 있다. 이 길어진 와류 현상으로 인해 내부역류는 Model 1 보다 폐동맥의 역류와 좀 더 일찍 합쳐져 대동맥-폐동맥 연결관의 정상유동과 역류현상이 구분지어진다.

이러한 일찍 생성된 와류와 역류 현상으로 발굽형상 유동이 Model 1과 비교하여 가운데 부분이 더 깊게 발달되며, 역류와 정상유동의 구분이 뚜렷이 보인다.

Model 1에 비하여 Model 2의 대동맥-폐동맥 연결관 속도가 저하되어 폐동맥에서 역류되는 속도가 상대적으로 증가 하였다.

혈류 속도를 통하여 대동맥-폐동맥 연결관의 직경이 3mm로 일정하고 접합각도가 30°(Model 1), 45°(Model 2)를 비교하였을 경우, 혈류 속도 분포에서 볼 때, 30°인 경우가 45°보다 더 효율적이라는 것을 알 수 있다.

Fig. 9는 Model 3에서의 혈류 속도 분포를 보여 주고 있다. Model 1과 동일하게 30°의 접합부에서 와류나 역류 현상 없이 대동맥-폐동맥 연결관으로 혈액이 정상적으로 들어가고 있으나, 대동맥-폐동맥 연결관 내부 우측부분에서 역류현상은 좀 더 늦게 나타나고 있다.

대동맥-폐동맥 연결관의 직경이 Model 1보다 0.5mm 작은 것을 생각하면 절반정도로 비슷하지만, 더 넓은 것을 알 수 있으며, 혈류 속도 또한 저하 되었다.

와류현상이 발생 되는 지점이 Model 1에 비하여 더 밀로 내려가 있어서, 폐동맥의 역류와 합쳐지는 시간이 더 빠르다.

정상유동의 속도가 Model 1에 비하여 저하되어 와류와 역류현상으로 생성된 발굽형상 유동의 폐인 부분이 Model 1에 비하여 더 깊게 발달하였다.

이것은 정상유동을 방해하는 역류현상이 Model 1보다 속도와 규모가 커서 대동맥-폐동맥 연결관에서 나가는 혈류량이 감소하였다.

Fig. 10은 Model 4에서의 혈류 속도 분포를 보여 주고 있다. Model 3과 동일하게 45°의 접합부에서 와류나 역류 현상 없이 대동맥-폐동맥 연결관으로 혈액이 정상적으로 들어가고 있으며, 대동맥-폐동맥 연결관 내부 우측부분에서 역류현상 또한 비슷한 시기에 발생한다.

역류현상의 분기점인 와류의 생성 위치는 Model 3보다 위쪽에 발생하여, 폐동맥의 역류와 합쳐지는 시점이 더 늦어지는 것을 볼 수 있다.

그러나 역류현상이 대동맥과 합쳐진 후, 생성되는 대동맥-폐동맥 연결관 내부의 와류 현상은 Model 3과 비슷한 위치에 그 중심점이 생성되었다.

역류와 와류 현상으로 생성되어진 발굽형상 유동은 와류의 중심점이 Model 3보다 위쪽에 위치한 관계로 발굽형상 유동은 대동맥-폐동맥 연결관 중간부분의 위쪽에서 생성되었다가, Model 3보다 위쪽에서 소멸되었다.

또한 발굽형상 유동의 폐인정도도 더 얇은 것을 확인 할 수 있다.

이것은 정상유동을 방해하는 역류현상이 Model 3보다 약하다는 것을 알 수 있다.

이러한 분석을 통하여 혈류 속도분포 측면에서 대동맥-폐동맥 연결관의 직경이 3.5mm로 일정하고 접합각도가 30°(Model 3), 45°(Model 4)를 비교하였을 경우, 45°인 경우가 30°보다 더 효율적이라는 것을 알 수 있다.

### 3.3 Oscillatory Shear Index

교변전단지수를 구하기 위해서는 벽면전단응력을 알아야 한다.

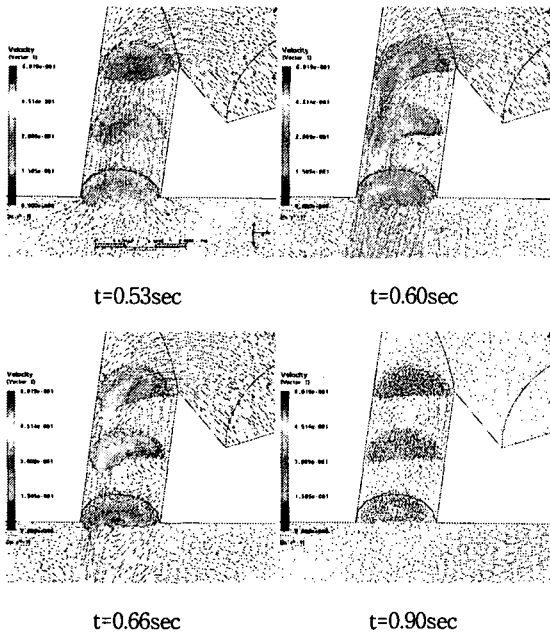


Fig. 7 Velocity vector plots at Model 1(zx-plane and yz-plane)

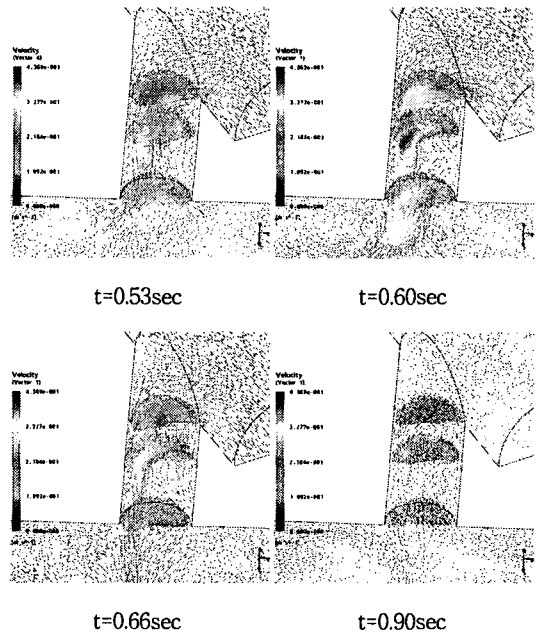


Fig. 9 Velocity vector plots at Model 3(zx-plane and yz-plane)

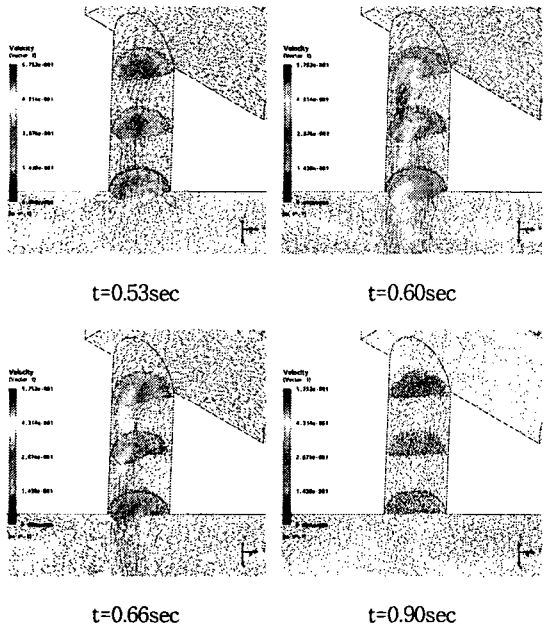


Fig. 8 Velocity vector plots at Model 2(zx-plane and yz-plane)

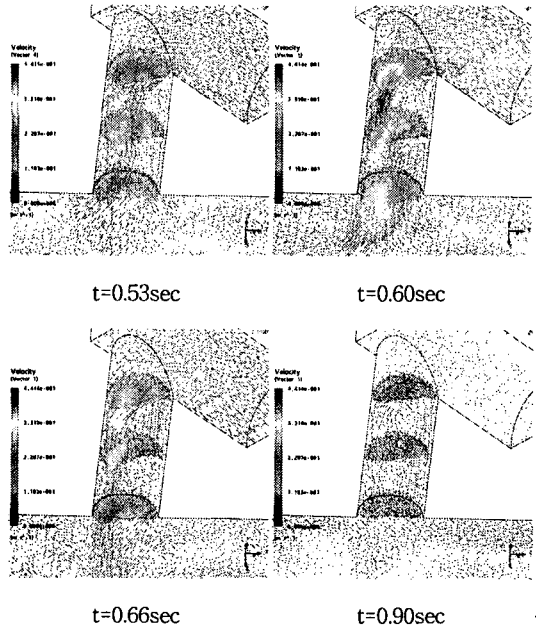


Fig. 10 Velocity vector plots at Model 4(zx-plane and yz-plane)

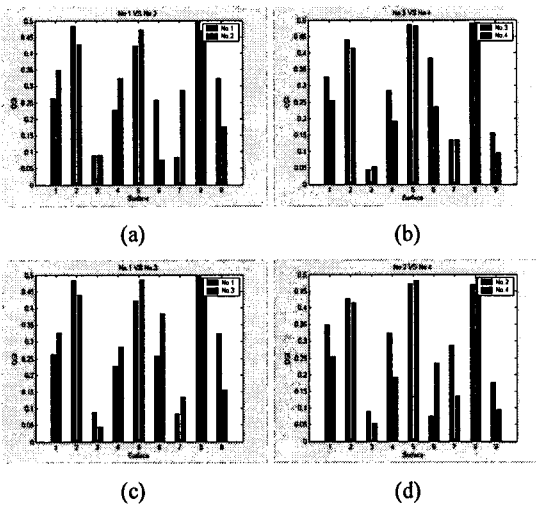


Fig. 11 Calculation of Oscillatory Shear Index : (a) Model 1 vs Model 2, (b) Model 3 vs Model 4, (c) Model 1 vs Model 3, (d) Model 2 vs Model 4

Table 3과 같이 측정지점에서 단위벡터를 구한 다음, 평균벡터와 그 단위벡터의 각도를 측정하여 식 (1)에 대입하여 교번전단지수를 구하였다.

Fig. 11은 각각의 모델에서 측정된 교번전단지수를 나타낸 것이며, Fig. 11(a), Fig. 11(b)는 각각 대동맥-폐동맥 연결관 직경이 3mm(Model 1), 3.5mm(Model 2)로 일정할 때, 각도의 변화에 따른 교번전단지수를 살펴보면, Model 1의 교번전단지수가 Model 2보다 0.031만큼 작은 것을 알 수 있고, Model 4가 Model 3보다 0.392만큼 작은 것을 알 수 있다.

Fig. 11(c), Fig. 11(d)는 접합각도가 일정할 때, 직경의 변화에 따른 교번전단지수보면, Model 1이 Model 3보다 0.104만큼 작은 것을 알 수 있고, Model 4가 Model 2보다 0.319만큼 작은 것을 알 수 있다.

그러나 모든 형상의 90°(2번, 5번, 8번)에서 0.5에 가까운 값을 나타내고 있다.

#### 4. 결론

형성부전성 좌심증후군을 가지고 태어나는 유아의 평균 BSA(Body Surface Area)가 0.2m<sup>2</sup>인 경우 인 환자의 Norwood 시술시 대동맥-폐동맥 연결관

의 접합각도와 직경의 최적화를 위하여 초음파 시스템과 CFD를 통하여 알아보았다.

초음파시스템으로 측정된 혈류량과 CFD의 혈류량 값과 비교하여 비례상수(k)를 계산하여 실제 유동과의 오차 범위를 줄였다.

대동맥-폐동맥 연결관의 폐쇄가 내막비후증식에서 기인한다고 볼 때, 이를 측정할 수 있는 교번전단지수를 측정하였다.

대동맥-폐동맥 연결관의 다양한 경우를 생각하기 위하여 직경은 3.0mm와 3.5mm, 접합각도는 30°와 45°로 하여 4가지 경우를 생각하였다.

직경이 3.0mm일 때, 접합각도가 30°의 경우 교번전단지수는 45°의 경우보다 1.2% 감소하였고, 직경이 3.5mm일 때는 45°보다 18% 증가하였다.

접합각도가 30°로 일정하고, 직경이 3.0mm인 경우 교번전단지수는 3.5mm의 경우보다 4.1% 감소하였고, 45°의 경우는 3.5mm의 경우보다 14.6% 증가하였다.

혈류흐름의 측면에서도 직경이 3.0mm, 접합각도가 30°인 경우와 직경이 3.5mm, 접합각도가 45°일 때, 혈류 흐름이 더 좋았다.

또한 Model 1과 Model 4를 비교하였을 때는 Model 4의 경우의 교번전단지수가 12.3% 더 낮았다.

그러나 Norwood 시술시 Model 4의 경우를 선택하여 시술하면 좋으나, 다른 장기들에 피해를 주지 않기 위하여 환자의 상태에 맞게 선택적으로 시술해야겠다.

본 연구의 결과를 통하여 Norwood 시술 후 생기는 내막비후증식으로 인한 대동맥-폐동맥 연결관의 폐쇄로 인한 사망률을 줄일 수 있을 것이다.

#### 5. 향후계획

본 연구에서는 혈관 내부의 압력 변화에 따라 혈관의 수축과 이완을 고려한 혈류 속도 변화를 비례상수(k)로 보완하였으나, 더 정확한 값을 얻기 위해서는 혈관의 변형을 고려하여야 한다.

또한 교번전단지수를 어느 특정한 위치에서 뿐만 아니라, 여러 위치에서 측정하여 그 넓이 변화를 관찰해야겠다.

모든 형상에서 교번전단지수가 0.5에 가깝게 측정되었고, 90°인 부분에서 0.5에 가까운 수치가 측정되어 형상 변화가 필요하겠다.

## 참고문헌

1. Bailey, L. L., Nehlsen-Cannarella, S. L. and Doroshov, R. W., "Cardiac allotransplantation in newborns as therapy for hypoplastic left heart syndrome," *The New England Journal of Medicine*, Vol. 315, No. 15, pp. 949-951, 1986.
2. Bailey, L. L., Gundry, S. R., Razzouk, A. J. and Wang N., "Bless the babies: one hundred fifteen late survivors of heart transplantation during the first year of life," *J. Thorac. Cardiovasc. Surgery*, Vol. 105, No. 5, pp. 805-814, 1993.
3. William, I. and Norwood, Jr., "Hypoplastic Left Heart Syndrome," *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 52, pp. 688-695, 1991.
4. Jonas, R. A., "Intermediate Procedures After First-Stage Norwood Operation Facilitate Subsequent Repair," *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 52, Issue 3, pp. 696-700, 1991.
5. Bove, E. L., "Transplantation After First-Stage Reconstruction for Hypoplastic Left Heart Syndrome," *The Annals of Thoracic Surgery*, Vol. 52, Issue 3, pp. 701-704, 1991.
6. Nichols, D. G., Cameron, D. E., Greeley, W. J., Lappe, D. G., Ungerleider, R. M. and Wetzel, R. C., "Critical Heart Disease in Infants and Children," Elsevier Science Health Science div, pp. 863-884, 1995
7. Migliavacca, F., Yates, R., Pennati, G., Dubini, G., Fumero, R. and de Leval, M. R., "Calculating blood flow from Doppler measurements in the systemic-to-pulmonary artery shunt after the Norwood operation: a method based on computational fluid dynamics," *Ultrasound in Medicine & Biology*, Vol. 26, No. 2, pp. 209-219, 2000.