

유동가시화와 전산유동해석을 이용한  
TCPC에서의 혈액유동특성

연세대학교 대학원

의공학과

윤 상 호

유동가시화와 전산유동해석을 이용한  
TCPC에서의 혈액유동특성

지도 김 영 호 교수

이 논문을 석사 학위논문으로 제출함

2003년 12월 일

연세대학교 대학원

의공학과

윤 상 호

# 윤상호의 석사 학위논문을 인준함

심사위원\_\_\_\_\_인

심사위원\_\_\_\_\_인

심사위원\_\_\_\_\_인

연세대학교 대학원

2003년 12월 일

## 감사의 글

대학원 생활동안 항상 따뜻한 격려와 배려로 학문과 인생을 이끌어 주시고 새로운 학문 분야에 대한 관심과 기쁨을 알게 해주신 김영호 교수님께 진심으로 감사드립니다. 바쁘신 가운데에서도 꼼꼼한 논문 지도를 해주신 오중환 교수님과 열정을 갖고 많은 조언과 질타를 아끼지 않으신 김한성 교수님께도 깊은 감사드립니다.

학과의 발전을 위해 항상 고민하시고 노력하시는 윤형로 교수님, 이윤선 교수님, 이경중 교수님, 김동윤 교수님, 윤영로 교수님, 조효성 교수님, 신태민 교수님, 김법민 교수님, 이철규 교수님께도 깊은 감사드립니다.

자신의 길을 열심히 걸어가고 있는 기홍이형, 성수형, 기원이형, 치호형, 진복이형, 성재 그리고 가족보다 오랫동안 곁에서 함께 지낸 기식이형, 근이형, 한일형, 영광, 임숙이, 사업이형, 승찬, 막둥이 성재, 그리고 뜻뜻한 새 식구 희석이와 은진에게도 고마움을 전하며, 대학원에서의 시간은 저에게 성실함이 들어있는 땀방울만이 충분한 답을 줄 수 있다는 것을 가르쳐 주었습니다. 또한 대학원 입학동기들과 각 연구실의 선·후배님들 모두에게도 감사드리며, 지금 다양한 곳에서 95학번이란 것을 자랑스럽게 생각하고 있는 우리 95동기들에게도 감사드립니다.

5년 동안 나에게 용기와 자신감을 심어주고, 긴 시간을 함께 걸어와 준 우리 미정이와 친형과 다를 바 없는 우리 큰 매형, 늘 바른 길로 동생을 이끌어 주려고 기도하는 우리 큰 누나, 늘 친구 같은 우리 작은 매형, 애정 어린 눈으로 항상 지켜봐 주는 우리 작은 누나에게도 감사드립니다.

늘 든든하게 버팀목이 되며 아버지의 사랑이 무엇인지를 깨닫게 해주시고 지금도 하늘나라에서 이 아들을 보고 계실 우리 아버지와 저를 위해 지금도 땀방울을 흘리며 희생하고 계신 우리 어머니에게 감사드리며, 이 논문을 드립니다.

2003년 12월  
윤 상 호 올림

# 차 례

그림 차례	iii
표 차례	vi
국문 요약	vii
제1장 서론	1
1.1 선행연구	1
1.2 기본적 혈류역학	3
1.3 선천성 심장질환	4
1.3.1 선천성 심장질환의 원인	4
1.3.2 선천성 심장질환의 발생빈도	5
1.4 Fontan 수술을 시행하는 대표적인 선천적 심장질환	6
1.4.1 삼첨판 폐쇄증	6
1.4.2 단심증	7
1.5 폰탄 수술	8
제2장 방법	10
2.1 TCPC 모델	10
2.1.1 In vitro 모델	10
2.1.2 전산유체모델	11
2.2 유동가시화	12
2.3 전산유동해석	13
2.3.1 지배방정식	13

2.3.2	경계조건	14
2.3.3	에너지손실	14
2.4	이산화 방법	15
2.4.1	유한체적법	15
2.4.2	압력기반 해석 알고리즘	18
2.5	속도-압력의 수치해석적 연결	19
제3장	결과	24
3.1	유동패턴	24
3.1.1	Intra-atrial channel에서의 유동패턴	24
3.1.2	폐동맥 분지에서의 유동패턴	29
3.2	압력손실	35
3.2.1	In vitro 실험	35
3.2.2	전산유동해석 결과	36
3.3	에너지 손실	38
3.3.1	전체유량 4 l/min일 때의 에너지 손실	39
3.3.2	전체유량 6 l/min일 때의 에너지 손실	43
3.3.3	전체유량 8 l/min일 때의 에너지 손실	47
제4장	고찰	52
제5장	결론	54
	참고 문헌	55
	영문 요약	57

## 그림 차례

그림 1.1	심장혈관계 . . . . .	3
그림 1.2	선천성 심장질환의 원인별 비율 . . . . .	5
그림 1.3	선천성 심장질환의 질환별 빈도 . . . . .	6
그림 1.4	삼첨판 폐쇄증 환자의 심장 구조 . . . . .	7
그림 1.5	단심증 환자의 심장 구조 . . . . .	7
그림 1.6	순환계 도식도 . . . . .	8
그림 2.1	TCPC 모델 . . . . .	10
그림 2.2	삼차원 레이저 스캐너 . . . . .	11
그림 2.3	스캔 된 in vitro 모델 . . . . .	11
그림 2.4	In vitro 실험 장치 개략도 . . . . .	12
그림 2.5	삼차원 검사체적의 개략도 . . . . .	16
그림 2.6	물리적 도메인 . . . . .	17
그림 2.7	전산 도메인 . . . . .	17
그림 2.8	SIMPLEC 알고리즘의 순서도 . . . . .	23
그림 3.1	Intra-atrial channel에서의 유동패턴(In vitro 실험, 4 ℓ/min) . . . . .	25
그림 3.2	Intra-atrial channel에서의 유동패턴(전산유동해석, 4 ℓ/min) . . . . .	25
그림 3.3	Intra-atrial channel에서의 유동패턴(In vitro 실험, 6 ℓ/min) . . . . .	26
그림 3.4	Intra-atrial channel에서의 유동패턴(전산유동해석, 6 ℓ/min) . . . . .	27

그림 3.5	Intra-atrial channel에서의 유동패턴(In vitro 실험, 8ℓ/min) . . . . .	28
그림 3.6	Intra-atrial channel에서의 유동패턴(전산유동해석, 8ℓ/min) . . . . .	28
그림 3.7	폐동맥 분지에서의 유동패턴(In vitro 실험, 4ℓ/min) . . . . .	30
그림 3.8	폐동맥 분지에서의 유동패턴(전산유동해석, 4ℓ/min) . . . . .	31
그림 3.9	폐동맥 분지에서의 유동패턴(In vitro 실험, 6ℓ/min) . . . . .	32
그림 3.10	폐동맥 분지에서의 유동패턴(전산유동해석, 6ℓ/min) . . . . .	33
그림 3.11	폐동맥 분지에서의 유동패턴(In vitro 실험, 8ℓ/min) . . . . .	34
그림 3.12	폐동맥 분지에서의 유동패턴(전산유동해석, 8ℓ/min) . . . . .	35
그림 3.13	In vitro 실험결과로 얻은 TCPC 모델에서의 압력 . . . . .	36
그림 3.14	전산유동해석 결과로 얻은 TCPC 모델에서의 압력 . . . . .	38
그림 3.15	전체유량 4ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 30:70일 때의 에너지 손실 . . . . .	40
그림 3.16	전체유량 4ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 40:60일 때의 에너지 손실 . . . . .	41
그림 3.17	전체유량 4ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 50:50일 때의 에너지 손실 . . . . .	43
그림 3.18	전체유량 6ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 30:70일 때의 에너지 손실 . . . . .	45
그림 3.19	전체유량 6ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 40:60일 때의 에너지 손실 . . . . .	45



그림 3.20 전체유량 6ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 50:50일 때의 에너지 손실 . . . . .	47
그림 3.21 전체유량 8ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 30:70일 때의 에너지 손실 . . . . .	48
그림 3.22 전체유량 8ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 40:60일 때의 에너지 손실 . . . . .	49
그림 3.23 전체유량 8ℓ/min, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 50:50일 때의 에너지 손실 . . . . .	51

## 국 문 요 약

# 유동가시화와 전산유동해석을 이용한 TCPC에서의 혈액유동특성

하나의 심실이 체순환과 폐순환을 모두 담당하고 있기 때문에 TCPC에서 에너지 보존은 매우 중요하다. TCPC에서 에너지 손실은 TCPC 형상과 매우 밀접한 관계가 있으며, TCPC 형상(geometry)과 에너지 손실 또는 압력 손실의 관계에 대한 연구는 매우 중요하다.

본 연구에서는 선천적 심장질환을 가지고 태어나 TCPC 수술을 받은 환자에서의 혈류 역학적 연구를 위해 유동가시화와 전산유동해석의 두 가지 방법을 이용하였다. 자기공명영상으로부터 얻은 환자의 실제 이미지를 중요한 혈관요소만으로 재구성하였고, 재구성된 모델을 가지고 유동가시화 실험을 위한 유리모델과 전산유체해석을 위한 모델을 구성하였다.

상대정맥과 하대정맥을 통해 유입된 유동은 intra-atrial channel에서 서로 직접적으로 충돌을 일으키며, intra-atrial channel 내부를 순환하는 유동이 지배적으로 나타났다. 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 흘러가는 유동에서는 소용돌이 유동이 지배적으로 나타난다. 이 유동은 전체유량에 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 비율이 50:50일 때 가장 작은 소용돌이 유동이 유동가시화와 전산유동해석 모두에서 관찰되었다. 또한 TCPC 모델 전체에 걸쳐 압력 손실과 에너지 손실을 계산해 보았다. 압력손실 결과를 살펴보면 intra-atrial channel과 폐동맥 분기점에서 거의 모든 압력손실이 발생하며, 오른 폐동맥에서의 압력손실이 왼 폐동맥에서의 압력손실보다 크게 나타났다. 에너지 손실 면에서도 같은 결과를 볼 수 있었다. 상대정맥과 하대정맥이 서로 충돌하는 유동의 에너지 손실이 가장 크고 다음이 intra-atrial channel을 순환하는 유동, 그리고 대정맥을 통해 도관으로 직접 이동

하는 유동에서 에너지 손실이 가장 작게 나타났다. 또한 에너지 손실의 거의 대부분은 intra-atrial channel에서 발생하였다.

본 연구를 통해서 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 직접적인 유동의 충돌과 소용돌이 유동은 TCPC 모델에서 에너지 손실을 유발시키는 주요 요인이다.
2. 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량 비율이 50:50일 때 가장 작은 압력손실이 나타났으며, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량이 균형을 이룰 때 에너지 보존이 가장 효율적이었다.
3. 큰 intra-atrial channel 공동이나 오른 폐동맥의 급격한 굴곡과 같은 TCPC 모델의 형상도 에너지 손실을 유발시키는 요인이며 이와 같은 부분이 제거된다면 에너지 효율을 높일 수 있을 것으로 생각된다.

---

핵심되는 말 : 선천성 심장질환, TCPC, 유동가시화, 전산유동해석, 압력손실, 에너지 손실

# 제 1 장 서 론

## 1.1 선행연구

우리나라에서는 매년 약 5,000-7,000명의 아기가 삼첨판 폐쇄증(tricuspid atresia)이나 단심증(univentricular heart)과 같은 선천성 심장질환을 가지고 태어난다. 이와 같이 우심실(right ventricle)의 기능이 손상된 환자의 경우에는 혈액 순환에 많은 문제점을 지니게 된다. 즉, 정맥(vein)에서 이송되어 우심방(right atrium), 우심실을 경유하여 폐로 보내져야 할 혈액이 우심실의 기능손상으로 인하여 전체적인 혈액순환이 매우 저하되며, 이는 환자를 심각한 상태에 이르게 한다. 따라서 이를 치료하기 위하여 사용되는 대표적인 외과적 수술방법이 바로 Fontan 수술이다[1]. 이 수술은 혈류의 우심실 우회 통과가 그 주된 목적이며, Atriopulmonary connection(AP)과 Total cavopulmonary connection (TCPC)의 두 가지가 많이 채택되고 있다.

AP는 우심방과 폐동맥이 관 이식(tube graft)이나 문합술(anastomosis)을 통해 직접 연결되는 것이고, TCPC는 상대정맥(superior venal cava)과 폐동맥이 intra-atrial conduit을 통해 직접 연결되거나 하대정맥(inferior vena cava)과 폐동맥이 extra-atrial conduit을 통해 연결되는 방법이다. Kim 등[2]은 in vitro 실험을 통해 AP와 TCPC의 두 가지 Fontan 모델에 대해 유동장과 압력 손실의 관계에 대해 연구하였으며, De Leval 등[3]은 AP와 TCPC의 유리 모델을 이용하여 유동 가시화 실험을 실시하여 공동(cavity), 집합부(junction), 가장자리(corner)를 가지고 있는 모델에서는 유동박리(flow separation)와 방해(disturbance)가 일어나는 경향이 있다고 말하였다. 여러 Fontan 수술에 대한 실제 환자의 in vivo 연구도 활발하게 시행되었으며, 특히 폐순환의 추진력이 약하므로 에너지 손실의 효율성에 대한 연구가 주를 이루고 있다[4-6].

Fontan 수술에 있어서 하나의 심실이 체순환과 폐순환을 모두 담당하고 있기 때문에 에너지 보존은 매우 중요하다. 그러므로 많은 연구자들이 TCPC 형상(geometry)과 에너지 손실 또는 압력 손실의 관계에 대해 연구하였다[7]. Enslley 등[8]은 TCPC 형상에 굴곡(curvature)과 오프셋을 주어 에너지 효율과의 연관성

에 대해 연구하였다. 그들은 상대정맥과 하대정맥의 유동 충돌은 불필요한 에너지 손실을 유발하며, 대정맥의 입구 부분의 오프셋을 통해서 에너지 손실을 감소시킬 수 있다고 발표하였다. 또한 Sharma 등[9]은 전산유동해석을 사용하여 적어도 1cm 이상의 오프셋을 주어야 불필요한 에너지 손실을 줄일 수 있다고 주장하였으며, Ryu 등[10]은 에너지 손실이 가장 적은 최적의 모델을 찾기 위해 in vitro 실험과 전산유동해석을 함께 수행하였다. 이 밖에도 Curt 등[11]은 상대정맥과 하대정맥 사이에 서로 다른 오프셋을 가진 4개의 TCPC 모델을 설계하여 정상유동과 맥동유동에서의 에너지 효율에 대해 연구하였으며, 전체적으로 에너지 손실은 맥동유동보다 정상유동에서 더 작다고 말하였다.

최근에는 심혈관계를 이론적으로 모델링하고 이를 수치적으로 해석하여 임상적으로 해결하기 힘든 여러 가지 생리학적 현상에 적용하고자 하는 많은 연구들이 시도되고 있다. Rydberg 등[12]은 수치적 모델을 사용하여 Fontan 수술 환자가 운동, 출혈 등과 같은 비정상적인 상태에서의 생리학적 상태를 분석하였다. 또한 임상적으로는 Fontan 수술 환자의 수술 생존율이 증가됨에 따라 다양한 합병증의 발생 및 만기 수술실패의 위험도도 증가함에 따라 다양한 변형 수술방법이 도입되었다. De Leval 등[3]에 의해 고안된 심장 내 외측통로는 체정맥 혈류를 최소한으로 방해하고, 폐순환에 있어서 에너지 보존을 최대화함으로써 생존을 향상을 가져왔다.

본 연구에서는 실제 수술 받은 환자의 TCPC 모델을 이용하여 혈류의 유동과 에너지 손실의 관계에 대해 in vitro 모델에 대한 유동가시화 실험과 전산유동해석을 통해 살펴보고자 하였다.

## 1.2 기본적인 혈류역학

심장은 2개의 심방과 2개의 심실 그리고 4개의 심장판막으로 구성되며, 혈액의 순환은 일반적으로 폐순환(systemic circulation)계와 체순환(pulmonary circulation)계로 구성된다(그림 1.1). 심장판막에는 좌심방과 좌심실사이의 승요판(mitral valve), 좌심실과 대동맥 사이의 대동맥판(aortic valve), 우심방과 우심실사이의 심혈판(tricuspid valve), 우심실과 폐동맥 사이의 Pulmonic valve가 있으며, 심방과 심실 혹은 혈관 사이에서 혈액이 순환방향을 거슬러 역류하는 것을 방지하는 역할을 한다. 심방은 순환된 혈액을 받아들이는 역할을 하고 심실은 이 혈액을 동맥으로 내보내는 역할을 한다.

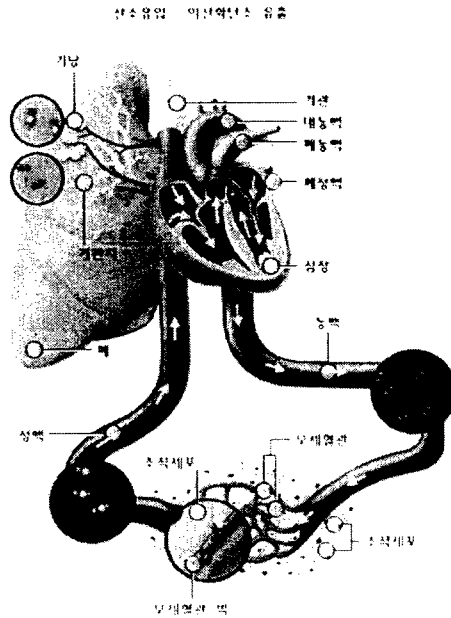


그림 1.1 심장혈관계

폐순환은 우심방 - 우심실 - 폐동맥 - 폐(lung) - 폐정맥 - 좌심방으로 연결되는

과정이고, 체순환은 좌심방 - 좌심실 - 대동맥 - 전신 - 대정맥 - 우심방으로 들어오는 과정이다. 이와 같이 체순환과 폐순환은 일렬로 연결되어 있으며, 두 심방 사이의 심방 중격과 두 심실 사이의 심실 중격이 온전하므로 정상인에서는 정맥내의 혈액과 동맥내의 혈액이 혼합되지 않는다.

### 1.3 선천성 심장질환

심장은 임신한지 2-3개월 때에 심장으로서의 형태가 갖추어진다. 이때 어떤 원인으로든지 심장이 형성되는 데에 지장이 있을 때는 심장의 발육이 늦거나 장애를 받음으로써 심장의 발육이상이나 기형이 생기는데 이것을 선천성 심장질환이라고 한다.

#### 1.3.1 선천성 심장질환의 원인

선천성 심장병은 임신 초기에 여러 가지 원인에 의하여 구조적인 이상이 생겨서 온다고 하지만, 아직도 대부분 환아에서 그 발생 원인을 정확히 알지 못하고 있다. 분명한 것은 대부분의 선천성 심장병은 유전되는 질환은 아니며, 환아의 부모도 정상 심장을 가지고 있다는 점이다.

선천성 심장 질환의 원인은 다음과 같다.

1. 임신 중 모체 감염 (풍진, 기타 바이러스 감염 중 일부) 및 당뇨병
2. 임신 중의 약물 복용 (탈리도마이드, 흡연, 알콜 섭취, 아스피린, 마약 등)
3. 다운 증후군, 터너 증후군, 누난증후군, 윌리엄증후군, 케츠22증후군과 같은 염색체 이상
4. 미숙아 (동맥관 개존증 빈도가 높아짐)
5. 다인자 요인: 유전적 소인과 환경적 요인과의 상호 작용

그림 1.2는 선천성 심장질환의 원인별 비율을 나타내고 있다.



그림 1.2 선천성 심장질환의 원인별 비율

### 1.3.2 선천성 심장질환의 발생빈도

선천성 심장병의 발생 빈도는 신생아 1,000명당 8~10명으로, 살아서 출생하는 아기 중 약 1% 가량이 선천성 심장병을 갖고 태어난다. 그러나 가족력이 있는 경우, 즉 형제나 부모 중 선천성 심장병을 앓은 가족이 한 사람 있는 집안에서 다음에 태어날 아기가 다시 심장병을 갖고 태어날 가능성은 그렇지 않을 경우 보다는 조금 더 높지만, 그 확률은 일반적으로 걱정하는 만큼은 높지 않아 약 2-4% 정도이다. 즉 아이를 25명~50명 정도를 더 낳으면 그 중 1명이 그러한 심장병을 갖고 태어날 수 있다. 연간 분만 수가 약 60-70만 명인 우리나라에서는 매년 약 5,000-7,000명의 아기가 선천성 심장병을 갖고 태어나고 있는 것으로 알려져 있는데, 근년 들어 신생아 출산율의 감소, 태아 심초음파 검사 발달에 따른 선택 분만의 증가, 환경오염에 따른 임신 중 태아 환경의 변화 등에 영향을 받아 그 발병율과 출산 수에 상당한 변화가 있는 것으로 추측되고 있다. 그림 1.3은 선천성 심장질환의 질환별 빈도를 나타내고 있다.



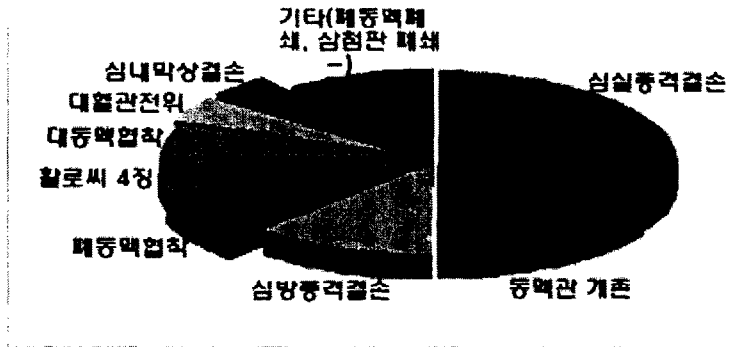


그림 1.3 선천성 심장질환의 질환별 빈도

## 1.4 Fontan 수술을 시행하는 대표적인 선천적 심장질환

### 1.4.1 삼첨판 폐쇄증(Tricuspid atresia)

삼첨판은 우심방과 우심실 사이의 판막으로서, 우심방에서 우심실로 가는 혈류의 흐름은 통과시키고 역방향의 흐름은 방지하는 역할을 한다. 그러나, 삼첨판 폐쇄증의 경우에는 혈액이 우심실로 유입되지 못하게 되고, 우심실은 발달이 되지 않아 매우 작은 것이 보통이다. 또한, 우심실로부터 혈액이 나가는 출구인 폐동맥도 좁고 발육이 잘 되어 있지 않은 경우가 많다.

체순환을 마치고 우심방으로 돌아온 산소가 부족한 혈액은 우심실을 거쳐 폐동맥으로 유출되어야 하지만, 삼첨판 폐쇄증 환자의 경우 우심방으로 들어온 혈액은 모두 심방 사이의 결손을 통해 좌심방으로 흐르게 된다. 즉, 우심방에서 우심실로 가지 못하는 정맥피는 좌심방을 통해 좌심실로 흘러들며, 이 혈액이 폐에서 돌아온 동맥피와 섞여 대동맥을 통해 온 몸으로 다시 흐르게 되고, 이 중 일부가 심실중격결손을 통해 발육부전의 작은 우심실과 폐동맥으로 흐르게 된다. 그림 1.4는 삼첨판 폐쇄증을 가지고 있는 환자의 심장 구조를 나타내고 있다.

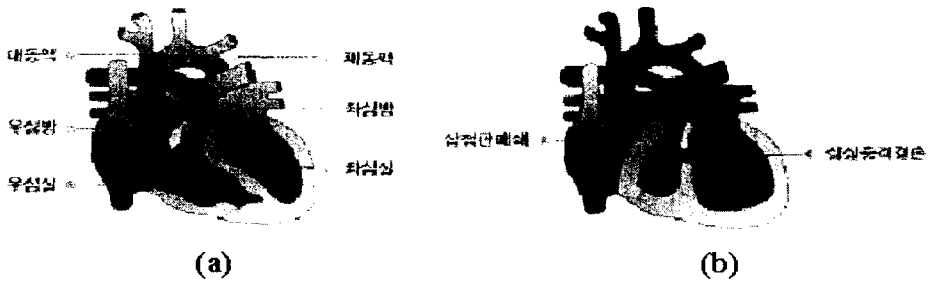


그림 1.4 정상인(a)과 삼첨판 폐쇄증 환자(b)의 심장 구조

#### 1.4.2 단심증(Univentricular disease)

정상심장 구조에서는 하나의 심방에서는 같은 쪽 하나의 심실로만 혈액을 내보내게 된다. 그런데, 좌, 우 양측 심방의 혈액이 모두 하나의 심실로 들어가는 경우를 단심실이라 하며 좌심실형 단심실과 우심실형 단심실로 나눈다. 심장으로 들어오는 혈액은 온 몸을 순환하고 돌아온 산소가 부족한 혈액과 폐를 순환하고 온 산소가 풍부한 혈액인데, 단심실일 경우 심장으로 들어온 혈액은 모두 하나의 심실로 가서 섞이게 되고, 이렇게 함께 섞인 혈액이 온 몸과 폐로 흐르게 된다. 그림 1.5는 단심증을 가지고 있는 환자의 심장 구조를 나타내고 있다.

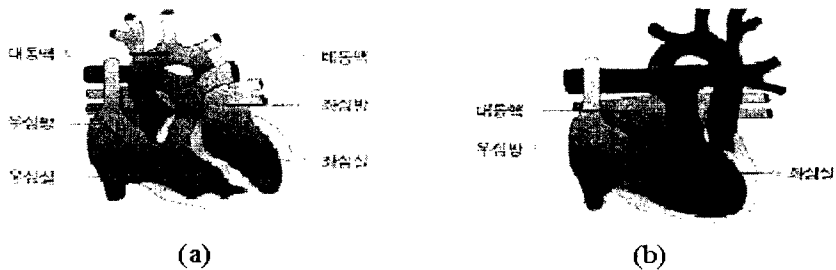


그림 1.5 정상인(a)과 단심증 환자(b)의 심장 구조

## 1.5 폰탄(Fontan) 수술

대정맥에서 우심방으로 들어온 혈액은 우심실을 거쳐 폐동맥을 통하여 폐로 이송되는데 삼첨판 폐쇄증이나 단심증과 같이 우심장 순환과정에 문제가 생긴 경우에 시행되는 방법이 바로 폰탄수술이다. 폰탄수술은 체정맥과 폐정맥의 환류가 서로 혼합되지 않도록 분리하고 체정맥과 폐동맥사이에 수동적이고도 직접적인 연결이 이루어지도록 고안되었다. 예를 들면, 그림 1.6(a)와 같이 정상인은 두 개의 심실에 의해 혈액을 순환시키지만 폰탄수술을 거친 환자의 혈액순환계는 하나의 심실에 의해서만 구동된다(그림 1.6(b)).

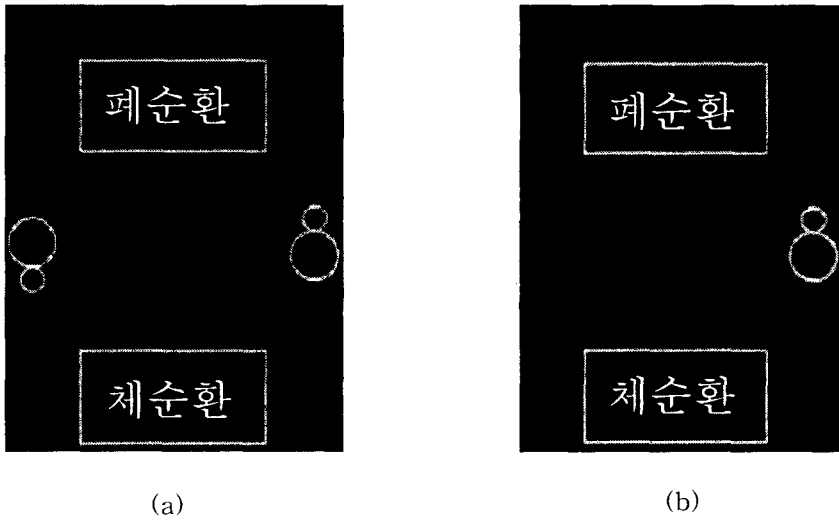


그림 1.6 순환계 도식도

(a) 정상인의 순환계

(b) Fontan 수술 환자의 순환계

이 수술의 생리적 이점은 청색증을 해결하고 심실의 용적과부하 현상을 없애 준다는 데 있다. 폰탄수술을 시행 받은 환자들은 동일한 순환생리의 변화를 겪게 되는데 그것은 바로 증가된 중심정맥압이 폐순환을 유지하고 심실을 충전시키는

추진력이 된다는 사실이다. 초기 폰탄수술의 주된 적용대상은 삼첨판 폐쇄증이었으나 폰탄술식의 지속적인 변형은 교정이 힘든 선천성 복잡심기형 환자에게까지 그 적용대상의 범위를 넓혀왔다.

## 제 2 장 방 법

### 2.1 TCPC 모델

TCPC 모델은 삼첨판 폐쇄증으로 수술을 받은 8살 된 환자의 MR 영상을 이용하였다. MR 영상은 Philips Medical Systems ACS 1.5 Tesla scanner를 사용하여 얻었다. 슬라이스의 두께는 5.0mm이고, 슬라이스들은 1.0mm 씩 겹치게 촬영되었다. Fontan 형상에 대해 40개의 이미지를 얻었다. MR 영상은 ISG allegro graphic을 사용하여 영상 구분(image segmentation)과 삼차원 재구성이 이루어 졌다. 영상에서 좌심실과 대동맥과 같은 부분은 잘라내어 삭제시켰으며 TCPC 형상에서 중요한 상·하측 대정맥, 우심방, 우심실, 폐동맥 등만 재구성하였다.

#### 2.1.1 In vitro 모델

In vitro 실험을 위하여 재구성된 TCPC 형상은 pyrex 소재의 유리 모델로 가공되었다. 그림 2.1은 TCPC 모델의 형상을 나타낸다. 이 모델은 상대정맥(IVC), 하대정맥(SVC), 오른쪽 폐동맥(RPA), 왼쪽 폐동맥(LPA), 그리고 intra-atrial channel로 구성된다. 혈관의 직경은 대정맥과 폐동맥이 각각 15mm와 14mm로 설정되었다.

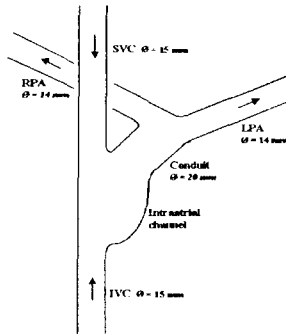


그림 2.1 TCPC 모델

## 2.1.2 전산유체 모델

In vitro 실험과의 정확성을 위하여, 전산유체 모델은 제작된 in vitro 모델을 삼차원 레이저 스캐너(Conveyor DS-2016, LaserDesign, U.S.A.)로 5mm 간격으로 스캐닝한 표면 데이터를 이용하여 구성하였다. 그림 2.2와 2.3은 삼차원 레이저 스캐너와 스캔된 in vitro 모델을 나타내고 있다.

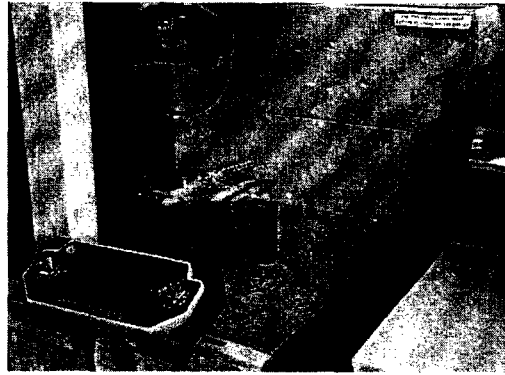


그림 2.2 삼차원 레이저 스캐너

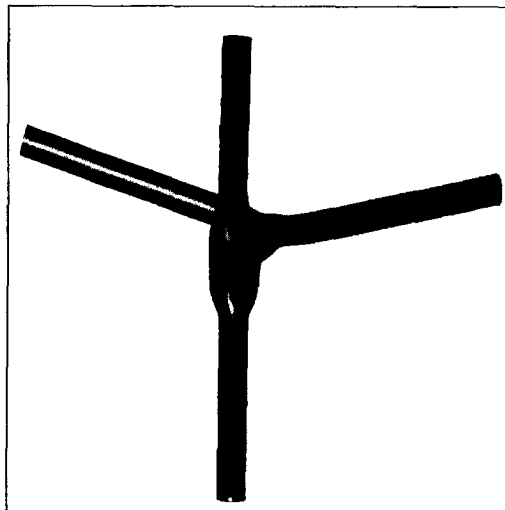
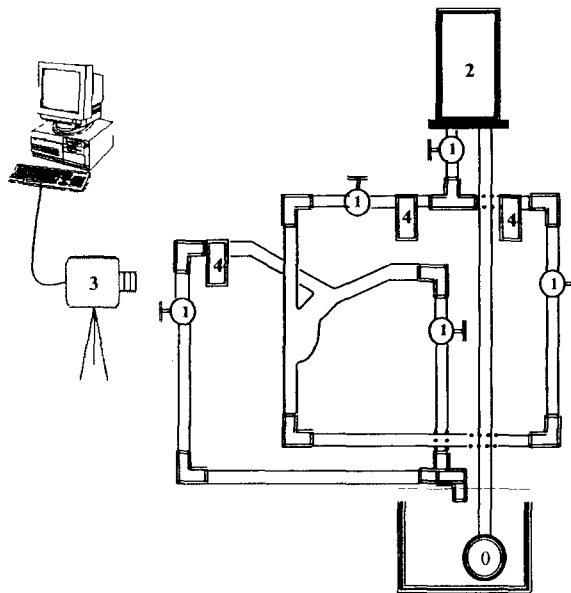


그림 2.3 스캔된 in vitro 모델

## 2.2 유동가시화

그림 2.4는 in vitro 실험 장치 개략도를 나타낸다. 실험 장치는 수중펌프, 밸브, 헤더 탱크와 유량계로 구성된다. 수중 펌프를 사용하여 실험 유체를 헤더 탱크로 끌어 올린 후 세 개의 밸브를 사용하여 유량을 조절하였다. 실험 유체는 물 60%와 글리세린 40%를 혼합하여 점성계수  $\mu$ 가  $0.0036\text{kg/m}\cdot\text{s}$ , 밀도  $\rho$ 가  $1090\text{kg/m}^3$ 으로 혈액과 유사하게 하였다[13]. 전체유량은 수술 후 성인이 되었을 때를 고려하여 4, 6, 8 l/min로 설정하였으며, 상대정맥과 하대정맥이 각각 40:60이 되도록 설정하였다. 오른쪽 폐동맥과 왼쪽 폐동맥은 다양한 조건을 고려하기 위해 유량의 비를 30:70, 40:60 그리고 50:50이 되도록 하여 정상유동(steady flow)상태에서 실험하였다.



0.펌프 1.게이트밸브 2.헤더탱크

그림 2.4 In Vitro 실험 장치 개략도

유동가시화 실험은 실험 유체에 100 $\mu$ m amberlite(Duksan Pure Chemical Corporation, 한국) 입자를 포함시켜 이 입자의 움직임을 Panasonic NV-DJ100 디지털 비디오카메라에 기록하였으며, 7mW He-Ne 레이저(Model 1137, JDS Uniphase Corporation, 미국)를 사용하여 각 단면에서의 유동 특성을 관찰하였다.

## 2.3 전산유동해석

레이저 스캐너(Surveyor DS- 2016, LDI)를 이용하여 얻은 in vitro 모델의 데이터를 이용하여 혈관 벽을 제외하고 혈관의 내벽만으로 구성하였다. 전산유동학 상용 소프트웨어인 CFD-ACE+(CFD Research Corporation, 미국)를 사용하여 기하학적 형상을 구현하였으며, 해석의 정확성을 위해 구조화된(structured) 격자를 사용하여 구성하였다. 또한, 전산유동 해석의 오차를 줄이고 관심 부분을 보다 정확하게 해석하기 위하여 intra-atrial channel과 폐동맥의 분지(bifurcation) 부분에는 조밀한 격자를 분포시켰다. 구성된 총 격자수는 176,529개이었다.

### 2.3.1 지배방정식

비압축성(incompressible) 점성(viscous) 유체의 삼차원 정상유동(steady flow)에 대한 지배방정식을 텐서형으로 쓰면 다음과 같다.

$$\frac{\partial u_i}{\partial x_i} = 0 \quad (2.1)$$

$$\frac{\partial u_j u_i}{\partial x_j} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x_i} + \frac{\mu}{\rho} \frac{\partial^2 u_i}{\partial x_j \partial x_j} \quad (2.2)$$

$$\frac{\partial u_i \rho C_p T}{\partial x_j} = \frac{\partial}{\partial x_j} K \frac{\partial T}{\partial x_i} + \dot{q} \quad (2.3)$$



이때 식 (2.1)은 연속 방정식(continuity equation), 식 (2.2)는 운동량 방정식(momentum equation), 식 (2.3)은 에너지 방정식(energy equation)이다. 위 식에서  $u$ 는 속도,  $p$ 는 압력,  $\rho$ 는 밀도,  $T$ 는 온도,  $C_p$ 는 비열(specific heat),  $K$ 는 열전도율(thermal conductivity)을 나타낸다. 위 세 식을 풀기 위해서 전산유동학 상용 소프트웨어인 CFD-ACE+[14]를 사용하였다.

### 2.3.2 경계조건

In vitro 실험과 동일한 조건을 위해 레이놀즈 수를 이용하여 속도를 계산하여 SVC와 IVC 각각의 입력조건으로 사용하였다. 레이놀즈 수는 아래와 같이 정의된다.

$$Re = \frac{\rho UD}{\mu} \quad (2.4)$$

$U$ 는 실험유체의 평균속도,  $D$ 는 혈관의 직경,  $\mu$ 는 실험유체의 점성계수,  $\rho$ 는 실험유체의 밀도를 나타낸다. 전산유동해석의 유체는 뉴턴성 비압축성 유체로 가정하였으며, 밀도와 점성계수는  $1,090\text{kg/m}^3$ 과  $0.036\text{poise}$ 를 사용하였다. 또한 혈관 벽에서는 No-slip과 변형이 없다고 가정하였다.

### 2.3.3 에너지 손실

에너지손실은 식(2.5)와 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{loss} = Q_{VC}P_{VC} - Q_{PA}P_{PA} \quad (2.5)$$

여기서  $E_{loss}$ 는 에너지 손실,  $Q_{VC}$ 는 대정맥에서의 유량,  $P_{VC}$ 는 대정맥에서의 압력,  $Q_{PA}$ 는 폐동맥에서의 유량 그리고  $P_{PA}$ 는 폐동맥에서의 압력을 각각 나타낸다.

식(2.5)에서 유량  $Q = AV$ 이므로 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{loss} = A_{VC} V_{VC} P_{VC} - A_{PA} V_{PA} P_{PA} \quad (2.6)$$

에너지손실은 stream line을 따라 계산되어지므로, 면적  $A_{VC}$ 와  $A_{PA}$ 는 같다. 따라서 식(2.7)과 같이 나타낼 수 있다.

$$E_{loss} = A \left( \int P_{VC} dv_{VC} - \int P_{PA} dv_{VC} \right) \quad (2.7)$$

따라서 에너지 손실은 다음과 같은 식을 이용하여 계산하였다.

## 2.4 이산화 방법

편미분 방정식은 연속적인 물리현상을 그대로 표현하고 있다. 따라서 현재의 디지털 컴퓨터에서 아날로그 형태의 편미분 지배방정식을 풀기 위해서는 아날로그 문제를 디지털 컴퓨터가 이해할 수 있도록 하는 절차가 필요한데, 이에 해당하는 방법을 이산화(discretization) 방법이라 한다. 이산화 방법에서는 크게 FDM(Finite Difference Method, 유한차분법), FVM(Finite Volume Method, 유한체적법), 그리고 FEM(Finite Element Method, 유한요소법)의 세 가지가 있다[15]. 본 연구에서는 유한체적법을 이용하여 해석하였다.

### 2.4.1 유한체적법(Finite Volume Method)

유한체적법은 미분방정식(PDE)을 적분형태로 바꾸고, 유동장을 유한개의 검사체적으로 나눈 후, 각각의 검사체적 안에서 에너지보존의 원리를 이용한 방법이다. 그림 2.5는 삼차원 검사체적의 개략도로 모든 변수들의 값은 검사체적의 중앙에

위치한다고 가정한다. 위상 기하학적으로 검사체적은 6개의 면과 6개의 방향을 가진 입방체로 나타내는데, E, W, L, H, N, S는 각각 Ease, West, Low, High, North, South의 방향을 나타낸다. P는 검사체적의 중앙을 나타내며, 모든 유동 변수와 유체 특성들이 저장된다.

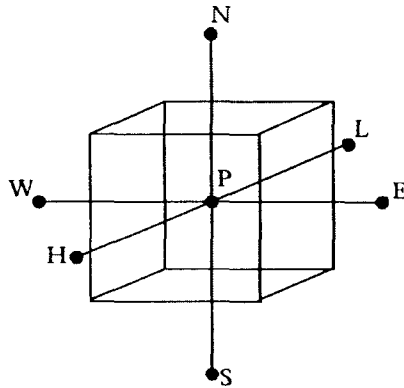


그림 2.5 삼차원 검사체적의 개략도.

일반적으로 물리적 도메인에서의 형상은 매우 복잡하여 수학적 변환을 이용하여 전산 도메인으로 변환하여 전산유동 해석을 한다. 이때 전산 도메인으로 변환된 좌표계는 body-fitted 좌표계이고, 간단한 정수의 형태로 나타난다. 물리적인 영역에서의 격자 번호가 body-fitted 좌표계에서 좌표로 표시되며, 좌표는 정수의 형태로 표시된다. Body-fitted 좌표계는 물리적 영역에서 전산 영역으로의 좌표축 변환을 의미한다. 그림 2.6과 그림 2.7은 각각 물리적 영역과 전산 영역을 나타낸다.

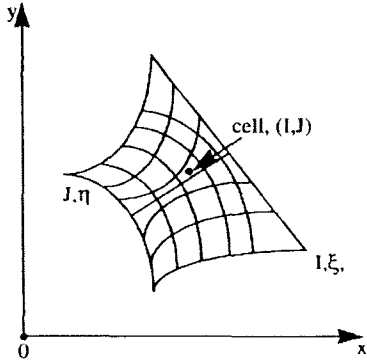


그림 2.6 물리적 영역.

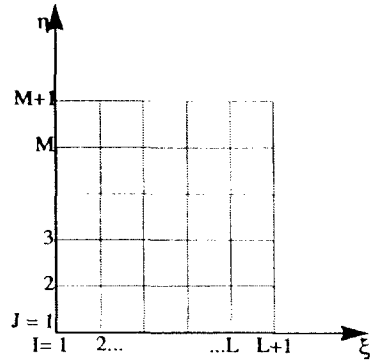


그림 2.7 전산 영역

연속방정식을 제외한 모든 지배방정식은 다음과 같은 일반화된 수송식(transport equation)으로 표현된다.

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\phi) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j \phi) = \frac{\partial}{\partial x_j} \Gamma \frac{\partial \phi}{\partial x_j} + S_\phi$$

*Transient Convection Diffusion Source*

(2.8)

대부분의 유동문제는  $\xi(x, y, z)$ ,  $\eta(x, y, z)$ ,  $\zeta(x, y, z)$  를 사용하는 body-fitted 좌표계를 사용하기 때문에 다음과 같은 식으로 쓸 수 있다.

$$\frac{1}{J} \frac{\partial}{\partial t}(J\rho\phi) + \frac{1}{J} \frac{\partial}{\partial \xi_k} \{J\rho(\vec{V} \cdot \varepsilon^k)\phi\} = \frac{1}{J} \frac{\partial}{\partial \xi_k} \left[ J\Gamma g^{ik} \frac{\partial \phi}{\partial \xi_j} \right] + S_\phi$$
(2.9)

위 식에서  $J$ 는 모든 확산 질량유속(mass flux),  $\Gamma$ 는 effective diffusivity,  $S_\phi$ 는 일반화된 소스(source) 항이고,  $\phi$ 는 속도성분, 엔탈피, 다른 스칼라 유동 변수들 중의 하나이다.

식 (2.8) 또는 (2.9)은 검사체적에 의해 이산화된 항들로 구성되는 일반적인 대류-확산 방정식이며, 만약 수치 해석적으로 적분이 되면 다음과 같은 선형방정식이 된다.

$$\begin{aligned}
 a_p \phi_p &= a_w \phi_w + a_e \phi_e + a_s \phi_s + a_n \phi_n + a_l \phi_l + a_h \phi_h \\
 &\quad + a_{sw} \phi_{sw} + a_{se} \phi_{se} + a_{nw} \phi_{nw} + a_{ne} \phi_{ne} \\
 &\quad + a_{ls} \phi_{ls} + a_{ln} \phi_{ln} + a_{hs} \phi_{hs} + a_{hn} \phi_{hn} \\
 &\quad + a_{wl} \phi_{wl} + a_{wh} \phi_{wh} + a_{el} \phi_{el} + a_{eh} \phi_{eh} + S_U
 \end{aligned} \tag{2.10}$$

여기에서 계수  $a_p$ ,  $a_w$ , ... 등은 연결상수이다. 위 식은 유한차분식(Finite Difference Equation)이며 수송방정식의 이산화된 식이다. 일반적으로 위의 유한차분식은 연결상수가  $\phi_p$ ,  $\phi_w$  등의 함수이기 때문에 비선형이다. 모든 전산영역의 격자에서 세워진 유한차분식은 연결된 비선형 연립대수 방정식이 되며, 이것을 계산하기 위하여 바로 전 단계의  $\phi$  값을 사용하여 계산된 연결상수가 선형 유한차분식에 반복적으로 사용된다.

$$a_p^k \phi^{k+1} = \sum a_{nb}^k \phi_{nb}^{k+1} + S_U^k \tag{2.11}$$

여기서  $a_{nb}$ 는 연결상수를 나타내고,  $\phi_{nb}$ 는 인접한 격자점에서 유체변수의 값이다. 위첨자  $k$ ,  $k+1$ 은 바로 전 단계와 현재 단계를 나타낸다. 식 (2.11)을 계산하면  $\phi$ 에 대하여 좀 더 좋은 추정값을 얻을 수 있으며, 이 값을 사용하여 연결상수인  $a_p$ ,  $a_{nb}$ ,  $S_U$  등의 값을 갱신한다. 그리고 식 (2.11)은 다시 계산되며, 이 반복적인 작업은 결과가 수렴될 때까지 반복한다.

#### 2.4.2 압력기반 해석 알고리즘(Pressure-Based Solution Algorithm)

CFD는 크게 밀도기반 해석 알고리즘(density-based solution algorithm)과 압력

기반 해석 알고리즘의 두 그룹으로 나뉘어져 있는데, 본 연구에서는 압력기반 해석 알고리즘이 사용되었다. 밀도기반 방법에서는 밀도가 연속방정식의 수송 변수 (transport variable)로 사용된다. 밀도기반 알고리즘은 압축성(compressible), 외부 유동에 널리 사용되어 왔으나 낮은 마하 수(Mach number)와 재순환(recirculation) 유동에 불리한 단점을 가지고 있다[16]. 압력기반 해석 방법은 압력 보정(pressure correction)을 위해 연속방정식과 운동량방정식을 결합한다. 만약 밀도가 압력에 종속적이라면 알고 있는 압력 값을 사용하여 밀도를 근사화 한다. 장점은 작은 속도의 유동뿐만 아니라 큰 속도의 유동에도 용이하게 사용된다는 점이다.

## 2.5 속도-압력의 수치 해석적 연결

운동량방정식은 압력장이 주어진다면 일반 변수에 관하여 정형화된 이산화방정식과 동일하게 되므로 해를 구할 수 있다. 그러나 주어진 압력장이 구하고자 하는 압력장과 일치하지 않기 때문에 올바른 압력장을 구하는 방법을 찾아한다.

구하고자 하는 변수는  $u, v, w, p$  인 4개의 미지수이고 주어진 방정식은  $u, v, w$  에 대한 3개의 운동량방정식과 질량보존을 의미하는 1개의 연속방정식으로 모두 4개이다. 그러나 연속방정식은 압력  $p$  에 관한 직접적인 방정식이 아니라 속도성분을 통하여 간접적으로 압력장을 묘사하게 된다. 따라서 속도와 압력을 수치 해석적으로 연결하기 위해서 SIMPLEC(Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations Consistent) 알고리즘[17]이 사용되었다. 이 알고리즘은 연속방정식으로부터 압력 보정에 대한 식을 얻는데 이용되며 그 방법은 아래와 같다.

x방향의 운동방정식은 다음과 같이 다시 쓰여질 수 있다.

$$a_p u_p = \left\{ \sum a_{nb} u_{nb} + S_u \right\} - A_p^{kx} \nabla_k P_p \quad (2.12)$$

여기서  $a$ 는 연결상수,  $S$ 는 소스(source) 항,  $A$ 는 격자의 면적,  $P$ 는 압력, 아래첨자  $p$ 는 격자 중앙에서의 값이다. 이 식에서  $x$ 방향의 속도인  $u$ 를 계산하기 위해서는 압력이 제공되어야 하지만, 그 값을 알 수가 없기 때문에 반복적인 방법으로 추측된 압력( $P^*$ )을 사용하여 속도를 계산하면 다음의 식을 만족한다.

$$a_p u_p^* = \left\{ \sum a_{nb} u_{nb}^* + S_u \right\} - A_p^{kx} \nabla_k P_p^* \quad (2.13)$$

이때 일반적으로  $u^*$ 는 연속방정식을 만족하지 않는다. 따라서  $u^*$ 와  $P^*$ 의 값을 구하기 위하여 특별한 보정이 필요하다. 보정값을  $u'$ 과  $P'$ 이라 하면  $u = u^* + u'$ ,  $P = P^* + P'$ 으로 쓰여지며 식 (2.13)은 다음과 같이 변형된다.

$$a_p u_p' = \left\{ \sum a_{nb} u_{nb}' + S_u \right\} - A_p^{kx} \nabla_k P_p' \quad (2.14)$$

그리고  $u_{nb}'$ 은  $u_p' = \frac{A_p^{kx}}{a_p - \sum a_{nb}} \nabla_k P_p'$  을 이용하여 근사화된다.

또한 노드 보정의 평균으로부터 격자의 한쪽 면에서의 속도 보정인  $u_e'$ 의 수식을 얻을 수 있다.

$$u_e' = -\frac{1}{2} (d_p^k + d_E^k) \nabla_k P_e' \quad (2.15)$$

격자의 한쪽 면에서 압력구배 보정을 계산하면, 이산화된 연속방정식을 다음과 같이 정리할 수 있다.

$$\frac{\rho \nabla_p - \rho^o \nabla_p^o}{\Delta t} + G_e - G_w + G_n - G_s + G_h - G_l = m \nabla_p \quad (2.16)$$

$\nabla$ 는 검사체적의 부피,  $G$ 는 질량유속(mass flux), 위 첨자  $o$ 는 바로 전 단계의 물리량을 나타낸다.  $u^*$ 와  $P^*$ 를 사용하여  $G_e, G_w$  등을 계산하면 위 식을 만족하지 않으므로  $G$  등의 보정을  $G'$  이라고 하면  $G=G^*+G'$  이 되며, 이때 위 식은 다음과 같이 다시 쓰여진다.

$$\frac{\rho_p^o \nabla_p^o}{\Delta t} + G'_e - G'_w + G'_n - G'_s + G'_h - G'_l = S_m \quad (2.17)$$

이때  $S_m$ 은 검사체적에서 질량보정 또는 질량소스(mass source)이다.

$$S_m = \left( \frac{\rho_p^o \nabla_p^o - \rho_p^* \nabla_p^o}{\Delta t} \right) + \dot{m} \nabla_p - (G'_e - G'_w + G'_n - G'_s + G'_h - G'_l) \quad (2.18)$$

$G=G^*+G'$  를 사용하여  $G'_e$ 를 구하면 다음과 같다.

$$G'_e = \left( \frac{J}{h_1} \rho^* U^1 \right)_e + \left( \frac{J}{h_1} \rho^* U^{1*} \right)_e \quad (2.19)$$

여기에서 밀도 보정( $\rho'$ )은 다음과 같다.

$$\rho'_e = \left( \frac{\partial \rho}{\partial p} \right)^* p' \quad (2.20)$$

상태방정식을 사용하여  $\frac{\partial \rho}{\partial p}$  를 구하며, 만약 이상기체라면 다음과 같다.



$$\frac{\partial \rho}{\partial p} = \frac{1}{RT} \quad (2.21)$$

$R$ 은 기체상수,  $T$ 는 온도를 나타낸다.  $\rho'_p$ 와  $\rho'_E$ 로부터 격자의 한쪽 면에서의 밀도 보정( $\rho'$ )을 구할 수 있고, 직각 좌표계의 속도 보정으로부터  $U'_e$  (contravariant)를 얻을 수 있다.

$$U'_e = u'_e F'_{1x} + v'_e F'_{1y} + w'_e F'_{1z} \quad (2.22)$$

모든 격자의 면에서 속도 보정과 유체 밀도 보정이 이루어지며, 이것을 식 (2.21)에 대입하여 다음과 같은 압력 보정의 유한차분식을 얻는다.

$$a'_p P'_p = a'_w P'_w + a'_E P'_E + a'_S P'_S + a'_N P'_N + a'_L P'_L + a'_H P'_H + S'_m \quad (2.23)$$

그림 2.8은 앞에서 설명한 SIMPLEC 알고리즘의 순서도이다.

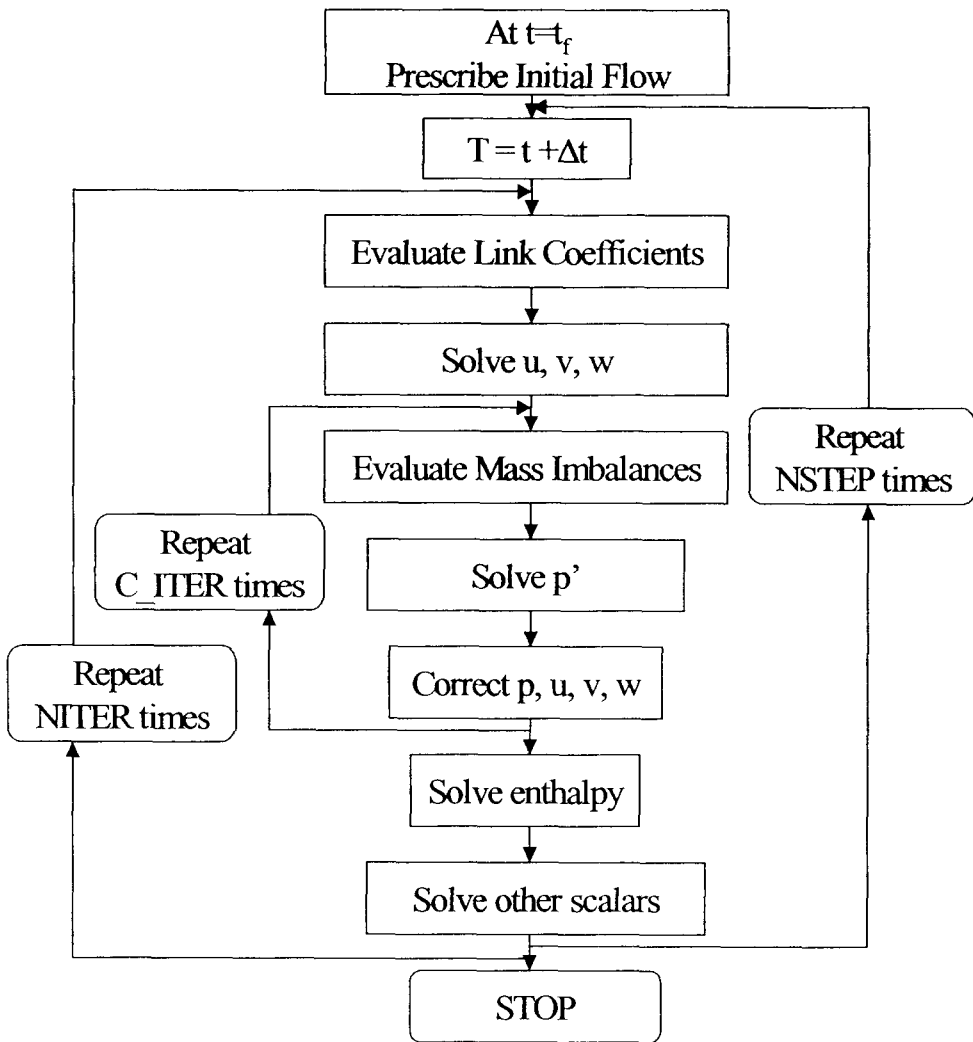


그림 2.8 SIMPLEC 알고리즘의 순서도.

## 제 3 장 결 과

### 3.1 유동패턴

#### 3.1.1 Intra-atrial channel에서의 유동패턴

그림 3.1과 3.2는 전체  $4\ell/\text{min}$ 의 유량이 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 각기 다른 비율로 나누어 질 때 intra-atrial channel에서의 유동패턴을 각각 유동가시화 실험 결과와 전산유동해석 결과를 나타낸 것이며, 이 두 방법의 결과가 매우 유사함을 알 수 있다. Intra-atrial channel에서의 유동은 상대정맥과 하대정맥이 충돌하는 유동을 제외하고는 intra-atrial channel을 전체적으로 휘감아 돌아 도관으로 이동하는 유동이 지배적이다. 또한 왼폐동맥으로 이동하는 유량이 증가할수록 상대정맥과 하대정맥이 만나는 접촉면은 intra-atrial channel의 아래쪽으로 이동된다.

상대정맥을 통해 유입되는 유동은 크게 다음과 같은 유동패턴을 나타낸다. 첫 번째 유동패턴은 하대정맥에서 유입된 유동과 충돌하여 intra-atrial channel 내에서 위·아래로 작은 소용돌이 유동을 보이다가 도관을 따라 이동한다. 두 번째 유동패턴은 상대정맥의 앞쪽 벽을 따라 유입되어 intra-atrial channel의 앞쪽 벽을 따라 이동하다가 intra-atrial channel의 앞쪽·아래에서 intra-atrial channel의 뒤쪽·아래로 회전하고 intra-atrial channel의 뒤쪽 벽을 따라 도관으로 이동하여 도관의 바깥쪽 벽을 따라 폐동맥으로 이동한다. 세 번째 유동패턴은 상대정맥의 뒤쪽 벽을 따라 유동이 유입되면서 바로 도관의 뒤쪽벽을 따라 이동하는 유동으로 매우 짧은 유동장을 가진다.

하대정맥을 통해 유입되는 유동은 다음과 같은 유동패턴을 나타낸다. 첫 번째 유동패턴은 하대정맥의 중앙부를 통해 빠른 속도로 유입되어 intra-atrial channel의 위쪽에서 상대정맥에서 유입된 유동과 충돌하고 휘돌아 도관으로 이동한다. 두 번째 유동패턴은 하대정맥의 앞쪽 벽을 따라 유입되어 intra-atrial channel의 뒤쪽

-위까지 이동한 후 intra-atrial channel의 앞쪽으로 회전하여 intra-atrial channel의 뒤쪽-아래까지 이동한 후에 도관을 통하여 이동한다. 세 번째 유동패턴은 하대 정맥의 뒤쪽 벽을 따라 유입되어 도관의 바깥쪽을 따라 이동하는 매우 짧은 유동장을 가진다.

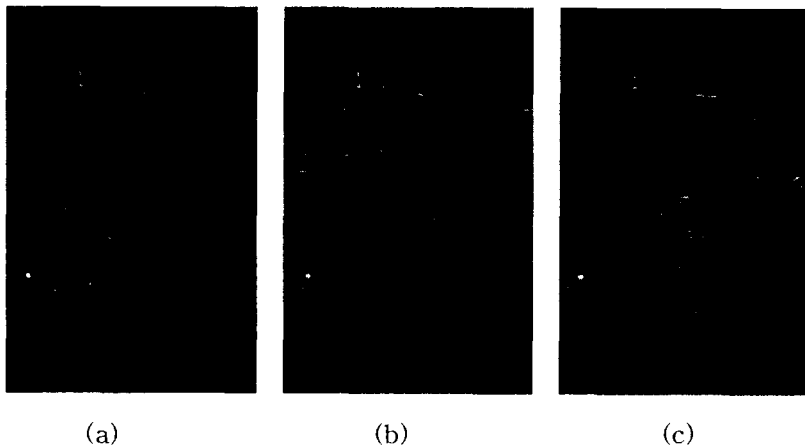


그림 3.1 Intra-atrial channel에서의 유동패턴 (In vitro 실험, 4 l/min)  
 (a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

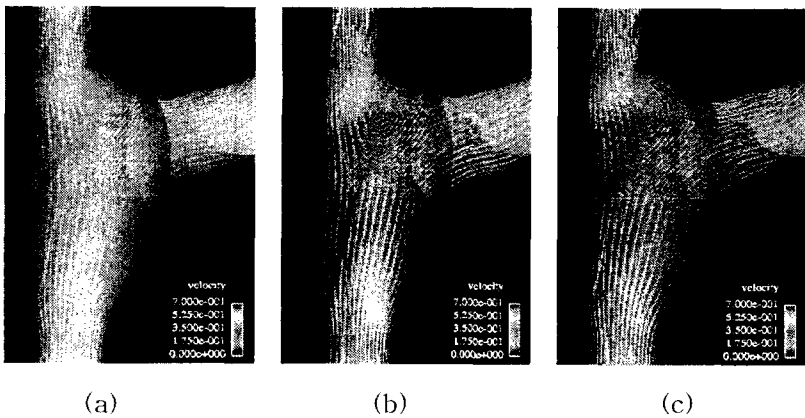


그림 3.2 Intra-atrial channel에서의 유동패턴 (전산유동해석, 4 l/min)  
 (a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

그림 3.3와 3.4는 전체 6 l/min의 유량이 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 각기 다

른 비율로 나누어 질 때 intra-atrial channel에서의 유동패턴을 나타낸 것이다. 전체 6 l/min의 유량이 유입될 때 intra-atrial channel 내에서의 유동의 움직임은 매우 불규칙적이다. 상대정맥과 하대정맥은 더 강하게 충돌하며, 충돌 후에 유동의 움직임도 4 l/min 보다 더 강하고 복잡하게 물결을 치며 도관으로 이동하거나 튕겨나가 intra-atrial channel의 위쪽·뒤에 부딪친 후 앞쪽·아래로 내려와 뒤쪽·아래로 회전한 후 도관으로 이동하거나 intra-atrial channel의 뒤쪽·아래 튕겨 내려온 후 도관으로 이동하는 복잡한 유동을 보인다. 상대정맥의 뒤쪽 벽을 따라 유동이 유입되면서 바로 도관의 안쪽 벽을 따라 이동하는 유동이 감소했으며, 하대정맥에서도 하대정맥의 뒤쪽 벽을 따라 유입되어 intra-atrial channel의 뒤쪽 벽을 따라 곧바로 도관으로 이동하는 유동도 감소하였다. 또한 intra-atrial channel의 뒤쪽·아래에 와류가 관찰되며, 이것은 하대정맥에서 유입되는 유동의 속도가 증가와 동공이라는 모델의 형상 때문에 나타난 것으로 보인다.

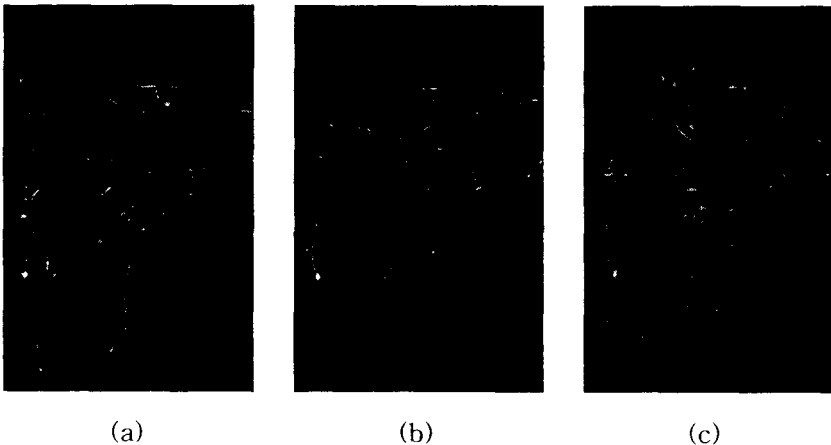


그림 3.3 Intra-atrial channel에서의 유동패턴 (In vitro 실험, 6 l/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

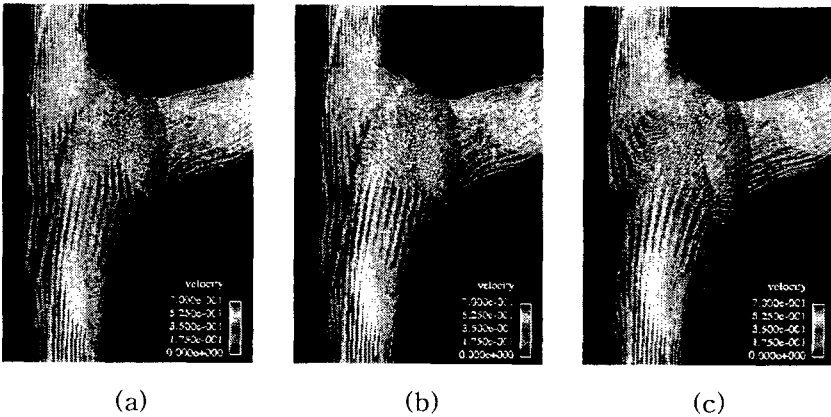
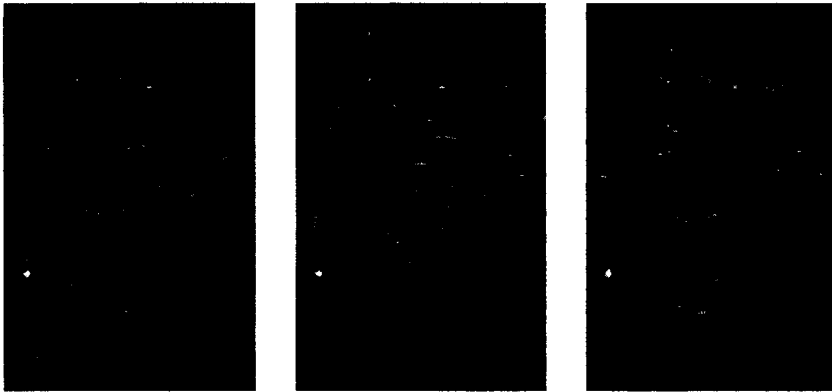


그림 3.4 Intra-atrial channel에서의 유동패턴 (전산유동해석, 6 l/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

그림 3.5와 3.6은 전체 8 l/min의 유량이 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 각기 다른 비율로 나누어 질때 intra-atrial channel에서의 유동패턴을 나타낸 것이다. 8 l/min 일 때는 상대정맥과 하대정맥의 유입속도가 매우 빠르므로 두 유동의 접촉면도 4, 6 l/min 일때보다 넓게 나타난다. 또한 6 l/min 일때 보다 상대정맥과 하대정맥이 더 강하게 충돌하며, 충돌 후 하대정맥에서 유입된 유동이 상대정맥까지 올라가며 상대정맥에서 유입된 유동에 막혀 상대정맥과 intra-atrial channel의 접합부에서 소용돌이 유동을 보이다가 도관으로 이동하는 유동패턴도 관찰된다. 유동이 강하므로 4, 6 l/min에서 나타나는 유동패턴보다 더 복잡하게 나타난다. 상대정맥의 뒤쪽벽을 따라 도관의 안쪽벽으로 직접이동하는 유동이나, 하대정맥의 뒤쪽벽에서 도관의 바깥쪽벽으로 직접이동하는 짧은 유동패턴들이 거의 나타나지 않는다. 대부분의 유동들이 이동하면서 물결을 치거나 intra-atrial channel 위·아래로 튕겨지듯이 움직인 후 도관으로 이동한다. 또한 intra-atrial channel의 뒤쪽·아래에 와류가 여전히 관찰되고 있다.



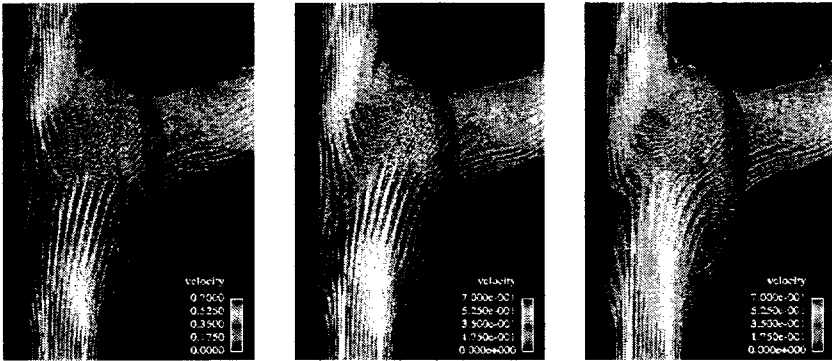
(a)

(b)

(c)

그림 3.5 Intra-atrial channel에서의 유동패턴 (In vitro 실험, 8 l/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50



(a)

(b)

(c)

그림 3.6 Intra-atrial channel에서의 유동패턴 (전산유동해석, 8 l/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

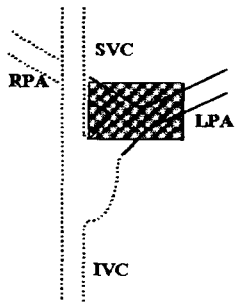
### 3.1.2 폐동맥 분지에서의 유동패턴

Intra-atrial channel에서 충돌된 유동은 도관(conduit)을 통해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 나누어 흐르게 된다. 폐동맥에서는 소용돌이 유동이 지배적으로 나타난다. 그림 3.7과 3.8은 전체 4ℓ/min의 유량이 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 각기 다른 비율로 나누어 질 때 분지(bifurcation region)에서의 유동가시화 실험과 전산 유동해석 결과를 나타낸 것이다. 도관을 통해 유입된 유동은 분지의 바깥쪽 벽을 강하게 부딪치며 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 나누어 흐르게 된다.

전체유량이 4ℓ/min에서는 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 이동하는 유량이 달라도 소용돌이 유동의 크기는 거의 변화가 없으며, 소용돌이 유동자체도 크지 않다. 폐동맥 분지의 바깥쪽 벽에 유동이 충돌한 결과, 오른 폐동맥의 바깥쪽 벽을 따라 이동하는 유동은 곧게 뻗어나가는 유동과 오른 폐동맥의 바깥쪽에서 안쪽으로 이동하는 유동이 주를 이루며, 오른 폐동맥의 안쪽과 가운데를 통해 이동하는 유동에 비해 소용돌이 유동이 크다. 오른 폐동맥의 중심부를 통해 이동하는 유동은 대체로 곧게 뻗어 나가는 유동이 주를 이루며, 오른 폐동맥의 안쪽에서는 전반적으로 오른 폐동맥의 안쪽 벽을 통해 이동하는 유동이 주를 이룬다. 전체적으로 오른 폐동맥으로 흐르는 유량이 증가할수록 소용돌이 유동이 더 작으며, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 50:50의 비율로 흐를 때 소용돌이 유동이 가장 작다. 왼쪽 폐동맥으로 흐르는 유동도 왼쪽 폐동맥의 가운데를 흐르는 유동은 매우 곧게 뻗어나가며, 왼쪽 폐동맥의 안쪽이나 뒤쪽 모두 소용돌이 유동이 매우 작다. 오른 폐동맥으로 흐르는 유동과 비교해 보아도 소용돌이 유동이 매우 작으며, 오른 폐동맥으로 흐르는 유량이 변해도 소용돌이 유동은 거의 나타나지 않는다.

또한 분기점은 오른 폐동맥의 유량이 증가할수록 왼 폐동맥 쪽으로 이동하며, 그 크기 또한 점점 더 커짐을 알 수 있다.





(a)



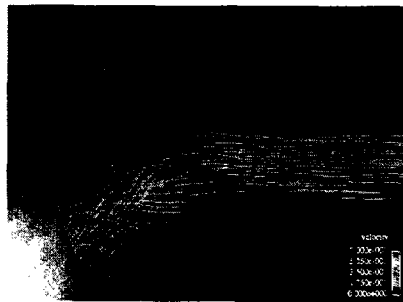
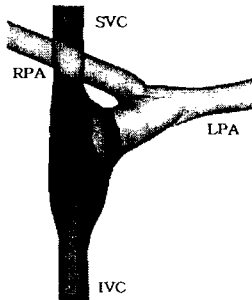
(b)



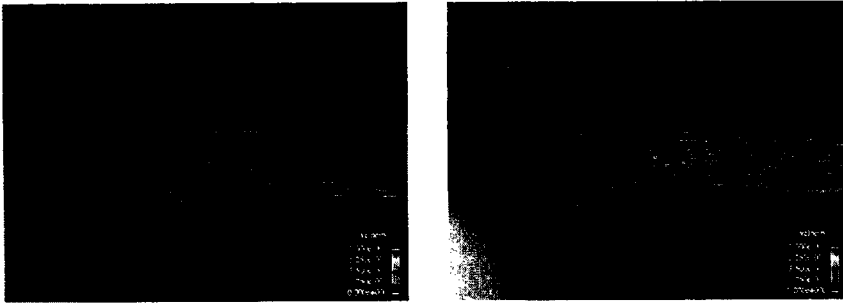
(c)

그림 3.7. 폐동맥 분지에서의 유동패턴 (In vitro 실험, 4ℓ/min)

(a) RPA:LPA=30:70    (b) RPA:LPA=40:60    (c) RPA:LPA=50:50



(a)



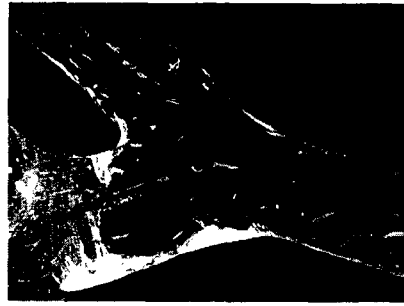
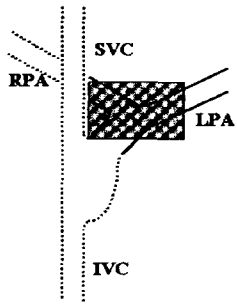
(b)

(c)

그림 3.8. 폐동맥 분지에서의 유동패턴 (전산유동해석, 4ℓ/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

그림 3.9와 3.10은 전체 6ℓ/min의 유량이 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 각기 다른 비율로 나누어 질 때 분지에서의 유동가시화 실험과 전산유동해석 결과를 나타낸 것이다. 전체적으로 전체 유량 4ℓ/min 일 때 보다 더 큰 소용돌이 유동이 나타난다. 오른 폐동맥의 안쪽 부분에서의 소용돌이 유동이 4ℓ/min 일 때 보다 더 크게 나타나며, 오른 폐동맥의 가운데를 지나는 유동도 4ℓ/min 일 때 보다 더 큰 소용돌이 유동이 나타난다. 오른 폐동맥의 바깥쪽 부분에서의 소용돌이 유동이 가장 크게 나타나며 오른 폐동맥으로 이동하는 유량이 증가할수록 소용돌이 유동의 크기는 감소한다. 왼 폐동맥으로 이동하는 유동은 4ℓ/min일 때와 유사하게 오른 폐동맥으로 이동하는 유량이 감소할수록 소용돌이 유동은 작아진다. 또한 6ℓ/min일 때 왼 폐동맥과 달리 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 50:50으로 나누어 질 때 왼 폐동맥의 가운데를 지나는 유동은 거의 소용돌이 유동이 나타나지 않는다. 전체적으로 오른 폐동맥에서의 소용돌이 유동은 왼 폐동맥에 비해 작다. 혈관의 가운데를 지나는 유동은 오른 폐동맥으로 이동하는 유량이 증가할수록 소용돌이 유동은 더 작아진다. 또한 분기점은 오른 폐동맥의 유량이 증가할수록 왼 폐동맥 쪽으로 이동하며, 그 크기 또한 점점 더 커진다.



(a)



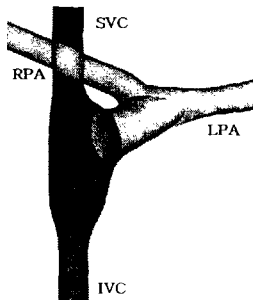
(b)



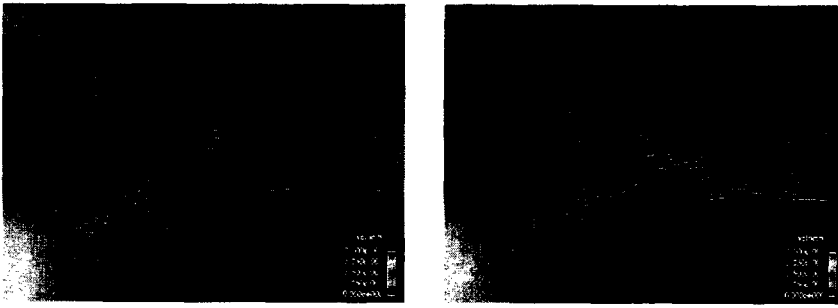
(c)

그림 3.9 폐동맥 분지에서의 유동패턴 (In vitro 실험,  $6\ell/\text{min}$ )

(a) RPA:LPA=30:70    (b) RPA:LPA=40:60    (c) RPA:LPA=50:50



(a)



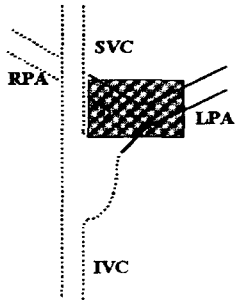
(b)

(c)

그림 3.10 폐동맥 분지에서의 유동패턴 (전산유동해석,  $6\ell/\text{min}$ )

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

그림 3.11과 3.12는 전체  $8\ell/\text{min}$ 의 유량이 폐동맥으로 각기 다른 비율로 나누어 질 때 분지에서의 결과를 나타내고 있다. 전체유량  $4, 6\ell/\text{min}$ 일 때 보다 더 큰 소용돌이 유동이 전체적으로 나타나며, 오른 폐동맥에서는 오른 폐동맥으로 흐르는 유량이 적을수록 소용돌이 유동이 크게 나타난다. 여기서도 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량이 50:50으로 나누어 질 때에도 소용돌이 유동이 전체유량  $4, 6\ell/\text{min}$ 의 50:50일 때 보다 크게 나타나며, 오른 폐동맥의 가운데를 통해 이동하는 유동에서도 소용돌이 유동이 나타난다. 오른 폐동맥의 바깥쪽을 따라 흐르는 소용돌이 유동은 전체유량  $4\ell/\text{min}$ 과  $6\ell/\text{min}$ 일 때 보다 더 크게 나타났으며, 이 유동은 오른 폐동맥으로 이동하는 유동이 적을 때보다 많을 때 더 큰 소용돌이 유동이 나타난다. 또한 도관의 바깥쪽 오른 폐동맥의 바깥쪽 벽을 따라 흐르는 유동도 증가하였으며, 오른 폐동맥으로 이동하는 유동이 증가할수록 분기점의 위치가 바뀌는 것은 이 유동이 증가하기 때문이라고 생각된다. 왼 폐동맥에서의 소용돌이 유동은 유량이 증가할수록 더 크게 나타났다. 그림 3.11(a)에서 특이한 현상을 발견할 수 있었는데, 도관의 바깥쪽에서 오른 폐동맥으로 가는 유동과 도관의 안쪽에서 왼 폐동맥으로 가는 유동이 폐동맥과 도관의 접합부에서 충돌하는 현상이 발견되는데, 이것도 소용돌이 유동을 크게 만드는 이유 중의 하나로 보인다. 이 현상은 오른 폐동맥으로 이동하는 유동이 많아질수록 나타나지 않는다.



(a)



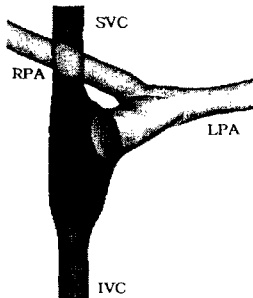
(b)



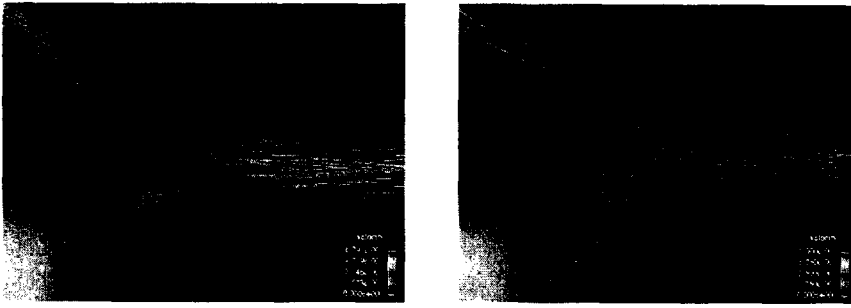
(c)

그림 3.11 폐동맥 분지에서의 유동패턴 (In vitro 실험, 8 l/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50



(a)



(b)

(c)

그림 3.12 폐동맥 분지에서의 유동패턴 (전산유동해석, 8ℓ/min)

(a) RPA:LPA=30:70 (b) RPA:LPA=40:60 (c) RPA:LPA=50:50

전체적으로 폐동맥에서는 소용돌이 유동현상이 지배적이며, 왼 폐동맥에서 보다 오른 폐동맥에서의 소용돌이 유동이 더 크게 나타났다. 이는 도관과 오른 폐동맥 사이에 존재하는 급격한 굴곡 때문으로 생각된다. TCPC 모델 형상에서 급격한 굴곡의 존재 또한 에너지 손실을 증가시키는 요인이며, 소용돌이 유동의 존재 또한 에너지 손실을 증가시키는 요인이다. Kim 등[2]도 결과에서 모델의 형상에서 급격한 굴곡은 제거되어야 에너지 효율을 높일 수 있다고 말하였다.

## 3.2 압력손실

### 3.2.1 In vitro 실험

그림 3.13은 Kim 등[2]이 in vitro 실험에서 측정된 압력손실 그래프를 나타낸 것이다. 하대정맥과 intra-atrial channel 사이에 매우 큰 압력강하가 나타난다. 반면에 상대정맥과 intra-atrial channel 사이에는 작은 압력강하가 나타난다. 이는 하대정맥의 유량이 상대정맥에서 유입되는 유량보다 더 적기 때문이다. 또한, 오른 폐동맥의 압력강하가 왼 폐동맥의 압력강하보다 더 크게 나타났다.

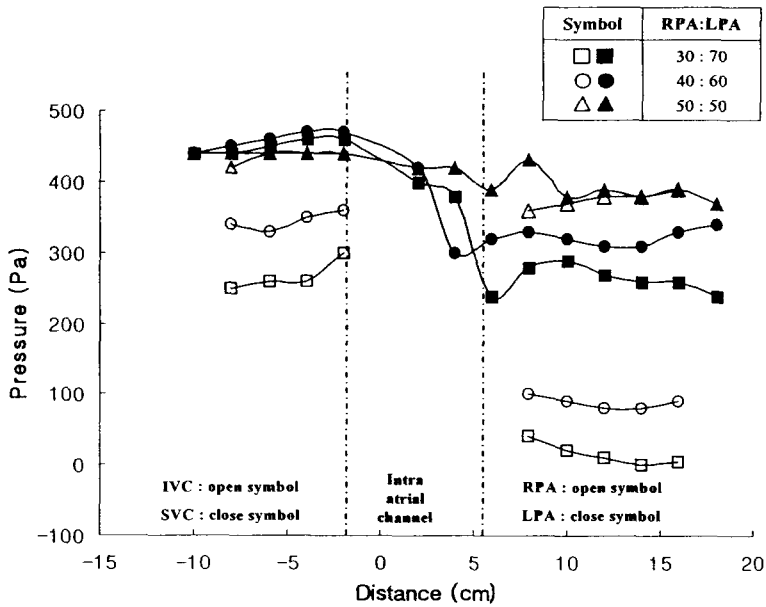


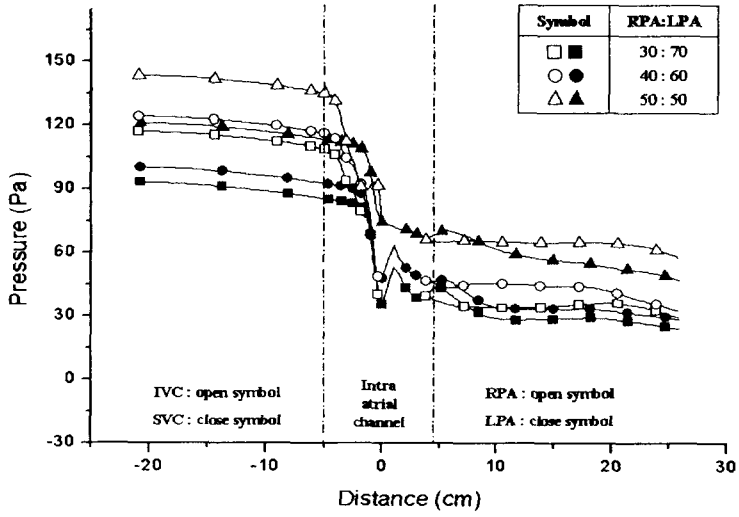
그림 3.13 In vitro 실험결과로 얻은 TCPC 모델에서의 압력 (Kim 등)

### 3.2.2 전산유동해석 결과

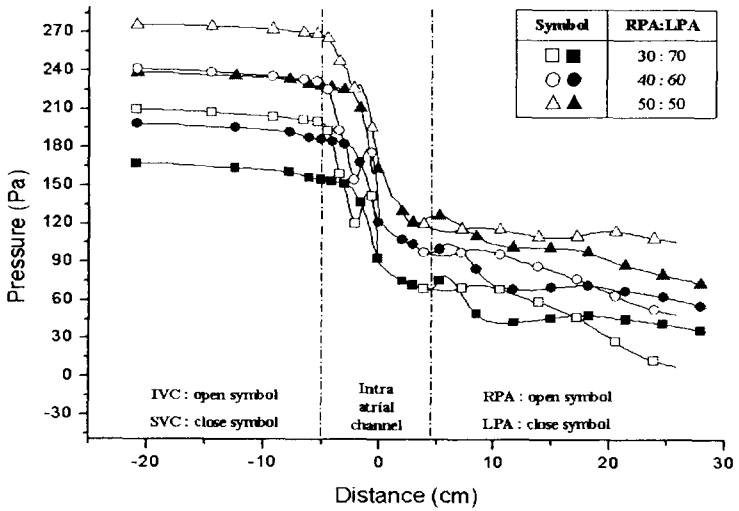
그림 3.14는 전산유동해석 결과로부터 얻어진 TCPC 모델 각각의 위치에서의 압력을 전체 유량의 크기에 따라 나타낸 것이다. 그림 3.14(a), (b), (c)는 전체 유량이 각각 4, 6, 8 l/min일 때의 압력을 나타낸다. 특징적으로 3개의 결과 모두에서 in vitro 실험에서 측정된 압력 손실과 같은 결과가 나타났다. 하대정맥과 intra-atrial channel 사이에 매우 큰 압력강하(8 l/min: 240Pa)가 나타났고, 반면에 상대정맥과 intra-atrial channel 사이에는 작은 압력강하(8 l/min: 150Pa)가 나타난다. 이는 하대정맥의 유량이 상대정맥에서의 유량보다 더 적기 때문이다. 또한, 오른 폐동맥의 압력강하(8 l/min: 280Pa)가 왼 폐동맥의 압력강하(8 l/min: 110Pa)보다 더 크게 나타났다. 이것은 도관과 오른 폐동맥 사이의 급격한 굴곡 때문이다.

오른 폐동맥과 왼 폐동맥 부분에서 살펴보면, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량 비율이 50:50일 때 가장 작은 압력강하가 나타났다. 이것은 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량이 균형을 이룰 때 에너지 보존이 가장 효율적이라는 많은 선행 연구

의 결과와 일치하는 것이다[5-7].

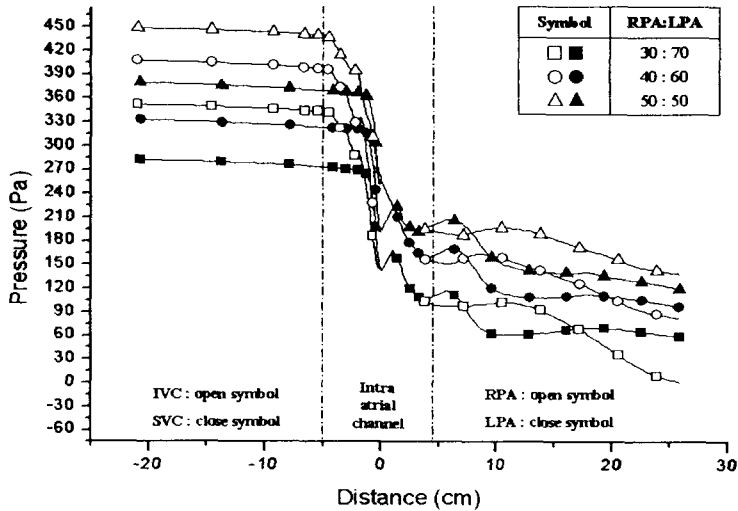


(a)



(b)





(c)

그림 3.14 전산유동해석 결과로 얻은 TCPC 모델에서의 압력

- (a) 전체유량 4 l/min 일 때
- (b) 전체유량 6 l/min 일 때
- (c) 전체유량 8 l/min 일 때

### 3.3 에너지 손실

에너지 손실은 intra-atrial 내에서 주된 특성을 보이는 유동 중, 상대정맥을 통해 유입되는 유동 4개와 하대정맥을 통해 유입되는 유동 4개의 stream line을 선택하여 에너지 손실을 계산하였다. 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량 비율에 따라 나타내었으며, 1-4로 번호가 매겨진 모델은 상대정맥을 통해 유입되는 유동을 나타낸 것이며, 5-8로 번호가 매겨진 모델은 하대정맥을 통해 유입되는 유동을 나타낸 것이다.

### 3.3.1 전체유량 4ℓ/min일때의 에너지 손실

그림 3.15는 전체유량 4ℓ/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 30:70의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 그림 3.16의 1과 4번은 intra-atrial channel을 순환하는 유동이며, 2번은 상대정맥을 통해 유입되어 곧바로 도관으로 이동하는 유동을 나타낸다. 그리고 3번 유동은 하대정맥에서 유입되는 유동과 충돌을 일으키는 유동을 나타낸 것이다. 에너지 손실 그래프를 살펴보면, 3번 유동의 에너지 손실이 가장 크게 나타난다. 이 유동이 하대정맥과 충돌하기 시작하는 지점에서 에너지 손실이 크게 발생하는 것을 볼 수 있다. 이것은 유동이 하대정맥과 충돌하면서 갑자기 유동의 속도가 크게 변하는 것이 원인이며, 다음으로 intra-atrial channel을 순환하는 1번과 4번 유동의 에너지 손실이 크게 나타났으며, 2번 유동의 에너지 손실이 가장 작게 나타났다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동의 에너지 손실을 살펴보면, 5번과 6번 유동은 intra-atrial channel을 순환하는 유동패턴을 나타낸 것이며, 7번 유동은 하대정맥을 통해 유입되어 곧바로 도관으로 흐르는 유동, 그리고 8번 유동은 상대정맥과 충돌되는 유동패턴을 나타낸 것이다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 에너지 손실의 결과도 상대정맥을 통해 유입된 에너지 손실의 결과와 비슷하게 나타난다. 상대정맥과 충돌되는 유동인 8번 유동에서 에너지 손실은 가장 크게 나타났으며, 다음으로 intra-atrial channel을 순환하는 유동인 5번과 6번 유동에서 에너지 손실이 크게 나타났으며, 7번 유동에서 에너지 손실은 가장 작게 나타났다. 전체적으로 에너지 손실의 대부분은 그래프에서 알 수 있듯이 intra-atrial channel과 폐동맥 분지에서 크게 일어나며, 이 결과는 압력손실에서의 결과와 동일함을 알 수 있다. 전체적으로 에너지 손실의 대부분은 그래프에서 알 수 있듯이 intra-atrial channel과 폐동맥 분지에서 크게 일어나며, 이 결과는 압력손실에서의 결과와 동일함을 알 수 있다.

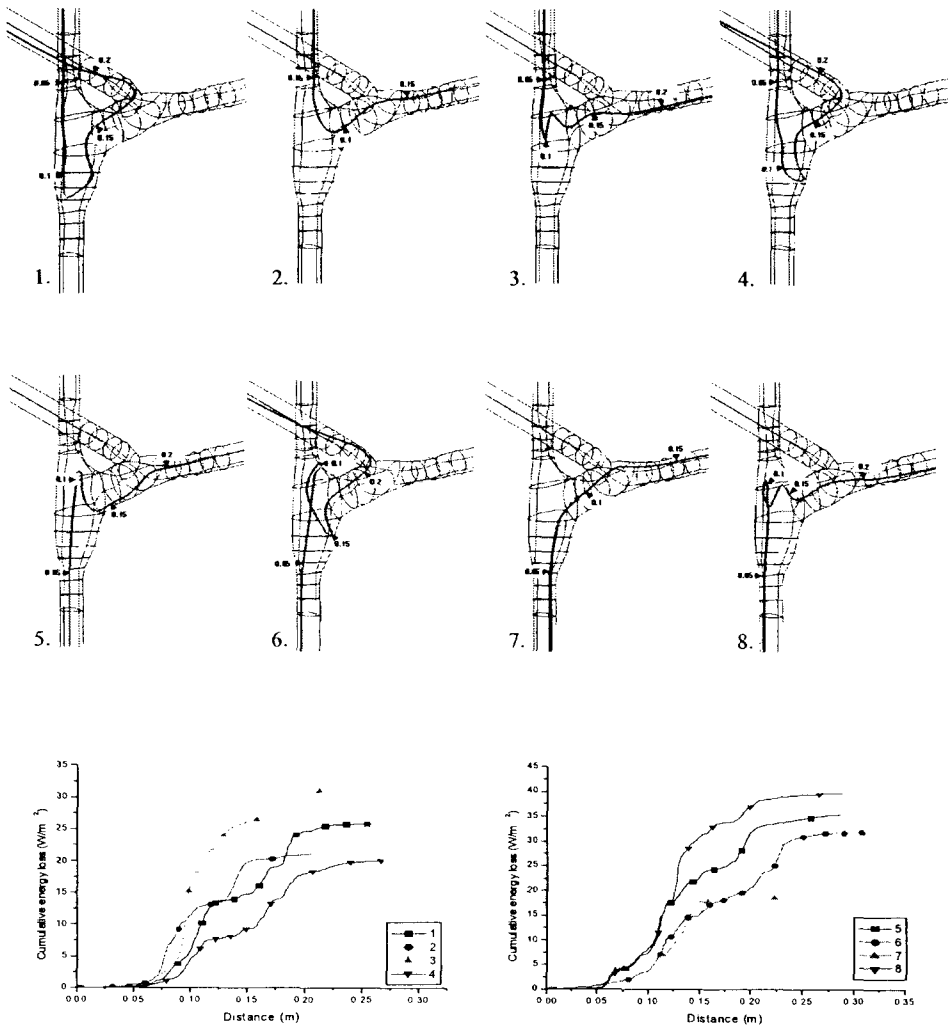


그림 3.15 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 30:70 일 때의 에너지 손실

그림 3.16은 전체유량 4ℓ/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 40:60의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 상대 정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 에너지 손실을 살펴보면, Intra-atrial channel에서 하대정맥과 충돌하는 유동인 3번 유동이 에너지 손실이 가장 크게 나타났다. 다음으로 1번 유동, 2번 유동,

그리고 4번 유동 모델 순으로 에너지 손실이 크게 나타났다. 특이한 점은 intra-atrial channel을 순환하는 4번 유동의 에너지 손실보다 상대정맥에서 곧바로 도관으로 흐르는 2번 유동에서 에너지 손실이 더 크게 나타났는데, 그 이유는 두 번째 모델이 도관을 통과할 때 도관의 바깥쪽 벽 가까이에서 이동하기 때문에 일어나는 점성손실 때문이다. 이와 같은 결과는 Moyle 등[18]이 혈관의 벽 근처를 통과하는 유동이 작은 와류를 가지고 있는 유동에서의 에너지 손실 보다 더 크다고 말한 결과와 유사하다.

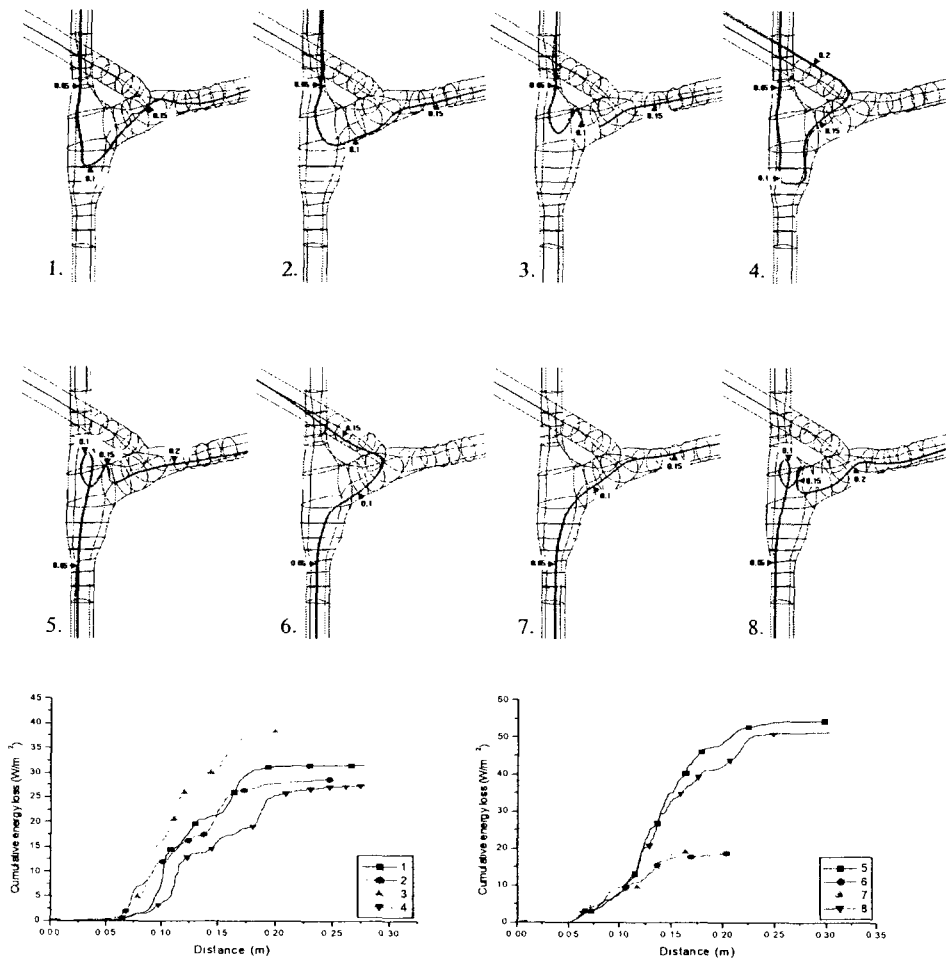


그림 3.16 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 40:60 일 때의 에너지 손실

하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 에너지 손실을 살펴보면, 5번 유동과 8번 유동은 상대정맥과 충돌하는 유동으로 에너지 손실이 크게 나타났다. 6번 유동은 하대정맥을 통해 유입되어 오른 폐동맥으로 직접 이동하는 유동이며, 7번 유동은 하대정맥을 통해 유입되어 왼 폐동맥으로 직접 이동하는 유동으로 이 둘의 에너지 손실은 거의 차이가 없다.

그림 3.17은 전체유량  $4\ell/\text{min}$ 에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 50:50의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 상대정맥에서 유입되는 유동의 에너지 손실 결과를 살펴보면, 하대정맥에서 유입되는 유동과 충돌하는 유동인 1번 유동과 3번 유동에서 에너지 손실이 가장 크게 나타났으며, 다음이 intra-atrial channel을 순환하는 유동인 4번 유동, 그리고 도관으로 곧바로 흘러가는 2번 유동 순으로 에너지 손실은 나타났다. 전체적으로 intra-atrial channel과 폐동맥 분지점에서 에너지 손실이 크게 나타났으며, 1번 유동과 4번 유동에서, 1번 유동은 오른 폐동맥의 안쪽 벽 가까이에 붙어서 흐르고, 4번 유동은 오른 폐동맥의 바깥쪽 벽 가까이에 붙어서 흐르므로 2번 유동과 4번 유동의 결과와 달리 에너지 손실은 폐동맥에서도 계속 크게 발생하는 것으로 나타난 것이다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동의 결과도 상대정맥을 통해 유입되는 유동의 결과와 매우 유사하다. 특이한 점은 5번 유동에서 전체 유량  $4\ell/\text{min}$ 에서 얻은 에너지 손실 중에 가장 크게 나타난다는 것이다. 그 이유는 유동패턴 그림에서도 알 수 있듯이 하대정맥을 유입한 유동이 상대정맥과 충돌하고 상대정맥에 막혀 작은 와류를 형성하고 도관으로 이동하므로 유동이 충돌하고 와류가 형성되는 부분(0.05m에서 0.15m)에서 에너지 손실이 크게 발생하였기 때문이다.

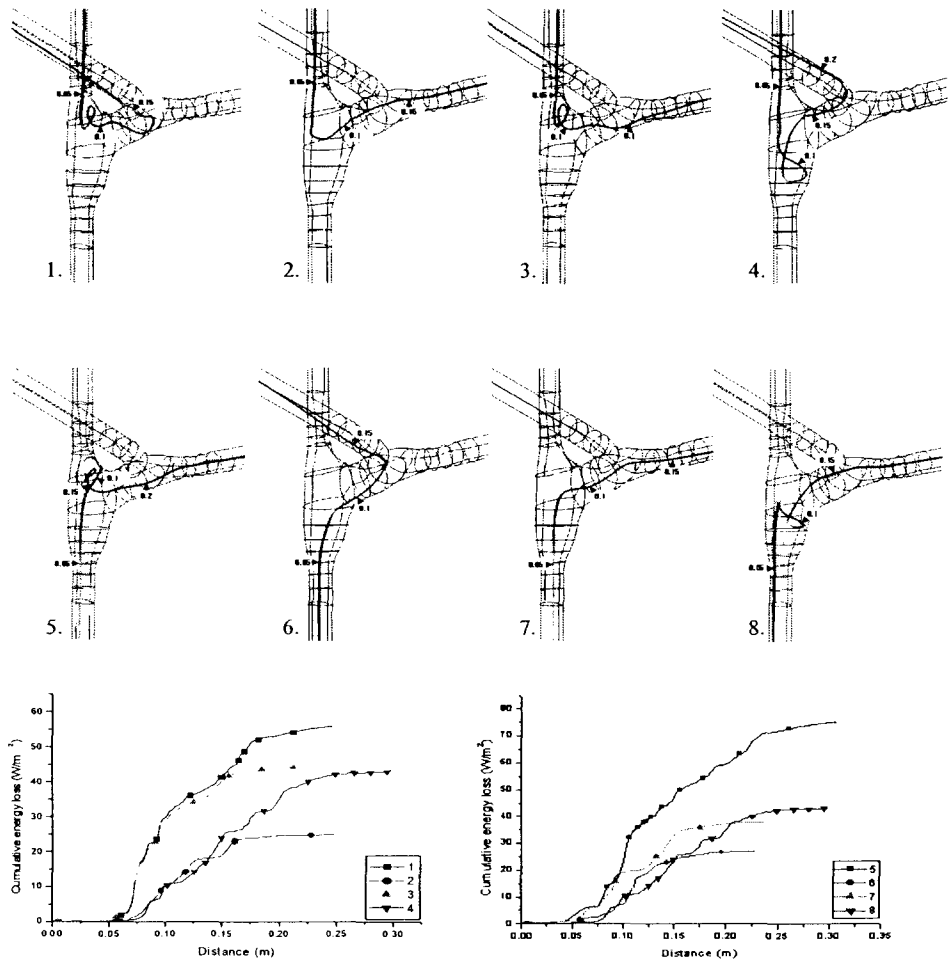
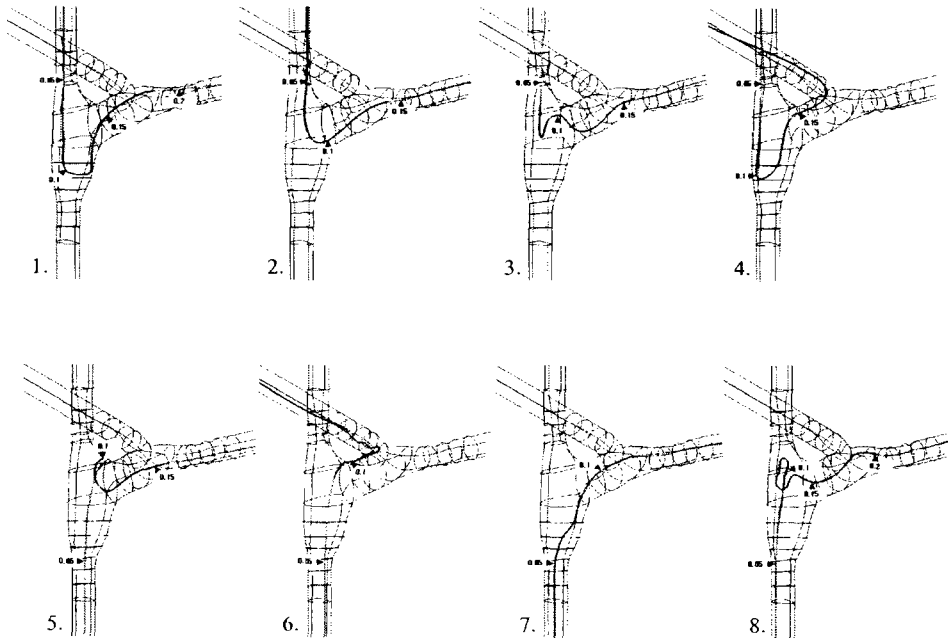


그림 3.17 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 50:50 일 때의 에너지 손실

### 3.3.2 전체유량 6 l/min일때의 에너지 손실

그림 3.18은 전체유량 6 l/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 30:70의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 하대정맥에서 유입된 유동과 충돌하는 3번 유동에서 에너지 손실이 가장 크게 나타났고, intra-atrial channel을 순

환하는 유동 1번과 4번, 그리고 도관으로 직접 이동하는 유동인 2번 유동 순으로 나타났다. 전체유량이 증가할수록 같은 비율의 같은 유동패턴을 가지더라도 누적 에너지 손실은 더욱 크게 증가하는 것을 알 수 있다. 하대정맥 유동과 서로 충돌하는 유동인 3번 유동에서 에너지 손실은 크게 발생하였으며, 그 값의 크기는 전체유량 4ℓ/min일때의 충돌 유동보다 훨씬 크게 나타났다. 그리고 이 결과에서도 intra-atrial channel과 폐동맥 분기점에서의 에너지 손실이 가장 크게 나타났다. 또한 상대정맥에서 유입된 유동과 충돌하는 유동인 7번과 8번 유동에서 에너지 손실은 가장 크게 나타났으며, 하대정맥에서 직접 도관으로 흐르는 7번 유동에서 에너지 손실이 가장 작게 나타났다. 6번 유동에서는 유동의 길이 0.1m 지점에서부터 급속하게 에너지 손실이 증가하는데, 그 이유는 유동이 도관을 통과할 때 도관의 안쪽 벽 가까이 붙어서 지나기 때문에 이 부분에서 에너지 손실이 급속하게 증가하는 것이다.



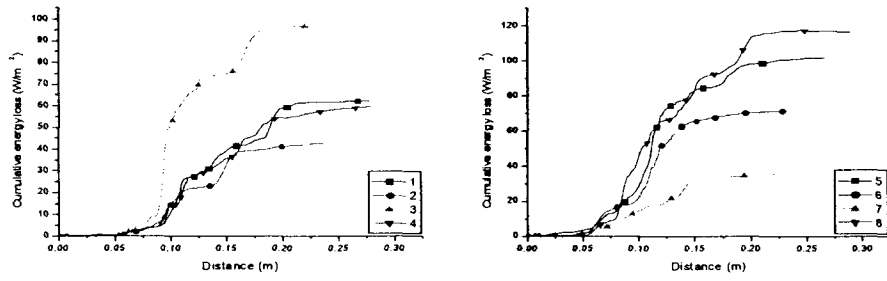


그림 3.18 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 30:70 일 때의 에너지 손실

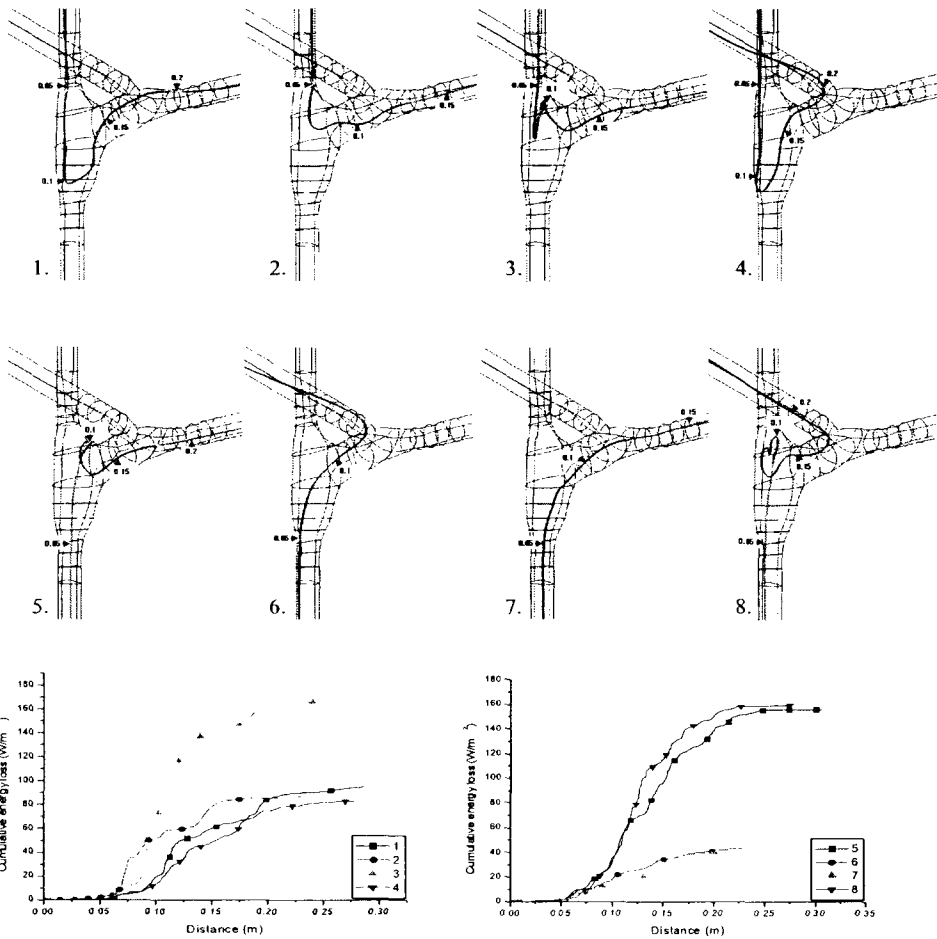
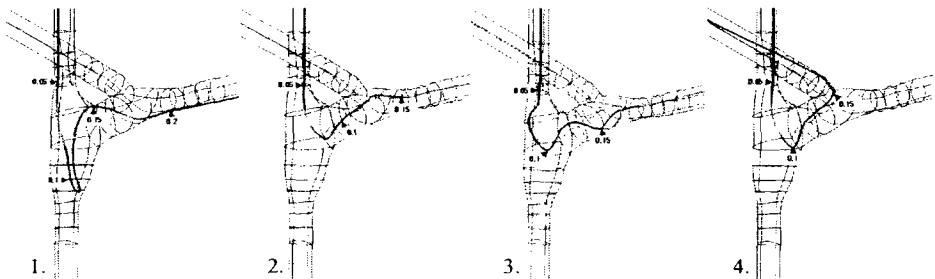


그림 3.19 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 40:60 일 때의 에너지 손실



그림 3.19는 전체유량 6 l/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 40:60의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 이 결과에서도 충돌하는 유동인 3번 유동이 가장 에너지 손실이 크게 나타났다. 도관으로 직접 이동하는 2번 유동의 에너지 손실이 intra-atrial channel을 순환하는 유동인 1번 유동과 4번 유동에서의 에너지 손실과 유사하게 나타난 이유는 2번 유동의 속도가 급변하게 변하기 때문이다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동의 결과에서도 상대정맥과 충돌하는 유동인 1번 유동과 8번 유동이 에너지 손실이 가장 크게 나타났으며, 하대정맥에서도 관으로 직접 이동하는 모델인 6번 유동과 7번 유동의 에너지 손실이 작게 나타났다.

그림 3.20은 전체유량 6 l/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 50:50의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 이 결과에서는 1번 유동과 3번 유동에서 에너지 손실이 가장 크게 나타났다. 여기서 충돌하는 유동과 순환하는 유동의 에너지 손실의 변화를 알 수 있는데, 3번 유동은 충돌하는 유동으로 intra-atrial channel에 유입되어 하대정맥과 충돌하자마자 에너지 손실은 급속히 증가하며, 도관으로 물결치듯 이동하므로 에너지 손실은 계속 증가한다. 반면, 1번 유동에서는 intra-atrial channel(0.1m-0.15m)과 폐동맥 분기점(0.175m-0.225m)에서의 증가가 뚜렷하게 나타난다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동에서는 5번 유동에서 에너지 손실이 크게 나타났으며, 6번 유동과 7번 유동에서 에너지 손실이 가장 작게 나타났다.



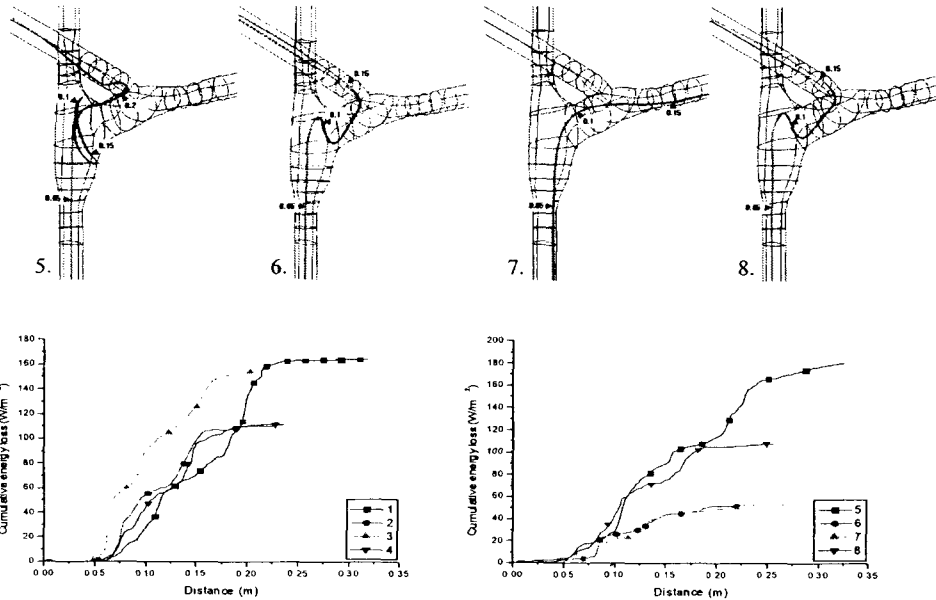


그림 3.20 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 50:50 일 때의 에너지 손실

### 3.3.3 전체유량 8 l/min일때의 에너지 손실

그림 3.21은 전체유량 8 l/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 30:70의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 상대정맥을 통해 유입되는 유동에서 살펴보면, 전체적으로 에너지 손실은 다 크게 나타났다. 하지만 전체 에너지 손실의 대부분은 intra-atrial channel과 폐동맥 분기점에서 나타났음을 알 수 있다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동에서는, 상대정맥과 충돌하는 유동인 5번 유동에서 에너지 손실이 가장 크게 나타났으며, intra-atrial channel을 순환하는 유동인 6번 유동에서도 큰 에너지 손실이 나타났다. 전체 유량이 8 l/min일때 유입되는 유동의 속도가 빠르므로 전체 에너지 손실도 증가하고, 특히 intra-atrial channel을 순환하는 유동도 intra-atrial channel의 위·아래로 복잡하게 움직이므로 에너지 손

실은 다른 모델에서 보다 더 증가한다.

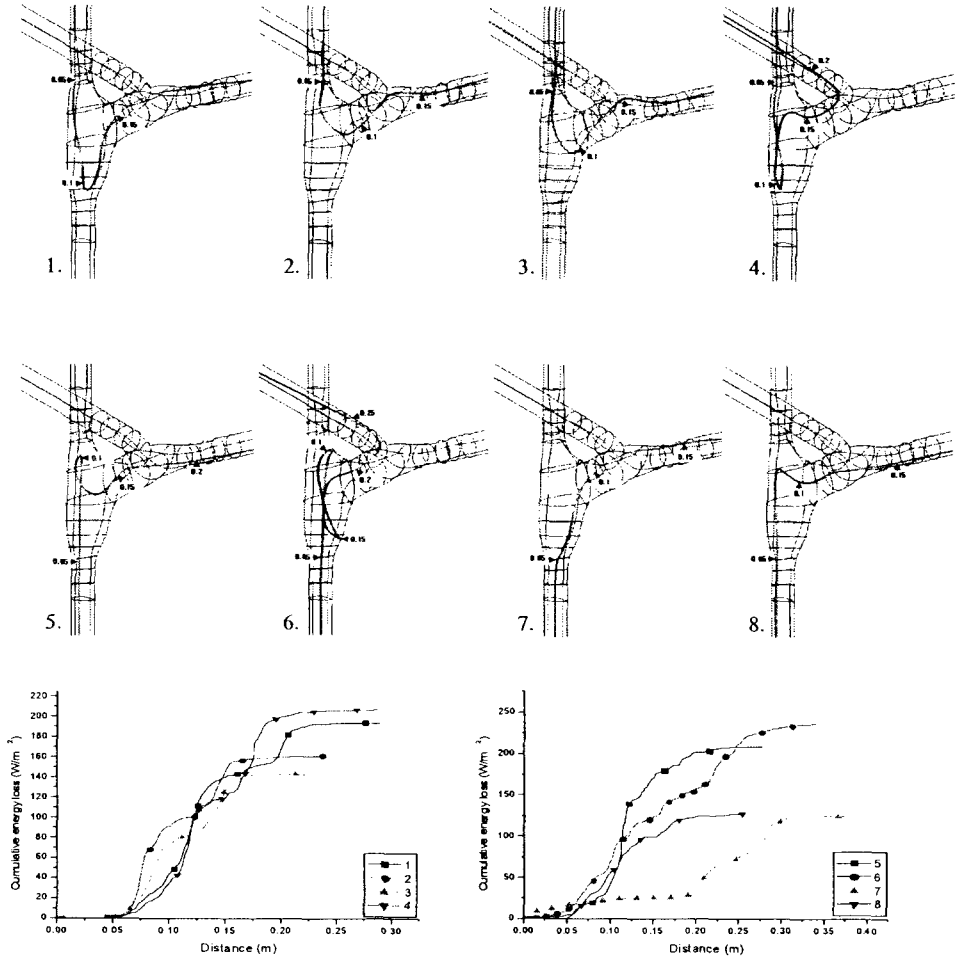


그림 3.21 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 30:70 일 때의 에너지 손실

그림 3.22는 전체유량 8 l/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 40:60의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다.

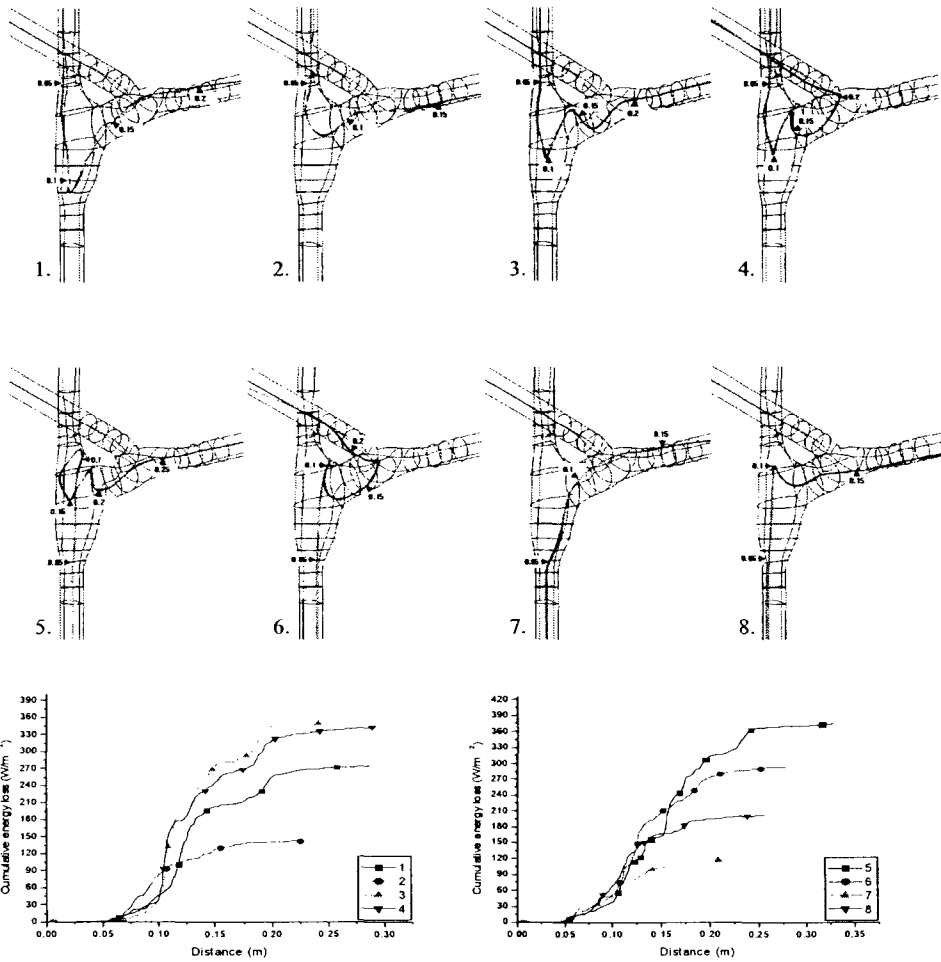
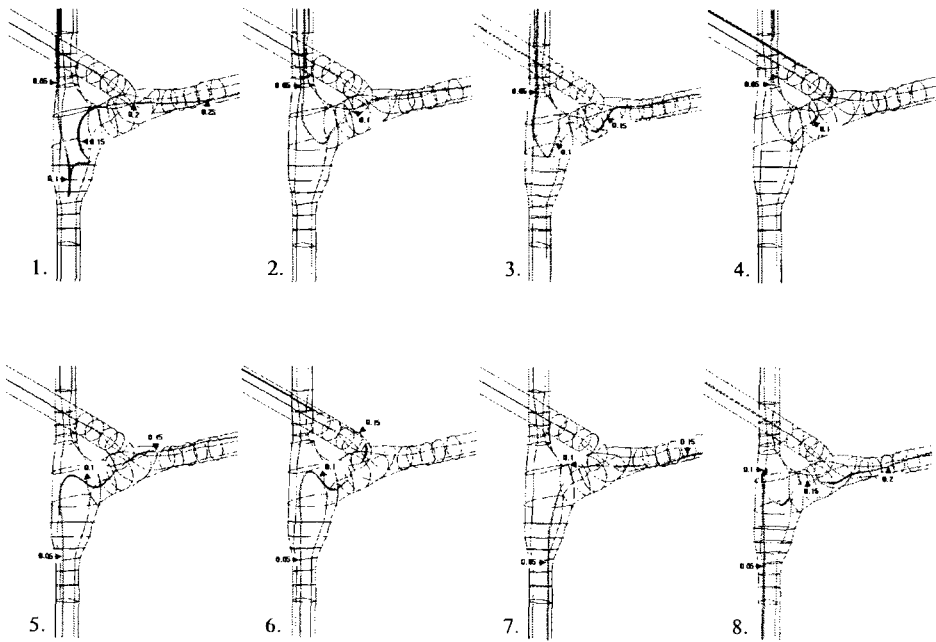


그림 3.22 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 40:60 일 때의 에너지 손실

상대정맥에서 유입되어 도관으로 직접 이동하는 유동인 2번 유동에서 가장 에너지 손실이 작게 나타났으며, intra-atrial channel을 위·아래로 복잡하게 움직이는 3번 유동과 4번 유동보다 intra-atrial channel을 순환하는 3번 유동에서 에너지 손실이 더 작게 나타났다. 하대정맥을 통해 유입되는 유동의 결과에서도 복잡하게 긴 유동패턴을 가지는 모델에서 보다 도관으로 직접 이동하는 7번 유동에서 에너지 손실이 가장 작게 나타났다.

그림 3.23은 전체유량 8ℓ/min에 대해 오른 폐동맥과 왼 폐동맥이 50:50의 비율로 나누어 질 때 상대정맥을 통해 유입되는 유동과 하대정맥을 통해 유입되는 유동에 대한 누적 에너지 손실을 나타낸 것이다. 여기에서도 같은 결과가 나타났다. 2번 유동이 에너지 효율이 가장 좋으며, 다음이 4번 유동, 그리고 3번 유동과 1번 유동이 에너지 효율이 좋은 것으로 나타났다. 하대정맥을 통해 유입된 유동에서도 도관으로 직접 이동하는 7번 유동에서 에너지 효율이 가장 좋게 나타났으며, 유동이 이동하면서 속도가 급변하는 부분이 많으면 많을수록 에너지 손실은 증가하는 것으로 나타났다. 이 결과에서도 8번 유동에서 에너지 손실이 가장 크게 나타났다. 비슷한 유동의 움직임을 가지는 5번 유동과 6번 유동에서도 6번 유동에서의 유동의 속도 변화가 더 심하므로 에너지 손실에서 볼 때 5번 유동에서 보다 훨씬 크게 나타났다.



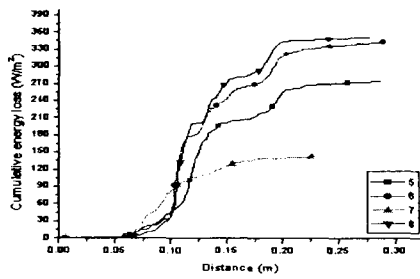
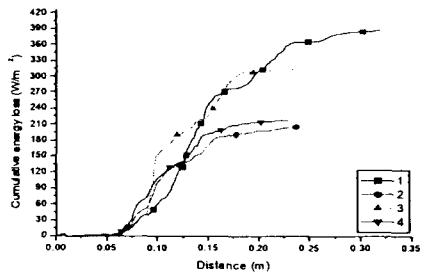


그림 3.23 오른 폐동맥과 왼 폐동맥에서의 유량비가 50:50 일 때의 에너지 손실

## 제 4 장 고 찰

하나의 심실이 체순환과 폐순환을 모두 담당하고 있기 때문에 TCPC 수술 후 에서 에너지 효율은 매우 중요하다. 이 연구에 사용된 모델에서의 유동패턴을 살펴 보면 intra-atrial channel에서 상대정맥과 하대정맥에서 유입된 유동이 서로 충돌하여 매우 불규칙하게 움직이는 것을 볼 수 있었다. 이 현상은 intra-atrial channel 안으로 유입되는 유량이 증가할수록 더욱 크게 나타났으며, 유동의 움직임도 매우 불안정한 것을 볼 수 있었다. 이와 같은 에너지 손실을 줄이기 위해서는 상대정맥과 하대정맥의 직접적인 충돌을 피하기 위해 최소한 1cm 이상의 오프셋을 주어야 하고, 오프셋을 주는 것만으로는 에너지 효율을 최대로 줄일 수 없으므로 굴곡(curvature)을 주는 것이 에너지 효율을 높이는 방법이라고 말하였다. 또한 이 실험에 사용된 모델에서의 intra-atrial channel과 같은 공동(cavity)의 존재는 유동박리나 와류를 발생시켜 에너지 효율을 떨어뜨리는 요인이라고 말하였다 [9].

또한 오른 폐동맥과 도관 사이에 존재하는 급격한 굴곡은 오른 폐동맥에서 왼 폐동맥 보다 소용돌이 유동을 크게 발생시키는 원인이 되었다. TCPC 모델 형상에서 급격한 굴곡의 존재 또한 에너지 손실을 증가시키는 요인이고, 소용돌이 유동의 존재 또한 에너지 손실을 증가시키는 요인이며, Kim 등[2]도 결과에서 모델의 형상에서 급격한 굴곡은 제거되어야 에너지 효율을 높일 수 있다고 말하였다.

Intra-atrial channel과 폐동맥 분기점에서의 에너지 손실은 압력손실과 stream line을 따라 구한 누적에너지 손실의 결과에서도 확인 되었다. 대부분의 에너지 손실은 이 부분에서 발생하였으므로, TCPC 모델의 에너지 효율을 높이기 위해서는 이와 같은 부분은 제거되어야 한다.

이 연구에서는 in vitro 실험과 전산유동해석 두 가지 방법을 이용하였다. In vitro 모델과 전산유동해석 모델을 일치시키기 위해 3차원 레이저 스캐너를 이용하여 제작된 in vitro 모델을 스캔하여, 스캔된 데이터를 이용하여 전산유동해석 모델을 구성하였다. 전산유동해석에서 경계조건이 제대로 입력되고 지배방정식이

제대로 계산되었더라도 전산유동해석 결과를 확인하는 작업은 필요하다[10]. 그래서 이 실험에서는 전산유동해석 결과를 확인하기 위해 in vitro 실험을 함께 수행하였다. 두 방법의 결과는 매우 유사하였다.

상대정맥과 하대정맥을 통해 유입되는 전체 유량 TCPC 수술을 받았을 때부터 성인이 되었을 때, 그리고 흥분을 하거나 운동을 하는 등과 같이 심장의 박동수가 증가될 때를 고려하여 다양하게 하였다. 폐동맥으로 유입되는 유량의 비를 달리하여 실험을 수행하였다. 이 결과에서 중요한 것은 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량 비가 50:50을 가질 때 에너지 손실이 가장 작게 나타난다는 것이다. Sharma 등[9]은 그들의 결과에서 TCPC 수술을 받은 후 무기폐(atelectasis), 횡경막 마비(diaphragm paralysis) 그리고 흉막유출(pleural effusion)등으로 발전하는 환자들을 예방하기 위해서는 폐동맥으로 유입되는 유량이 균형을 이루는 것으로 가능할 것이라고 말하였다.

이 연구에서는 상대정맥과 하대정맥의 유동을 정상상태 유동으로 가정하고 실험과 전산유동해석을 수행하였다. Nakazawa 등[6]은 그들의 연구에서 모세혈관을 통하여 유입되는 혈액은 거의 압력이 없거나 음압의 상태로 대정맥을 통하여 심장으로 돌아오게 되므로 정상상태로 가정하여 실험하여도 무관하다고 말하였다.



## 제 5 장 결 론

본 연구에서는 선천성 심장질환을 가지고 태어난 환자의 TCPC 모델에서의 혈류 역학적 연구를 위해 유동가시화와 전산유동해석 두 가지 방법을 이용하였다.

상대정맥과 하대정맥을 통해 유입된 유동은 intra-atrial channel에서 서로 직접적으로 충돌을 일으키며, intra-atrial channel 내부를 순환하는 유동이 지배적으로 나타났다. 오른 폐동맥과 왼 폐동맥으로 흘러가는 유동에서는 소용돌이 유동이 지배적으로 나타난다. 이 유동은 전체유량에 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 비율이 50:50일 때 가장 작은 소용돌이 유동이 유동가시화와 전산유동해석 모두에서 관찰되었으며, 오른 폐동맥과 왼 폐동맥의 유량이 균형을 이룰 때 에너지 보존이 가장 효율적이었다. 이와 같은 직접적인 유동의 충돌과 소용돌이 유동은 TCPC 모델에서 에너지 손실을 유발시키는 주요 요인이다.

TCPC 모델 전체에 걸쳐 압력 손실과 에너지 손실을 계산해 보았다. 압력손실 결과를 살펴보면 intra-atrial channel과 폐동맥 분기점에서 거의 모든 압력손실이 발생하며, 오른 폐동맥에서의 압력손실이 왼 폐동맥에서의 압력손실 보다 크게 나타났다. 에너지 손실 면에서도 같은 결과를 볼 수 있었다. 상대정맥과 하대정맥이 서로 충돌하는 유동의 에너지 손실이 가장 크고 다음이 intra-atrial channel을 순환하는 유동, 그리고 대정맥을 통해 도관으로 직접 이동하는 유동에서 에너지 손실이 가장 작게 나타났다. 또한 에너지 손실의 거의 대부분은 intra-atrial channel과 폐동맥 분기점에서 발생하였다. 큰 intra-atrial channel 공동이나 오른 폐동맥의 급격한 굴곡과 같은 TCPC 모델의 형상도 에너지 손실을 유발시키는 요인이며 이와 같은 부분이 제거 된다면 에너지 효율을 높일 수 있을 것으로 생각된다.

## 참고 문헌

- [1] F. Fontan and E. Baudet, 1971, "Surgical repair of tricuspid atresia", *Thorax*, 26 : 240-248.
- [2] Y.H. Kim, P.G. Walker, A.A. Fontaine, S. Panchal, A.E. Ensley, J. Oshinski, S. Sharma, B. Ha, C.L. Lucas and A.P. Yoganathan, 1995, "Hemodynamics of the Fontan connection: an in vitro study", *J Biomech Eng*, 117 : 423-428.
- [3] M.R. De Leval, P. Kilner, M. Gewillig and C. Bull, 1988, "Total cavopulmonary connection: a logical alternative to atriopulmonary connection for complex Fontan operations", *J Thorac Cardiovasc Surg*, 96 : 682-695.
- [4] H.T. Low, Y.T. Chew and C.N. Lee, 1993, "Flow studies on atriopulmonary and cavopulmonary connections of the Fontan operations for congenital heart defects", *J Biomech Eng*, 15 : 303-307.
- [5] A.H. Moreno, A.I. Katz and L.D. Gold, 1969, "Integrated approach to the study of the venous system with steps toward a detailed model of the dynamics of venous return to the right heart", *IEEE Trans Bio-medical Eng*, 16 : 308-323.
- [6] M. Nakazawa, T. Nakanishi, H. Okuda and A. Takao, 1984, "Dynamics of right heart flow in patients after Fontan procedure", *Circulation*, 69 : 306-319.
- [7] W.P. Santamore, O. Barnea, C.J. Riordan, and E.H. Austin, 1998, "Theoretical optimization of pulmonary-to-systemic flow ratio after a bidirectional cavopulmonary anastomosis", *Am. J. Physiol*, 274 : H694-701.
- [8] A.E. Ensley, P. Lynch, P. George and Chatzimavroudis, 1999, "Toward Designing the Optimal Total Cavopulmonary Connection: An In Vitro Study", *Ann Thorac Surg*, 68 : 1384-1390.
- [9] S. Sharma, S. Goudy, P. Walker, S. Panchal, A. Ensley, K. Kanter, V. Tam, D. Fyfe and A. Yoganathan, 1996, "In vitro flow experiments for

- determination of optimal geometry of total cavopulmonary connection for surgical repair of children with functional single ventricle", *J Am Coll Cardiol*, 27 : 1264-1269.
- [10] K.S. Ryu, T.M. Healy, A.E. Ensley, S. Sharma, C. Lucas and A.P. Yoganathan, 2001, "Importance of Accurate Geometry in the Study of the Total Cavopulmonary Connection: Computational Simulations and In Vitro Experiments", *Annals of Biomedical Engineering*, 29 : 844-853.
- [11] G. Curt, DeGroff and S. Robin, 2002, "Designing the optimal Total Cavopulmonary Connection: pulsatile versus steady flow experiments", *Med Sci Monit*, 8 : 41-45.
- [12] A. Rydberg, 1997, "Flow resistance and capacitance", *Med Biol Eng Comput*, 35 : 722-728.
- [13] P.G. Walker, T.T. Howe, R.L. Davies, J. Fisher and K.G. Watterson, 2000, "Distribution of hepatic venous blood in the total cavo-pulmonary connection: an in vitro study", *European Journal of Cardio-thoracic Surgery*, 17 : 658-665.
- [14] CFD Research Corporation, 1999, *CFD-ACE Tutorials*, I.
- [15] 김찬중, 1998, "길잡이 전산유체역학", 문운당, 제1판 : 318-319,
- [16] Yang, H. Q., Makhijani, V. B., 1994, "A strongly-coupled pressure-based CFD algorithm for fluid-structure interaction", *32nd Aerospace Sciences Meeting & Exhibit*.
- [17] Van Doormaal, J. P., Raithdy, G. D., 1984, "Enhancements of the SIMPLE method for predicting incompressible fluid flows", *Numerical Heat Transfer*, 7 : 147-163.
- [18] K. R. Moyle, G. D. Mallinson, B. R. Cowan, T. L. Gentles, C. J. Occleshaw , 2003, "Irreversible Energy Losses in the Haemodynamics of a Fontan Connection", IFMBE

## ABSTRACT

### **Hemodynamic Characteristics in a Total Cavopulmonary Connection Using Flow Visualizations and Computational Fluid Dynamics**

Yun, Sang-Ho

Dept. of Biomedical Eng.

The Graduate School

Yonsei University

Fontan operations are performed for congenital heart defects such as tricuspid atresia and univentricular heart. Energy conservation in TCPC procedure is very important, since there is a single functional ventricle to pump blood to both systemic and pulmonary circulations. The purpose of the present study was to determine hemodynamic characteristics in an anatomically correct TCPC model using flow visualizations and computational fluid dynamic (CFD) studies.

From magnetic resonance (MR) images, a realistic glass model was fabricated to visualize steady flow. Total flow rates were 4, 6, 8  $\ell$ /min and flow rates of SVC and IVC were 40% and 60% respectively. The flow split ratio between LPA and RPA was varied by 30:70, 40:60 and 50:50. Based on in

vitro scaled model, computational fluid dynamic models were constructed. Inlet and outlet conditions were given as those in flow visualization studies. A pressure-based finite-volume software, CFD-ACE, was used to solve flow dynamics in TCPC models.

Both flow visualizations and CFD studies were performed to determine hemodynamic characteristics in various TCPC models of Fontan surgeries. From the present study, the following conclusions were obtained.

SVC and IVC flow were merged directly to the intra-atrial conduit. Significant swirl motion, especially in LPA and RPA, was also observed. Flow collision or swirl motion of flow resulted in fluid dynamic energy losses in TCPC models. It was also found that the RPA has a larger pressure loss than the LPA. Also, it was found that the large energy loss appeared intra-atrial channel and pulmonary bifurcation regions. A large chamber or a sharp bend in TCPC geometries might influence on energy losses.

---

Key words : Congenital heart defect, Total cavopulmonary connection(TCPC), Flow visualization, Computational fluid dynamics(CFD), Energy loss