

## 사이드 홀을 가진 케놀라에 관한 수치해석적 연구

박중열<sup>1,4</sup>, 박찬영<sup>2</sup>, 민병구<sup>2,3,4</sup>

<sup>1</sup>서울대학교 대학원 협동과정 의용생체공학전공

<sup>2</sup>서울대학교 의학연구원 의공학연구소

<sup>3</sup>서울대학교 의과대학 의공학교실

<sup>4</sup>한국인공장기센터

(2004년 6월 23일 접수, 2004년 12월 16일 채택)

## Numerical Analysis on the Flow in Cannulae having Side Holes

Joong Yull Park<sup>1,4</sup>, Chan Young Park<sup>2</sup>, Byoung Goo Min<sup>2,3,4</sup>

<sup>1</sup>Interdisciplinary Program in Biomedical Engineering Major, Seoul National University

<sup>2</sup>Institute of Medical and Biological Engineering, Medical Research Center, Seoul National University

<sup>3</sup>Department of Biomedical Engineering, College of Medicine, Seoul National University

<sup>4</sup>Korea Artificial Organ Center

(Received June 23, 2004. Accepted December 16, 2004)

**요약** : 혈액이 케놀라를 통과할 때 생리적인 범위를 벗어나는 기계적인 하중이나 전단응력을 받게 되며, 그 결과로 용혈의 발생기전이 되는 ADP(Adenosine Diphosphate)를 증가 시키게 된다. 저자는 수치해석적인 방법을 이용하여 사이드 홀을 가진 케놀라의 3차원 유동을 해석하였다. 연구의 대상이 되는 케놀라는 환자의 대퇴정맥에 삽입되어 혈액을 배출하는 배액 케놀라이다. 이러한 배액 케놀라는 배출 성능을 높이기 위해 일반적으로 사이드 홀을 장착한다. 4개, 12개, 20개인 사이드 홀을 가진 케놀라에 대하여 경우에 대하여, 각각 엇갈림 배열, 직렬 배열, 변형된 직렬 배열을 적용하여, 총 9가지 서로 다른 모델을 시뮬레이션 해보았으며 이것을 사이드 홀이 없는 케놀라와 더불어 비교하였다. 유량, 벽면전단응력(Wall Shear Stress, WSS), 전단율(Shear Rate, SR) 값을 구하여 분석하므로 사이드 홀의 영향을 알아보았다. 연구를 통하여 사이드 홀의 개수와 배열이 모두 혈류 역학적인 변수들에 영향을 주는 것을 확인하였다. 유량이 사이드 홀의 개수에 비례하지 않는 것을 확인 하였고 사이드 홀의 개수가 많을 수록 평균 전단율을 줄이는 것을 확인 하였다.

**Abstract** : Insertion of cannulae into vessels may disturb the blood flow doing non-physiological load and stress on blood cells such that ADP may increase and result in hemolysis. Authors used the computational method to simulate the 3-dimensional blood flow inside of the cannula using numerical method. We limited the research to within the drainage cannulae with side holes inserted through the human vein. In this paper, 9 different cannulae with side holes categorized by the number of side holes of 4, 12, and 20, and also categorized by the array type of side holes of staggered array, in-line array, and alternative in-line array were studied and compared to the cannula with no side holes by using CFD analysis. We evaluated the flow rate, the wall shear stress, and the shear rate and compared them with one another to estimate the effect of the side holes. The flow rate is not proportional to the number of the side holes. However, larger number of side holes can reduce the mean shear rate. Both the number and the array type of side holes play an important role on the fluid dynamics of the blood flow in cannulae.

**Key words** : Cannula, Side hole, Numerical analysis, Hemodynamics

## 서 론

혈관에 삽입하여 혈액이나 약물의 통로가 되는 케놀라는 목적에 맞춰 다양하게 개발되어 왔다. 하지만, 케놀라도

생리적이지만 못한 인공 기구로써 혈액과 혈관에 좋지 않은 영향을 줄 수밖에 없는 필연적인 단점을 가지고 있다. 이를 최소화 하는 것은 여러 연구자들에 의해 지속적으로 연구되어 오고 있다. 과거 케놀라에 관한 연구들은 주로 케놀라의 유량과 압력 강하와의 관계를 실험적으로 하는 것이 많았다[1-4]. 1991년 Montoya et al.은 카테터의 압력-유량 성능을 표준화하여 하나의 숫자, M number로 표현하는 것을 제안하였다[1]. Delius et al.은 16가지의 케놀라를 이용한 연구를 통해서 단순히 케놀라의 직경만을 사용하여 성능을 표현하는 것보다 M-number가 더 합리적이고 적절한 수치라고 밝혔다[3]. 그러나 Grigioni et al.은 이러한 M

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임. (02-PJ3-PG6-EV09-0001)

통신저자 : 민병구, 서울특별시 종로구 연건동 28번지  
서울대학교 의과대학 의공학과

Tel. +82-2-2072-3126 Fax. +82-2-745-7870

E-mail. bgmin@plaza.snu.ac.kr

number는 케플라에 대한 일반적이고 직관적인 수치로 유용하나 거시적인 관점으로는 파악하기 힘든 여러 가지 측면의 혈류현상들이 존재하기 때문에 CFD를 이용한 3차원 해석이 유용할 것이라고 하였다[5].

한편, 케플라가 장착된 인공 순환 장치에 있어서의 문제점들은 여러 연구자들에 의해 밝혀졌다. 주로 벽면전단 응력이나 그와 유사한 개념인 전단율에 관하여 이루어졌다. Hall et al.은 인공 순환장치에 의해 발생하는 전단율이 혈소판에 작용하여 적은 양의 ADP를 발생시키고 이것은 미세 응집(Micro Aggregation)을 유발한다고 밝혔다[6]. Rhodes et al.도 3가지 중합체(Polymeric Material)를 사용한 실험에서 유량, 벽면전단응력, 재질 등의 문제를 in vitro 실험으로 폭넓게 다루었고 카테터 내의 벽면전단율(Wall Shear Rate)이 혈액에 미치는 영향을 연구하였다[7]. 그들은 카테터에 유량을 높일수록 혈소판 유착이 증가한다고 밝혔다. 이는 Hall et al.[6]의 전단응력이 미세응집을 유발한다는 것과 일치하는 결과이다.

실험적인 연구와 더불어 이론적, 수치해석적 연구도 수행되었다. 수학적 모델링과 수치해석의 장점은 실험적인 방법으로는 접근 할 수 없는 케플라 내부의 혈류현상, 즉 유속, 압력 분포, 전단응력 분포 등을 가시적으로 구현 할 수 있다는데 있다. Dash et al.은 협착(Stenosis)으로 좁아진 채로 구부러진 혈관 내에 케플라가 삽입된 것을 수학적 분석을 통하여 연구하였다[8]. 그는 수학적인 모델링이 정상적이지 못한 혈관내의 유동을 해석하는데 유용한 도구가 될 수 있음을 밝혔다. 협착부의 주위에서 압력강하와 임피던스와 벽면전단응력이 유의하게 변화한다는 것과 카테터의 직경이 그와 같은 현상들의 크기를 증폭하게 하는 요인이 되는 것을 계산을 통하여 밝혔다. 그는 협착중의 영향과 굽어진 혈관내의 카테터가 혈류에 미치는 영향을 고려하였지만, 사이드 홀의 영향을 고려하지 않았다. Grigioni et al.은 사이드 홀이 2개와 4개가 있는 경우에 대하여 FEM(Finite Element Method)을 이용한 수치해석을 수행하여 혈류역학적인 면에서 사이드 홀의 역할을 고찰했다[5]. 그는 자신이 제시한 모델에 대하여 유량, 벽면전단응력, 전단율을 계산하였고 사이드 홀의 개수와 대칭성이 혈류 현상에 영향을 주고 있음을 밝혔다. 또한 ADP에 의한 미세응집현상의 기전을 설명하며 이를 줄이기 위해 전단율을 최대한 적게 하는 케플라의 설계가 이루어져야 한다고 밝혔다. 하지만 2가지 모델만을 대상으로 하였으므로 보다 다양한 기준에 의한 모델링에 의한 검증이 필요하다.

이와 같이 케플라에 관한 여러 연구가 이루어지고 있는 것은 케플라가 인공기구로서 가지는 생리적이지만 결점을 조금이라도 개선하는데 있다. 혈관에 삽입되어 혈액을 뽑아내기 위한 케플라는 생리적으로 안정되지 못하는 혈류를 발생시킬 수 있으며 예기치 못한 높은 전단응력이 발생할 가능성도 있다. 케플라 연구에는 안전하게 혈액배출을 해야 함과 동시에 보다 많은 혈류가 흐를 수 있도록 해야 하는 목적이자 난관을 가지고 있다. 이것을 해결하는 방법 중 널리 쓰이는 방법은 사이드 홀이다. 이 연구의 초점은 수치해석을 이용하여 사이드 홀의 개수와 배열이 혈류에 어떤 영향을 미치며, 유량과 전단응력에 어떤 작용을 하는지, 그리고 나아가서 혈액 요소에 미치는 나쁜 영향이 무엇이며 그것을 최소화하는 방법이 어떤 것인지를 제한하는 것이다.

## 방 법

계산의 대상은 정맥용 케플라이다. 동맥용 케플라는 외부에서 펌프를 이용하여 혈액을 체내로 주입하는 능동적인 메커니즘에 의해 작동되고 동맥 혈관은 흡착이 발생할 가능성이 적어 사이드 홀의 역할이 크지 않지만, 정맥용 케플라는 정맥압이 낮고 유동의 방향이 체내에서 외부로 향함으로 인해 혈관의 흡착가능성이 높고 배출되는 혈류량이 체내의 혈압과 혈액 양에 의해 영향을 받는 수동적인 메커니즘으로 이루어지므로 사이드 홀이 중요한 역할을 하게 된다. 또한 정맥혈은 동맥혈에 비해 매우 안정되고 그 압력도 높지 않아 충류가정을 하기 적합하며 이와 같은 가정은 수치해석에 필요한 방정식을 풀 때에 유리한 점이 많다. 이러한 이유들로 인해 여러 연구자들이 컴퓨터 모델링을 위해 정맥용 케플라를 사용했다[5,9]. 저자도 이 연구에서 정맥용 케플라를 대상으로 연구를 수행하였다.

### 1. 해석 모델

케플라의 유동을 파악하기 위해서 3차원 수치해석 모델이 사용되었다. 기존의 Grigioni et al.[5], Dash et al.[8] 등이 케플라를 수치해석적, 수학적 방법으로 케플라를 계산하였다. 이들은 비탄성 혈관 내에 케플라가 삽입된 것으로 가정하고 혈관과 케플라를 모두 계산하였지만, 저자는 비탄성으로 가정한 혈관의 영역은 고려하지 않고 케플라 내부 영역만을 대상으로 하였다.

혈액을 수치해석적으로 적용함에 있어서 비압축성 뉴토니안 유체로 가정한 연구들이 많았다[5,8,10]. Fung은 그의 저서 Biomechanics에서 다른 체액과 마찬가지로 혈액은 비뉴토니안 유체이지만, 전단변형률이 100s<sup>-1</sup> 이상이 되는 영역에서는 혈액도 거의 뉴토니안 유체의 거동을 보인다고 하였다[11]. Grigioni et al.은 케플라가 삽입되는 혈관과 같이 큰 직경을 가진 혈관에서 비뉴토니안 거동을 가미하는 것은 필요 없는 복잡성만 증가시킨다고 하였다[5]. 본 연구에서도 혈액을 균질(Homogeneous)하고 비압축성이며, 뉴토니안 유체(Newtonian Fluid)로 밀도가 1060kg/m<sup>3</sup> 이고 점성계수는 0.0035kg/m-s인 물성치를 갖는 것으로 가정하였다.

### 2. Geometry

21Fr(7mm)의 직경을 가지고 사이드 홀이 존재하는 케플라를 대상으로 하였으며 기본적인 치수는 표 1에 있으며 이해를 돕기 위해 그림 1에 기호와 함께 표시되어 있다.

모델은 사이드 홀이 없는 모델을 포함하여 4개 군으로 나누었다. 편의상 사이드 홀이 없는 것을 No.1군이라고 하고 다른 세 가지 군을 차례로 No.2, No.3, No.4로 나타내기로 한다. 이 군의 구별이 되는 기준은 사이드 홀의 배열이다. No.2는 엇갈림 배열(Staggered Array), No.3는 직렬 배열(In-line Array), No.4는 변형된 직렬 배열(Alternative In-line Array)이다. 그리고 No.1군을 제외한 나머지 3개의 군에는 3가지 하위 변형 모델로 나뉜다. 하위 변형 모델의 구별이 되는 기준은 사이드 홀의 개수이다. 표 2에서 모델의 구별 기준을 볼 수 있고 그림2에서 모델 별 형상을 볼 수 있다.

표 1. 케놀라의 치수

Table 1. Geometrical dimensions of cannula

케놀라의 전체 길이	20cm
케놀라의 내경 ( $\phi_{hole}$ )	7mm (21Fr)
관 두께 ( $t$ )	1mm
사이드 홀의 구경 ( $\phi_{sidehole}$ )	2mm
사이드 홀간 간격( $\delta$ )	10mm



그림 1. 케놀라의 형상

Fig. 1. Sketch of cannula with symbols



그림 2. 사이드 홀의 배열 (사이드 홀을 잘 보이기 위해 그림이 과장되었음)

Fig. 2. Illustrations of cannula models (Figures are exaggerated to show side holes clearly)

### 3. Boundary Conditions

체의 순환장치를 환자에 적용할 때, 환자의 혈압이 정상으로 유지되면서 정맥 케놀라로부터 환자의 혈액이 자연스럽게 체외로 배출이 되는 상황이 가장 이상적인 상황이며, 이때 혈액의 유출의 원동력이 되는 것은 체내와 체외의 기압 차이가 된다. 이러한 이유로 저자는 입-출구의 경계조건으로 압력조건을 주었다. 케놀라 입구에서의 압력은 0기압을 주었으며 체외로 나가는 쪽인 출구에서의 압력은 -10mmHg (-1330Pa)기압을 주었다. 즉, 입출구에서 압력차  $\Delta P$ 는 1330Pa이며, 이것은 체내의 정맥압에 의해 혈액이 자연스럽게 체외로 배출하게 되는 기동 압력이 된다. 생리적으로 체내의 정맥압에도 약간의 변화가 있으나 계산의 편의를 위해서 일정한 압력으로 유지된다고 가정하였다.

한편, 케놀라는 혈관의 한 중간에 고정되어 있는 것을 가정하여 대칭조건을 사용하고 전체의 4분의 1을 계산 영역으로 하였다.

### 4. Governing Equations

환자가 케놀라 시술을 할 때 대부분 누워있는 것을 고려하여, 중력에 의한 영향을 무시하였다. 아래와 같은 정상상태 유동에 대한 연속방정식, 운동량 방정식인 Navier-Stokes 방정식을 계산하였다[13].

$$\frac{\partial u}{\partial x} + \frac{\partial v}{\partial y} + \frac{\partial w}{\partial z} = 0$$

(Mass conservation equation)

$$\rho \left( u \frac{\partial u}{\partial x} + v \frac{\partial u}{\partial y} + w \frac{\partial u}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial x} + \mu \nabla^2 u$$

(X-momentum conservation equation)

$$\rho \left( u \frac{\partial v}{\partial x} + v \frac{\partial v}{\partial y} + w \frac{\partial v}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial y} + \mu \nabla^2 v$$

(Y-momentum conservation equation)

$$\rho \left( u \frac{\partial w}{\partial x} + v \frac{\partial w}{\partial y} + w \frac{\partial w}{\partial z} \right) = -\frac{\partial P}{\partial z} + \mu \nabla^2 w$$

(Z-momentum conservation equation)

(여기서  $u, v, w$ 는 직교 좌표계의  $x, y, z$  방향 속도 성분이며,  $P$ 는 압력을 의미한다.)

그리고 
$$\nabla^2 = \frac{\partial^2}{\partial x^2} + \frac{\partial^2}{\partial y^2} + \frac{\partial^2}{\partial z^2}$$
 이다)

### 5. Solver

3차원 격자의 구성을 위해 Fluent Inc. 의 GAMBIT 1.2 를 사용하였으며 계산을 위해 사용된 프로그램은 FVM(Finite Volume Method)을 기반으로 계산을 수행하는 FLUENT 5.5를 사용하였다. 압력-속도 장 계산을 위해서는 Patankar에 의해 수립되었고 일반적으로 수치해석에서 널리 사용하는 알고리즘인 SIMPLE 알고리즘을 적용하였다 [12]. 사용된 컴퓨터는 Pentium 4-2.4GHz이고 512Mbyte의 메모리를 가진 PC에서 계산하였다.

### 6. Grid Verification

표 2에 보이는 모델 중에 가장 기본적인 형상을 가진 모델인 No.2-2에 대하여 적합성을 점검하였다. 그림3은 대표적인 모델인 No.2-2의 계산 영역을 보여준다. 격자의 적합성 점검을 위해 158484개, 90900개, 80100개, 62364개인

4가지 격자를 적용하여 점검하였고 유량의 계산결과에 영향을 미치지 않은 범위에서 최소의 격자를 선택하였다. 선택된 격자계를 사용하여 모서리마다 격자의 개수와 간격을 측정하여 나머지 모델의 대응하는 모서리에 맞게 적용하였다.

4개의 격자계를 이용한 계산을 통해  $x, y, z$  방향 속도와 Continuity의 Residual이 모두 주어진 기준값 ( $10^{-3} \sim 10^{-7}$ )에 수렴했을 때의 유량변화를 점검했고, 수렴 기준값이  $10^{-7}$ 으로 했을 때 4개의 격자계 중에 유량의 최대 차이가 0.14%였다. 이 결과로 보아 최소 개수인 4번째 격자계를 사용하는 것이 가장 합리적이므로 No.2-2는 이 격자를 사용하고 나머지 모델들에서는 No.2-2에서 사용된 형상에 대응하는 선분에 대하여 같은 수의 격자를 배열하였다. 대부분의 영역에서 정렬 격자계를 사용하였고, 중심축에 대응하는 모서리에는 삼각형 격자를 사용하였다(그림4). 격자의 수는 사이드 홀의 개수에 따라 다소의 차이가 있으나 2만5천 개에서 14만개 정도이다.

표 2. 사이드 홀의 배열에 따른 구분

Table 2. List of models classified by the number and the array of side holes

Model No.	Characteristics
No.1	No side holes
No.2	Staggered array
No.2-1	4 side holes
No.2-2	12 side holes
No.2-3	20 side holes
No.3	In-line array
No.3-1	4 side holes
No.3-2	12 side holes
No.3-3	20 side holes
No.4	Alternative in-line array
No.4-1	4 side holes
No.4-2	12 side holes
No.4-3	20 side holes

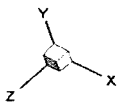


그림 3. No.2-2의 계산 영역

Fig. 3. Simulation Domain of No.2-2

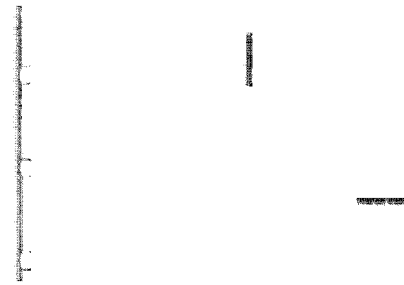


그림 4. No.2-2의 격자계의 구성

Fig. 4. Mesh for No.2-2

### 7. 벽면전단응력(WSS)과 전단율(SR)

벽면전단응력과 전단율은 용혈이나 혈액의 손상 등 혈류 역학적 문제를 대상으로 삼는 연구에서 중요한 파라미터이다. 벽면전단응력은 벽면에 작용하는 전단응력으로 벽면 근처에서 벽면과 평행한 방향으로 작용하는 유동에 영향을 받는 힘을 말한다. 즉, 벽면에서 수직인 방향으로의 속도 변화량을 의미하며 아래의 식과 같이 표현한다.

$$WSS(\tau_w) = \mu \frac{\partial v}{\partial n} \quad [Pa]$$

한편, 전단율은 변위가 발생할 때, 변위의 속도와 속도에 수직인 높이의 비율로써, 즉 변형의 미분값과 같다. 전단율은 벽면 근처뿐만 아니라 유동의 모든 영역에서 계산이 될 수 있는 입체적인 파라미터이다. 이것은 혈액 속의 성분들에 얼마나 큰 힘이 가해지는가에 대한 예측을 가능하게 한다. 이것을 예측하여 설계하는 것은 혈액을 통과하는 의료 장비에서 필수적으로 고려해야 할 사항이라고 할 수 있다.

이 논문에서 평균 벽면전단응력은 벽면전단응력을 혈류와 접촉하는 케플라의 내부 면적에 대한 평균으로 하였고, 평균 전단율은 3차원적인 함수이므로 전체 전단율을 유체가 지나가는 체적에 대한 평균으로 하였다.

### 결 과

모델에 따른 유량에 대한 계산 결과를 그림 5에 나타내었다. 계산 영역이 그림 4와 같이 전체 케플라의 4분의 1이므로 이를 고려하여서 계산 결과에서 4배를 한 것이다. 그림 5은 사이드 홀이 없는 모델(No.1)와 있는 모델(No.2~No.4)를 비교한 것이다. No.1의 유량을 100%로 하였을 때 사이드 홀이 있는 경우에서 최대는 No.2-1인 경우 87%이고 최소는 No.4-2로 82.5%였다. 그림 6는 No.2-2, No.3-2, No.4-3의 벽면전단응력의 분포를 보여준다. 이 그림에서는 13.2Pa 이상의 값만을 나타내었다. 벽면전단응력의 분포는 No.2, No.3, No.4에 따라 매우 다른 형상을 가지며 나타났다. 그림 7에서 평균 벽면전단응력은 사이드 홀 개수에 따라 변화하는 것을 확인할 수 있다. 또한 사이드 홀의 유무가 전단 응력에 큰 영향을 미치는 것도 볼 수 있다. 모든 곡선에서 사이드 홀이 없는 경우에서 급격한

상승을 하여 사이드 홀의 개수가 4개 일 때 가장 높은 평균 전단응력을 보인다. 벽면전단응력은 No.1에서 19.9Pa로 가장 작고 No.4-3인 경우에는 108.8Pa이었다. 한편, 그림 9에서 보면 전단율의 평균치는 모두 400~600s-1범위 내에서 사이드 홀이 증가할수록 감소하는 것을 확인하였다. No.1의 경우 가장 높은 평균 전단율 값을 보이고 No.4가 가장 낮으며 No.2와 No.3은 비슷하다.

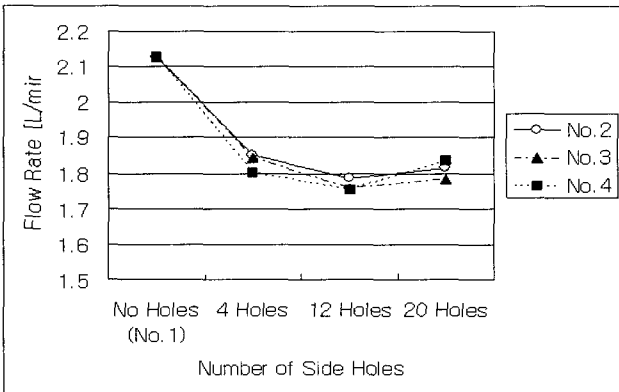


그림 5. 사이드 홀의 개수에 따른 유량  
Fig. 5. Flow rates according to the number of side holes

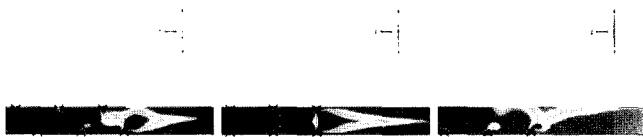


그림 6. 벽면에서의 벽면전단응력 분포 (출구에 가까운 사이드 홀을 기준으로 확대한 그림)  
Fig. 6. Distribution of the WSS (Enlarged figures near the distal side holes)

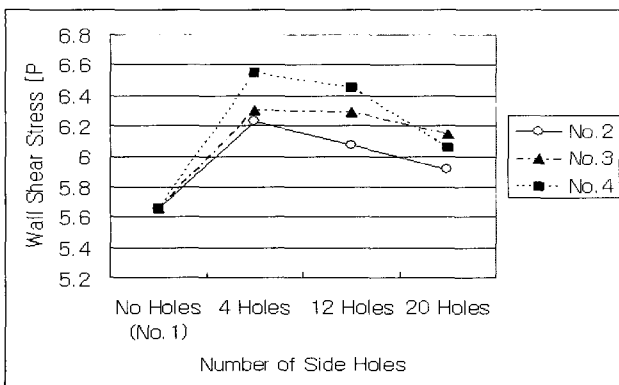


그림 7. 사이드 홀의 개수에 대한 벽면전단응력 평균치  
Fig. 7. Mean WSS according to the number of side holes

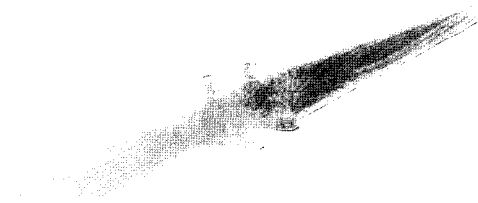


그림 8. No.2-2의 유적선  
Fig. 8. Pathlines of No.2-2

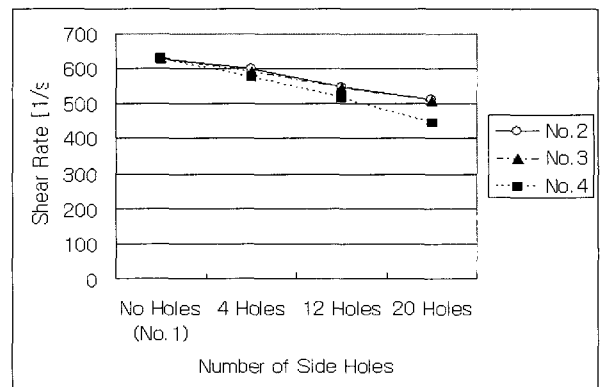


그림 9. 모델별 평균 전단율  
Fig. 9. Mean SR according to the number of side holes

## 토 의

그림 5에 나타난 유량의 결과를 분석해볼 때 최대유량을 가진 모델인 사이드 홀이 없는 No.1을 100%로 할 때 나머지는 약13~18%정도의 유량의 감소를 가진다. 이것은 사이드 홀이 많을수록 유량이 더 잘 통과할 것이라는 직관적인 견해에 상반된다. 그러나 H.D. Polaschegg et al. 은 본 연구에서와 같은 사이드 홀의 역할을 유량적 측면에서 실험을 통해 보였다[15]. 이들은 수조에 6개의 사이드 홀이 있는 케플라를 넣고 압력을 변화하면서 사이드 홀을 차례로 막았을 때의 유량에 어떤 영향을 미치는지 측정하였다. 그들은 사이드 홀이 정상적인 상태에서 유량을 증가시키는데 기여하지 않는다고 하였으며 또한 유동에 교란을 일으킨다고 발표하였다. 이러한 실험 결과는 본 연구의 내용과 일치한다. 일정한 압력을 유지하는 정맥혈관에 삽입된 케플라는 입출구의 압력차에 의해 유동이 발생하게 되는데, 사이드 홀을 통해 들어온 혈류는 입구쪽에 가까운 다른 사이드 홀이나 팁을 통해 들어오는 유동에 방해할 일으킬과 동시에 압력의 분포를 변화시켜 팁에 전달하는 압력차이도 줄이는 결과를 가져온다. 그림 10은 No.2-2의 경우에 압력 분포를 보인다. 등압선은 약 27Pa 간격으로 그려져 있다. 그림에서 A영역을 보면 출구에서 가까운 첫번째 사이드 홀에서 촘촘한 등압선은 급격한 압력변화를 의미한다. 입구에 가까운 쪽의 사이드 홀이나 입구 팁에서의 압력변화는 비교적 성긴 것을 확인 할 수 있다. 즉, 출구와의 최대 압력차는 출구에 가장 가까운 사이드 홀 근처에서 발생하

며 이 사이드 홀 앞단에 있는 다른 입구에서는 충분한 출압력 차이를 받지 못한다는 의미가 된다. 결국, 이러한 압력분포가 사이드 홀의 배열과 유무, 개수 등에 영향을 받으며 유량을 결정하게 된다.

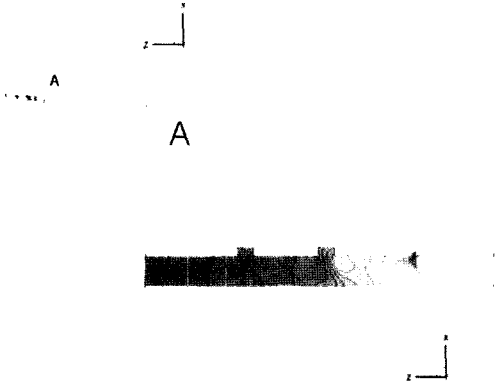


그림 10. No.2-2의 압력분포  
Fig. 10. Pressure distribution (No.2-2)

그림 6에서 13.2Pa 이상의 값을 나타내었는데, Yarborough et al. [14]은 100분 동안 관류한 실험에서 평균 전단응력이 13.2Pa이 되면 113mg%의 자유 혈색소(Free Hemoglobin)이 발생된 것을 보였고, Grigioni et al.[5]은 이 전단응력 값은 무시할 수 없는 량의 용혈(Hemolysis)을 발생시키므로 용혈의 역치라고 보았다. 그림 7에서 평균 벽면전단응력 값들을 보면 그 크기가 이 역치에 미치지 못하고 있다. 그러나 Grigioni et al.[5]은 이와 같은 작은 값에서도 유의한 관찰이 요구된다고 하였다. 다시 말하면, Yarborough et al.[14]의 역치에 도달하지 못한 전단응력 값에서도 ADP가 발생하므로 중요하다고 언급했다. 그는 Hall et al.[9]의 논문을 인용하여 10Pa의 전단응력에서 ADP의 농도는 약 0.5 $\mu$ mol인데, ADP 농도가 그것의 절반인 0.25 $\mu$ mol에서도 혈소판의 미세응집이 발생하므로 13Pa보다 낮은 전단응력도 ADP의 농도를 증가에 영향을 미칠 수 있다고 하였고 최대한 작은 벽면전단응력을 유지하는 것이 가장 중요하다고 하였다. 또한 전단응력이 생리학적인 것보다 높아질 때 Cellular sublytic 현상이 일어날 가능성이 있다고 하였다[5]. 또한 그림6의 모든 모델에서 출구에서 가장 가까운 사이드 홀의 뒤쪽으로 높은 벽면전단응력이 나타나며, 최대 벽면전단응력 또한 출구에서 가까운 사이드 홀에서 발생되었다. 이것은 출구의 압력이 출구에 가장 가까운 사이드 홀에 가장 큰 영향을 미치기 때문이다. 한편, 그림 7 사이드 홀의 개수가 4개 일 때 가장 높은 평균 전단응력을 보이는데, 이것은 사이드 홀을 통하여 들어오는 혈류가 유동의 흐름에 큰 영향을 준다는 것을 암시한다. 그러나 이 그림에서 사이드 홀의 개수가 늘수록 그 영향은 감소하는데, 이것은 사이드 홀을 통과하는 유량은 사이드 홀의 개수가 늘수록 증가하며 튼을 통해 들어오는 유량은 반대로 감소하므로 사이드 홀로 유입되는 유량에 의해 방해 받는 상류의 유량이 줄어들고, 따라서 벽 저항을 받는 유량도 줄기 때문이다(그림 8). 사이드 홀이 있을 때는 유동이 케플라를 통과할 때 직선이 아닌 벽면을 타고

도는 곡선을 그리게 되므로 벽면의 영향, 즉 WSS를 많이 받게 된다. 하지만, 사이드 홀이 12개와 20개로 늘어날수록 튼으로 유입되는 유량이 적어지므로 벽면의 영향을 받는 유량도 상대적으로 적어진다. 한편, 그림 7에서 사이드 홀의 배열방식에 따른 차이를 보면 No.2 군이 가장 낮은 평균 벽면전단응력을 받는 것으로 나타났다. 이것은 평균 벽면전단응력에 있어서는 같은 사이드 홀 개수를 가진다면 일렬 배열보다 엇갈림 배열이 보다 적합하다는 것을 암시한다.

벽면전단응력은 사이드 홀이 없는 No.1에서 가장 작은 19.9Pa이며 사이드 홀이 있을 시에 급격하게 증가하여 No.4-3인 경우에는 108.8Pa이나 되었다. 그러나 이 최고치는 케플라의 전체 영역에서 일어나는 것이 아니라 국부적으로 제한된 영역, 사이드 홀 부근에서 발생하였다. 정확한 최대 벽면전단응력을 계산하기 위해서는 사이드 홀 부근에 매우 조밀한 격자를 구성하여야 하지만, 계산의 효율적인 면을 고려할 때 너무 계산 시간이 오래 걸리게 된다. 또한 최대 벽면전단응력이 존재하는 출구 쪽 사이드 홀을 통과하는 유속이 약 1m/s정도인데, 구간은 1mm정도로 혈류가 이 구간을 통과하는 시간은 약 10<sup>-3</sup>sec정도이다. Sallam et al.은 용혈이 발생하려면 400Pa의 전단응력이 10<sup>-3</sup>sec동안 작용 되어야 한다고 하였다[16]. Wurzinger et al.은 용혈 발생조건은 층류 전단응력이 255Pa으로 700msec 동안 작용되어야 한다고 밝혔다[17,18]. 이와 같은 결과들을 고려해 볼 때 본 논문에서 계산된 벽면전단응력의 최고치 영역의 구간이 매우 짧아서 그 구간에서 발생하는 높은 전단응력이 혈액에 큰 영향을 주지 못함을 보인다. 또한 3차원 모델링에서는 2차원 격자계에서 사용될 수 있는 매우 조밀한 격자를 적용하기 힘들다. 특히 벽면전단응력과 같이 속도 변화량에 비례하는 형태로 나타나지는 값들은 정확한 값을 예측하기 위해 매우 조밀한 격자를 요구하는데, 이처럼 특정 국소 부위에서 발생되는 벽면전단응력의 최대값을 정확하게 구하기 위해 매우 조밀한 격자를 구성한다면 전체적인 유동장을 계산하는데 시간이 매우 많이 걸릴 뿐, 정확한 최대값을 구하는 것 자체에 대한 의미가 없다. 그러므로 그 구간에서 매우 조밀한 격자를 주어서 정확한 벽면전단응력 값을 예측하는 것은 필요 없는 수고가 될 것이다.

이 연구에서 사용된 케플라의 길이는 20cm정도로 이 케플라를 혈류가 통과할 때의 평균 유속이 약 0.5ms-1인 것을 고려하면 혈류가 약 0.5sec동안 통과하게 된다. 이것은 앞서의 언급한 짧은 시간(10-3sec)에 비해 상대적으로 500배정도의 매우 긴 시간이므로 평균 벽면전단응력이 유의한 의미를 가질 수 있다. Grigioni et al.도 간단한 계산을 통해서 4L의 혈액량을 가진 환자가 4시간 동안 순환장치를 사용할 경우 2L/min의 배출에 의한 케플라를 통과하는 회수는 대략 2L/min×240min/4L= 120 회가 된다고 하였다[5]. 이는 장시간 사용하게 될 때 혈액이 케플라의 응력에 영향을 받을 수 있는 충분한 시간적 크기가 되는 것을 의미한다. 이러한 것을 고려한다면 매우 짧은 시간 동안 지나야 하는 최대 전단응력을 예측하는 것보다 평균 전단응력을 고려하는 것이 해석하는데 있어서 더 합리적임을 알 수 있다.

전단응력과 함께 전단응도 혈소판 부착(Platelets Adhesion), 혈전(Thrombus), 혈소판 응집(Platelets

Aggregation)에 대해 고찰하는데 있어서 중요한 요소이다. Engbers et al.은 전단율이  $330s^{-1}$ 일 때 20분간 관류한 후에 혈소판의 기능이 상당히 줄어들었음을 확인하였고, 그 원인은 전단응력을 받은 적혈구에서 ADP가 나올 때 야기되는 혈소판 응집에 기인한 것이라고 밝혔다[19]. 그리고 그림 7에서 'No Side Holes (No.1)'의 경우 평균 벽면전단응력이 가장 낮은 것과 비교할 때 평균 전단율이  $628.4s^{-1}$ 로 가장 높은 것은 특이한 사항이다. 벽면전단응력은 벽면에서 계산 되는 것인 반면에 전단율은 3차원적인 공간상에서 계산되는 것이므로 이와 같은 결과가 나타날 수 있다. 즉, 앞서 언급한 바와 같이 No.1의 경우에는 사이드 홀이 없으므로 그림 8과 같이 사이드 홀이 있는 경우에 비해 유동이 단순하므로 벽면전단응력이 상대적으로 작은 값을 가질 수 있다. 하지만 No.1의 경우에 모든 유량이 튜브에서 들어와서 출구까지 흘러가면서 일정한 힘을 계속 받으므로 평균적인 전단율 값이 사이드 홀이 있는 모델들보다 높게 나왔다. 사이드 홀이 있는 다른 모델들에서는 전체 유량의 상당 부분이 케플라의 중간 부분에서 합류되기 때문에 평균 SR이 작아진다. 게다가 튜브에서 들어오는 유량도 상대적으로 적으므로 힘을 덜 받게 된다. 결국 사이드 홀의 증가는 평균 전단율의 감소를 가져온다. No.1과 비교해 볼 때 사이드 홀이 있는 모델들의 평균 전단율은 5~30%정도 작았다. 이 연구에서 사용된 평균 전단응력과 평균 전단율은 직접 용혈과는 관계가 없으나 ADP의 증가를 가져올 만한 크기를 짐작하는데 지표가 된다.

이번 연구에서 사용된 수치해석은 몇 가지 가정을 하였으므로 현실과 차이가 있다. 저자는 케플라 내부에 흐르는 혈류는 층류 유동으로 가정하였다. 일부 구간에서 천이상태나 난류가 발생할 수 있는 가능성이 있었음을 배제할 수 없으나 계산 결과를 볼 때 Reynolds 수가 약 1600정도였으므로 대부분의 영역에서 이 가정은 합리적이었다고 보인다. 또 다른 가정으로, 케플라의 모든 사이드 홀에 같은 압력이 걸리는 것으로 가정하였다. 즉, 환자의 정맥 혈관에 한중간에 케플라가 위치했다는 것을 의미하며 또한 환자의 정맥혈에서 일정한 압력이 계속 유지된다는 것이다. 사실, 실제 임상에서 케플라를 적용할 때에 케플라가 혈관 가운데 계속 유지 된다고 보기는 어렵지만, 가장 이상적인 케플라의 성능을 발휘하는 시뮬레이션을 위해 케플라가 혈압이 지속적으로 10mmHg를 유지하면서 혈관의 한중간에 위치한다고 가정하였다. 마지막으로, 이번에 사용된 모델들에서 특히 변형된 직렬배열의 경우 사이드 홀의 개수가 20개 일 때는 케플라 전체길이의 절반을 차지하므로 현실적으로는 사용될 수 없는 디자인이다. 그러나 이 연구에서는 사이드 홀의 배열과 개수의 영향을 파악하기 위한 일관된 기준(그림2)을 적용하였으므로 현실적인 사용여부는 무시하였다.

## 결 론

이 논문은 인공 심폐기 등에 장착 되어 사용되는 케플라를 대상으로, 정맥에 삽입된 것을 가정으로 3차원 수치 해석을 수행하였다. 사이드 홀의 유무, 배열과 개수에 따라 유량, 벽면전단응력, 전단율이 모두 차이가 발생하는 것을 보았다. 이처럼 사이드 홀은 단순한 혈류의 통로로서의 역

할만을 하는 것이 아니라 유동의 상태를 바꾸는 혈류역학적으로 매우 중요한 변수가 되는 것을 확인하였다.

이 연구를 통하여 아래와 같은 결론을 얻었다.

첫째, 유량과 사이드 홀은 밀접한 관계를 가지고 있다. 이것은 장시간 환자에 적용해야 하는 케플라의 경우 케플라의 설계에 따라서 시간이 흐를수록 유의한 혈류량의 차이를 가지고 올 수 있다. 둘째, 사이드 홀이 있는 것은 케플라의 유량을 증대시키기 위한 것이 아니다. 사이드 홀이 있는 경우의 유량은 사이드 홀이 없는 케플라에 비해서 약 13~18%의 유량이 더 작은 것을 확인하였다. 또한, 연구의 대상이 된 모든 군에서 사이드 홀이 12개인 경우가 가장 나쁜 유량을 보였다. 셋째, 사이드 홀의 배열이 유량에 유의한 영향을 준다. 사이드 홀이 엇갈림 배열인 경우와 직렬 배열인 경우는 사이드 홀의 개수가 4개인 최대의 유량을 보이며 변형된 직렬 배열인 경우에는 사이드 홀의 개수가 가장 많은 20개의 사이드 홀을 가진 모델에서 최대의 유량을 보였다 넷째, 평균 벽면전단응력과 전단율은 사이드 홀의 개수가 증가함에 따라 감소하는 것을 확인하였다. 전단율과 벽면전단응력의 크기는 그 영향이 혈액에 즉각적인 용혈을 발생할 만큼 크지 않지만, ADP의 농도를 증가시키므로 중요하다.

사이드 홀 간의 간격과 사이드 홀의 직경의 변화가 케플라 내의 혈류에 미치는 영향을 알아보는 것은 앞으로 해야 할 연구가 될 것이다. 이러한 변수들이 케플라의 직경과 연관되어 있을 것으로 예상되며 상호 영향에 대한 연구도 필요하다.

## 참 고 문 헌

1. J.P. Montoya, S.I. Merz and R.H. Bartlett, "A standardized system for describing flow/pressure relationships in vascular access devices", ASAIO J, Vol. 37, pp. 4-8, 1991
2. H.D. Polashegg, "Pressure drops in cannulas for hemodialysis", Int J Arti Organs, Vol. 24, pp. 614-623, 2001
3. R.E. Delius, J.P. Montoya, S.I. Merz, J. McKenzie, S. Snedecor, E.L. Bove and R.H. Bartlett, "New method for describing the performance of cardiac surgery cannulas", Ann Thorac Surg, Vol. 53, pp. 278-281, 1992
4. H.D. Polashegg, "Pressure drops in cannulas for hemodialysis", Int J Artif Organs, Vol. 24, No. 9, pp. 614-623, 2001
5. M. Grigioni, C. Daniele, U. Morbiducci, G. D'Avenio, G. Di Benedetto, C. Del Gaudio and V. Barbaro, "Computational model of the fluid dynamics of a cannula inserted in a vessel: incidence of the presence of side holes in blood flow", J Biomech, Vol. 35, pp. 1599-1612, 2002
6. M.W. Hall, P.D. Goodman, K.A. Solen and S.F. Mohammad, "Formation of occlusion platelet aggregates in whole blood caused by low concentrations of ADP", ASAIO J, Vol. 46, No. 6, pp. 693-695, 2000
7. N.P. Rhodes, T.V. Kumary and D.F. Williams, "Influence of wall shear rate on parameters of blood

- compatibility of intravascular catheters*", *Biomaterials*, Vol. 17, pp. 1995-2002, 1996
8. R.K. Dash, G. Jayaraman and K.N. Mehta, "Flow in a catheterized curved artery with stenosis", *J Biomech*, Vol. 32, pp. 49-61, 1999
  9. E.V. Bennett, J.G. Fewel, J. Ybarra, F.L. Grover and J.K. Trinkle, "Comparison of flow differences among venous cannulas and probes", *ASAIO J*, Vol. 37, pp. M179-M180, 1979
  10. D.S. De Wachter, P.R. Verdonck, R.F. Verhoeven and R.O. Hombrouckx, "Red cell injury assessed in a numeric model of a peripheral dialysis needle", *ASAIO J*, Vol. 42, pp. M524-M529, 1996
  11. Y.C. Fung, *Biomechanics - Motion, Flow, Stress, and Growth*, Springer-Verlag New York Inc.
  12. S.V. Patankar, *Numerical Heat Transfer and Fluid Flow*, Hemisphere Publishing Co.
  13. F.M. White, *Viscous Fluid Flow*, 2nd Edition, McGraw-Hill Co.
  14. K.A. Yarborough, L.F. Mockros and F.J. Lewis, "Hydrodynamic hemolysis in extracorporeal machines", *J Thorac Cardiovasc Surg*, Vol. 52, No. 4, pp. 550-557, 1966
  15. H.D. Polaschegg, K. Sodemann, B. Estabrook, "Investigation of the effect of catheter side holes on flow properties and outwash of the locking solution", *Proceedings of the 2nd Symposium on Angioaccess for Hemodialysis*. Vascular Access Society, Maastricht, 1999:195
  16. A.M. Sallam and N.H.C. Hwan, "Human red blood cell hemolysis in a turbulent shear flow: contribution of Reynolds shear stresses", *Biorheology*, Vol. 21, pp. 783-797, 1984
  17. L.J. Wurzinger, R. Opitz, P. Blasberg and H. Schmid-Schonbein, "Platelet and coagulation parameters following millisecond exposure to laminar shear stress", *Thromb Haemost*, Vol. 54, pp. 381-386, 1985
  18. L.J. Wurzinger, R. Opitz and H. Eckstein, "Mechanical blood trauma: an overview", *Angeiologie*, Vol. 38, pp. 81-97, 1986
  19. G.H.M. Engbers, L. Dost, W.E. Hennink, P.A. Aarts, J.J. Sixma and J. Feijen, "An in vitro study of the adhesion of blood platelets onto vascular catheters. Part I", *J Biomed Mater Res*, Vol. 21, No. 5, pp. 613-627, 1987