

전산유체해석을 이용한 축류형 혈액펌프의 용혈평가

임상필, 김동욱
순천향대학교 대학원 정보제어공학과

Evaluation of Hemolysis in Axial Flow Blood Pump with Computational Fluid Dynamics Analysis

S. P. Yim and Kim, Dong-Wook
Department of information Control Engineering, Graduate School, Soonchunhyang University

ABSTRACT

Artificial heart is divided pulsation style and nonpulsation style greatly according to flowing of blood. nonpulsation pump is advantage of miniaturization available because it is simple and non-volumic-pump than pulsation pump.

Non pulsation pump is devided axial flow style and centrifugal style accordig to rotating style. An axial flow blood pump can be made smaller than a centrifugal blood pump because of its higher specific speed.

A hemolysis is an important factor for the development of an axial flow blood pump. It is difficult to identify the areas where hemolysis occurs. Evaluation of hemolysis both in in vitro and in vivo require a long time and are costly.

Computational fluid dynamics(CFD) analysis enables the engineer to predict hemolysis on a computer. The aims of this study is Computational fluid dynamics in the whole axial flow pump and to verify the accuracy of prediction results of CFD analysis compare with in vitro experimental results.

서 론

인공심장은 혈액 유동에 따라 박동류형과 정상류형으로 나뉘어진다. 박동류형은 자연 심장에 가까운 혈액 순환을 유지할 수 있지만, 그 기구가 복잡하고 소형화가 곤란한 반면, 정상류형은 기구가 간단하고 비용적형이기 때문에 소형화가 가능한 장점이 있어 해부학적인 적합성이 뛰어날 뿐 아니라 최근의 연구결과를 보면 정상류형 보조순환 장치로 1년 이상의 장기 생존례도 보고되어 있어 생리학적인 관점에서도 큰 문제가 없는 것으로 되어 있다.

이러한 정상류형 혈액펌프의 개발시 중요한 요소중의 하나는 혈액펌프 구동시 용혈이 발생하는 지역을 알아내는 것이다. 그러나 용혈이 발생하는 지역을 알아내기란 현재의 체외 실험만으로는 상당히 어려운 과제가 아닐 수 없다.

CFD해석은 이러한 용혈발생지역의 예측을 가능하게 해준다. 과거의 연구활동은 상용 프로그램의 한계로 인하여 축류형 혈액펌프중 회전부분인 임펠러 구간에 국한된 해석이 진행되었으나, 이제는 전체적인 부분에 대한 연구의 필요성을 느끼고 연구범위를 확대, 혈액펌프 전체구간에 대한 CFD해석을 통한 용혈수치와 혈액펌프의 in-vitro 실험값의 비교를 통해 축류형 혈액펌프의 인체내 적합성을 검증하고자 한다.

Axial flow blood pump의 형상 및 설계

축류형 혈액펌프는 크게 모터부, 임펠러부, 그리고 안내깃으로 구성되어 있다. 임펠러와 모터부는 shaft로 연결되어 있으며, 혈액펌프 모터부에 장착된 3개의 안내깃은 혈액의 후방안내와 모터부와 케이싱 사이를 고정하는 역할을 겸한다.

혈액펌프의 입구부와 출구부는 혈액펌프와 연결되어지는 대동맥의 지름을 고려하여 직경 15mm로 하였다. 회전하는 임펠러와 케이싱간의 gap은 0.5mm, 1.4mm두가지로 하였고 펌프 전체의 길이는 136.5mm이며, 펌프 후방에는 난류의 저하를 위해 반구형의 케이스를 부착하였다.

모델작성과 격자 생성은 CFX-4.4 build를 사용하였으며, 혈액펌프의 임펠러중 날개부분의 전방과 후방으로 나누어 두 개의 Multi-Block으로 작성하였다.

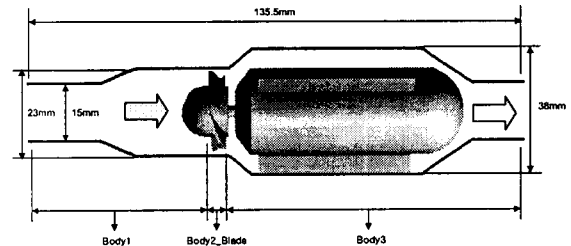


그림 1 축류형 혈액펌프

Impeller의 형상 및 설계

혈액펌프에 사용되는 임펠러는 소형이며, 유체가 한쪽 방향으로만 흐르게 하는 기능을 수행한다. 혈액과 접촉하여 거부 반응을 일으키지 않아야하고, vortex나 turbulence가 있거나 전단응력이 일정치 이상일 경우 혈구가 파괴되어 응고되는 생기는 혈전 현상을 방지 해야 한다. 구조적으로는 기존의 심장 판막이 있던 자리에 결합될 수 있는 크기와 형상을 만족시켜야만 한다.

이러한 임펠러의 형상을 만족시키기위한 연구활동은 현재도 계속 진행되고있다. 이번 연구의 체외실험과 CFD해석에 사용되어진 임펠러는 지금까지 연구되어졌던 임펠러의 모델중 최적의 효율을 갖는 설계점에 대하여 모델링 하였다.

표 1 임펠러 설계점

임펠러의 외경 Do[mm]		22.0	22.0
임펠러의 내경 Dh[mm]		13.0	13.0
외경과 내경의 vane 입출구각	β_{o1} 외경 입구각	16.4'	11.7'
	β_{o2} 외경 출구각	19.2'	23.6'
	β_{h1} 내경 입구각	26.1'	11.7'
	β_{h2} 내경 출구각	40.7'	23.6'
vane의 두께2D[mm]		1.0	1.0
vane의 높이	Lo[mm](외경)	4.31	4.31
	Lh[mm](내경)	4.55	4.55
vane 매수		4매	6매

임펠러는 BladeGen[®]으로 모델링 되었으며, TurboGrid[®]-Multi Block grid를 사용하여 격자를 생성하였다. 혈액펌프 중 임펠러부에서 가장 많은 용혈이 예상되므로 보다 정밀한 해석을 위해 좋은 quality의 격자를 가능한 많이(120,000개 이상) 산출하였다. 표2와 같은 설계점에 대하여 4매와 6매 두가지 임펠러를 모델링 하였으며, 6매와 같은 경우에는 케이싱과 임펠러 사이의gap이 용혈에 미치는 영향을 알아보기 위해 0.5mm,1.4mm 두가지로 모델링 하였다.



그림2 4매 임펠러



그림3 6매 임펠러

in-vitro 실험을 통한 hemolysis 측정

실험을 위한 축류형 혈액펌프는 직경 10mm인 실리콘 튜브로 90cm높이에 위치한 혈액주머니(1000ml)와 연결된다. 실험에 사용되어진 혈액은 혈액응고를 막기위한 phosphate-dextrose가 첨가된 신선한 송아지의 것을 사용하였으며, 체온과 비슷한 온도를 유지하기 위해 39°C 온도의 물탱크에 혈액주머니를 넣은채 실험하였다. 출구 유량은 출구측 튜브에 장착되어지는 clamp로 조절이 가능하며, 혈액펌프는 유량 5L/min으로 3시간동안 실험에 사용되어졌다.

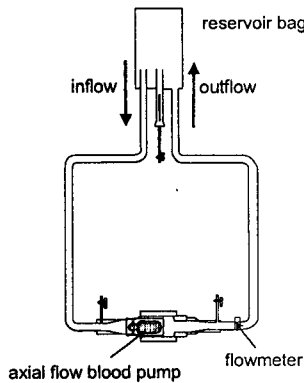


그림 4 hemolysis 실험장치

유량과 입구압, 출구압, 모터의 회전수는 pen-recorder로 기록하였고 용혈측정을 위한 sample 혈액은 매30분마다 2ml씩 채취하였다. Free plasma-hemoglobin은 tetramethylbenzene 시료를 사용하여 측정하였다.(527-A, Sigma, St.Louis, MO, U.S.A). 용혈지수 NIH는 식(1)로 산출하였다.

$$NIH = \frac{\Delta \text{freeHb} \times (100 - Ht)}{100 \times V \times 100 / (\text{flow} \times \text{time})} \quad (1)$$

ΔfreeHb 는 plasma-free hemoglobin의 증가분을 나타내며 [g/L], V는 샘플혈액의 양[L], Ht는 적혈구용적률[%], flow는 펌프의 유량[L/min], time은 sample채취간의 시간간격을 나타낸다. 실험은 4매와 6매 임펠러에 대해서 실시되었다.

CFD analysis를 이용한 hemolysis 평가

CFD 해석에는 CFX사의 BladeGen[®], build[®], TurboGrid[®], TascFlow[®]등의 소프트웨어가 사용하였고, 해석과정은 크게 전처리과정, solving 그리고 후처리과정으로 나뉘어 진다.

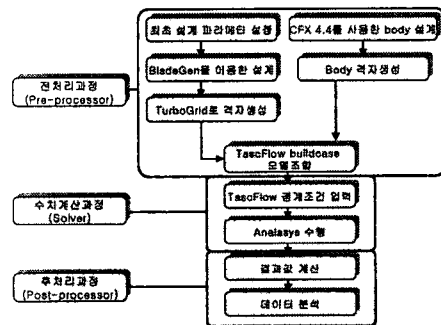


그림 5 CFD 흐름도

그림 4는 CFD의 전체 흐름도를 보여준다. 전처리과정은 임펠러와 혈액펌프부의 모델링과 격자생성으로 이루어지며, solving구간에서는 작성된 임펠러와 펌프부의 build과정과 해석시의 여러 가지 경계조건입력 그리고 혈액펌프에 대한 CFD analysis과정으로 이루어진다. 마지막 후처리과정에서는 해석된 모델의 결과데이터를 이용하여 원하는 값들을 계산하여 분석하는 작업을 실시하게 된다.

혈액펌프 전체구간에 대한 격자수는 모델에 따라 조금씩 차이가 나지만 보통은 400,000~450,000내외가 되며, 해석시에는 격자의 quality도 중요하기 때문에 격자를 생성함에 있어서 어느정도의 신중함이 요구되어진다.

혈구의 전단응력 평가

용혈은 혈구가 혈액펌프를 통과하면서 누적되어지는 전단응력과 관련이 깊은 것으로 보고되고있다. 따라서 혈구가 파괴되어지는 전단응력의 한계치를 알아낼 필요가 있으며, 본연구에서는 CFD해석시에 이러한 용혈수치를 알아내기 위해 혈구와 같은 크기와 밀도를 갖는 particle을 이용하여 해석에 적용하였다. Particle에 대해 용혈평가를 하기 위해선 각 particle에 대한 데이터값들(Reynolds stress, 점성계수, 난류에너지등)이 필요하다. 하지만 TascFlow[®]에서는 아직까지 particle의 궤적

에 따른 데이터의 출력기능이 지원되지 않는다.

따라서 particle의 원하는 데이터를 얻기위해 모델해석후 분석과정에서 다음과 같은 도출 방법을 사용하였다.

펌프의 입구부에 50개의 particle을 속도0으로 투입하여 궤적에 대한 x,y,z,time 데이터를 산출한다. 시각 t에 대해 particle의 좌표(x_p,y_p,z_p)의 최근점점에 해당하는 격자의 좌표(x_n,y_n,z_n)를 transient.txt파일로부터 선택한뒤, 해당좌표의 전단응력을 particle이 받은 전단응력으로 보고, 각 particle의 최근점점좌표에 따른 전단응력을 data(번호).txt에 출력하였다.

표 2 출력파일의 내용

transient.txt	격자의 좌표	x _n ,y _n ,z _n
	Reynolds stress tensor	S ₁₁ ,S ₂₂ ,S ₃₃ , S ₁₂ ,S ₂₃ ,S ₁₃
	turbulent viscosity	μ _t
	turbulent kinetic energy	k
	volume of flux element	V _{fe}
part(입자번호).txt	time	t
	입자의 좌표	x _p ,y _p ,z _p

transient.txt에 산출해둔 Reynolds stress tensor로부터 점성 전단 응력을 식(2)로써 계산할 수 있다.

$$S_{wij} = \frac{\mu}{\mu_t} (S_{ij} + \frac{2}{3} \rho k \delta_{ij}) \quad (2)$$

전단응력 S_{ij}는 점성전단응력 S_{wij}와 Reynolds stress S_{ij}의 합으로 나타낼 수 있다.

$$S_{ij} = S_{wij} + S_{ij} \quad (3)$$

또한 각점점에 있어서의 최대주 전단응력 τ_s는 식(4)로 표현된다.

$$\tau_s = [1/3(S_{ii}^2 + S_{jj}^2 + S_{kk}^2) - 1/3(S_{ij}S_{jj} + S_{jj}S_{kk} + S_{kk}S_{ii}) + (S_{ij}^2 + S_{jk}^2 + S_{ik}^2)]^{1/2} \quad (4)$$

혈구의 손실지수 D는 초기치 0을 가지며, 궤적을 따라 particle이 이동하면서 손실지수는 누적되어지며, 최종수치가 1을 넘어가게 되면 이는 혈구의 파괴를 의미한다. i번째의 입자가 갖는 손실지수 d_{p,i}는 τ(최대주전단응력)와 Δt로 식(5)와 같이 표현될 수 있다.

$$d_{p,i} = 3.62 \times 10^{-7} \times \tau_i^{2.416} \times \Delta t_i^{0.785} \quad (5)$$

궤적에 따른 입자의 갯수에 따라 손실지수D는 누적되어 식(6)와 같이 나타내어진다.

$$D_{p,i} = D_{p,i-1} + (1 - D_{p,i-1}) \times d_{p,i} \quad (6)$$

한모델의 용혈지수 E는 N(50)개의 입자로부터 식(7)과 같이 표현되어진다.

$$E = \frac{1}{N} \sum_{p=1}^N D_p \quad (7)$$

결 과

그림 6은 펌프의 입구에 투입된 particle이 입구측 압력과 임펠러의 회전력에 의해 혈액펌프를 통과하여 출구로 빠져 나오는 궤적을 보여준다. 회전하는 임펠러부근에서 역류하는 particle의 궤적을 볼수있으며, 그림 7에 이때의 역류와 정류를 반복하는 particle이 받는 전단응력의 변화를 볼 수 있다.

CFX

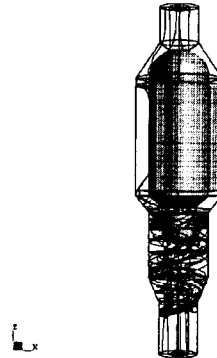


그림 6 particle의 혈액펌프내에서의 궤적

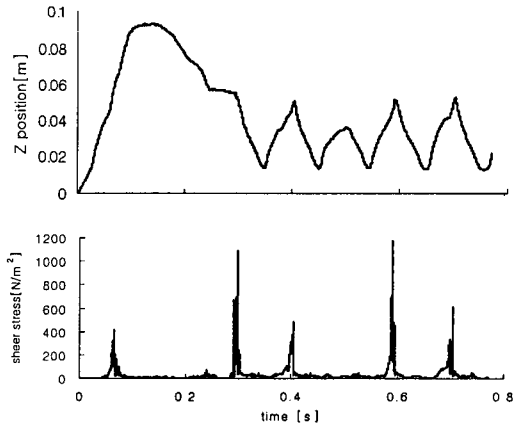


그림 7 시간에 따른 particle의 Z position과 shear stress

표 3 vane수, gap, rpm에 따른 NIH와 E값

vane	gap length[mm]	speed[rpm]	NIH / E
4 vane	0.5	7500	0.028 / 0.073158
4 vane	0.5	8000	0.033 / 0.094115
6 vane	0.5	7000	0.214 / 0.097211
6 vane	1.4	8000	1.1 / 0.162004

표3은 본연구에서 다루어진 혈액펌프 각각의 모델에 대해서 CFD해석결과(E)와 *in-vitro*실험값(NIH)을 보여주며, NIH값과 E값은 서로의 평가기준이 다르기 때문에 수치적인 비교는 불가능하다. 이런 이유로 어느 한모델을 기준으로 삼은 상대적인 비교가 필요하다. 본연구에서는 이러한 상대적인 비교를 위해 4vane 7500rpm 0.5mm gap의 NIH와 E를 기준으로 하였고, 식(8)과(9)는 이러한 비교를 하기위한 값을 구하는 식이다.

상대적인 용혈지수를 구하기 위한 식(8)과 식(9)의 NIH_B와 E_B는 4vane 7500rpm모델에 대한 실험결과값과 CFD해석결과값이고 NIH_i와 E_i는 비교되어질 다른 모델들에 대한 결과값이다.

$$RIH = \frac{NIH_i}{NIH_B} \quad (8)$$

$$E_{rel} = \frac{E_i}{E_B} \quad (9)$$

그림 8은 임펠러의 vane수, 모터의 회전수(rpm), 케이싱과 임펠러사이의 gap등의 조건들에 대한 상대적인 용혈지수그래프이며, 그래프에는 모델간의 CFD해석결과(E_{rel})와 실험결과(RIH)의 비례적인 증가와 감소의 추세를 보인다.

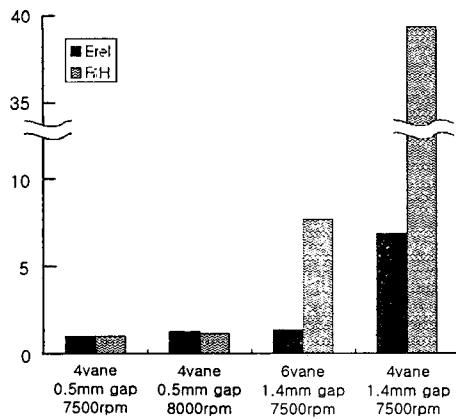


그림 8 4vane 7500rpm의 NIH와 E를 기준으로 한 RIH와 E_{rel}의 정량적 비교그래프

결 론

이번연구의 CFD해석으로 네종류의 임펠러에 대한 용혈지수를 예측할수 있었으며, 비교결과 임펠러의 용혈지수는 vane의 매수와도 관련이 있지만, 용혈지수의 높고 낮음을 결정짓는 가장 큰 요인은 임펠러의 회전수라는 것을 알수있었다. 또한 대부분의 모델에서 입구부를 통과한 혈구들이 임펠러 전방에서의 소용돌이발생에 따른 급격한 전단응력의 증가를 보였으며 그동안 예상되었던 임펠러와 케이싱간의 gap이 용혈에 미치는 영향은 그다지 높지 않았다는 것을 확인할수 있었다.

따라서 다음 연구에서는 입구부에 개량된 inlet-stator를 부착한 모델과의 비교가 필요할것으로 보이며, outlet-stator 또

한 지금의 직선형의 형태에서 좀더 공기역학적인형태로의 수정이 가해져야할것이다. 결과값들이 정확히 일치 하지 않는 이유로는 CFD해석과 *in-vitro*실험의 공통된 경계조건들의 오차, *in-vitro*실험의 문제점, 모델의 재질이나 특성, 용혈지수를 산출하기위한 여러 가지 방정식등에서 찾아보아야 할것으로 생각되며, CFD해석결과와 실험결과와의 오차를 줄이기 위해 다음연구에서는 보다 정확한 조건에서의 실험과 CFD해석, 그리고 여러 가지 다양한 모델에 대한 검증이 실시되어야 할 것이다.

본연구는 한국과학재단 지정 순천향대학교 차세대BIT무선 부품연구센터(R12-2002-052-01004-0)의 지원에 의한것입니다.

참 고 문 헌

1. Y. Mitamura, H. Nakamura, E. Okamoto, R. Yozu, S. Kawada, D.W Kim, "Development of the Valvo-Pump: Axial flow pump implanted at the heart valve position preserving the diseased heart muscle", *Artificial Organs* vol.23, No.6, pp.566-571, 1999
2. A.J.Stepanoff : "Centrifugal and axial flow pump", John Wiley & Sons, inc, 1957
3. 김동욱, 三田村好祐, "심장내 이식형 축류 혈액펌프 용혈특성에 관한 연구", *의공학회지*, vol.21, No.4, pp.353-362, 2000
4. Ayumi Mitoh, Tetsuya Yano, Kazumitsu Sekine, Yoshinori Mitamura, Eiji Okamoto, Dong-Wook Kim, Ryohei Yozu, and Shiaki Kawada, "Computational Fluid Dynamics Analysis of an Intra-Cardiac Axial Flow Pump", *Artificial Organs*, vol.27, No.1, pp.33-40, 2003