인조혈관 동정맥루의 혈액 투석량에 따른 인조혈관 내부 유동 특성에 관한 수치해석 연구

김 재 열,¹ 노 경 철,² 유 흥 선^{*3}

NUMERICAL STUDY ON BLOOD FLOW CHARACTERISTICS IN A ARTERIOVENOUS GRAFT WITH DELIVERED DOSE DURING HEMODIALYSIS

J.Y. Kim,¹ K.C. Ro² and H.S. Ryou^{*3}

Hemodialysis is essential for patients with end stage renal failure. It is important to improve the patency rate and to minimize occurrence of the stenosis. Also, the blood flow to the artificial kidney can affect the blood flow characteristics through arteriovenous graft. Thus, the delivered dose are important factors for analyzing hemodynamic characteristics during hemodialysis access. In this study, the numerical analysis was performed for the effect of the delivered dose during hemodialysis access on the blood flow through the graft. As a result, The adverse pressure gradient occurred in case of a larger delivered dose through a catheter than standard dose and the flow instability increased. Also the circulation flow appeared largely at anastomotic site of the vein when the delivered dose was exceeded about half blood flow of inlet blood flow.

Key Words : 전산유체역학(CFD), 비정상유동(Unsteady Flow), 동정맥루(Arteriovenous Graft, AVF Graft), 혈액투석(Hemodialysis), 투석량 (Delivered Dose)

1. 서 론

2006년부터 2010년까지 국내 만성신부전증 환자가 최근 5년간 37.1%가 증가한 것으로 나타났다. 특히 65세 이상 노인의 경우 77.1% (연평균 15.4%)증가했으며 특히 남자환자가 84.7% (연평균 16.6%)나 급증하는 추세이다[1].

말기신부전은 신장의 기능 상실로 인하여 대사산물과 염분, 수분이 인체에 치명적일 정도로 축적되어 나타나는 질환으로, 사구체여과율이 5~10 mL/min이하인 말기신부전 환자는 혈액투석, 신장이식 및 복막 투석과 같은 대체요법을 시행하지 않으면 곧 사망에 이르게 된다[2]. 이 중 신장이식만이 만성신부전 환자의 가장 이상적이고 좋은 치료로 여겨지나 여

러 제약으로 인하여 투석요법을 많이 적용하고 있다.

적절한 혈액투석을 위해서는 접근이 용이하고 장기간 일정한 속도(200~300 mL/min 이상)의 안정된 혈류를 유지할 수 있는 혈관접근로(vascular access)의 확보가 매우 중요하다. 동정맥루(arteriovenous fistula)란 말기 신부전증 환자의 혈액투석을 위해 혈로를 확보하는 시술 방법 중의 하나로서, 혈액투석 시 약 200~500 mL/min의 충분하고 안정적인 혈류량을 유지할 수 있게 해주는 영구적 혈관접근법이다. 동정맥루는 사용하는 혈관의 종류에 따라서 동맥과 정맥을 직접 연결하는 자가혈관 동정맥루(autologous vein arteriovenous fistula, AVF)와 동맥과 정맥 사이에 인조혈관(graft)을 삽입하는 인조혈관 동정맥루(arteriovenous graft, AVF Graft)의 두 가지로 구분할 수 있다. 인조혈관 동정맥루는 PTFE(polytetrafluoroethylene, Gortex)가 주로 사용되며, 자가혈관에 비해 카테터(catheter) 삽입 부위가 넓고, 시술 시 혈관 접합 시간이 짧고, 복원 혹은 교정이 쉽다는 장점이 있는 반면에 동정맥루의 협착, 중심정맥의 협착, 동정맥루의 협착을 동반한 혈전, 감염, 동맥류, 원위부 허혈증 등의 합병증 발병률이 상대적으로 높다는

접수일: 2011년 6월 29일, 수정일: 2011년 11월 10일,
게재확정일: 2011년 11월 11일.

1 정회원, 중앙대학교 대학원 기계공학부

2 정회원, 동양대학교 철도차량학과

3 종신회원, 중앙대학교 기계공학부

* Corresponding author, E-mail: cfdmec@cau.ac.kr

단점이 있다. 특히, 혈액투석 시 동정맥루에 삽입하는 카테터에서의 혈류량 변화에 따라 혈전과 협착이 발생하며, 동정맥루에서 발생하는 협착의 대부분은 정맥과 인조혈관의 접합부에서 나타나게 된다[3,4,5]. 따라서 동정맥루에서의 협착의 원인 및 개존율을 높이기 위한 연구가 최근에 많이 진행되고 있으며, Niemann[6] 등은 협착과 같은 합병증을 최소화 할 수 있는 자가혈관의 형상에 대한 혈류 특성을 연구하였으며, Canney[7] 등은 자가혈관에 미치는 혈류역학적인 영향에 대한 연구를 통해 문합 부분이 혈관내 유동 흐름에 있어 매우 중요한 인자임을 입증하였다.

혈관의 접합 방법에 대한 연구로는 Krueger[8] 등은 패치형(patch form)이 일반형(conventional form)에 비해 압력과 속도 분포가 개선됨을 확인하였고, 내막증식(intimal hyperplasia)과 협착(stenosis) 발생을 감소시킬 수 있음을 증명하였다. Lei[9] 등은 공간벽전단구배(Wall Shear Spatial Gradient : WSSG) 및 유동 간섭을 감소시킬 수 있는 인조혈관의 설계가 가능함을 확인하였고, 인조혈관의 형상은 불규칙한 유동과 공간벽전단구배의 크기에 중요한 인자가 될 수 있음을 증명하였다.

인조혈관 동정맥루에 대한 연구로는 Beasley[10] 등은 인조혈관내의 압력 손실에 대해 실험과, 수치해석, 이론적 해석모델 결과 비교를 통해 수치해석이 보다 더 나은 예측이 가능함을 확인하였다. 또한 Ticht[11,12] 등은 문합부에서의 인조혈관 형상에 따른 압력강하에 대한 혈류역학적 차이에 대한 수치해석 연구를 하였고, 더불어 혈액 투석 시 투석량과 카

Fig. 1 Schematic diagram for AVF graft

테터 유량에 따른 혈류역학 현상에 대한 실험을 병행하였다.

그러나 아직까지 임상 및 실험에 의한 연구가 주를 이루고 있고, 카테터 삽입과 관련된 수치해석 연구는 기초 단계로서 응용할 수 있는 데이터도 전무하다. 동정맥루의 카테터에서의 흡인 및 충혈된 혈액은 매우 빠른 유속을 가지고 있으므로, 혈류 분포 변화가 매우 크게 나타나 국소적으로 동정맥루의 협착과 혈전을 발생시킬 수 있으며, 동정맥루의 개존율에 직접적으로 영향을 미칠 수 있기 때문에, 인조혈관 형상 최적화뿐 아니라 투석량에 대한 연구 또한 지속적으로 수행되어야 개존율이 높은 수술법 개발이 가능하다.

따라서 본 연구에서는 혈액 투석 시 카테터에서의 투석량 변화가 인조혈관에 미치는 혈류학적 영향에 대해 연구하여 최적의 투석량 결정에 기본자료를 제공하고자 한다.

2. 수학적 모델 및 해석 조건

본 연구는 카테터에서의 투석량 변화에 따른 인조혈관 내 혈류 특성을 해석하기 위해서 Table 1과 같이 6가지의 경우에 대해 해석을 수행하였다. 인조혈관의 압력과 속도 측정을 위한 각 단면의 위치 정보는 Table 2에 나타내었다.

2.1 혈관 모델링

인조혈관 동정맥루는 동맥과 정맥을 인조혈관으로 연결하는 영구적 혈관접근법으로서 시술 후 혈관 형상은 Fig 1과 같이 실험[11]과 동일한 혈관 형상으로 모델링 하였다. 동맥과 정맥, 인조혈관의 직경은 각각 4.25 mm, 6.3 mm, 6 mm이며, 동맥과 정맥이 인조혈관과 이루는 각은 30° 이다. 동맥과 정맥의 입출구 길이는 100 mm로서 수치적으로 안정된 값을 얻고자 실험[11]에 적용된 길이보다 길게 모델링하였으며 동맥 끝과 정맥 끝 부분은 폐쇄한 상태로 해석하였다. 실제 혈

Table 1 Cases of Numerical Simulation

Case	Flow Rate at Artery	Flow Rate at Needle
No.1	Average 1000 mL/min	0 mL/min
No.2		200 mL/min
No.3		300 mL/min
No.4		400 mL/min
No.5		500 mL/min
No.6		750 mL/min

Table 2 Location and distance of cross sectional area for pressure and velocity analysis

Location	Distance	Note
No1 (N13)	0 mm (500 mm)	Artery(Vein) proximal
No2 (N12)	50 mm (450 mm)	50 mm distal from Artery(Vein) proximal
No3 (N11)	100 mm (400 mm)	100 mm distal from Artery(Vein) proximal
No4 (N10)	120 mm (390 mm)	20 mm distal from Artery(Vein) Anastomosis
No5 (N9)	190 mm (320 mm)	70 mm distal from No5(No11)
No6 (No8)	210 mm (300 mm)	20 mm distal from No6(No10)
No7	250 mm	Center at curved Graft

Fig. 2 Inlet blood velocity profile

관에서는 동맥 및 정맥 부분이 개방되어 있으나, 인조혈관에서의 투석량의 영향만을 고려하기 위하여 폐쇄하였으며, Ticht[11,12]의 실험 논문에서도 끝 부분은 클램프(Clamp)로 막고 실험을 수행하였기 때문에 본 논문에서도 동일하게 처리하였다. 투석을 고려하기 위하여, Fig. 1과 같이 카테터의 각도는 혈류 방향과 동일하게 가정하였으며, 투석 경계면은 카테터의 면적과 동일하게 원형으로 모델링 하였다. 또한 Fig. 1에 인조혈관의 접합부에 대한 명칭을 정의하였으며, 인조혈관과 접합된 부분이 동맥 혹은 정맥인지에 따라 혈류 방향은 서로 반대이며, 인조혈관 길이는 300 mm, 곡률반경은 29 mm 이다.

해석 격자는 사면체(Tetra)와 벽면 부위에 프리즘(Prism) 격자를 조합하여 구성하였으며, 격자 구성은 범용 격자 생성 프로그램인 ANSYS Meshing Platform(AMP) v13.0을 사용하였다. 격자 독립성 시험(grid independence test)은 인조혈관의 안쪽과 바깥쪽 벽면에 대한 벽전단응력(WSS)을 기준으로 격자의 크기에 대해 수행하였으며, 이를 통해 벽전단응력 값의 평균오차율이 1.5 % 이내가 되도록 격자 수는 약 18만개로 구성하였다.

2.2 지배방정식

혈류 유동 해석을 위해서는 기본적으로 연속 방정식 및 운동량 방정식이 적용되며, 이는 다음과 같다.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \vec{v}) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \vec{v}) + \nabla \cdot (\rho \vec{v} \vec{v}) = -\nabla p + \nabla \cdot (\tilde{\tau}) \quad (2)$$

Fig. 3 Comparison of pressure distribution with experimental data[11]

여기서 $\vec{v}$ 는 유체의 속도 벡터이며, $\tilde{\tau}$ 는 전단응력 텐서를 나타낸다.

혈액의 유동은 비정상(unsteady) 상태로 가정하였으며, 최대 투석량 기준으로 최대 레이놀즈 수가 약 1930이므로 층류(laminar) 유동으로 가정하였다. 또한 혈액은 실험[11]에서 사용한 글리세린(40%)과 물(60%)의 혼합물로서, 밀도(density)는 1,090 kg/m³, 점성(viscosity)은 0.00375 Pa·s인 뉴턴유체(Newtonian fluid)로 가정하였다.

2.3 경계 조건

혈류는 심장 박동으로 인해 맥동 유동의 형태로 나타나며, 이에 대한 고려가 필요하다. 동맥의 입구에는 체외(in vitro) 실험[12]에서 사용된 혈류 분포를 고속 푸리에 변환(fast fourier transform, FFT)을 이용하여 동맥의 입구에 속도 파형(profile)으로 적용하였으며, Fig. 2에 나타난 바와 같이 평균 속도는 1.3 m/s이며, 평균유량은 약 1,000 mL/min이다. 카테터 삽입을 통해 이루어지는 투석량도 각각의 유량에 따라 속도 조건을 적용하여 흡인(suction) 및 충혈(injection)을 고려하였으며, 정맥의 출구부는 동맥입구에서 속도 파형을 적용하였기 때문에 압력이 일정하다고 가정하는 출구 압력(pressure-outlet) 조건을 적용하였다.

2.4 해석 조건

본 연구에서 수치해석은 범용 열유체 해석 프로그램인 FLUENT v13.0을 사용하였다. 해석은 지배방정식에 대하여 1차 이산화 방법을 이용하였으며, 비정상 상태 해석에 적합한 PISO 알고리즘을 사용하였다. 맥동 유동 해석의 안정성을 확

Fig. 4 Mean pressure at each cross section depending on distance of the graft

Fig. 5 Cross sectional velocity profile at 20 mm after venous injection catheter in maximum systole

인한결과 2주기 이후에는 안정화 되는 것으로 해석되어 2주기에 해당하는 1.26초까지 해석을 수행하였으며, 시간 간격은 0.002초로 계산하였다. 각 case 별 해석 시간은 Intel i7 3.0GHz 4-node 시스템에서 약 4시간이 소요되었다.

3. 결과 및 고찰

3.1 압력 및 속도 분포

Fig. 3에 나타난 바와 같이 해석 결과의 신뢰성을 검토하기 위하여 Ilse Van Ticht[11]의 실험에서 동맥의 최대 혈류량인 2,000 mL/min, 투석은 실시하지 않을 때의 압력 결과를 비교 하였다. 수치해석 결과가 전 구간에서 다소 하향 예측을 하고 있으나, 이는 실험에서는 혈관을 실리콘 재질을 사용하여 혈압에 따른 압축, 팽창 효과를 고려하지 못하였으며, 측정된 실험 결과의 정확한 위치 파악이 다소 힘들기 때문에 발생한 것으로 판단된다. 그러나 정성적은 경향은 유사하게 해석 되었으며, 실제 해석은 상완동맥(brachial artery)의 혈류량과 유사한 1,000 mL/min를 기준으로 진행되었기 때문에, 오차 또한 줄어들 것으로 생각된다.

Fig. 4는 Table 2에 나타난 바와 같이 거리에 따른 인조혈관 내 평균압력(mean pressure)의 변화를 나타낸 것이다. 혈액 투석량이 증가할수록 동맥 입구의 압력이 선형적으로 감소하는 것으로 예측되었으며 압력의 변화가 급격히 발생하는 부분은 동맥과 인조혈관이 접합되는 부분과 정맥과 인조혈관이 접합되는 부분으로 단면적 및 유로의 변경이 주요인이다. 인조혈관으로 유입되는 평균 혈류량의 절반 정도로 투석을 실

시하면(500 mL/min) 인조혈관 내에서 부분적으로 부압이 발생하며, 심지어 동맥의 구부터 낮게 나타나는 경우(750 mL/min)도 발생하였다. 이는 동맥측 카테터에서의 과도한 흡인에 의한 영향으로 U-자 인조혈관의 유량 감소 및 정맥과 접합되는 인조혈관에서의 역류 발생으로 인해 순환 영역이 크게 발생하기 때문인 것으로 판단된다. 비정상적으로 과도한 투석량인 750 mL/min까지도 카테터의 흡인에 의한 혈액의 역류는 발생하지 않았지만, Fig. 5에 나타난 바와 같이 투석량이 과다할수록 정맥과 연결된 인조혈관에서 역류가 발생하며, 이로 인해 혈관 벽에서의 순환 영역이 길고 두텁게 발생하며, 투석량이 작으면 혈관의 형상에 의한 원심력의 영향으로 혈류가 혈관 외측 벽 쪽으로 치우치지만, 투석량이 커질수록 충혈되는 혈류 속도가 매우 빠르기 때문에 원심력에 의한 영향은 사라지며, 동맥 혈류량 대비 투석량에 따라 혈류학적 영향이 급격히 달라질 수 있음을 확인하였다.

3.2 벽전단응력(Wall Shear Stress, WSS)

벽전단응력(Wall Shear Stress)은 혈액이 혈관 속으로 흘러갈 때 혈류속 변화로 인하여 혈관벽에 생긴 마찰저항력을 혈관의 면적으로 나눈 값이다. 대부분의 직선 동맥혈관에서는 내피세포의 자동조절기능 덕분에 전단응력은 대략 1.5 Pa 전후로 유지된다. 내피세포에 생기는 상처는 혈액의 유속에 의해 내피세포들이 벗겨지는 상처(denuded injury)와 분지혈관에서 난류성 혈액의 유동으로 인해 내피세포의 모양이 원구형으로 변해서 혈관벽 조직을 완벽히 커버하지 못하게 되는 누설상처(leaky-site injury)로 구분된다.

Fig. 6 Wall Shear Stress(WSS) distribution in toe of vein

평균 35~40 Pa 이상의 지속적인 고전단응력은 내피세포에 물리적 손상을 유발하는 원인이 되고, 10~30 Pa의 전단응력은 내피세포의 삼투압을 증가시키며, 적혈구의 손상과 혈소판 점착 및 집적을 증가시킨다[13,14]. 고전단응력은 혈액이 정면으로 부딪치는 부분에서 발생하며 이 값이 아주 크지 않는 이상 큰 문제는 없으나, 200 Pa 정도가 되면 내피세포가 혈관 내막으로부터 벗겨지게 되어 죽상동맥경화가 발생할 가능성이 있다[12]. 반대로 1 Pa 이하의 저전단응력의 경우, 내막증식(intimal hyperplasia)과 죽상동맥경화(atherosclerosis)의 성장을 유발시킬 수 있으며[13,14], 전단응력이 0.4 Pa 보다 작을 경우, 내피세포는 구형으로 변형되어 혈관 벽 조직을 혈액에 노출시키고, 혈액의 응고를 촉진시킨다. 내피세포에 생기는 상처의 대부분은 이러한 누설상처이며, 전단응력이 정상 값 보다 훨씬 작게 되면 내피세포의 자동조절기능으로는 회복이 불가능하게 되는 데, 이를 저전단응력지역(low shear zone)이라 부르며, 이것이 내피세포에 혈전의 침착 등을 일으키는 근본 원인이 된다[15]. 따라서 저전단응력지역이 발생하는 부분의 예측이 매우 중요하다.

인조혈관 동정맥루에서 전단응력이 가장 높게 나타나는 곳은 혈관 접합부인 heel(동맥)과 toe(정맥) 부위이며, 동맥 접합부인 heel은 투석량에 관계없이 혈류량이 일정하기 때문에 벽전단응력값도 투석량에 관계없이 일정한 분포를 지닌다. 그러나 Fig. 6과 같이 정맥 접합부인 toe부분에서는 동맥에서 유입되는 기본 혈류량에 투석에 의한 충혈량이 혼합되어 흐르게 되어 투석량에 밀접한 관계를 보여주고 있다. 특히 투석량이 높아질수록 카테터에서의 혈류가 제트 형태로 유입되므로 충돌로 인한 전단응력이 증가하게 된다. 그러나 이러한

Fig. 7 Averaged Wall Shear Stress(AWSS) distribution in hood and toe of vein

고전단응력지역은 매우 국부적인 영역에 해당하며, 발생 부위가 인조혈관에 해당되기 때문에 혈관 질환이 발생할 가능성은 일반 혈관에 비하여 다소 적을 것으로 예측되나, 수술 시 접합 부위이므로 실제 혈관에서는 보다 복잡한 혈류 유동이 예측된다.

전단응력은 시간에 따라 지속적으로 변하는 값이며, 대부분의 혈류에 의한 문제가 장시간에 걸쳐 발생하게 되므로, 맥동 한주기에 대한 평균값인 시간평균전단응력(Averaged Wall Shear Stress, AWSS)을 대표적인 지표로 사용한다[16]. 시간평균전단응력(AWSS)는 다음과 같이 정의된다.

$$AWSS = \frac{1}{T} \int_0^T |\vec{\tau}_w| dt \quad (3)$$

Fig. 7은 정맥과 인조혈관이 접합부인 hood와 toe 부분에서의 시간평균전단응력을 나타낸 것으로, 혈액 투석을 실시하는 동안에도 hood와 toe 부분에서만 고전단응력을 가지며, Fig. 6과 마찬가지로 시간 평균된 값 또한 매우 높게 나타난다. 이는 투석량이 증가할수록 제트형태의 혈류가 hood 부분에서 충돌하면서 복잡한 유동장이 발생되며, 급격한 형상변화가 일어나는 부위이므로, 이에 따른 혈류 변화 또한 크게 일어나는 구간이다. Fig. 8은 투석량에 따른 시간평균전단응력의 컨투어(contour) 그림으로, 혈관접합부를 제외하고는 투석량과 관계없이 모든 경우에서 공통적으로 약 2 Pa 이하의 저전단응력을 갖는 것으로 예측되었다. 이는 유체의 관성력으로 인하여 heel 부위에서 충돌된 혈류가 hood 부분에서 회

Fig. 8 Averaged Wall Shear Stress(AWSS) distribution for the arteriovenous graft

전하면서 순환영역(circulation zone)이 발생하기 때문이다. 투석량이 0~200 mL/min인 경우, 동맥측의 카테터 삽입 부분을 제외하면 전단응력 분포는 비교적 저전단응력 구간이 발생하지 않고 유사한 분포를 보였으나, 투석량이 300 mL/min 이상에서는 정맥과 인조혈관이 연결된 직선구간의 안쪽에서 벽전단응력이 2 Pa 이하인 구간이 크게 나타나기 시작하였다. 이는 U-자 인조혈관으로 유입되는 혈류량이 감소하고, 정맥과 연결된 인조혈관의 직선구간에서는 원심력의 차이로 인해 혈류의 주유동이 바깥쪽으로 치우치기 때문이다. 투석량이 400 mL/min 이상이 되면, 정맥과 연결된 인조혈관의 직선구간에서의 전단응력 분포가 확연히 다르게 나타나는 데, 이 또한 투석량을 증가시키면 증가시킬수록 U-자 인조혈관을 지나는 유량이 감소하게 되고, 반대로 정맥측 카테터에서는 혈액 충혈이 증가되므로 U-자 인조혈관을 지나는 유동의 원심력과 카테터에서의 투석량에 의해 유동의 치우침이 불규칙적으로 나타나기 때문이다. 그러나 투석량이 750 mL/min의 경우, 저전단응력지역은 구부러진 인조혈관의 안쪽에서 발생하는데, 이는 U-자 인조혈관으로 유입되는 유량이 급격히 감소하여 유속이 낮아져서, 정맥 측 직선 구간에서는 대부분 투석량에 영향을 받기 때문에 오히려 전단응력 불균일 현상은 나타나지 않는다.

3.3 교번 전단 지수 (Oscillatory Shear Index)

교번전단지수(Oscillatory Shear Index, OSI)는 전단응력 값이 주기적으로 변동이 있는 경우 변동 정도를 나타내기 위한 지표로, 전단응력의 변동과 혈관 내막의 손상과의 상호 관계를 파악할 수 있는 중요한 지표로[17], 다음과 같이 정의된다.

$$OSI = \frac{1}{2} \left(1 - \frac{\left| \int_0^T \vec{\tau}_w dt \right|}{\int_0^T |\vec{\tau}_w| dt} \right) \quad (4)$$

교번전단지수는 유동의 정체점이나 순환 영역에서 상대적으로 높게 나타나는 경향을 보이며, 일반적으로 0.2 이상일 경우 혈관에 악영향을 미치는 것으로 알려져 있다[19]. 따라서 저전단응력지역과 높은 교번전단지수가 동시에 발생하는 영역이 가장 혈관 질환 발병 확률이 높은 영역이다.

Fig. 9는 인조혈관에서의 교번전단지수 분포를 나타낸 것으로, 동맥과 인조혈관이 접합된 hood 부분과 정맥의 toe 후단에서는 형상 변화에 의한 유동 관성력 차이로 인해 유동의 순환영역이 발생하고 국부적으로 교번전단지수가 0.2 이상인 값이 공통적으로 나타난다. 투석량 0~200 mL/min까지는 전구간에서 시간평균전단응력과 같이 교번전단지수의 위치 및 값의 변동이 거의 없게 나타나며, 이는 투석량 200 mL/min에서는 인조혈관의 직선구간으로 유입되는 혈류의 주 유동에 큰 변화가 나타나지 않고, 주 유동이 투석량에 비해 상대적으로 높기 때문에 주 유동에 지배되는 것으로 예측되었다. 투석량이 300 mL/min 이상이 되면, 국부적으로 동맥 측의 카테터 삽입 위치에서 교번전단지수가 0.3 이상의 높은 영역이 나타나게 되지만, 혈액 투석 시 카테터의 위치는 매번 다르므로, 혈액 투석 시에만 한정된 문제로 판단되어 이 값은 상대적으로 중요성이 낮다고 판단된다. 투석량이 400 mL/min 이상으로 증가할수록, 정맥과 인조혈관이 연결된 인조혈관의 직선구간에서의 교번전단지수 분포는 주 유동의 유량 감소와

Fig. 9 Oscillatory Shear Index(OSI) distribution for arteriovenous graft

정맥 측 카테터에서 공급되는 혈액으로 인하여 외벽 쪽으로 유동의 치우침이 크게 나타난다. 따라서 정맥과 연결된 인조혈관의 직선 구간에서 교번전단지수가 0.5에 가깝게 높은 영역이 직선 구간 전반에 걸쳐 뚜렷이 나타나며, 그 위치는 인조혈관의 안쪽과 바깥쪽에서부터 상하단으로 변화하게 되며, 넓은 부위에서 순환 영역이 발생하고 있다. 그러나 투석량이 750 ml/min으로 증가하면 직선구간에서의 높은 교번전단지수 영역이 감소하며 국부적인 카테터 삽입 부분을 제외하면 인조혈관의 교번전단지수는 대부분 정상치 이하로 낮아진다. 이는 U-자 인조혈관으로 유입되는 주 유동이 내외부 모두 매우 적어, 투석에 의한 유동이 지배적이기 때문이며, 오히려 U-자 인조혈관의 안쪽부위에는 Fig. 8와 같이 저전단응력이 존재하므로, 투석량에 따라 협착과 같은 혈관 폐쇄 부위가 달라질 수 있음을 확인하였다.

4. 결 론

본 연구에서는 혈액 투석 시 카테터에서의 투석량에 따른 인조혈관 내 혈류 특성에 대하여 수치해석을 수행하였으며, 이를 통해 투석량이 증가할수록 동맥의 입구 압력은 투석 기계의 흡인으로 인해 압력이 선형적으로 감소하여 압력 강하가 줄어들게 되지만, 유입 혈류량의 절반 이상으로 투석을 실시하는 경우, 부분적 혹은 전체적으로 인조혈관과 연결된 동맥 부분에 정맥 출구 보다 낮은 압력이 형성되어, 유동의 불안정성이 높아짐을 확인하였다. 또한 투석량이 증가함에 따라, 정맥 측 인조혈관의 직선구간에 저전단응력 및 높은

교번전단지수가 발생하며, 투석량이 비정상적으로 과다할 경우에는 인조혈관의 직선구간이 아닌 U-자 인조혈관의 안쪽에 저전단응력지역이 발생할 것으로 예측되었고, 이러한 부분에서 혈전 및 협착 발생 가능성이 높을 것으로 예상되며, 실제 임상결과에서 정맥 측 문합부의 협착 문제가 가장 빈번하게 일어나는 것과 일치한다[3]. 따라서 혈류 해석을 통해서 투석량에 따라 혈류 특성 변화 및 협착 발생 가능성이 높은 부위의 예측이 가능함을 확인하였으며, 이를 통하여 인조혈관의 개존율을 향상시킬 수 있는 방안을 모색할 수 있음을 확인하였다.

후 기

본 논문은 한국연구재단의 기초연구(2011-0009734)에 의해 수행되었으며 관계 제위께 감사드립니다.

참고문헌

- [1] 2010, 건강보험심사결과자료, 국민건강보험공단.
- [2] 2003, 최신지견 내과학(II) Chap.10.
- [3] 2003, 김명수, "Vascular Access for Hemodialysis".
- [4] 2005, Sunil, U, et al., "Turbulent Flow Evaluation of the Venous Needle During Hemodialysis," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol.127, pp.1141-1146.
- [5] 2000, 양승부 외, "기능부전 동정맥루의 기계적 혈전제거술," *대한방사선의학회지*, pp.411-416.
- [6] 2007, Niemann, A.K. et al., "Assessment of Hemodynamic

- Conditions in a-v Fistulas using CFD," Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Users Conference
- [7] 2010, Koen, V.C., et al., "Hemodynamic impact of anastomosis size and angle in side-to-end arterio-venous fistulae: a computer analysis," *J Vasc Access*, Vol.11, pp.52-58.
- [8] 2002, Ulf, K. et al., "Computational Fluid Dynamics and Vascular Access," *International Society for Artificial Organs*, Vol.26, pp.571-575.
- [9] 1997, Ming, L. et al., "Computational design of a bypass graft that minimizes wall shear stress gradients in the region of the distal anastomosis," *Journal of Vascular surgery*, Vol.25, pp.637-646.
- [10] 2006, Madison, B. et al., "Analysis of Pressure Losses in the Hemodialysis Graft Vascular Circuit Using Finite Element Analysis," *Excerpt from the Proceedings of the COMSOL Users Conference*.
- [11] 2005, Tricht, I.V. et al., "Experimental Analysis of the Hemodynamics in Punctured Vascular Access Grafts," *ASAIO Journal*, pp.352 - 359.
- [12] 2006, Tricht, I.V. et al., "Comparison of the hemodynamics in 6 mm and 4-7 mm hemodialysis grafts by means of CFD," *Journal of Biomechanics*, Vol.39, pp.226-236.
- [13] 2009, Bessa, K.L. et al., "Flow Visualization in Arteriovenous Fistula and Aneurysm Using Computational Fluid Dynamics," *Journal of Visualization*, Vol.12, pp.95-107.
- [14] 1999, Sharmila, S. et al., "Sites of stenosis in AV fistulae for haemodialysis access," *Nephrol Dial Transplant*, Vol.14, pp.118-120.
- [15] 2006, 조영일 외, "생체유체역학," pp.1-459.
- [16] 2010, Knight, J. et al., "Choosing the optimal wall shear stress parameter for the prediction of plaque location - A patient-specific computational study in human right coronary arteries," *Atherosclerosis*, Vol.211, pp.445-450.
- [17] 1985, Ku, D.N. et al., "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation; Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress," *Arterioscler thromb Vasc Biol*, Vol.5, pp.293-302.
- [18] 1996, He, X. and Ku, D.N., "Pulsatile flow in the human left coronary artery bifurcation: Average conditions," *ASME J Biomech Eng*, Vol.118, pp.74-82.
- [19] 2003, Glor, F.P. et al., "Reproducibility study of magnetic resonance image-based computational fluid dynamics prediction of carotid bifurcation flow," *Ann Biomed Eng*, Vol.31, pp.142 - 151.
- [20] 2004, 이인섭, 유홍선, "혈관 분지부의 유동 특성에 관한 수치해석적 연구", *대한기계학회 추계학술대회 논문집*, pp.74-746.