

CT영상에 기반한 복부대동맥과 장골동맥 분기관 모델의 혈류유동 해석

홍이송¹, 김민철², 강현민¹, 이종선¹, 김찬중², 이종민³, 김대수⁴, 이 건⁴

¹한동대학교 기계제어시스템 공학부, ²서울대학교 기계항공공학부
³경북대학교 의과대학 진단방사선과, ⁴한동대학교 전산전자공학부
(2004년 7월 10일 접수, 2004년 12월 15일 채택)

Blood Flow Simulation in Bifurcated Geometry of Abdominal and Iliac Arteries Based on CT Images

Y. S. Hong¹, M. C. Kim², H. M. Kang¹, C. S. Lee¹, C. J. Kim², J. M. Lee³, D. S. Kim⁴, K. Lee⁴

¹School of Mechanical & Control System Engineering, Handong Global University
²School of Mechanical & Aerospace Engineering, Seoul National University
³Diagnostic Radiology, School of Medicine, Kyungbuk National University Hospital
⁴School of Computer Science & Electronic Engineering, Handong Global University
(Received July 10, 2004. Accepted December 15, 2004)

요 약 : 건강한 정상인의 복부대동맥과 장골동맥 분기관의 다이콤 의료 영상으로부터 구성된 혈관 모델을 대상으로 전산혈류해석을 수행하였다. 본 연구에서는 CT로 촬영한 혈관영상으로부터 단면영상을 읽고 각 단면의 경계 좌표를 매끄럽게 추출하는 프로그램을 개발하여 적용하였다. 해석용 3차원 메쉬 생성과 혈류해석은 상용프로그램을 사용하였다. 해석을 통해 얻어진 압력, 속도 및 유량 분포는 정상인의 생리학 범위 내에 있었다. 초음파로 측정된 장골동맥 중심부의 심장 수축기 속도는 해석에 비해 20% 정도 작은 값을 보였으며 한 주기 동안 속도 변화의 경향은 유사하였다. 본 연구의 접근방법은 환자 개인의 실제 혈관 형상에 기반한 혈류해석으로서 좁아진 동맥 또는 시술 될 동맥에서의 압력, 속도값, 속도분포에 대한 정보를 제공한다. 이 결과는 의사로 하여금 환자의 혈류역학적 변수의 변화를 파악하게 하여 환자의 상태를 더 잘 이해하고 수술의 필요성을 판단하도록 도움을 줄 수 있으며 나아가 혈관 수술의 기초자료로 사용될 수 있을 것이다. 이 연구는 향후 동맥경화와 밀접히 연관된 혈류역학적 변수의 분포를 혈관 내에 보여줌으로써 동맥경화를 조기 진단하는 프로그램으로 발전할 것으로 기대된다.

Abstract : Numerical simulation of blood flow has been conducted based on real vessel geometries generated from DICOM medical images of abdominal and iliac bifurcated arteries of a healthy man. A program was developed to read cross sectional images of the three dimensional arteries and smoothly extract boundary coordinates of vessels. Commercial programs were employed for mesh generation and flow simulation. Pressures, velocities, and flow distributions were found to lie within normal physiological ranges. Peak velocity measured in the iliac artery by ultrasound was 20% smaller than that obtained by simulation. The trend of velocity variation in a cardiac cycle was fairly similar between the simulation and the ultrasonic measurements. Simulation based on real vessel geometry of individual patient provides information on pressure, velocity, and its distribution in the diseased arteries or arteries to be surgically treated. The results of simulation may help surgeons to better understand hemodynamic status and surgical need of the patient by revealing variation of the hemodynamic parameters. Furthermore, they may serve as basic data for surgical treatment of arteries. This research is expected to develop to a program in the future that early diagnose atherosclerosis by showing distribution of a hemodynamic index closely related to atherosclerosis in arteries.

Key words : Abdominal Aortic Bifurcation, Iliac Artery, Atherosclerosis, Blood Flow, Numerical Simulation, DICOM, Ultrasound

서 론

동맥을 통한 혈류의 유동은 동맥경화의 시작과 진전에 영향을 미치는 주요 인자로 알려져 있다[1]. 분기관 및 혈관 곡률이 큰 지점에서 관측되는 혈류유동의 정체, 유동속도의 갑작스

런 증가와 시간에 따른 변화 등이 동맥경화와 관련이 있는 것으로 연구되었다[2,3]. 이러한 현상을 규명하기 위한 대부분의 연구는 이상적인 형상을 갖는 모델에서 혈류유동의 형태와 동맥경화의 연관성을 규명하기 위한 기초연구로서 수행되어 왔다[4,5,6,7]. 그러나 최근의 영상장비와 컴퓨터의 발전으로 인해 개인의 실제 형상을 반영한 혈류유동의 수치해석이 가능해지고 있다. 그러므로 혈류해석 기술은 동맥경화로 인해 좁아진 혈관을 갖는 환자의 혈류역학적 상태의 파악을 통해 기존의 영상법에 더하여 개인에게 가장 적합한 시술법(수술의 필요성,

본 연구는 보건복지부 의료공학융합기술개발사업 혈관 수술 계획용 시뮬레이션 프로그램 개발(02-PJ3-PG3-31403-0004)에 의해 지원 되었습니다.

통신저자 : 이종선, 경북 포항시 북구 흥해읍 남송리 3번지

한동대학교 기계제어시스템 공학부

Tel. 054-260-1393 Fax. 054-260-1312

E-mail. cslee@han.ac.kr

바이패스 혈관의 위치, 크기, 형상)을 찾아 주는 수술 전 시뮬레이션용으로 개발될 것으로 전망된다. 나아가 이 연구는 개인의 혈류역학적 변수의 변화를 파악함으로써 동맥경화를 조기 진단하는 프로그램으로 발전할 것으로 기대된다.

이러한 연구의 첫 시도로서 Moore는 환자의 CT(Computed Tomography) 또는 MR(Magnetic Resonance) 이미지를 사용하여 실제 혈관의 2차원 단면좌표들을 얻고 이들을 조합하여 3차원 혈관모델을 구축하여 혈류유동을 해석하였다[8]. 비슷한 시기에 Taylor는 유사한 의료영상 이미지를 사용하여 2차원 단면정보로부터 3차원 형상을 구축하였으며 바이패스 혈관모델을 연결하여 혈류유동의 회복여부를 해석하였다[9,10]. 두 연구자 모두 시뮬레이션 기법으로 유한요소법을 사용하였다.

수술 전 시뮬레이션 프로그램의 현실적인 적용을 위해서는 압력 또는 혈류속도 측정 등의 추가적인 작업을 하지 않고 동맥경화 환자가 일반적으로 거치는 혈관 영상촬영 자료만 갖고 시뮬레이션이 가능하여야 될 것으로 본다. 그러므로 먼저 혈관의 이미지 영상으로부터 혈관 좌표를 추출하고 이들을 연결하여 실제 형상에 가까운 해석모델을 만들 수 있어야 한다. 한편, 실제 입구 및 출구 속도를 모르므로 적절한 경계조건을 부여하여 해석하여야 환자의 혈류상태를 제대로 파악할 수 있을 것이다.

본 연구에서는 이러한 개념의 수술용 프로그램 개발의 필요성을 인식하여 그 첫번째 과정으로 국내 정상인의 CT 영상을 기반으로 복부 대동맥부터 시작되는 하지동맥의 분기혈관 모델을 구축하여 혈류유동을 해석하였다. 혈관의 실제 형상을 추출하기 위하여 CT 이미지 영상으로부터 2차원 단면 좌표 데이터를 추출하는 프로그램을 자체 개발하였으며, 상용프로그램을 사용하여 3차원 곡면과 해석용 메쉬를 만들어 혈류해석을 수행하였다. 동일한 사람에 대해 초음파 혈류속도를 측정하여 해석결과와 비교 하였다.

연구 방법

본 연구의 전체 과정은 다음과 같이 분류된다.

- (1) 혈관의 CT영상으로부터 각 단면의 좌표의 추출 (자체 개발 DICOM_View 프로그램)
- (2) 3차원 곡면 및 해석용 메쉬의 생성(상용 프로그램 Mathematica)
- (3) 혈류해석 (상용 전산유체역학 프로그램 STAR-CD)
- (4) 초음파 속도측정과의 비교

CT영상은 경북대학교 병원의 Light Speed Ultra 16(GE)을 사용하여 27세의 건강한 정상인 남성에게서 얻었다. 1.25mm 간격으로 복부에서부터 하지에 이르는 CT 단면사진을 촬영하였다. 그림 1은 촬영된 영상을 몇 가지 방향에서 상용 의료영상 프로그램을 통해 본 모습이다. 실제 혈관은 이상적인 분기관 모델과 달리 분기부에서 상당한 3차원적 굴곡을 가짐을 볼 수 있다. 이 중에서 신장동맥 하류부의 복부대동맥으로부터 장골동맥(iliac artery) 분기부 하류까지의 혈관 단면영상 96개를 사용하여 본 연구를 위한 3차원 해석모델을 생성하였다.

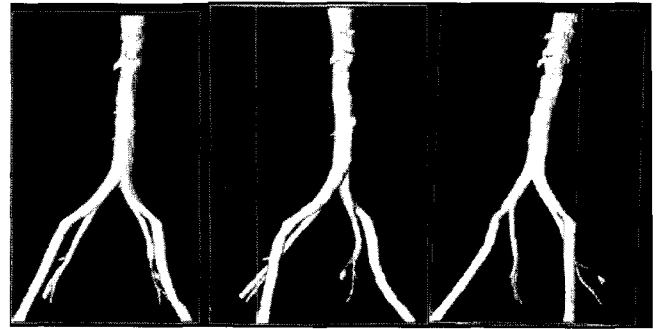


그림 1. 촬영된 혈관 영상
Fig. 1. Image of arteries reconstructed from CT

1. 단면좌표의 추출

CT영상등의 의료영상들은 다이콤(DICOM; Digital Imaging for Communications Of Medicines) 파일로 저장되므로 본 연구에서는 다이콤 단면 영상파일로부터 혈관 단면의 형상정보를 얻기 위한 프로그램을 비주얼 C++ 환경에서 개발하였다.(DICOM_View라 칭함). 이 프로그램의 주요 기능은 다이콤 포맷의 영상파일 읽기, 매뉴얼 드로잉을 통한 혈관단면 좌표의 추출, 추출된 단면을 매끄럽게 스무싱하는 부분, 단면좌표를 텍스트파일로 출력하는 부분 등이다.

본 연구에서는 단면 이미지로부터 경계좌표를 추출하기 위해 매뉴얼 드로잉(수작업으로 화면의 단면 경계를 마우스로 따라가며 그리기; 그림 2) 방법을 사용하였다. 이미지 프로세싱 기법인 자동추출(auto-segmentation) 기법은 단면영상이 불분명한 경우에 원하는 혈관 이외의 잘못된 형상정보가 포함될 수 있기 때문에 사용자가 직접 대상혈관 부분을 확대하고, 확인하면서 단면을 추출할 수 있는 매뉴얼 드로잉 방법을 사용하였다.

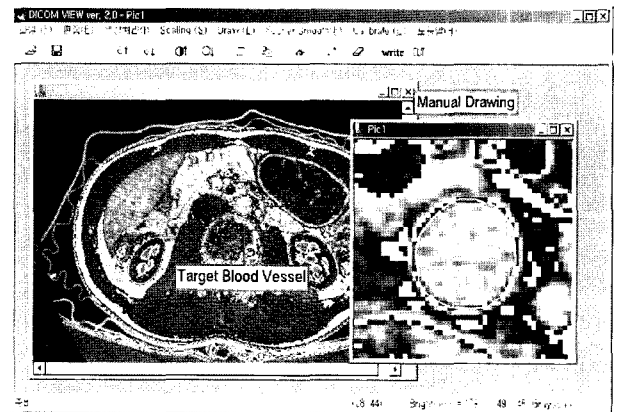


그림 2. DICOM_View를 이용한 혈관 단면 경계좌표의 추출. 화면상에서 혈관 경계의 구별이 가능하므로 확대하여 매뉴얼 드로잉으로 경계를 추출할 수 있다.

Fig. 2. Extraction of boundary coordinates of vessel cross section using DICOM_View program. Vessel boundary can be observed from the image and hence extracted by manual drawing technique with an enlarged view.

매뉴얼 드로잉을 통해 얻은 혈관 단면정보는 사용자가 직접 확인하며 작업을 하기 때문에 비교적 정확한 형상 정보를 얻을 수 있지만 사용자의 손 떨림 등의 영향이 형상정보에 포함 된다는 단점을 가지고 있다. 이 문제를 해결하기 위하여 푸리에 분해법(Fourier Decomposition)을 이용한 스무싱 기법을 적용하였다. 사용된 푸리에 분해식은 다음과 같다[8].

$$r'(\theta) = \frac{1}{2}c_0 + \sum_{n=1}^{N_h} (c_n \cos(n\theta) + s_n \sin(n\theta))$$

$$\text{with } c_n = \frac{1}{\pi} \sum_{i=1}^{N_p} r_i \cos(n\theta_i) d\theta_i$$

$$\text{and } s_n = \frac{1}{\pi} \sum_{i=1}^{N_p} r_i \sin(n\theta_i) d\theta_i \quad (1)$$

N_p 원래 단면을 나타내기 위해 프로그램에 의해 추출된 경계 점의 개수
 N_h 새로운 단면을 나타내기 위한 푸리에 주파수 개수
 θ 혈관단면의 센트로이드를 기준으로 단면의 경계점이 수평 축과 이루는 각도
 C_n, S_n 푸리에 계수

식(1)에서 r_i 는 단면 중심으로부터 단면 경계까지의 거리를 나타내는데, 이 거리의 높은 주파수 성분을 제거하고 저주파로 구성된 새로운 $r'(\theta)$ 를 만들어 내어 단면을 매끄럽게 하는 원리이다. 사용자는 스무싱 결과를 확인하면서 원래 단면을 가깝게 나타내는 적당한 저주파 주파수 개수(N_h)를 선택한다. 동맥경화 등으로 단면이 심하게 요철을 나타내지 않는 한 5개 정도의 하모닉 개수가 적당하다. 그림 2는 단면 이미지와 대상혈관에 대한 매뉴얼 드로잉과 스무싱하는 과정을 보여 준다. 그림 3은 스무싱 전의 단면과 스무싱 후의 단면을 보여주는데, 오른쪽의 확대된 그림을 보면 고주파 성분의 요철이 제거된 것을 알 수 있다.

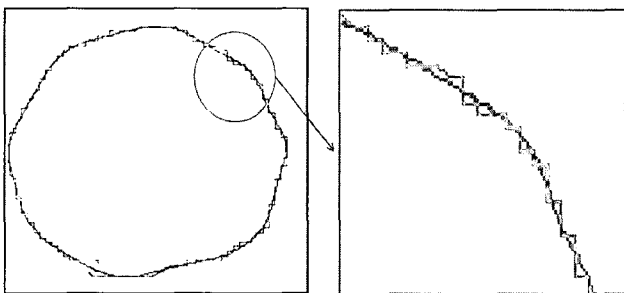


그림 3. 단면 경계좌표의 스무싱 이전과 이후의 비교
 Fig. 3. Comparison of boundary coordinates of cross section before and after smoothing

이렇게 얻어진 혈관형상정보는 원통좌표에서 다시 직교좌표로 변환된다. 단면 경계 추출작업은 96개의 CT 단면 이미지에 대하여 각각 이루어지며 얻어진 좌표들은 텍스트 파일로 저장된다. 그림 4는 단면 전체를 보여주며, 분기관 CT 한 단면에

서 둘 또는 네개의 단면이 생성되는 것을 고려하면 추출된 혈관 경계의 총 개수는 213개이다.

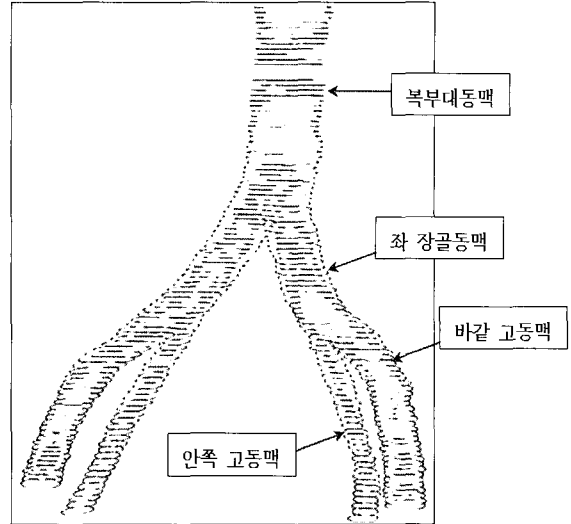


그림 4. DICOM_View에서 만들어진 전체 단면
 Fig. 4. All the cross sections generated in DICOM_View

2. 해석용 메쉬의 생성

앞 절에서 얻은 2차원 단면 좌표를 기반으로 상용프로그램 Mathematica를 사용하여 1,423,656 개의 육면체 셀로 이루어진 혈류해석 모델을 생성하였다. 육면체 셀은 메쉬 생성을 위해 분기혈관에서 복잡한 수작업이 요구되는 반면에 수렴속도와 해석의 정확도가 떨어졌다. 본 연구의 초기에는 메쉬의 자동생성이 가능한 사면체 모델을 사용하였으나 해석의 수렴에 문제가 있어, 육면체 셀로 방향을 전환하였다.

육면체 셀의 생성은 세 분기부의 존재로 인해 상당히 복잡한 수작업을 필요로 한다. 해석모델은 크게 복부대동맥, 좌(우) 복부대동맥 분기관, 좌(우) 장골동맥 분기관, 입출구 연장부들로 구성된다. 장골동맥 분기관의 경우 블록 구조 메쉬를 사용하여 안쪽 고동맥(internal femoral)을 바깥 고동맥(common femoral)에 접합하였다. 복부대동맥 분기관과 좌우 장골동맥 분기관에서는 해석의 정확성을 높이기 위하여 STAR-CD(Version 3.15a)을 이용하여 각 분기부의 셀 집합을 세 파트로 나누어 조밀한 메쉬 작업을 수행하였다. 이렇게 생성된 분기부의 셀들에 대하여 STAR-CD를 이용하여 표면을 부드럽게 재구성하였다. 그림 5에서는 육면체 셀로 구성된 해석모델과 의료영상 소프트웨어인 VoxelPlus (Version 2.1.1.3300, Mevisys, Korea)에서 만들어진 혈관 이미지를 비교하였으며 해석모델이 실제 이미지와 거의 유사한 모양으로 구축되었음을 관찰할 수 있다. 그림 7은 복부대동맥 분기부의 메쉬를 자세히 보여준다. 분기부의 메쉬는 분기부의 굴곡으로 인해 다소 찌그러진 모양으로 생성되었다.

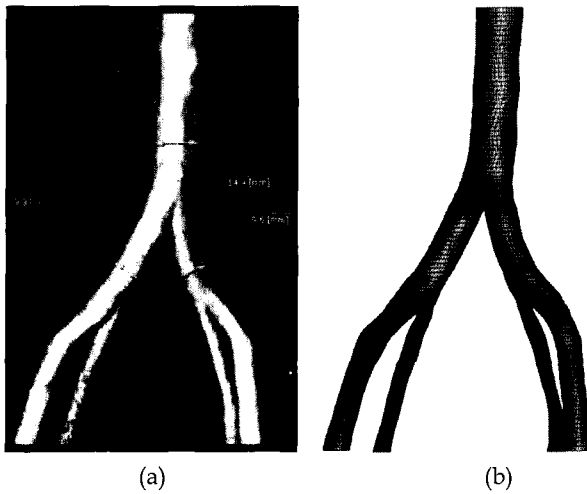


그림 5. 3차원 모델의 비교. (a) VoxelPlus의 이미지 (b) 해석용 메쉬 모델
 Fig. 5. Comparison of three dimensional model (a) VoxelPlus image (b) mesh model for simulation

3. 해석모델의 경계조건

본 연구에서는 선행연구자들의 자료를 토대로 모델의 경계 조건을 결정하였다. 모델의 입구조건으로 전형적인 복부대동맥에서의 유량 파형[11]을 사용하였으며, 수치해석에서 복부대동맥 중심부 셀의 최고 속도가 초음파 측정값과 같게 나오도록 모델 입구유량의 크기를 조정하였다. 그 결과 그림 6에 도시된 입구유량은 정상인의 평균값보다 약 20% 정도 증가된 값이다. 이와 같이 증가된 유량값을 사용한 이유는 초음파 속도측정치와의 비교를 위한 것이며, 본 연구에서 목표로 하는 실제 혈관 내에서의 압력, 속도, 유량의 분포를 파악하고자 하는 의도를 제한시키지 않는다.

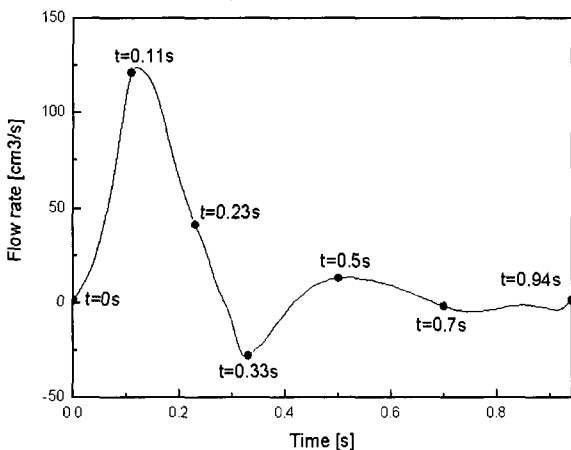


그림 6. 복부대동맥의 유량 파형
 Fig. 6. Flow waveform in the abdominal aorta

해석모델의 입구경계 조건으로서는 그림 5(b) 모델의 입구에서 완전 발달 유동이 형성되도록 모델의 입구를 연장시킨 후, 그림 6의 유량 파형을 단면적으로 나눈 균일속도 프로파일을 연장된 모델의 입구에 부여하였다. 모델의 출구에서도 분기부의 복잡한 유동의 영향을 피하기 위해 각 분기혈관 방향으로 출구를 연장시킨 후 각 출구의 압력을 대기압으로 부여하였다. 식 (2), (3)과 같이 유동의 완전발달을 위한 입구 길이 연장은 Chandran[12]의 수식을 참조하여 충분한 길이를 부여하였고 출구길이 연장은 Moore[8]에서 언급된 방법을 사용하였다.

$$\text{Inlet extension} = 20 * D_{in} \tag{2}$$

(D_{in} : Inlet diameter of mother vessel)

$$\text{Outlet extension} = 10 * D_{out} \tag{3}$$

(D_{out} : Outlet Diameter of Each Distal Artery)

그림 7은 입구와 출구가 연장된 모델을 보여 준다. 식(2), (3)을 적용한 입구 연장길이는 26.70cm이며 출구 연장길이는 그림의 아랫부분부터 각각 7.60, 5.23, 5.03, 7.13cm이다.

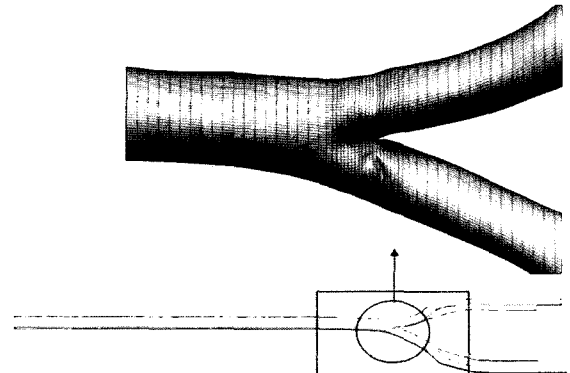


그림 7. 입출구가 연장된 모델과 분기부의 메쉬 모양 (사각박스 안이 수치 모델임)
 Fig. 7. Model with inlet and outlet extensions and mesh formation at the bifurcation (Computational model is located in the rectangular box)

4. 혈류해석 방법

해석모델의 입구에서의 평균 Reynolds수는 513, Womersley 수는 9.5로서 복부대동맥에서 정상적으로 관찰되는 범위 안에 있다. 혈액 밀도는 1.045 g/cm³, 점도는 전단 변형률의 전 영역에 걸쳐 혈액의 비뉴턴유체 특성을 잘 모사하는 수정 Powell-Eyring 모델을 사용하였다[11, 13]. 수치해석 방법은 층류(laminar flow) 유체 운동방정식에 대하여 시간에 관한 암시도식 및 공간에 관한 2차의 정확도를 갖는 LUD(Linear Upwind Scheme)를 사용하였고 비정상 해석을 위해 PISO 알고리즘을 적용하였다[11,14]. 총 계산 시간은 2주기(한 주기 0.94초)이며 시간 증분은 0.001초로 설정하고 초기효과를 제거하기 위해 2번째 주기에서의 결과를 사용하였다. 수렴조건으로는 잔여치(residual tolerance)를 PISO 알고리즘의 디플트 값인 속도 잔여치 0.01, 압력 잔여치 0.001을 사용 하였다. 계산은 Xeon CPU 3.06 GHz의 PC에서 상용 프로그램 STAR-CD를 사용하였으며 2주기 동안의 총 계산시간은 100시간 걸렸다

결과 및 토의

혈관모델에서의 6개의 z축 수직단면을 그림 8과 같이 잘라내어 여섯 가지 시간대에서(그림 6의 $t=0.0, 0.11, 0.23, 0.33, 0.50, 0.70$ 초) 속도의 변화를 도시하였다. 최고 유량에 해당하는 심장의 수축기인 시간 0.11초(그림 8(b))에서 가장 큰 속도가 관측되며 특히 좌우 안쪽 장골동맥 분기부의 단면에서 가장 큰 크기인 1.6m/sec를 나타내었다. 그림 8(c)의 시간 $t=0.23$ 초(심장 수축 감속기)에서 유속이 감속되어 단면 bb'의 바깥쪽 벽부터 단면 cc', dd'의 바깥쪽 벽에 걸쳐 재순환영역이 존재함이 관찰된다(속도가 매우 낮으므로). 그림 8(d)의 시간 $t=0.33$ 초에서 단면 aa'는 역류로 인하여 혈관중심부분이 바깥쪽 벽면보다 낮은 속도를 나타낸다. 대부분의 시간대에서 단면 bb', ee', ff'의 가운데 부분의 속도가 감소하는 것은 혈관의 분기로 인해 분기점(bifurcation tip)에 있는 혈관벽을 만나기 때문이다.

그림 9에서는 유량 최고점인 $t=0.11$ 초에서 3개의 분기부(복부대동맥, 좌우 장골동맥 분기부)를 z축에 평행한 수평단면으로 각각 잘라서 내부의 속도 크기를 보여준다. 각 수평단면에서 별다른 속도의 정체가 관측되지 않고 정상적인 속도분포를 보인다. 이러한 단면을 몇 가지 방향으로 자르면 혈류속도가 정체되고 가속되는 정도를 통해 혈관내의 혈류역학적 변수의 이상 정도를 알 수 있다. 예를 들어 혈관 협착부가 존재할 경우에는 협착 후방부에 체트가 발생하여 매우 큰 속도가 관측 될 것이다.

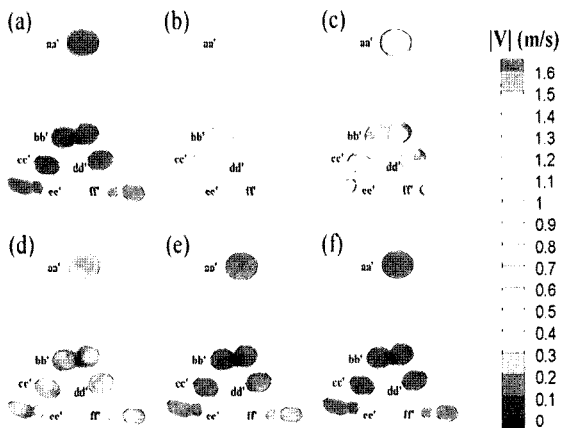


그림 8. 시간에 따른 z축 수직 단면에서의 속도 분포 변화.
(a) $t=0.0$ s (b) $t=0.11$ s (c) $t=0.23$ s (d) $t=0.33$ s (e) $t=0.50$ s (f) $t=0.70$ s
Fig. 8. Variation of velocity distribution in cross sections cut perpendicularly to z-axis at various time.

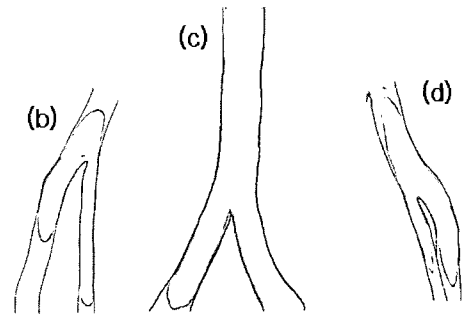
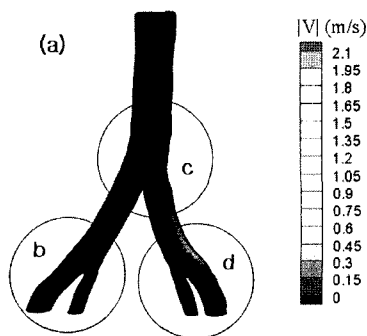


그림 9. $t=0.11$ 초에서 분기부의 z축 수평단면에서의 속도분포.
(a)단면의 위치 (b) 우 장골동맥 분기부 (c) 복부대동맥 분기부 (d) 좌 장골동맥 분기부
Fig. 9. Velocity distribution in bifurcations at $t=0.11$ sec in cross sections cut parallel to z-axis
(a) Location of the cross section (b) Right iliac artery bifurcation (c) Abdominal bifurcation (d) Left iliac artery bifurcation

그림 10에서는 유량 최고점인 $t=0.11$ 에서의 압력분포를 나타낸다. 그림에 보이는 모델의 입구부(복부대동맥)에서 출구(고동맥)까지의 평균 압력강하가 약 1300Pa(약10mmHg) 정도 관측된다. 이 값은 최고 유량점에서의 값이므로 심장수축기 동안(약 0.3초)의 평균 압력강하는 훨씬 작은 값을 가진다. 만일 이 부위의 심각한 동맥경화가 있을 경우에는 심장수축기의 평균 압력강하가 수십mmHg이상 도달하는 것으로 알려져 있다. 또한 좌우혈관의 압력분포가 큰 차이를 보이지 않으므로 혈관 분기부 양쪽에서 유동단면의 특별한 감소가 없는 것을 알 수 있다.

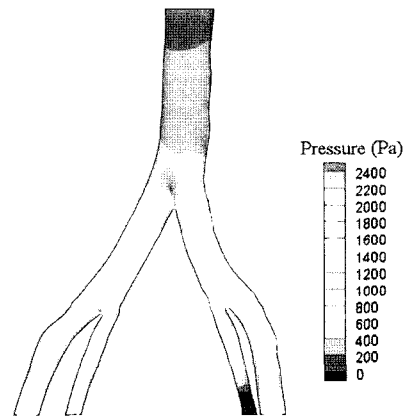


그림 10. 시간 $t=0.11$ 초에서의 압력분포
Fig. 10. Pressure distribution at $t=0.11$ sec

그림 11에서는 초음파로 측정된 속도와 해석으로 구한 값을 두 점에서 비교하였다. 초음파 속도는 동일한 환자에게서 영상촬영 직후 측정되었으며 혈관의 중심부분에서 혈관 방향의 속도를 나타낸다. 수치해석의 속도 역시 해석 후에 벡터내적을 사용하여 혈관방향의 속도로 환산한 값이다. 한편 해석에 사용된 입력유량은 환자의 유량이 아닌 전형적인 복부대동맥의 유량을 사용하였으므로 두 결과를 직접적인 수치로 비교하는 것은 무리이나, 비교를 통해 해석의 타당성을 생각해 볼 수 있다. 복부대동맥 단면(그림 8의 단면 aa')에서의 수치 해석의

속도는 초음파 측정 속도와 거의 유사하게 나오도록 입구 유량 조건을 해석시에 미리 인위적으로 조정하였다. 그림 11에서 복부대동맥과 좌 장골동맥(그림 8의 단면 dd')의 중심 최고속도를 비교하면 복부대동맥에서 장골동맥에 이르면서 속도가 감소하는 것은 유사했으나 수치해석의 결과가 초음파 측정보다 20cm/sec 정도(약 20% 차이) 크게 관찰되었다. 그 원인으로 다음과 같은 이유를 들 수 있다. 복부대동맥 하류에서의 작은 브랜치 혈관들의 존재로 인해 혈류가 다른 부분으로 빠져나가므로 실제혈류는 하지동맥으로 내려가면서 감소하게 된다. 초음파 측정은 이 사실을 반영하지만 수치해석은 이를 반영하지 못한 모델이다. 또한 장골동맥 혈관은 복부대동맥과 달리 3차원적으로 심하게 굽어져 있으므로(몸 좌우 및 깊이 방향으로) 초음파 측정 시에 혈관방향의 속도를 정확히 잡아내는데 한계가 있었을 것으로 보이며, 이 경우, 속도측정값은 감소할 것으로 판단된다. 그 외에 실제 혈관의 탄성에 의한 혈관 벽면 움직임이 혈류에 미치는 영향도 오차의 원인으로 고려할 수 있다[14].

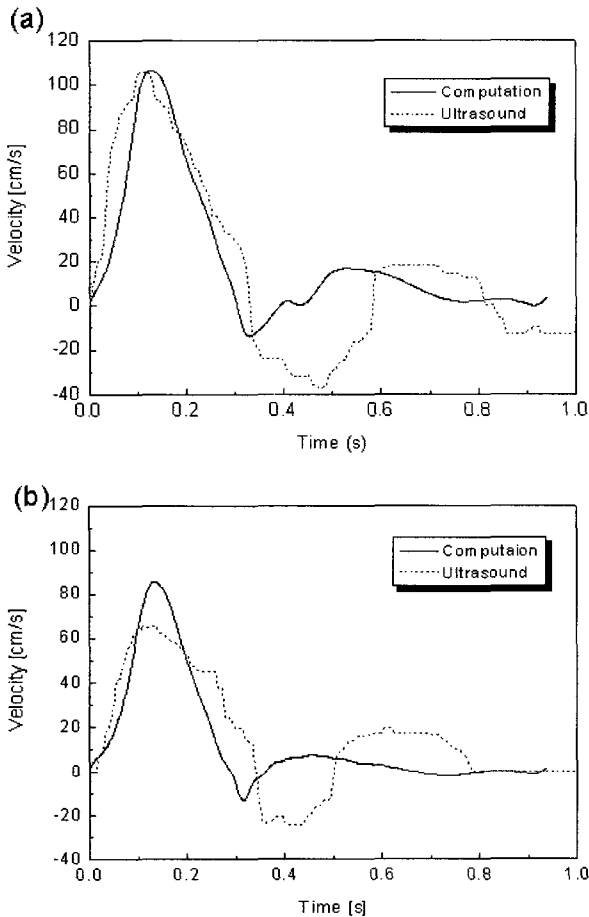


그림 11. 초음파 측정과 수치해석의 속도 비교
 (a) 그림 8의 단면 aa'(복부대동맥)의 중심속도
 (b) 그림 8의 단면 dd'(좌 장골동맥)의 중심속도
 Fig. 11. Velocity Comparison between ultrasonic measurement and numerical simulation
 (a) Center velocity at the cross section aa' (abdominal aorta) in Fig. 8
 (b) Center velocity at the cross section dd' (iliac artery) in Fig. 8

그림 12는 모델 출구부의 네 개의 분기혈관에서 계산된 유량을 비교하였다. 장골동맥 좌우측으로 빠지는 유량이 거의 같으며, 좌우측 장골동맥 모두에서 바깥 고동맥(common femoral artery)으로 빠지는 유량이 안쪽 고동맥(internal femoral artery)으로 빠지는 유량보다 2.5배 정도 큰 것을 관찰할 수 있으며 이는 혈관 지름의 차이에 기인한다. 그림 12의 유량분할 결과를 통해 분기혈관을 거쳐 특별한 혈류역학적 이상이 없음을 알 수 있다.

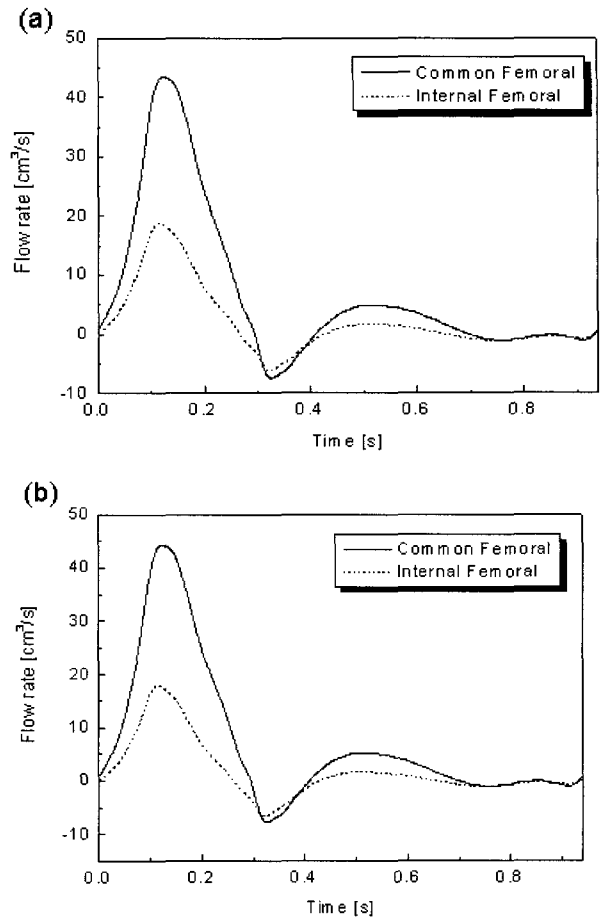


그림 12. 모델 출구부의 유량 분할
 (a)우 장골동맥 분기부(b) 좌 장골동맥 분기부
 Fig. 12. Flow division at model exits
 (a) Right iliac artery bifurcation (b) Left iliac artery bifurcation

결론

본 연구에서는 동맥경화로 인해 좁아진 혈관을 갖는 환자의 혈류역학적 상태를 파악하고 환자에게 가장 적합한 시술법을 찾기 위한 수술 전 시뮬레이션 프로그램 개발의 첫 단계로서 개인의 실제 형상정보를 갖는 혈류해석모델을 만드는 것과 그 해석과정을 기술하였다. 해석대상은 분기관 세 개를 갖는 복부대동맥에서부터 장골동맥 분기관 하류에 이르는 건강한 정상인의 혈관이었다. 본 연구에서는 3차원 혈관영상이 저장된 다이콰 단면영상을 읽어 혈관 경계 좌표를 매뉴얼 드로잉으로 추출하고 매끄럽게 하는 프로그램을 개발하여 적용하였다.

해석용 메쉬 생성과 혈류해석은 상용프로그램을 사용하였다. 초음파로 측정된 장골동맥 중심부의 심장수축기 속도는 해석에 비해 20% 작은 값을 보였으며 한 주기 동안 속도 변화의 경향은 서로 유사하였다. 전산혈류해석을 통해 얻어진 압력, 속도 및 유량 분포를 통해, 해석된 정상인의 혈관형상의 경우 혈류역학적 변수의 이상이 없음을 예측할 수 있었다. 본 연구의 접근방법은 환자 개인의 실제 혈관 형상에 기반한 혈류해석으로서 좁아진 동맥 또는 시술 될 동맥에서의 압력, 속도값, 속도 분포에 대한 정보를 제공한다. 이 결과는 의사로 하여금 환자의 혈류역학적 변수의 변화를 파악하게 하여 환자의 상태를 더 잘 이해하고 수술의 필요성을 판단하도록 도움을 줄 수 있으며 나아가 혈관 수술의 기초자료로 사용될 수 있을 것이다. 이 연구는 향후 동맥경화와 밀접히 연관된 혈류역학적 변수의 분포를 혈관 내에 보여줌으로서 동맥경화를 조기 진단하는 프로그램으로 발전할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. R. M. Nerem and J. F. Cornhill, "The role of fluid mechanics in atherogenesis", ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 102, pp. 181-189, 1980
2. D. N. Ku, D. P. Giddens, C. K. Zarins, and S. Glagov, "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: positive correlation between plaque location and low and oscillating shear stress", Arteriosclerosis, Vol. 5, pp. 293-302, 1985
3. D.L. Fry, "Acute vascular endothelial changes associated with increased blood velocity gradient", Circ. Res., Vol. 22, pp.165-197, 1968
4. M. H. Friedman, O. J. Deters, F. F. Mark, C. B. Barger and G. M. Hutchins, "Arterial geometry affects hemodynamics: a potential risk factor for atherosclerosis", Atherosclerosis, Vol. 46, pp. 225-231, 1983
5. Z. Lou and W. J. Yang, "Biofluid dynamics of arterial bifurcations", Critical Reviews in Biomedical Engineering, Vol. 19, pp. 455-493, 1992
6. C.-S. Lee and J. M. Tarbell, "Wall shear stress distribution in an abdominal aortic bifurcation model: effects of vessel compliance and phase angle between pressure and flow waveforms", ASME Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 119, pp. 333-342, 1997
7. C.-S. Lee and J. M. Tarbell, "Influence of vasoactive drugs on wall shear stress distribution in a compliant model of abdominal aortic bifurcation", Annals of Biomedical Engineering, Vol. 26, pp. 125-134, 1998
8. Jennifer Anne Moore, "Computational Blood Flow Modelling in Realistic Arterial Geometries", Ph.D Thesis, University of Toronto, 1998
9. C. A. Taylor, "A computational frame work for investigating hemodynamic factors in vascular adaptation and disease", Ph.D Thesis., Stanford University, 1996
10. C.A. Taylor, M. T. Draney, J. P. Ku, D. Parker, B. N. Steele, K. Wang, and C.K. Zarins, "Predictive Medicine: Computational Techniques in Therapeutic Decision-Making", Computer Aided Surgery, Vol. 4, pp. 231-247, 1999
11. 김민철, 이종선, 김찬중, 권혁문, "심장의 수축운동과 관상동맥 혈류와의 위상차가 관상동맥 혈관의 동맥경화 민감성에 미치는 영향", 대한의용생체공학회, Vol. 23, pp. 437-449, 2002
12. K. B. Chandran, Cardiovascular Biomechanics, New York Univ. Press, 1993
13. Y. I. Cho, and K. R. Hensey, "Effect of the non-Newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows", Advances in Bioengineering, Vol. 107, pp. 257-267, 1989
14. 최주환 이종선 김찬중, "복부대동맥 분기관에서의 벽면전단응력 분포: 벽면운동과 임피던스 페이즈앵글과 비뉴턴유체의 영향", 대한의용생체공학회, Vol.21, pp.261-271, 2000