

동맥 전단부의 역학적분석을 위한 새로운 실험적 방법

황민철* · 신정욱** · Raymond P. Vito***

=Abstract=

A New Experimental Method of Mechanical Analysis for Arterial Cross-Section Research

Min Cheol Wang*, Jung Woog Shin**, Raymond P. Vito***

This paper suggests a new experimental system and protocol of mechanical analysis for arterial cross-section research. So far, most methods of arterial studies have been focused on the deformation measurement in longitudinal and circumferential direction. The deformation in radial direction has been theoretically assumed by Poisson's ratio and/or the incompressibility of arterial wall. Also, the radial gradient of strains are neglected. In fact, the radial deformation and radial gradient of strains against blood pressure are important to be observed in the pathological point of view of artery. Proposed experimental system and protocol are to measure the deformation of cross-sectional artery. Also, this method enables to measure the deformation of anterior, posterior, and side site of cross-sectional area. It is meaningful to correlate the mechanically experimented data with pathological data of atherosclerotic artery.

Key words : artery, experimental sytem, protocol, mechanics, deformation, strain gradient, anterior, posterior, atherosclerosis

서 론

동맥은 피가 유동하는 통로이며 신체에서 심각한 성인 병을 유발하는 부위 중에 하나이다. 동맥에서 발생하는 전형적인 질환 중의 하나가 동맥 경화증인데 이 질환으로 시달리는 사람의 수는 날로 증가하고 있으며 그 정도는 심각하여 현대사회가 풀어 나가야 하는 심각한 과제로 대두되고 있다¹⁾.

동맥의 역학적 분석을 위해 지금까지 건강한 동물의 동맥을 이용한 연구가 활발히 이루어졌으며 그 학술적인 성

과도 대단하였다. 연구의 주요 관심사는 동맥의 물성과^{2, 3, 4)}과 혈압에 대한 적응상태 파악⁵⁾인데 이를 위한 측정 방법이 여러가지 제안되었다. 대표적으로 uniaxial 실험방법⁶⁾과 biaxial 실험방법^{6, 7, 8)}이 있다. uniaxial 실험방법은 시편에 힘을 한 방향으로 가하여 발생된 변형을 측정하는 방법이며 biaxial 실험방법은 시편에 직각의 두 방향으로 힘을 가해 발생된 변형을 측정하는 방법이다³⁾. 실험의 궁극목표는 변형된 모든방향 즉 3차원(x, y, z)을 모두 측정하는 것이지만 실험 조건상 어렵기 때문에 측정되지 않은 방향은 Poisson 비⁹⁾ 라든지 Incompressibility^{10, 11)}같은 이론적 배경

* 한국표준과학연구원 인간공학연구실

** 인제대학교 의용공학과

*** School of Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology

통신저자: 황민철, (305-606) 대전시 유성구 도룡동 1번지 한국표준과학연구원 인간공학연구실, Tel. (042) 868-5454, Fax. (042) 868-5455

을 근거로 변형을 가정해 왔다. 특히 지금까지 변형을 가정하는 방향은 일반적으로 동맥의 두께방향으로서 두께전반에 걸친 변형의 변화는 균일하다거나 변형의 크기는 무시할 정도로 적다고 가정하였다. 그 가정 하에 적용된 실험 방법은 다음과 같다. 실험하려는 동맥을 반지 모양으로 먼저 자르고 다시 종단면으로 잘라 직사각형으로 만든 후 양쪽 끝면을 잡아 당겨서 변형을 측정한다. 길이방향과 원주방향의 측정 데이터를 얻고 힘을 시편에 가하기 위해 두께부분을 힘을 가하는 장치에 부착시키기 때문에 두께에 걸쳐서 분포된 변형도 변화는 측정이 불가능하다. 그래서 이 부분의 변형분포는 무시 또는 가정이 불가피하다. 그러나 두께 부분에서의 변형을 분포는 무시 못할 만큼 크고¹⁾ 오히려 안쪽 벽의 변형을 집중 현상으로 두께에 걸친 변형을 분포를 심각하게 하고 있다¹⁰⁾. 더욱이 동맥의 질환을 일으키는 부분은 두께 부분이다^{12, 13)}. 따라서 이 부분에 대한 병리 현상의 공학적인 이해를 위한 두께 부분 변형도 분포에 대한 연구가 절실히 요구되고 있다. 이에 본 논문에서 제시한 실험 방법은 어느 정도 생리학적인 동맥구조를 그대로 보존하면서 두께부분에 분포된 변형율을 측정하는 것으로서 시편의 조건은 원래 동맥의 형태인 실린더형을 보존하고 시편에 인가되는 압력도 혈압과 같은 방향과 형태로 인가하였고 두께에 걸친 변형도 분포의 관찰을 위해 전단부에 대한 연구에 초점을 맞추었다.

실험 장치

생리학적 동맥구조를 보존하는 중요한 형태는 실린더형을 보존하며 압력은 원주와 직각 방향으로 분포시키는 것이다. 또한 전단부의 변형 형태를 측정하는 것으로 기존의 무시된 두께 방향의 변형을 알 수 있게 했다. 두께 부분 측정을 위해 기존의 uni 또는 biaxial 실험장치를 배제한 특별한 실험장치가 고안되었다. 고정밀과 신속한 측정을 위해 카메라 시스템을 이용하였다. 그림 1은 본 실험을 위한 측정장치를 보여준다. 이 실험장치는 변형과 압력을 측정할 수 있도록 했다.

압력 측정 장치에는 Manometer (Wallace & Tienman Co), Reservoir, Latex 고무 튜브, 수술용 실, Mandril 등이 있다. 공기압력을 쓰기 위해 공기압력선이 Mandril, Manometer, Reservoir와 연결되었다. 반지모양으로 자른 동맥 시편을 그 Latex 튜브에 끼워서 압력을 주고 그 압력은 Manometer에 의해 모니터링되도록 되어 있다. 이때 압력은 튜브 압력이지만 실제의 시편 압력이 아니기 때문에 압력 계산에 특별한 고려가 있어야 한다. Mandril은 Latex 튜브

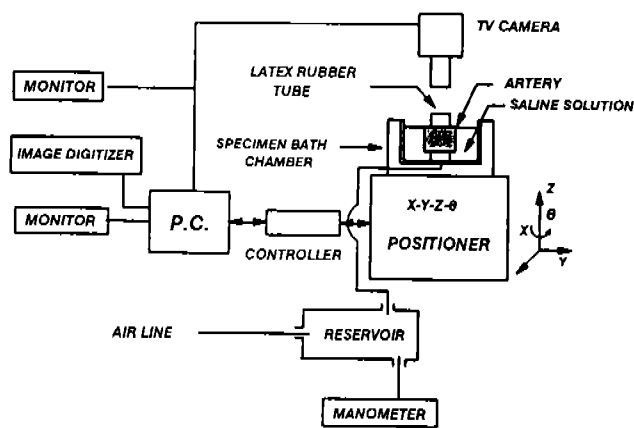


그림 1. 실험장치.
Fig. 1. Experimental System.

를 묶어 주는 지지대와 압력통로로 사용되었다. Mandril은 속이 비어 있으며 외부 중간에 작은구멍이 뚫려 있어 튜브에 압력이 전달하도록 되어 있다. Mandril 내경과 시편 내경과 일치 되어야 하므로 여러가지 내경크기의 동맥측정을 위해 3.2mm에서 25.4mm까지 매 1.6mm씩 증가시켜 14개를 만들어 사용하였다. Mandril 내경에 따라 튜브도 특별히 제작되었다. Latex 고무 용액 (#305 Revultex MRS, A-R Products Inc)에 튜브 제작용 실린더형 Mandril을 사용하였다. 이 Mandril을 고무용액에 30초간 넣었다가 뺀 후 24시간 말리면 0.125mm의 얇고 원하는 내경크기를 가진 튜브를 얻는다. 이 튜브 제작용 Mandril은 튜브의 압력 전달과 지지대로써 쓰이는 Mandril과 다른 것이다. 튜브는 동맥시편이 120mmHg 압력을 받기 위해 일반적으로 360mmHg 정도가 필요하였다. 그러나 튜브는 360mmHg이 도달 하기 전에 instability 현상이 일어났다. 실험적 시행착오를 실시하여 이 instability을 극복하기 위한 튜브조건을 파악했다. 즉 instability을 일으키지 않고 360mmHg 이상 견딜 수 있는 튜브는 어떤상태와 어떤크기를 지녀야 하는가에 대한 실험적 관찰이었다. 그 결과 stretch ratio 4 이고 내경은 실제 동맥의 2배가 되어야 360mmHg이상의 압력에 견딜 수 있었다.

변형 측정 장치에는 Specimen Bath Chamber, Positioner (Anorad Company, Intelligent Axis System), CID (Charge-Injection Device) 카메라 (CIDTEC, CID 2710), Mono Zoom-7 렌즈 (Bausch & Lomb Co.), Fiber Optic Illuminator (Cambridge Instruments Inc), 화상 Acquisition Board (Data Translation, DT2953-60Hz), 화상 처리 프로그램 (Data Translation, Global Lab Image, Version 2.0),

IBM Compatible PC 486, Tape Backup 시스템 (Colorado Memory System, Jumbo 250Mb), 모니터, Silicon Carbide 입자(Buehler Ltd), Airbrush(Paasche Airbrush Co.) 등을 들 수 있다. 특별히 Plexiglas로 고안 제작된 Specimen Bath Chamber는 시편을 실험기간중에 습기를 유지시켜 주기 위하여 식염수(0.9% NaCl, Fisher Scientific)를 채워서 사용한다. 이 Specimen Bath Chamber는 Positioner에 부착되어 있다. Positioner는 4차원(x, y, z) 선형 운동 장치이며 0.078 μm 의 운동 정확도를 가진 고정밀 장치이다. Positioner의 움직임 측정이 바로 변형 측정이다. CID 카메라는 고정되어, 시편 전단부에 초점을 맞출 수있게 되어 있다. Mono Zoom-7 렌즈는 고확대용으로 최대 field of view는 0.5mm으로, 최대의 확대효과를 얻기 위해 2.0 \times 대물 lens와 3.0 \times 확대 렌즈로 조정했다. 초점거리는 36mm이며 depth of field는 10~15 μm 이다. Fiber Optic Illuminator는 동맥의 전단부의 측정하려고 하는 부분을 집중적으로 밝히는 150 watts 출력의 point 조명장치이다. 이 조명 장치의 방향은 전단부와 수평을 이루게 하고 Specimen Bath Chamber의 벽 바깥쪽에서 비취게 하여 조명 시에 발생하는 열이 시편에 미치지 않도록 하였다. 변형된 전단부에 대한 이미지는 화상 Aquisition Board를 통하여 PC에 저장할 수 있게 되어 있다. 방대한 화상 file은 Tape Backup 시스템으로 저장 하여 차후에 저장된 화상을 불러 분석할 수 있게 하였다. 화상 처리 프로그램인 Global Lab Image는 화상을 향상시키고 필요한 수치 데이터를 얻어 내는 데에 사용되었다. 시편 전단부에 뿌려지게 될 10 μm mm Silicon Carbide 입자는 전단부 변형도를 측정하는데 사용되어 졌다. 이 입자는 색깔이 검기 때문에 식별이 용이하고 동맥표면에 잘 접착되는 장점을 갖고 있다. 입자를 전단부에 뿌릴 때에는 Airbrush를 이용했다. 이 Airbrush는 입자 저장통에 입자를 저장후 공기를 불어넣어 입자를 전단부에 사출하는 형식으로 s사용했다.

실험 방법

Latex 고무 튜브를 stretch한 후(Stretch Ratio 4) Mandril에 끼워 양쪽 끝을 수술용 실로 묶는다. 이때 묶은 부분에 압력이 새지 않도록 주의한다. 인체 흉부대동맥을 중간 부분 즉 Intercostal 동맥가지가 많은 부분을 택해서 5mm 정도의 길이로 잘라서 시편으로 쓴다. stretch한 튜브와 동맥은 viscoelastic한 특성이 있다. 그 중에 두드러진 현상이 hysteresis인데, 그것은 변형도의 loading path가 unloading

path와 일치하지 않는 것을 뜻한다. 이것을 무시할 만한 작은 양으로 줄이기 위해 precondition을 한다. 시편을 0mmHg에서 120mmHg까지 5~10번정도 반복적으로 압력을 주어서, loading history를 갖게 하는 것이다³⁾. 또한 viscoelastic현상중에 slow recovery가 동맥에선 두드러진 현상이다. 압력을 받아 변형된 시편은 다시 원형대로 돌아오는 데에 탄성체처럼 즉각적으로 이루어지지 않고 서서히 이루어진다. 그 회복시간은 대체로 120mmHg 압력분포에 대해 압력을 준 시간에 약 2배로 실험결과 밝혀졌다¹⁸⁾. 그래서 압력을 주고 그 다음 압력을 줄 때에는 회복시간을 두고 난 다음에 다음단계에 압력을 주는 것으로 했다. 실험은 시편이나 튜브나 precondition한 상태에서 시작하는 것을 원칙으로 한다. 먼저 시편이 받는 실제의 압력을 알기 위해 튜브의 압력과 지름변화를 측정한다. 그 튜브에 시편을 끼우고 압력과 지름변화를 측정한다. 튜브의 어떤 압력이 시편에 각각 40, 80, 120mmHg에 해당하는지 아래 데이터 분석란에 서술한 방법대로 결정한다. 시편을 위한 튜브압력을 안후 시편 전단부에 10 μm 의 Silicon Carbide 입자를 Airbrush로 뿌린다. 카메라로 Mandril 중심을 reference point로 정하고, 그 위치를 좌표(0, 0)으로 정한다. 뿌려진 입자를 카메라로 초점을 맞춘다. 압력을 주면 두께에 분포된 입자가 움직인다. 움직이는 입자를 Positioner를 움직여 카메라로 초점을 맞추면서 추적하여 압력이 0, 40, 80, 120mmHg일때 각각의 위치를 기록하고 변형 화상을 PC에 저장한다. 이때 앞서 말한바와 같이 한 압력에서 다음 압력으로 넘어갈 때 압력을 0mmHg로 두고 변형의 회복시간을 둔다. 압력을 주고 압력을 떨어뜨릴 때 입자가 움직이게 되는데 움직이는 입자를 추적하고 초점을 맞추기 위해 Positioner를 3차원으로 신속히 움직이도록 조작하지 않으면 초점이 흐려져 추적하는 입자를 잃을 경우가 있음을 주의해야 한다. 이러한 실험을 전단부별 즉 Anterior, Posterior, Side부위별로 실시한다. 동맥 전단부에서 가슴쪽이 Anterior이고 등쪽이 Posterior이다. 한 시편의 한 부위에 대해 4 압력에 대한 변형을 측정하고 또 다른 부위로 가서 4 압력을 측정하는 식으로 한다. 그러므로 한 시편에 대해 4 \times 3번 즉 12번 변형을 측정하고 사이사이에 0mmHg의 압력을 고려하면 많은 측정과 측정 시간이 소요된다. 그러므로 방대한 데이터 file에 대한 세심한 관리가 있어야 한다. 또한 긴 측정시간으로 인한 시편이 마르지 않도록 NaCl용액에 시편이 항상 잠겨 있어야 함에 주의한다.

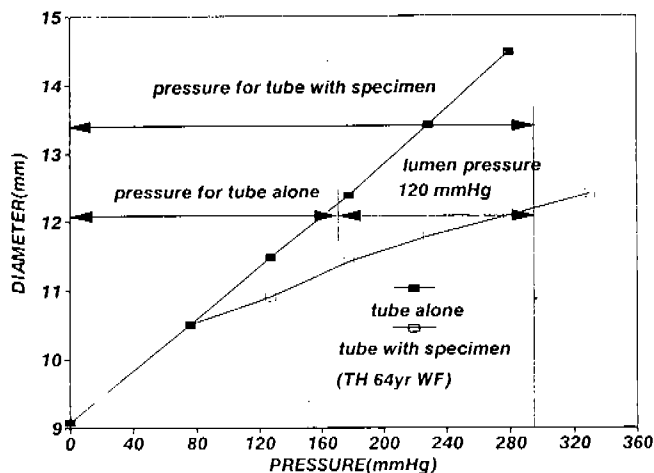


그림 2. 64세된 (64yr) 백인여자 (WF)의 흉부동맥 (TH) 시편이 받는 압력을 결정하기 위한 튜브 압력과 튜브와 시편의 압력과 지름 변형 데이터.

Fig. 2. Determination of specimen pressure by using tube diameter and the diameter of tube with specimen. The specimen is for 64yr-thoracic aorta (64yr, TH) of a white female(WF).

데이터분석 방법

실험 결과 데이터는 압력과 변형율이다. 압력은 측정된 것이 튜브의 것이기 때문에 시편이 실제로 받는 압력은 다음과 같이 결정한다. 먼저 튜브의 압력과 내경의 변화를 측정하고, 튜브에 시편을 끼워 그것의 압력과 내경의 변화를 측정하여, 두 데이터 set을 한 spread sheet에 옮겨 두 데이터 set의 압력과 변형의 차이를 계산하여 시편이 실제로 받는 압력을 결정한다. 그림 2은 튜브가 받는 압력과 내경의 변화와 튜브에 시편을 끼운 상태에서의 압력과 내경의 변화를 나타냈다. 앞서 말한 두 데이터의 차이가 바로 시편이 실제로 받는 압력이다. 이 데이터는 64세된 백인여자의 흉부대동맥 데이터이다.

변형율 결정은 다음과 같이한다. PC에 저장된 화상 file 들은 다시 복원시켜서 분석한다. 화상은 Global Lab Image라는 화상 처리 프로그램에 의해 화상을 향상시킨다. 화상을 향상시키는 이유는 카메라를 통하여 또는 실험환경에 의해 발생한 화상의 불필요한 것들을 없애거나 화상의 경계면을 보다 뚜렷하게 하기 위하여 시행한다. 화상을 향상시키기 위해 여러가지 화상 알고리즘중에서 이 연구의 데이터에 적합한 것으로 판정한 Median이란 방법도 도입했다. 이것은 화상을 이루고 있는 480×640 pixel로 구성되고 있는데, 3×3 pixel씩 고려하여 각 pixel의 grey level들

을 조사하여 median 값을 취해서 전체 3×3 pixel들의 화상의 noise 제거와 filtering을 실시한다. 이 작업은 480×640 pixel 전체에 걸쳐서 수행한다.

화상 처리 프로그램에서 얻어진 데이터는 각 압력 (0, 40, 80, 120mmHg)에 대한 입자 centroid 좌표 데이터이다. 얻어진 입자 centroid는 두 좌표계 데이터이다. 그 하나가 Positioner에 의한 모니터 frame이 가진 좌표 데이터 (X, Y) 인 절대좌표계이고 또 하나는 입자 자체가 가지고 있는 모니터 frame안에서의 좌표 데이터 (x, y)인 지역좌표계 (local coordinate)이다. 절대좌표계는 Positioner의 단위로 나타낸다. 모니터 frame안에서의 입자 좌표 데이터는 화상 처리 프로그램에 의해 입자 centroid를 얻게 되는데 이 좌표는 지역좌표계의 pixel단위로 나타낸다. 그러므로 두 좌표 데이터가 하나로 통일되어야 하므로 좌표 변환이 이루어져야 한다. 또한 두좌표계 축의 misalignment도 고려하였다. 그러므로 translation과 rotation을 동시에 고려하여 좌표변환 matrix를 구하여 XY에 대한 x y의 관계식 (1)을 유도하였다¹⁴⁾.

$$X = -9.69x - 0.33y + A \tag{1}$$

$$Y = -0.28x + 9.77y + B$$

상수 A, B는 평면상에서의 translation을 고려한 상수이고, 즉 입자를 화면에 보았을 때의 Positioner의 좌표이고, 계수는 두축의 misalignment를 고려한 것이다. 식 (1)의 첫번째에서 9.69는 0.33을 무시하였을 때 화면상에서 x방향으로 한개의 pixel은 Positioner의 9.69단위, 약 10개의 단위에 해당되어 0.78 μm (=10×0.078 μm)에 해당된다. 모든 데이터는 Positioner 좌표로 변환되어 지고 이것을 이용해서 각 입자의 압력에 대한 좌표 변화를 계산한다. 입자의 좌표 (X, Y)에 따른 입자들의 반경위치 r(X, Y)를 다음과 같이 계산한다.

$$r(X, Y) = \sqrt{X^2 + Y^2} \tag{2}$$

입자들의 반경위치 변화가 결정되면 원주방향 변형율 (E_θ)은 0mmHg의 입자의 반경 위치 R(X, Y)와 압력에 의한 변형 후 입자의 반경 위치 r(X, Y)를 가지고 결정한다. 동맥은 large deformation을 보이는데 large deformation에 알맞은 Green변형율을 채택하였다³⁾.

$$E_{\theta} = \frac{1}{2} \left[\left\{ \frac{r(X, Y)}{R(X, Y)} \right\}^2 - 1 \right] \tag{3}$$

57yr WM
THORACIC POSTERIOR

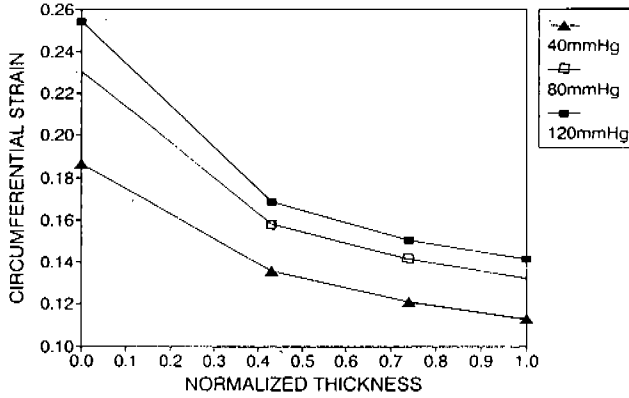


그림 3. Posterior 부위의 두께에 걸쳐서 압력 40, 80, 120mmHg에 대해 분포된 원주변형률 (57세된 백인 남자: 57yr WM).

Fig. 3. Circumferential strain distribution on posterior at 40, 80, 120mmHg (57yr-white male: 57yr WM).

57yr WM
THORACIC SIDE

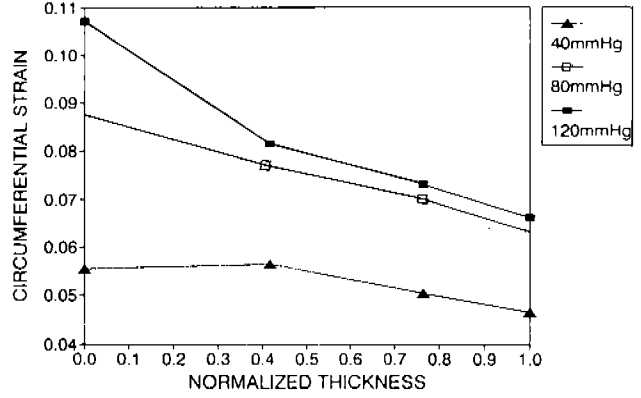


그림 5. Side 부위의 두께에 걸쳐서 40, 80, 120mmHg에 대해 분포된 원주변형률을 (57세된 백인 남자: 57yr WM).

Fig. 5. Circumferential strain distribution on posterior at 40, 80, 120 mmHg (57yr-white male: 57yr WM).

57yr WM
THORACIC ANTERIOR

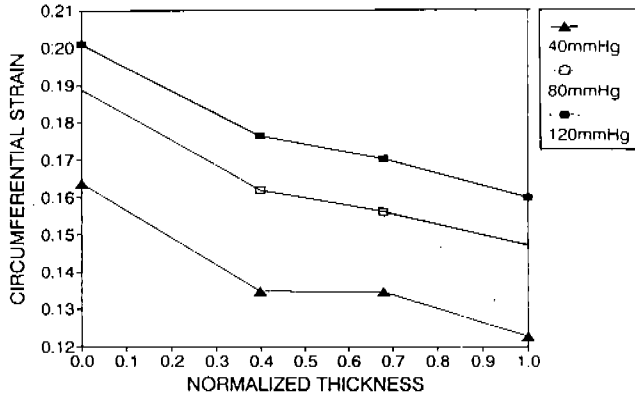


그림 4. Anterior 부위의 두께에 걸쳐서 40, 80, 120mmHg에 대해 분포된 원주변형률 (57세된 백인 남자: 57yr WM).

Fig. 4. Circumferential strain distribution on anterior at 40, 80, 120 mmHg (57yr-white male: 57yr WM).

결 과

동맥 전단부의 변형도를 압력에 따라 잘 관찰할 수 있었다. 전단부는 Posterior, Anterior, Side로 구분할 수 있는데 부위별 변형도를 측정할 수 있으며 두께 전반에 걸친 변형도 분포 파악도 가능케 하였다. 그림 3, 4, 5는 같은 동맥 전단부의 부위별로 두께전반의 변형률 분포도를 나타냈다. 이 결과의 시편은 57세 백인남자의 흉부동맥이다. 그

림 3은 Posterior, 그림 4는 Anterior, 그림 5는 Side부위에 대한 원주변형률을 나타내었다. 그림에서 종축은 Green 원주변형률 나타내고 횡축 데이터는 두께 (t)를 normalize 시켰다. 안벽 반지름 (r₀), 바깥벽 반지름 (R₀), (2)식을 이용하여 0mmHg에서 얻어진 입자의 좌표 R(X,Y)로 다음과 같이 결정한다.

$$t = \frac{[R(X, Y) - r_0]}{(R_0 - r_0)} \quad (4)$$

위 (4)식에 의해 두께를 normalize함으로써 다른 두께 크기를 가져도 같은 두께 위치에서의 변형률을 비교분석 가능하게 하였다.

그림 3, 4, 5에서 보는 바와 같이 원주변형률을 10⁻²까지 결정하였다. 따라서 ΔR/R이 10⁻²의 분해도를 가지는데, 그 이유는 다음과 같다. 입자 화상의 변형률은 화상을 구성하고 있는 작은 pixel의 움직임으로 결정한다. 입자 위치는 centroid 점의 위치로 결정되고 그 점이 화면에서의 pixel 하나의 위치이다. centroid 점을 나타내는 pixel 하나의 움직임이 바로 변형도이다. centroid 점을 찾아내기 위해서 thresholding을 거친 화상을 수학적으로 계산하여 얻게 되므로 정수로 표시되지는 않는다. 또한 화상은 빛에 강도에 따라 다른 분포의 histogram을 가지게 되므로 pixel의 위치를 반올림하여 정수로 표시하였다. 따라서 입자 centroid점의 위치는 화면상에서 최대 1 pixel의 오차를 발생할 수 있다. 한편 측정을 위한 Positioner의 변위 해상도는

1 pixel을 정밀하게 잴수 있는 정확도를 가지고 있다. 식 (1)에서 보느냐와 같이 1 pixel는 Postioner의 약 10개의 단위에 해당한다. 따라서 1 pixel는 0.78 μm 에 해당한다. 즉 본 실험의 변위 해상도는 약 0.78 μm 가 된다. 시편의 최소 반지름 1.6mm(실험장치내용 참조)를 고려하여 R/R의 upper boundary는 0.78 $\mu\text{m}/(1.6 \times 10^3)$ 이 되어 약 0.5×10^{-3} 이 된다. 그러나 원주변형율은 대체로 생리학적 혈압하에 1% 이상을 갖고 있으므로 10^{-3} 이하는 질사하였다.

그림 3, 4, 5는 같은 압력을 받아도 변형율의 분포와 압력에 대한 변형율 변화가 같은 전단부의 부위별로 다르게 나타나고 있음을 보여준다. 이 시편은 원주 변형율 크기가 Posterior가 다른 부위보다 크고 Side가 다른 부위보다 작음을 보여준다. 이것은 전단부의 기하학적 비균질성과 물성의 비균질성으로 설명될 수 있다. 실제로 두께가 원주에 따라 일정하지 않았고 물성 자체도 원주상으로 일정하지 않았다. 두께와 물성의 차이가 얼마나 변형율에 영향을 주는가는 앞으로의 연구과제로 남아있다.

본 연구의 결과로써 Posterior 쪽이 다른 부위보다 변형율의 크기와 분포의 변화가 큰 것으로 나타나고 또 분포의 비선형성이 다른부위에 비해 강하게 나타난다. 지금까지 동맥의 변형율 원주상의 분포는 균일하다고 일반적으로 가정하였다. 그러나 이 가정 때문에 같은 동맥 전단부내 어떤부위는 동맥경화 가능율이 높고 어떤 부위는 동맥경화 가능율이 낮다라는 임상적 현상에 대한 공학적 설명이 어려웠다. 이런 부위별 경화현상에 대한 역학적인 이유가 충분함에도 불구하고 실험상의 어려움으로 단순한 가정(변형율이 원주상의 분포가 균일)으로 간과되었었다. 임상적으로 동맥전단부가 가지는 부위별 동맥경화 가능율은 흉부 동맥에선 Intercostal 동맥가지가 많은 Posterior가 높은데^{15, 16} 이곳에 대한 기계 구조학적과 역학적 관찰^{17, 18, 19}을 가능하게 하고 조직병리학적 현상과 공학적 현상을 연관시켜 동맥의 병리현상의 이해를 용이하게 할 수 있었다²⁰. 또한 동맥 경화증의 시초의 위험을²¹을 항상 내포하고 있는 Intima쪽의 변형율 변화와 비교적 안정한 Adventitia쪽의 변형율 변화를 비교 분석을 가능케 하였다.

토 의

Optic을 사용한 실험 장치이므로 조명 방향과 세기에 대한 화상 변화가 심하였다. 실험에 이용된 조명 방향과 세기는 시행착오로 결정했고, 결정된 방향과 세기를 실험간 계속 유지하여 일관된 화상을 갖도록 하였다. 실제로 화상에서 얻어진 데이터는 입자의 centroid이기 때문에 조명

방향과 세기에 의해 화상의 형태변화가 다소 있다 할지라도 centroid의 위치 변화는 무시 할만한 수치로 판명되었다.

입자 tracking이 가장 큰 문제이었다. 같은 입자를 0, 40, 80, 120mmHg 압력까지 계속적으로 추적해야 하는데 계전체에 분포된 입자를 압력에 따라 추적하기란 반복적이고 기능적인 일이 많았다. 그러므로 자동적 입자 tracking 알고리즘이 데이터 분석시간을 크게 줄일 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

1. Newman, E. V., "A report by the National Heart and Lung Institute Task Force on Arteriosclerosis," National Institute of Health, DHEW pub. NO. (NIH), 1971: 72-219
2. Fung, Y. C., Fronek, K., Patitucci, P., "Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression," Am. J. Physiol., 1979, Vol. 237: H620-H631
3. Fung, Y. C., "Biomechanics: The mechanical properties of living tissue," New York, Springer-Verlag, 1981.
4. Hayashi, K., Sato, M., Niimi, H., Handa, H., Moritake, K., Okumura, A., "Triaxial constitutive laws of deformation of vascular walls," Biomechanics Symposium, (ed. Skalak, R., Nerem, R. M.), ASME, New York, 1975: 81-82
5. Fry, D. L., "Response of the arterial wall to certain physical factors," Atherogenesis: Initiating Factors, CIBA Foundation Symposium 12 (new series), Association of Scientific Publishers, 1973: 93-125
6. Dobrin, P. B., Rovick, A. A., "Influence of vascular smooth muscle on contractile mechanics and elasticity of arteries," Am. J. Physiol., 1969: 217: 1644-1951
7. Vashnav, R. N., Vossoughi, H., "Incremental formulation in vascular mechanics," J. Biomech. Engng., 1984, Vol. 106: 105-111
8. Vito, R. P., "The mechanical properties of soft tissues I: A mechanical system for biaxial testing," J. Biomech., Vol. 13: 947-950: II: The elastic response of arterial segments," J. Biomech., 1980, Vol. 13: 951-957
9. Manak, J. J., "The two-dimensional in vitro passive stress-strain elasticity relationships for the steer thoracic aorta of blood vessel tissue," J. Biomech., 1980, Vol. 13: 637-646
10. Chuong, C. J., Fung, Y. C., "Three-dimensional stress distribution in arteries," J. Biomech. Engng., 1983, Vol. 105: 268-274
11. Vaishnav, R. N., Young, J. T., Patel, D. J., "Distribution of stress and strain-energy density through the wall thickness in a canine aortic segment," Circulation Res., 1973, Vol. 32: 577-583
12. Glagov, S., Weisberg, E., Zarins, C. K., Strankunavicius, R., Klettis, G., "Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary arteries," N. Engl. J. Med., 1987, Vol. 316: 1371-1375

13. Glagov, S., Bassiouny, H., Masawa, N., Ku, D. N., Vito, R. P., Giddens, D. P., "Hemodynamic and structural determinants of human plaque stability," *Atherosclerosis VIII*, Elsevier Science, 1989.
14. Shin, T. J., "The mechanical property of the human cornea," Ph. D. Thesis, Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 1992.
15. Ku, D. N., Giddens, D., Zarins, C. K., Glagov, S., "Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation: Positive correlation between plaque localization and low oscillating shear stress," *Arteriosclerosis*, 1985, Vol. 5:292-309
16. Loree, H. M., Kamm, R. D., Lee, R. T., "Turbulent pressure fluctuations on surface of model vascular stenoses," *Am. J. Physiol.*, 1991, Vol. 261:H644-H650.
17. Vito R. P., Whang, M. C., Beattie, D. K. Glagov, S., Xu., C., "Regional variations in mechanics and histology in human aorta," *Adv. in Bioengng, ASME*, 1994.
18. Whang, M. C., "Mechanical and histological analysis of human aorta," 4th Graduate Student Symposium, Georgia Institute of Technology, 1994.
19. Whang, M. C., Vito, R. P., Glagov, S., Xu, C., Beattie, D. K., "Measurement of strain in human abdominal and thoracic aorta," *Biomedical Engineering in Recent Development*, 1994: 9-12
20. Whang, M. C., "Correlation between mechanical and histological measurements in human atherosclerotic aorta," Ph. D. Thesis, Mechanical Engineering, Georgia Institute of Technology, 1994.
21. Loree, H. M., Kamm, R. D., Stringfellow, R. G., Lee, R. T., "Effect of fibrous cap thickness on peak circumferential stress in model atherosclerotic vessels," *Circulation Res.*, 199, Vol. 71:850-858

=국문초록=

동맥전단부를 연구할수있는 새로운 실험방법과 기계역학적 분석방법을 제시하였다. 지금까지동맥 역학적 연구는 대부분이 동맥의 길이방향과 원주방향에 대한것이 이었다. 두께방향의 변형은 포아손 비라든지 비압축성가정으로 이론적으로 결정되었다. 또한 두께에 걸친 변형의 변화도 무시되었다. 그러나 병리학적인 의미에서 동맥의 두께에 걸친 변형도와 변형의 분포는 중요한 의미를 가진다. 그러므로 본연구에서 제안된 실험방법과 장치는 두께전반에 걸친 변형을 측정할수 있게 했다. 또한 전 단부의 부위별 변형도의 관찰이 가능하고 병리적인 동맥경화증에 대한 현상과 역학적현상을 상관시킬 수 있음에 중요한 의미를 들 수 있다.