

## 동맥 전단부에 분포된 원주 변형율에 대한 잔유 변형율의 영향

황민철\* · 신정욱\*\*

=Abstract=

### Residual Strain Effect on Circumferential Strain on Arterial Cross-Section

Whang Min Cheol\*, Shin Jung Woog\*\*

The distribution of circumferential strain of arterial cross-section is highest at intima and lowest at adventitia. However, the circumferential strain is theoretically severe at intima because there is strain concentration. The theoretical degree of the intimal strain can not be explained in physiological condition even though artery is physiologically normal. Physiological adaptation may be undertaken to strain concentration. However, it is not clear, yet.

Residual strain of artery is eagerly studied. There is experimental evidence that residual strain exists in artery. When ring of artery is longitudinally cut, it is opened. Assumption is made that intimal strain concentration is reduced with the consideration of residual strain. This study experimentally attempts to quantify the effect of residual strain on circumferential strain which is determined under the assumption of zero strain with zero pressure.

**Key words** : artery, circumferential strain, residual strain, intima, adventitia, physiological adaptation, zero strain with zero pressure

### 서 론

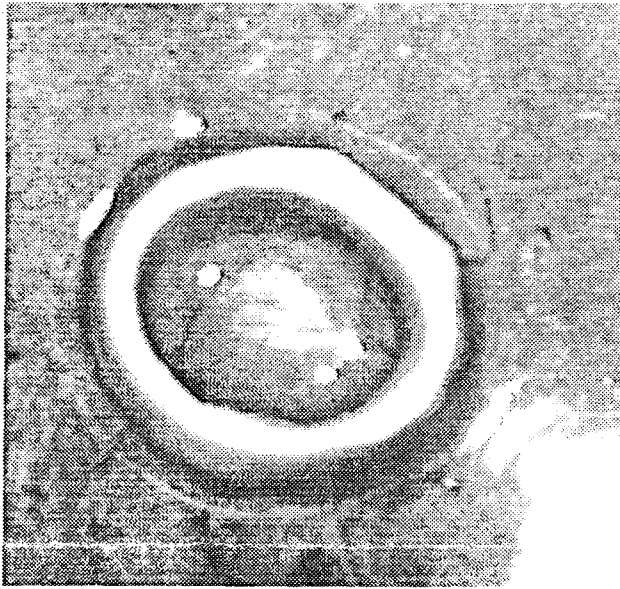
혈압에 의한 동맥벽 전단부에 분포된 원주 변형율은 전형적으로 안쪽벽에 가까운 쪽이 높은 수치를 갖는다. 상대적으로 바깥쪽은 매우 작은 수치를 갖는다<sup>1)</sup>. 그러나 안쪽벽의 변형율은 변형율 집중현상(Strain Concentration)으로 그 정도는 심각하여, 생리학적으로 전혀 설명될 수 없는 수치이다<sup>2, 3)</sup>. 왜냐하면 안쪽벽 변형율의 공학적 수치는 비정상적인 데에<sup>4-6)</sup> 비해 생리학적인 기능은 정상적이기 때문이다<sup>7, 8)</sup>. 이것은 비정상적인 변형율 현상에 대한 생리학적 적응(Adaptation)으로 설명이 가능하다<sup>9, 10)</sup>. 그러나 안쪽 벽의 변형율 집중현상에 대해 생리학적으로 적응하는 것인지에 대한 것은 의문이다<sup>11)</sup>.

최근 동맥벽에 잔유한 변형율에 대해 관심이 커가고 있다. 동맥벽에 잔유변형율이 존재를 증명한 연구들이 활발히 진행되고 있다<sup>12-16)</sup>. 그림 1은 동맥의 잔유 변형율이 존재한다는 실험적 증명이다. 동맥을 반지모양으로 자른 후 길이가 방향으로 자르면 반지모양의 동맥이 열리게 된다. 이것은 동맥의 잔유변형율이 존재한다는 증명이다. 동맥이 열리는 것은 잔유 변형 방향이 안쪽벽의 원주 방향으로 수축함과 동시에 바깥쪽의 원주방향으로 신장 때문에 일어난다<sup>3)</sup>. 이 현상은 안쪽벽의 변형율 집중현상을 공학적으로 설명하는 데에 중요한 의미를 부여한다<sup>7, 8)</sup>. 지금까지 분석된 동맥 벽의 변형율은 잔유변형율을 고려하지 않은 것이다. 즉 압력이 없을 때 변형율도 없다는 가정에 결정된 것이다<sup>2, 3, 17, 19)</sup>. 그러므로 존재된 잔유변형율은

\* 한국표준과학연구원 인간공학연구실

\*\* 인제대학교 의용공학과

통신저자: 황민철, (305-600) 대전시 유성구 도룡동 1번지, Tel. (042) 868-5454, Fax. (042) 868-5455



a



b

그림 1. 동맥의 잔유 변형률 존재의 실험적 증명.  
Fig. 1. Experimental observation of residual strain existence of artery.

앞서 결정된 변형률에 포함되어야 한다. 따라서 잔유 변형률을 고려하기 위해 압력에 의한 변형률에 잔유 변형률을 중첩하면 변형률 집중현상을 줄이거나 안쪽벽에서 바깥쪽벽까지 변형률 분포를 일정하게 한다는 가설을 낳게 된다<sup>7, 8)</sup>. 그러나 이 가설은 이론적 타당성이 있지만 실험적

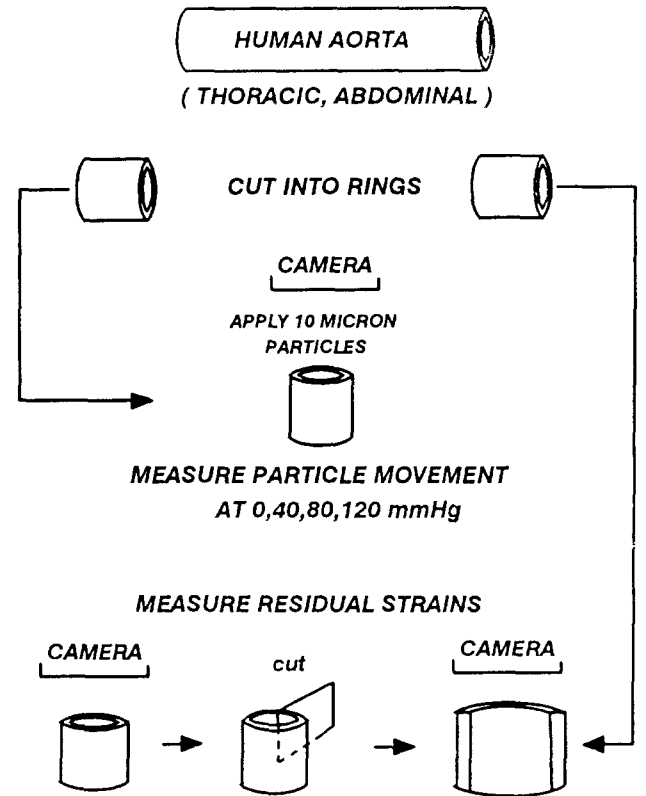


그림 2. 실험방법  
Fig. 2. Experimental procedure.

증명이 요구되는 형편이다<sup>16)</sup>.

본 연구는 잔유 변형률과 압력에 따른 변형률을 측정하여 동맥 전단부에 분포된 원주 변형률에 대한 잔유 변형률이 얼마나 영향을 미치는가를 알아보았다

### 실험장치 및 방법

생리학적 동맥조건을 최대한 유지하려는 생리학적 동맥구조를 보존하는 중요한 형태는 실린더형을 보존하며 압력은 원주와 직각방향으로 분포시키는 것이다. 또한 전단부의 변형형태를 측정하는 것으로 기존의 무시된 두께 방향의 변형을 알 수 있게 했다. 두께 부분 측정을 위해 기존의 Uni 또는 Biaxial Test 실험장치를 배제한 특별한 실험장치가 고안되었다. 10 $\mu$ m 검은 입자, 카메라 시스템, 정밀 positioner 구동방식을 이용하여 변형을 해상도를 10<sup>-2</sup>까지 측정할 수 있는 장비가 구현되었다<sup>11)</sup>.

실험은 5개의 길이 5 mm의 반지모양의 시편으로 0, 40, 80, 120 mmHg의 압력에 의한 변형률 측정과 잔유 변형률

측정을 실시하였다. 그림 2는 실험을 시편에 따라 시행하는 방법을 보여준다. 인간 대동맥을 5mm의 길이의 반지모양으로 자른다. 그 중 한개를 Precondition한 후 압력 0, 40, 80, 120mmHg에 대한 변형율들을 측정한다. 이 측정은 전단부에 실리콘흑연성분의 검정색 10 $\mu$ m 입자를 전단부에 뿌려서 카메라로 변형을 측정하였다<sup>1)</sup>. 나머지 1개는 잔유 변형율 측정에 이용한다. 전단부를 볼 수 있도록 설치된 카메라로 동맥 전단부에 총점을 맞춘다. 반지모양의 시편은 NaCl 0.09% 용액에 채워진 실험용 플라스틱 접시에 넣는다. 그 화상을 컴퓨터에 저장한다. 동맥시편을 길이 방향으로 자르면 반지형태가 완전히 열린다. 완전히 열리고 더 이상의 변형이 없을 때 그 화상을 컴퓨터에 저장한다.

### 데이터 분석

PC에 저장된 화상을 컴퓨터의 모니터에 복원시켜 화상을 분석하여 필요한 수치데이터인 동맥 전단부에 뿌려진 입자좌표의 움직임으로 압력에 의한 변형율을 결정했다.

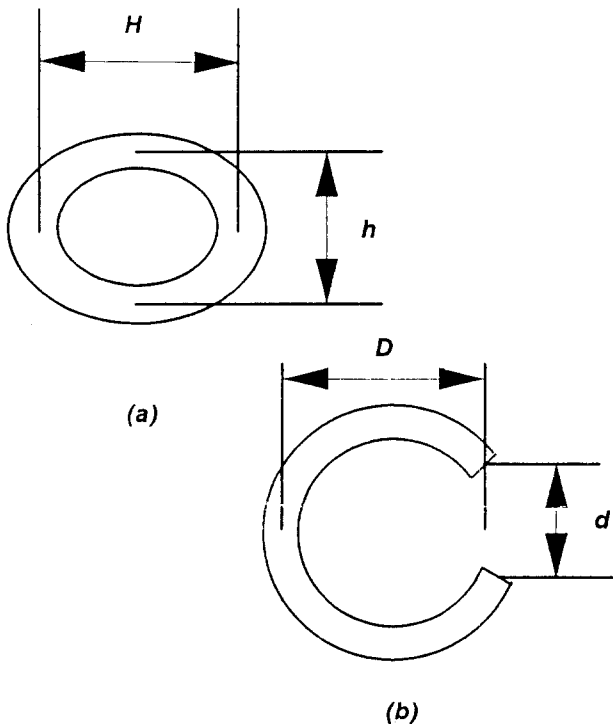


그림 3. 잔유변형율 결정을 위한 닫힌 타원(a)과 열린 원(b)의 기하학적 변수.

Fig. 3. Geometric parameters of closed and open artery ring for residual strain determination.

또 반지모양의 전단부가 열린진 정도로 잔유 변형율을 결정했다. 압력에 의한 변형율 결정은 황민철 등(1994)에 자세히 설명하였다.

잔유 변형율은 Vashnav 등(1987)이 제안했던 방법을 이용하여 결정하였다. 그림 3(a)에서 보는바와 같이 실험용 접시에 놓여진 형태는 타원형이다. 시편에 두께의 중간 선에 의한 장축 지름을 H 단축 지름을 h이라 한다면 평균반지름 R은

$$R = \frac{1}{4}(H+h)$$

그림 3(b)에서 보는 바와 같이 길이 방향으로 잘려서 열린 모양에서 평균 반지름 r은 열린 끝단 사이의 직선거리 d와 그 직선거리 중간지점에서 열린 반대부분까지 직선거리 D로 결정한다.

$$r = \frac{1}{8} \left( \frac{d^2 + 4D^2}{D} \right)$$

결정된 R과r에 의하여 잔유변형율 E<sub>0</sub>는

$$E_0 = \frac{(r-R)}{R} = r \left( \frac{1}{R} - \frac{1}{r} \right)$$

최대 긍정 변형율과 최대 부정 변형율은 두께 t를 이용하여 r =  $\pm (1/2)t$  대입하여 구한다.

$$|E_0|_{\max} = \frac{t}{2} \left( \frac{1}{R} - \frac{1}{r} \right)$$

최대 긍정 변형율은 안쪽벽에 최대 부정 변형율은 바깥쪽벽으로 결정되면 두께전반에 걸친 잔유 변형율은 두께에 대해 선형 interpolation으로 결정한다.

압력에 의한 변형율은 0 mmHg압력에 변형율이 없다는 가정 하에 결정되었다. 그러나 잔유 변형율이 존재하므로 무 압력 하에 무변형이란 가정 하에 결정되었던 변형율에 잔유 변형율을 고려해야 한다. 그러므로 압력에 의한 변형율에 잔유 변형율을 중첩하게 된다. 그러나 중첩할 때 주의해야할 것은 변형이 압력에 대해 예상가능한 선형성 변형이 아니라 비선형성 변형이란 점이다. 중첩은 항상 선형성 변수에만이 적용되는 이론이므로 비선형성 변형을 선형으로 바꾸기 위해 incremental linearity를 도입한다

<sup>1)</sup> 본 연구에서 변형율 0.1까지 선형성 변형이라고 가정하였다. incremental 선형성 변형을 구하기 위해 실험에 의해 결정된 압력 0, 40, 80, 120 mmHg에 대한 변형율을 이용하여 변형율 0.1씩 증가시킬 수 있는 압력을 결정한다.

그 압력을 이용하여 변형율을 다시 결정한다. 변형율을 결정할 때 각 increment마다 reference point는 그 전 압력에 의한 변형된 상태로 하였다. 이때 최초 0.1 increment 변형율에 잔유 변형율을 중첩한 후에 전체 변형율을 increment로 결정한다. 이로써 압력에 의한 변형율에 잔유 변형율을 고려한 통합 변형율을 얻게 되었다.

압력에 의한 변형율과 잔유 변형율을 고려한 변형율의 비교 분석을 위해서 변형율gradient (SG)를 구하였다. SG는 안쪽벽 변형율  $E_a$ 와 바깥쪽 변형율  $E_o$ 를 두께  $t_p$ 를 이용하여 다음과 같이 결정한다.

$$SG_{P+40} = \frac{(E - E_0)_{P+40}}{t_p}$$

$$P = 0, 40, 80 \text{ mmHg}$$

### 결과 및 토의

그림 4는 실험적인 데이터로서 혈압 40, 80, 120 mmHg에 따른 원주 변형율과 잔유 변형율을 고려한 원주 변형율을 나타내고 있다. symbol로 연결된 선이 혈압 0 mmHg일 때 변형율이 없는 것으로 가정한 원주 변형율이다. 수평축에 나타난 데이터는 두께를 normalize시킨 것이다<sup>1)</sup>. 보는바와 같이 변형율 gradient SG가 압력에 따라 증가한다. 안쪽벽의 변형율이 바깥쪽보다 더 신속히 증가하고 있다. 만약 잔유 변형율을 고려하면 다른 양상을 보인다.

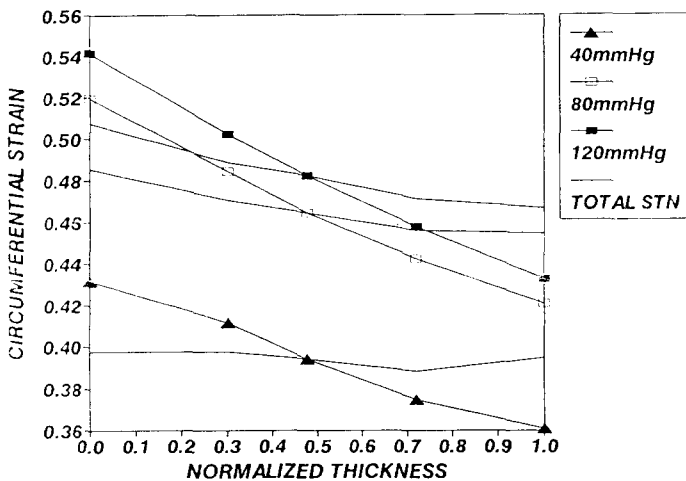


그림 4. 잔유 변형율을 고려한 원주 변형율과 무압력 무변형 가정 하에 결정된 원주 변형율.

Fig. 4. circumferential strain with the consideration of residual strain and one determined by the assumption of zero strain under zero pressure.

그림에서 symbol없는 선이 잔유 변형율과 혈압에 의한 변형율을 중첩한 결과이다. 이 결과에서 보는바와 같이 변형율의 gradient는 감소되거나 없어졌다. 이 결과가 잔유 변형율이 생리적인 조건에서의 동맥이 갖고 있는 변형율의 상태를 Homeostatic상태 즉 동맥두께에 걸쳐서 균일한 변형율로 변화시키는 역할을 한다는 실험적 입증이다. 그러나 이것이 일반적인 현상인지는 의문이다.

표 1은 인간대동맥 23개의 흉부 15개와 복부 8개를 포함한 데이터의 평균 변형율 gradient와 표준편차를 보여준다. 나이, 성별, 종족, 건강정도를 고려대상에서 제외되었다. 표 1에서 보는 바와 같이 잔유 변형율을 고려한 혈압에 의한 원주 변형율 기울기와 고려하지 않은 것을 구분하여 나타내었다. 안쪽벽에서 바깥쪽까지의 변형율 기울기가 역 현상을 나타내고있다. 이 평균 데이터는 Homeostatic한 경우도 몇몇 포함되어 있지만 대부분은 기울기가 바깥벽이 안쪽벽보다 변형이 큰 것으로 나타나고 있다. 이것은 두 가지 의미가 있는데 그것은 안쪽과 바깥쪽의 물성 차이가 변형차이에 큰 영향을 주고 있다<sup>10)</sup>. 또한 안쪽벽에 동맥경화의 위험성이 큰 것을 내포하고 있음에 대한 기계 역학적인 암시를 하고 있다<sup>11)</sup>. 한편으로는 이 연구에서 사용된 시편의 건강정도가 다양하다. 즉 건강한 동맥도 있고 경화된 동맥도 있다. 그리고 그 경화된 정도도 다르다. 이러한 다양한 건강정도에 의해 나타난 영향일 가능성도 있다. 즉 동맥경화가 안쪽벽에서 발달되어서 바깥쪽에 대한 상대적인 변형율이 낮을 수 있다.

표 1에서 비록 부정 수치이지만 잔유 변형율을 고려한 변형율 gradient가 압력에 대해 일정한 것으로 나타난다. 즉 압력이 증가하여도 gradient의 변화는 거의 없다. 이것은 또 다른 차원에서의 Homeostatic을 설명해주고 있는 가능성을 내포한다. 어느 일정한 변형율 gradient의 상태를 유지하고 있기 위해 잔유 변형율이나 압력에 의한 변형율을 결정하는 두께, 반경, 물성의 방향성 그리고 구조적 분포에 의한 상호보완적 변화라고 볼 수가 있다. 여기에서의 gradient의 일정한 상태는 일반적으로 동맥연구를

표 1. 잔유 변형율과 변형율 gradient의 평균 데이터  
Table 1. average residual strain and average strain gradient.

압력 (mmHg)	잔유변형율	잔유변형 고려안한 변형율	잔유변형 고려한 변형율
0	0.14±0.06		
40		0.07±0.05	-0.23±0.16
80		0.12±0.09	-0.23±0.16
120		0.16±0.11	-0.24±0.17

하는 연구자가 생각하는 gradient가 거의 없는 것이 아니라 일정한 negative gradient를 의미한다. 그러나 변형율의 negative gradient에 대한 의공학적인 설명은 분명하지 않다. 그러므로 이 중요한 이슈는 의공학 및 의학계의 계속적인 연구과제로 남아야 한다.

잔유 변형율을 고려한 전체 변형율은 응력 분포를 계산하는 데에 큰 의미가 있다. 대부분은 응력분포는 측정 가능한 변형율을 이용하여 constitutive 방정식을 구한후 응력계산 및 물성에 대한 특성으로 파악한다<sup>2,3,16,17,18)</sup>. 현재까지 나와 있는 변형 데이터로 응력을 계산할 수 있는 Constitutive 방정식은 잔유 변형율을 고려하지 않은 상태에서 결정된 식<sup>3, 17)</sup>이기 때문에 응력 분포에 잘못된 해석이 있을 수도 있다. 그래서 이 잔유 변형율을 고려한 Constitutive 방정식이 절실히 요구되는 바이다.

잔유 변형율의 분포는 동맥의 두께에 대하여 선형적 분포를 하는 것인지는 분명하지 않다. 최근 잔유 변형율의 분포를 측정한 연구도 나타나고 있다<sup>20)</sup>. 본 연구에서 잔유 변형율 선형 분포 가정은 측정상 어려움으로 전체 잔유 변형율의 분포를 파악할 수 없어서 측정 가능치인 전체 두께의 중심선에 대한 변형율 측정치로 가정한 것이다. 잔유 변형율의 두께에 대한 분포를 파악 한다면 비선형성이 강한 압력에 의한 변형율에 대한 통합 변형율은 더욱 지시적인 변형율 gradient를 보여 줄 것이다.

## 참 고 문 헌

1. 황민철, 신정욱, Raymond P. Vito, "동맥 전단부의 역학적 분석을 위한 새로운 실험적 방법," 의공학회지, 1994.
2. Blatz, P. J., Sharda, S. C., Tachoeagl, N. W., "Strain energy function for rubber like materials based on a generalized measure of strain," 1974, Transaction of the Society Rheology, vol. 18:145-161.
3. Chuong, C. J., Fung, Y. C., "Three-dimensional stress distribution in arteries," J. Biomech. Engng., 1983:105:268-274.
4. Chuong, C. J., Fung, Y. C., "Residual stress in arteries," In Frontiers in Biomechanics(ed. by G. W. Schmid-Schombein, S. L-Y. Woo, B. W. Zweifach), Springer-Verlag, New York, 1986a:117-129.
5. Chuong, C. J., Fung, Y. C., "On residual stress in arteries," J. Biomech. Engng., 1986:108:189-192.
6. Crandall, S. H, Dahl, N. C., Lardner, T. J., "An introduction to the mechanics of solids," McGraw-Hill Co., MA, 2nd ed., 1978.
7. Fung, Y. C., "What principle governs the stress distribution in living organ?," Biomechanics in China, Japan, and U. S. A. (ed. Fung, Y. C., Fukada, E., Wang Junjian), Science Press, Beijing, 1984:1-13.
8. Fung, Y. C., "What are the residual stresses doing in our blood vessels?," Annals of Biomedical Engng., 1991, vol. 19: 237-249.
9. Glagov, S., Weisinberg, E., Zarins, C. K., Strankunavicius, R., Klettis, G., "Compensatory enlargement of human atherosclerotic coronary artery," N. Engl. J. Med., 1987, vol. 316:1371-1375.
10. Glagov, S., Grande, J. P., Xu, C., Giddens, D. P., Zarins, C. K., "Limited effects of hyperlipidemia on the arterial smooth muscle response to mechanical stress," J. Cardiovasc. Physiol., 1987, vol. 14:S90-S97.
11. Liu, S. Q., Fung, Y. C., "Zero-stress states of arteries," J. Biomech. Engng., 1988, 110:82-84.
12. Vaishnav, R. N., Vossoughi, H. "Estimation of residual strains in aortic segment," In Biomedical Engineering II, Recent Developments(ed. by C. W. Hall), Pergamon Press, 1983.
13. Vaishnav, P. N., Vossoughi, J., "Residual stress and strain in aortic segments," J. Biomechanics, 1987:20:235-239.
14. Vossoughi, J., Hedjazi, Z., Borris II. F. S., "Intimal residual stress and strain in large arteries," Adv. Bioengng, ASME, 1993, Bed-Vol 24:434-437.
15. Whang, M. C., Vito, R. P., Glagov, S., Xu, C., Beattie, D. K., "Measurement of strain in human abdominal and thoracic aorta," 13th Southern Biomedical Engineering Conference, Biomedical Engineering Recent Development, 1994:9-12.
16. Elad, D., Foux, A., Kivity, Y., "A model for the nonlinear elastic response of large arteries," J. Biomech. Engng., 1988.
17. Fung, Y. C., "Biomechanics: The mechanical properties of living tissue," New York, Springer-Verlag, 1981.
18. Takamizawa, K., Hayashi, K., "Strain energy density function and uniform strain hypothesis for arterial mechanics," J. Biomechanics, 1987:20:7-17.
19. Glagov S., Vito, R. P., Giddens, D. P., Zarins, C. K., "Microarchitecture and composition of artery wall-relation to location, diameter, and the distribution mechanical stress," J. Hypertension, 1992:10.
20. Matsumoto, I., Kataoka, N., Hayashi, K., Sato, M., "Residual strain distributions in the atherosclerotic aorta of WHHL rabbit," 13th Southern Biomedical Engineering Conference, Biomedical Engineering Recent Development, 1994: 219-222.

**=국문초록=**

혈압에 의한 안쪽벽의 변형률 집중현상으로 인한 동맥 전단부의 변형률 gradient의 심각성은 잔유 변형률의 의해 감소되거나 없을 수 있다는 가정을 실험적으로 시도했다. 잔유변형률과 압력에 의한 변형률을 측정하여 잔유변형률이 원주변형률에 끼치는 영형을 알아 보았다. 결과로서 변형률 gradient를 줄이거나 없을 수도 있으나 negative gradient가 평균적으로 나타났다. 즉 전체변형률(원주변형률+잔유변형률)은 안쪽벽이 낮고 바깥쪽이 높은 것으로 나타났다.