

# 동맥의 생체공학적 특성

황 민 철

(한국표준과학연구원 인간공학연구실 선임연구원)

## 1. 서 론

동맥에 대한 기계 역학적인 연구역사는 30년에 이르고 있다. 그 연구 성과로 말미암아 동맥의 물성 파악, 동맥의 인조화, 동맥의 의학적인 시술에 대한 공학적인 평가 분석 및 제안, 동맥의 생리학적인 현상에 대한 이해 보강, 병리현상의 공학적인 분석 및 예고, 공학적인 현상과 조직학적인 현상에 대한 연관성 파악 및 응용등, 많은 공헌을 하고 있다. 동맥에 대한 공학적인 연구학문을 동맥역학 (Arterial Mechanics)이라 한다. 동맥역학의 궁극적 분석결과는 동맥에 대한 물성과 혈압으로 인한 변형율과 응력에 관한 것이다. 동맥의 물성 파악은 혈류와 Mass Transport의 효과로 인한 동맥의 질병양태에 대한 해석을 돕고 있다. 또한 동맥의 병리현상과 생리현상을 이해하는 데에 변형율과 응력 분포도가 중요한 요소로 역할을 하고 있다. 동맥의 연구 방법론적 고찰의 내용은 실험이나 데이터 분석방법이 비슷하기 때문에 동맥 외의 인체의 soft tissue (피부, 심장, 근육, 눈 등)에 대한 연구고찰이라고도 할 수 있다.

본 논문은 현재까지 진행된 주요한 연구를 고찰하고 동맥 역학에 대한 관심과 인식을 고취시키는 데에 그 목적이 있다.

## 2. 실험방법

동맥의 실험형태는 시편이 어떤 상태에서 어느 방향의 변형을 재는가에 따라 그 결과가 다르다. 기본적으로 동맥의 형태는 원통형이지만 많은 문제를 단순화하기 위해 동맥의 형태를 직사각형으로 했다. 동맥의 전단면을 자른 후 다시 축방향으로 잘라서 직사각형의 판자모양으로 시편을 만든 후 한면을 반대방향으로 힘을 가해서 변형을 측정하는 방법을 Uniaxial실험 방법이라 하고 (Tickner and Sacks, 1967; Fung, 1981), 두면을 반대방향으로 힘을 가해서 변형을 측정하는 방법을 Biaxial 실험방법이라 한다 (van Loon et al., 1977; Dobrin, 1986; Weiszacker et al., 1983, 1986,

1988). 이들의 공통적인 시편의 상태는 판자모양으로 실제로 실린더형 동맥모양과는 다르고 힘의 방향도 다르다. 그러므로 최근에는 동맥의 원형대로 보존하면서 (실린더형) 변형을 측정하는 방법을 취하고 있다. 이 실험은 동맥과 똑같은 임상적 변형과 혈압의 방향을 추구한 것이다. 실린더 형 시편의 변형을 측정하기 위해 기존의 인장 실험장치로는 불가능하고 새로운 장치가 고안되고 있다. 실린더형의 압력분포는 원주와 직각을 이루고 변형은 두께부분, 원주부분, 길이부분의 것들을 재는 것이다. 이 실험방법은 임상적으로 관찰된 데이터와 직접적으로 연관시킬 수 있다 (황민철 외, 1995).

변형에 의한 동맥을 구성하는 구성요소의 변화가 중요한 데이터로 고려된다. 실제로 임상적 현상에 적용시키는 구성요소별 소개평가 (Wolinsky and Glagov, 1969; Fung, 1981)는 인조동맥연구와 동맥의 병리 및 생리현상 연구에 새로운 방향을 제시한다 (Glagov, et al., 1992). 조직자체의 변형과 변화를 관찰하고 전체의 역학적 모델에서의 변형과 변화를 관찰한다 (Glagov, et al., 1989, Demiray and Vito, 1990). 역학적 실험과 조직변화 검사를 병원과 의공학 실험실에서 동시에 하고 있다. 변형실험을 끝낸 시편은 바로 조직검사를 실시하여 기계 역학적 결과와 조직학적결과의 연관성을 파악하여 동맥역학 연구의 새로운 연구방향이다 (Whang, 1994, Whang, et al., 1994).

살아있는 시편을 측정하려면 측정시간을 고려해야한다. 빠른 시간에 측정을 완료해야 한다. 기존실험 방법으로 시편을 마르지 않게 습기를 주면서라든가 아예 용액에 집어넣어 측정한다. 측정시간을 줄이기 위한 노력은 측정장치 발달로 어느 정도 성과를 거두고 있다. 카메라를 이용하여 영상을 이용한 기법이 발달하고 있다. 고성능 확대 카메라로 변형의 세밀한 부분까지 측정한다. 또한 모든 측정된 영상만 저장하므로 측정시간을 최대한 줄일 수 있다 (Vito et al, 1994).

## 3. 데이터 분석

변형이 측정되면 그 변형데이터 가지고 응력을 계산해서

물성을 파악하기 위해 Constitutive 방정식을 구한다. 동맥의 Constitutive 방정식은 비선형 형태를 나타내고, 방정식의 상수들과 항들을 결정하는데 많은 통계학적 노력이 필요하였다. 비선형 형태의 방정식은 크게 3가지 형태로 분류되고 있다. 다항 (Vashnav et al., 1972, 1973; Blatz et al., 1974), 지수 (Kasyanov, 1974; Kasyanov and Rachev, 1980; Fung, 1981, Chuong and Fung, 1983; von Maltzahn, 1984), 대수방정식 (Takamizawa and Hayashi, 1987)이 지금까지 제안되었지만 모든 방정식은 각기 실험조건, 시편조건, 실험 가정 등에 의해 특정화된 것으로 일반적으로 통용되는 방정식은 아직까지 없다. 그리고 방정식의 Parameter들을 결정하는데 근원적인 통계학적 문제인 데이터의 III-Condition과 회기분석 하는 데에 충분치 못한 데이터 때문에 방정식의 일반화가 어렵다 (Myers, 1986; Bates and Watts, 1988). 더욱이 최근에 잔유변형을 고려한 방정식에 대한 필요성이 대두되고 있어서, 지금까지 무잔유 변형 가정하에 세워진 방정식들에 대한 재고려가 필요하게 되었다.

실질적 실험데이터를 이용하여 유한요소법을 이용하여 기계 역학적 예측 및 분석을 하는 연구가 활발하다 (Vito et al., 1990, 1991). 동맥의 물성 모델이 주요한 요소 중에 하나인데 물성모델이 일반화되어 있지 않기 때문에 기존 나와있는 모델을 쓰지만 어느 동맥이나 일반적인 결론을 내기는 무리가 있다. 역으로 물성을 찾아내기 위해 변형 데이터와 동맥 형태적 모델을 이용하여 최초 물성을 추측 입력하여 유한요소 분석에서 나온 결과 실험결과를 일치하는 물성이 무엇인지를 찾아내는 Inverse Engineering 연구가 진행중이다. 그러나 이 연구도 두 데이터 set을 일치시키는 데에 있어서 유일성 문제가 대두되고 있다. 그럼에도 불구하고 유한요소에 의한 동맥분석은 동맥의 병리 현상 시뮬레이터로 활용하고 실험적 문제를 해결하는 데에도 큰 역할을 담당하고 있다 (MacWilliams et al., 1989; Oh, et al., 1990; Vito, et al, 1990). 최근 동맥벽의 유체 유동이 가능하게 하는 비선형 압축 투과성 동맥 모델이 개발되어 있다 (Weinbaum, et al., 1989; Simon, ,1988, 1990). 이 모델로 유체 투과성, 비균질 물성, 압축성의 특성을 고려한 동맥의 유한 요소 분석이 활발할 전망이다.

#### 4. 동맥의 특성연구

동맥의 일반적 성격은 비선형 물성, 비선형 변형성, Thick Wall, 압축성과 유체투과성, 잔유변형성, 물성체 비균질성, 고혈압과 정상동맥 변형의 상이성을 들 수 있다.

동맥의 물성은 선형의 범위를 벗어난 비선형 범위가 두드러져 있다. 물성을 나타내는 전형적인 곡선은 포물선이다. 낮은 혈압에서는 변형이 크고 높은 혈압에 대하여서는 변형이 제한된 형태이다. 그러나 동맥은 전체적으로 큰변형을 보인다. 정상혈압에 대한 반경변화는 150%이며 길이는 약 200%까지 늘어남이 실험적으로 증명되었다 (Weiszacker,

1986). 변형을 수학적으로 해석하기 위해 탄성이론이 정립되었는데 이것은 물체가 작은 변형을 보일 때만 이론적으로 적용이 된다. 그러나 동맥과 같이 큰 변형을 보일 때에는 Green 변형이론이 적합하다 (Fung, 1981). 즉 각 방향의 Green Strain ( $E_i$ )는

$$E_i = \frac{1}{2} [\lambda_i^2 - 1]$$

$i = \theta$  (원주방향),  $z$  (길이방향),  $r$  (두께방향)

$\lambda$ 는 길이 변형율을 나타내는데 각 방향에 대해서는 다음과 같다.

$$\lambda_\theta = \frac{r}{R}, \quad \lambda_z = \frac{l}{L}, \quad \lambda_r = \frac{dr}{dR} \approx \frac{t}{T}$$

$r$ 은 변형된 반경,  $R$ 은 변형전 반경,  $l$ 은 변형후 길이,  $L$ 은 변형전 길이,  $t$ 는 변형후 두께,  $T$ 는 변형전 두께를 가리킨다. 이 변형율에 따른 응력은 다음과 같은 Kirschhoff 응력 ( $S_i$ )을 쓴다.

$$S_i = \frac{\rho_0}{\rho} \frac{\sigma_i}{\lambda_i^2}$$

$\rho$ 는 변형후 밀도이고  $\rho_0$ 는 변형전 밀도이다.  $\sigma$ 는 Cauchy 응력으로 물체에 가한 힘을 변형된 면적으로 나눈 값이다. 그러므로 Kirschhoff 응력도 참응력 (true stress) 값으로써 변형된 상태가 응력계산의 참조상태로 이용된다.

동맥에 있어서 응력과 변형율은 비선형함수 관계로 나타나고 이 비선형함수를 위해 Strain Energy Density 함수 ( $W$ )를 이용한다. Strain Energy Density는 단위 무게당 물질이 가지고 있는 탄성에너지의 양이다. 이 함수에는 어떤 정의의 변형율도 다 쓸 수가 있다.  $W$ 는 다음과 같다.

$$\rho_0 W = f(E_\theta, E_r, E_z)$$

$$S_i = \frac{\partial \rho_0 W}{\partial E_i}$$

Strain Energy Density 함수는 변형율( $E$ )로 표현되며, 응력 ( $S$ )은 Strain Energy Density 함수의 변형율에 대해 부분 미분한 형태로 나타난다. 또한 역으로 Complementary Strain Energy Density 함수 ( $W_c$ )로 변형율을 응력으로 나타낼 수가 있다.

$$\rho_0 W_c = \sum S_{ij} E_{ij} - \rho_0 W$$

비선형 변형을 해석하기 위해 많은 연구가 진행되고 있는데 Strain Energy Density 함수로 시도되고 있다. 그러나

앞서 말한바와 같이 이 Strain Energy Density함수의 일반적인 형태의 정의는 불가능하다.

원통형 동맥두께는 일반적으로 얇은 것으로 두께 사이에 분포된 변형율이나 응력은 균일한 것으로 가정하여 역학문제를 단순화하였다 (Fung, et al, 1979). Laplace 법칙에 의해 응력은 쉽게 결정할 수 있다. 즉, 압력 (P)와 내경 (r), 두께 (t)에 대해 응력( $\sigma$ )은 다음과 같이 결정한다.

$$\sigma_{\theta} = \frac{Pr}{t}, \sigma_z = \frac{Pr}{2t}, \sigma_r \approx 0$$

이 응력들은 벽두께에 걸쳐서 일정하다고 가정하고 평균 응력으로 간주한다. 그러나 동맥두께와원의 반지름과의 비는 0.1-0.3으로서 얇은 것으로 가정하기엔 큰 수치다. 실험적으로 변형율이 두께에 대하여 기울기를 가지고 있다. 변형율 기울기는 안쪽벽의 변형을 집중으로 인해 더욱 심각하다. (von Maltzahn et al, 1984; Vito et al., 1994; 황민철 외, 1995). 그러므로 두께에 대한 역학적 단순가정은 다시 고려 되어지고 한다.

동맥벽은 벽을 구성하고 있는 물질 외에 대부분이 유체로 구성되어 있기 때문에 비압축성으로 가정하였다. 즉 어떤 변형이 있어도 전체의 부피 변형은 무시할 정도로 작거나 없다는 가정이다. 비압축성을 나타내는 방정식은 아래와 같다.

$$\lambda_{\theta}\lambda_r\lambda_z = 1$$

위의 식과 2개의 Strain Energy Density 함수 관계식을 유도하여 (Vashnav and Vossoughi, 1972),

$$S_z - S_{\theta} = \frac{\partial \rho_o W}{\partial E_z}$$

$$S_r - S_{\theta} = \frac{\partial \rho_o W}{\partial E_{\theta}}$$

응력 (S)들을 구한다. 이 응력에 따르는 변형율 (E)들은 Lagrange Multiplier ( $\lambda$ )를 이용하여 Hydrostatic 압력조건 가정으로 다음과 같이 구한다 (Chuong and Fung, 1983, 1984).

$$\rho_o W' = \rho_o W + \frac{1}{2} \lambda (1 + 2E_z)(1 + 2E_{\theta})(1 + 2E_r)$$

결국, 3차원 응력을 2차원 측정으로 결정된 2차원 변형율 ( $E_z, E_{\theta}$ )과 비압축성 가정으로 결정된다.

그러나 최근 이 비압축성 가정에 문제점이 거론되었다. 동맥벽과 혈액간에 유체유동이 발견되었고 그것은 부피변화에 영향을 줄 수 있는 가능성이 추론된다. (Harrison and Massaro, 1976; Chuong and Fung, 1984). 실제로 부피 변화는 무시할 정도가 아님이 실험적으로 판명되고 있다. 또

한 과거 부피측정 방법에서 오류도 발견되고 있어서 더욱 비압축성에 가정 대한 주목과 논란이 커지고 있다 (Tedgui, et al., 1984; Mow et al., 1985; Simon, et al, 1990, Gaballa, et al., 1992).

동맥벽에 잔유변형율이 존재를 증명한 연구들이 활발히 진행되고 있다. 혈압이 없는 동맥을 반지모양으로 자른 뒤 길이가 방향으로 자르면 반지모양의 원이 열리게 된다. 즉 잔유 변형이 있다는 증명이다 (Vaishnav et al, 1983, 1987; Liu and Fung, 1989). 잔유변형율의 존재는 앞서 말한 바와 같이 안쪽 벽의 변형을 집중현상을 공학적으로 설명하는데에 중요한 의미를 부여한다. 지금까지 분석된 동맥 벽의 변형율은 잔유변형율 고려하지 않은 것이다. 이 변형율에 잔유변형율을 중첩하면 변형을 집중현상을 줄이거나 안쪽벽에서 바깥쪽벽까지 변형을 분포를 일정하게된다는 가설을 낳게 된다 (Fung, 1984, 1991). 그러나 이러한 가설에 대한 실험적 연구는 다른 차원의 변형율의 상태를 보여주고 있다. 또한 두께에 대한 잔유변형율의 분포에 대한 실험적 연구도 활발하다 (Fung and Liu, 1992; Vossoughi, et al., 1993; Matsumoto, et al., 1994; 황민철 외, 1995).

동맥벽은 여러 Fiber로 이루어져 있다. 동맥벽의 조직은 Collagen Fiber과 Elastin Fiber로 되어 있으며 Smooth Muscle 세포가 주류를 이루고 있다. 이 구성요소별 역학적 연구결과 Elastin는 탄성이 추가 되고 Collagen는 비탄성인 가죽과 같은 특성이 있고 Smooth Muscle Cell은 점탄성이 추가되는 특성을 가지고 있다. 또한 Collagen은 원주방향으로 wavy하기 때문에 결합하고 있는 Elastin의 변형을 허용하고 있는 셈이다 (Fung, 1981). 두께차체는 3가지 층으로 되어있다: 내막(Intima), 중막(Media), 외막(Advantitia). 이 층별로 Collagen Fiber, Elastin Fiber, Smooth Muscle 세포의 구성비율이 다르다 (Wolinsky and Glagov, 1967a,b, 1969). 그러므로 혈압에 의한 층별 변형도와 조직요소에 대한 연구가 활발히 전개되고 있다 (Demiray and Vito, 1990). 혈압이 증가하면 Smooth Muscle세포활동의 영향을 주게 되며 동맥벽의 두께 변화, 수동적 기능 변화, 능동적 수축성과 자극에 대한 민감성 변화의 원인이 된다 (Glagov, et al., 1989, 1992). 그래서 고혈압증세에 대한 동맥에 관한 연구는 정상적인 동맥과의 차이를 발견하는 데에 중요한 역할을 하고 있으며 임상적 이해에 직접적 도움을 주고 있다 (Vashnav, et al., 1990).

## 5. 결론 및 토의

동맥은 오랫동안 선형 변형성, 선형 물성, 비압축성, 불성 구성요소 균질성, 무압력하의 무변형 이라는 단순가정 하에 연구가 진행되어 졌다. 동맥 역학의 응용분야로서 시술이나 인공동맥에 대한 평가 및 개발, 생리 및 병리현상의 역학적 해석 등 의학적 응용에 있어서 단순 가정된 문제에 대한 의문이 제기되고 있고 측정장비 및 측정기술 발달로 인해

단순 가정된 문제를 해결할 가능성을 갖게 되었다.

동맥은 단순 가정된 문제에서 생리적 문제로서 관심을 가져야 할 것중에 중요한 것은 물성과 변형의 비선형성, 유체투과성과 압축성, 물성구성 요소의 균질성과 fiber의 방향성, 잔유 변형성이다. 이를 대표할 수 있는 수학적 모델인 constitutive 방정식은 일반성이 고려되어야 하고 실험적 환경의 정확성과 반복성을 고려한 일반적 실험식이 위의 문제에 대한 대답을 해줄 수 있는 연구가 진행되고 있다. 컴퓨터 시뮬레이터를 실제로 시술이나 임상적으로 신속하게 이용할 수 있도록 개발하고 있으며 유한요소분석은 생리적 동맥의 특성을 잘 고려한 모델이 제공된다면 앞으로 동맥 역학적 기여가 크게 기대되고 있다. 또한 임상병리의 난이한 현상도 역학적 모델로 인한 해석도 가능하게 될 것이다.

참 고 문 헌

[1] Bates, D.M., Watts, C.G., "Nonlinear regression analysis and its applications," John Wiley and Sons, New York, 1988.

[2] Blatz, P.J., Sharda, S.C., Tachoegl, N.W., "Strain energy function for rubber like materials based on a generalized measure of strain," Transaction of the Society of Rheology, 1974: 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., "Compressibility and constitutive equation of arterial wall in radial compression experiments," J. Biomechanics, 1984: 17: 35-40.

[5] Demiray, J., Vito, R.P., "A layered cylindrical shell model for the aorta," International Journal of Engineering Science, 1990.

[6] Dobrin, P.B., "Biaxial anisotropy of dog carotid artery: estimation of circumferential elastic modulus," J. Biomechanics, 1986: 19: 351-358.

[7] Fung, Y.C., Fronek, K., Patitucci, P., "Pseudoelasticity of arteries and the choice of its mathematical expression," Am. J. Physiol., 1979: 237: H620- H631.

[8] Fung, Y.C., "Biomechanics: The mechanical properties of living tissue," New York, Springer-Verlag, 1981.

[9] 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.

[10] Fung, Y.C., "What are the residual stresses doing in our blood vessels?," Annals of Biomedical Engng., 1991, vol. 19: 237-249.

[11] Fung, Y.C., Liu, S.Q., "Strain distribution in small blood vessels with zero- stress state taken in consideration," Am. J. Physiol., 1992: H544-H552.

[12] Gaballa, M.A., Raya, T.E., Simon, B.R., Goldman, S., "Arterial mechanics in spontaneously hypertensive rats: mechanical properties. hydraulic conductivity, and two-phase (solid/fluid) finite element models," Circulation Research, 1992, Vol.71, no.1:145-158.

[13] 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., 1989, vol.14: s90-s97.

[14] Glagov S., Vito, R.P., Giddens, D.P., Zarins, C.K., "Microarchitecture and composition of artery walls -relation to location, diameter, and the distribution mechanical stresses," J. of Hypertension, 1992, vol. 10.

[15] Harrison, R.G., Massaro, T.A., "Water flux through porcine aortic tissue due to a hydrostatic pressure gradient," Atherosclerosis, 1976, vol.24: 363-367.

[16] Kasyanov, V.A., "Anisotropic nonlinear elastic model of the large human blood vessels," 1974, Mekhanika Polimerov, vol. 5: 874-884.

[17] Kasyanov, V.A., Rachev, A.I., "Deformation of blood vessels upon stretching, internal pressure and torsion," 1980, Polymer Mechanics, vol. 16: 76-80.

[18] Liu, S.Q., Fung, Y.C., "Relationship between hypertension, hypertrophy, and opening angle of zero-stress state of arteries following aortic constriction," J. of Biomech. Engng., 1989, vol. 111: 325-335.

[19] MacWilliams, B.A., Savilonis, B.J., Hoffman, A.H., "Modeling lipid transport through the transverse clip stenosis," Proceedings, 14h Northeast Bioengineering Conference, Boston, MA, 1989; 141-142.

[20] Matsumoto, T., Kataoka, N., Hayashi, K., Sato, M., "Residual strain distributions in the atherosclerotic aorta of WHHL rabbit," Proceedings of the 13th Southern Biomedical Engineering Conference, Washington, D.C., April 16-17, 1994: 219-222.

[21] Mow, V.C., Kwan, M.K., Lai, W.M., Holmes, M.H., "A finite deformation theory for nonlinearly permeable soft hydrated biological tissues," Frontiers in Biomechanics, GW., Schmid-Schonbein, S.L-Y. Woo and B.W. Zweifach, eds., Springer-Verlag, New York, 1985; 153-179.

[22] Myers, R.H., "Classical regression and its applications," PWP Publishers, 1986.

[23] Oh, S., Kleinberger, M., McElhaney, J.H., "A finite element analysis of balloon angioplasty," Advances in Bioengineering, ASME BED-Vol 22, 1992: 269-272.

[24] Simon, B.R., Gaballa, M.A., "Finite strains. poroelastic finite element models for large arterial cross sec-

- tions," Computational Methods in Bioengng., 1988: 325-334.
- [25] Simon, B.R., Baldwin, A.L., Yuan, Y., Wilson, L.M., "Porohyperelastic material property determination for rabbit aortas," Advances in Bioengineering, ASME BED-Vol 17, 1990; 37-38.
- [26] Takamizawa, K., Hayashi, K., "Strain energy density function and uniform strain hypothesis for arterial mechanics," J. Biomechanics, 1987: 20: 7-17
- [27] Tedgui, A., Lever, M.J., "Filtration through damaged and undamaged rabbit thoracic aorta," Am. J. Physiol., 1984, vol.247: H784-H791.
- [28] Tickner, E.G., Sacks, A.H., "A theory for the static elastic behavior of blood vessels," Biorheology, 1967: 4: 151-168.
- [29] Vaishnav, R.N., Young, J.T., Janicki, J.S., Patel, D.J., "Nonlinear anisotropic elastic properties of the canine aorta," Biophys. J., 1972: 12: 1008-1027.
- [30] 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: 32: 577-583.
- [31] 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.
- [32] Vaishnav, P.N., Vossoughi, J., "Residual stress and strain in aortic segments," J. Biomechanics, 1987: 20: 235-239.
- [33] Vaishnav, R.N., Vossoughi, J., Patel, D.J., Cothran, L.N., Coleman, B.R., Ison-Frankin, E.L., "Effect of hypertension on elasticity and geometry of aortic tissue from dogs," J. of Biomech. Engng., 1990, Vol. 112: 70-74.
- [34] Van Loon, P., Klip, W., Bradley, E.L., "Length-force and volume-pressure relationships of arteries," J. Biorheology, 1977: 14: 181-201.
- [35] Vito, R.P., Whang, M.C., Zarins, C.K., Glagov, S., Giddens, D.P., "Stress analysis of the diseased arterial cross section," Adv.in Bioengng., ASME BED-Vol.17, 1990: 273-276.
- [36] Vito, R.P., Whang, M.C., Glagov, S., Aoki, T., "The distribution of strains and stresses in the arterial cross section," Adv. in Bioengng., ASME BED-Vol.20, 1991: 639-642.
- [37] 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.
- [38] 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.
- [39] Weinbaum, S., Pfeffer, R., Chien, S., "The search for the large endothelial pore and its possible link to the localization of atherogenesis," PCH Phtsico, Chemical Hydrodyn., 1989; 10: 705-726.
- [40] Weiszacker, H.W., Lambert, H., Pascale, K., "Analysis of the passive mechanical properties of rat carotid arteries," J. Biomech., 1984: 17: 11: 839-847.
- [41] Weiszacker, H.W., "Rheology of the venous wall," IEEE transactions of the 8th conference of the EMBS, 1986: 209-212.
- [42] Weiszacker, H.W., Pinto, J.G., "Isotropy and anisotropy of the arterial wall," J. Biomech., 1988: 21: 6: 477-487.
- [43] Whang, M.C., "Mechanical and histological analysis of human aorta," 4th Graduate Student Symposium, Georgia Institute of Technology, 1994.
- [44] 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 (edit by Vossoughi), 1994: 9-12.
- [45] 황민철 신경욱 Vito, R., "동맥전단부의 역학적 분석을 위한 새로운 실험적 방법," 대한의용생체공학지, 1995, pp149-155.
- [46] 황민철 신경욱, "동맥 전단부에 분포된 원주 변형율에 대한 잔유 변형율의 영향," 대한의용생체 공학지, 1995, pp151-153.
- [47] Wolinsky, H., Glagov, S., "A lamellar unit aortic medial structure and function in mammals," Circulation Research, 1967a: 20: 99.
- [48] Wolinsky, H., Glagov, S., "Nature of species differences in the medial distribution of aortic vasa vasorum in mammals," Circulation Research, 1967b: 20: 409.
- [49] Wolinsky, H., Glagov, S., "Comparison of abdominal and thoracic aortic medial structure in mammals: Deviation from the usual pattern," Man. Circulation Research, 1969: 25: 677.

## 저 자 소 개



### 황민철(黃珉哲)

1960년 9월 7일생. 1990년 Georgia Institute of Technology 의공학(석사). 1994년 Georgia Institute of Technology 의공학(박사). 1994년-현재 한국표준과학연구원 인간공학연구실 선임연구원.