

변화하는 혈압의 영향을 받지 않는 동맥 벽의 경화도 측정 방법 제안 : 대동맥 확장지수

서지혜¹, 최동호¹, 오수경¹, Rainer Rienmueller², 이종민¹

¹경북대학교 병원 영상의학과, ²Univ.-Klinik f. Radiologie, LKH-Universitaetskliniken GRAZ, Graz, Austria

A suggestion of Aortic wall Stiffness Evaluation Technique Independent on Changeable Blood Pressure : Aortic Distensibility Index

Jeehye Seo¹, Dongho Choi¹, Zhuqing Wu¹, Rainer Rienmueller², Jongmin Lee¹

¹Department of Diagnostic Radiology, Kyungpook National University Hospital,

²Univ.-Klinik f. Radiologie, LKH-Universitaetskliniken GRAZ, Graz, Austria

(Received October 25, 2007. Accepted February 24, 2008)

Abstract

To evaluate aortic wall stiffness without influence of different background blood pressure, a new technique was developed and verified. At eight swine descending aortae, volume-pressure measurement was performed using custom-made system. Based on averaged pressure-volume curve, aortic distensibility index was formulated to evaluate aortic wall stiffness regardless of variable blood pressure and aortic size. The variability of aortic distensibility index by pressure change was compared with other parameters for wall stiffness evaluation. Subsequently, the aortic distensibility index was calculated at 100 contrast-enhanced EBCT data sets of normal volunteers in regular health screening program. The measured aortic distensibility index was compared with age, coronary calcium score, and aortic calcium score. Between 50 and 360 mmHg of blood pressure, the coefficient of variance of aortic distensibility index was 22.00% as comparing with 88.99% of classical compliance. Based on age, aortic distensibility index showed correlation coefficient of 0.55, whereas classical compliance showed 0.26. The correlation coefficient with modified aortic calcification was 0.43. Linear regression study revealed statistical significance of correlation coefficients. The aortic distensibility index, the method to evaluate aortic wall stiffness free from variable blood pressure and aortic size, was developed and verified with significant practical feasibility.

Key words : aortic stiffness, descending aorta, compliance, pressure volume measurement

1. 서론

동맥경화증은 죽상경화증이라고도 하며, 그 어원은 그리스어의 Athere(기름)와 sclerosis(경화)의 합성어로 Atherosclerosis라 한다. 즉, 동맥경화증은 동맥벽에 지방분이 침착되어 딱딱해지고 점점 동맥내경이 좁아져 혈류의 장애를 초래하는 질환이다. 동맥경화증은 빠르게는 20대에 시작되어 나이가 많아짐에 따라 점차 진행하게 된다. 초기에는 동맥 내벽에 지방질이 침착하여 작은 지방 반을 형성하고 점점 지방분의 침착이 많아지면, 동맥벽을 구성하고 있는 평활근 세포의 증식이 일어나 동맥 내경이 좁아지고 혈류의 장애가 생겨 말초조직에 혈액 공급이 원활하지 않게

된다. 죽상 동맥 경화증의 초기에는 내피세포의 변성에 의해 혈관 마찰력이 증가되고, 시간이 경과함에 따라 혈관 벽 media층은 경화반에 의해서 딱딱하게 변성되어 탄성을 소실하며 경화반 침착으로 인한 혈관 벽 비후, 경화반 석회화 등이 나타난다. 이러한 진행 단계에서 혈류 역학적으로나 형태적인 이상이 나타나는데, 이러한 이상을 정량 및 정성적으로 분석하는 방법들이 개발되고 있고, 그러한 방법으로 나이에 따른 관계를 보이는 동맥벽의 경화도를 측정한다[1,2].

동맥벽의 경화도를 측정해 내기 위한 변수들은 여러 가지가 있는데, 기능적인 것으로 Classical Compliance, Young's modulus of elasticity, Stiffness index (β -value) 등이 있고, 형태학적으로는 Tangential stress, Intima-media thickness 등이 있다.

직경이 크고 탄성이 있는 동맥벽은 나이, 고혈압, 또는 다른 심혈

Corresponding Author : 이종민
대구광역시 중구 삼덕동 2가 경북대학교병원 영상의학과
Tel : +82-53-420-5457 / Fax : +82-53-426-7465
E-mail : jonglee@knu.ac.kr

관 질환 등에 따라 단단해진다. 그러면서 탄성(compliance)은 감소하고 혈압의 맥동 요소는 증가하게 된다[1]. 이에 대해 Frank, O가 고안한 수학적 방법은, 시간에 따라 지수함수 적으로 확장기 혈압이 감소한다는 것에 바탕을 두고 동맥의 탄성(compliance)를 결정짓는 것이었다[3]. 이 방법으로 확장기혈의 동맥 압력의 감소와 압력과 윤곽분석(pressure wave contour analysis)으로부터 인간의 전 혈관의 compliance를 측정하였다[4,5].

최근에, 나이에 따른 동맥의 기능적인 변화들이 연구되어 지는데, 그 중 pulse wave velocity(PWV)에 의해 측정되는 Arterial stiffness index(β -value)로 심혈관 질환을 발견하기도 한다[6]. 또한, B-mode 초음파를 사용하여 carotid arteries의 Intima-media thickness(IMT)를 측정하는데, 이는 병리학적으로 죽상 동맥 경화증을 진단한다.

이러한 여러 변수들이 동맥의 기능 검사에서 많이 사용되고 있지만, 측정 동안에 변하는 배경혈압(background blood pressure), 동맥 크기(arterial size), 동맥 벽(arterial wall)의 성분(component), 그리고 심장 기능(cardiac function) 등과 같은 몇 가지 치우침 요소(bias factors)들이 존재한다.

본 연구에서는 동맥벽의 경화도를 측정하는데 있어서, 위와 같은 bias들을 제거하고 좀 더 실질적인 측정을 위한 방법을 찾기 위해서 혈관의 압력-용적 관계를 새롭게 발견하였고 그에 따라 동맥벽의 경화도를 측정할 새로운 지표인 "Aortic Distensibility Index (ADI)"를 개발하였으며 그 유용성을 검사하였다.

II. 대상 및 방법

A. 이론

Classical Compliance

Classical Compliance는 팽창하는 압력 변화에 따른 혈관의 용적 변화의 비이다. 대동맥의 국부적인 탄성(compliance)을 직접적으로 측정하는 것은 혈관 부피의 국부적인 변화를 측정하는 간단한 방법이 없기 때문에 매우 어렵다. 그러나 주로 방사상인 것이고 맥박 압 동안 맥관의 움직임을 무시할 수 있다고 가정 한다면, 탄성은 압력변화에 대한 반경, 직경, 또는 수평면의 변화로써 측정될 수 있다[7-9].

부피의 변화는 주로 반경을 따르는 맥관 벽의 팽창 때문에 일어난다고 가정한다면, 대동맥 탄성 공식은 다음과 같다.

$$CC = \frac{D_s - D_d}{P_s - P_d} \quad (1)$$

D_s 는 수축기압일 때의 직경, D_d 는 확장기압일 때의 직경이며, P_s , P_d 는 각각 수축기압, 확장기압이다.

Young's modulus of elasticity and Stiffness index(β -value)

탄성 계수(Elastic modulus)는 임의의 재질의 탄성 특성을 나타

내는 척도로써 재질 내 임의의 공간 위치와 시간에 대한 응력과 변형률 사이의 비례 계수로 정의된다. 즉,

$$E = \frac{[stress]}{[strain]} \quad (2)$$

다시 말해서,

$$E = \left[\frac{P_s - P_d}{D_s - D_d} \right] \cdot \frac{D_d}{h} \quad (3)$$

h 는 벽두께(wall thickness)이다.

이와 관련하여, arterial stiffness index (β -value)는 식(4)로 나타내어진다.

$$\beta = \ln \left(\frac{P_s}{P_d} \right) \cdot \frac{D_0}{D_s - D_d} \quad (4)$$

D_0 는 정상 혈압에서의 동맥 직경을 나타낸다.

최근, β -value는 심혈관 질환을 독립적으로 예견하는 것으로써 강하게 제안되고 있고 컴퓨터화 된 진동 측정법(computerized oscillometry)를 사용하여 "Vital Vision"(Mars Medical, Taipei, Taiwan)에 의해 위팔(upper arm)에서 측정되고 계산된다. 심장과 큰 맥관 사이의 상호 관계, 그리고 동맥 경화증에서의 동맥 경직(arterial stiffness)의 영향은 잘 이해되지 않지만, 간단한 자동 기술(auto technique)로 측정되는 β -value는 동맥의 단단함을 판단하는 척도로써, 또한 심혈관계 위험측정 요소로써 사용된다[10-12].

Modified Compliance

Human에서 혈관의 압력-용적 관계가 exponential이라는 점으로부터 저자들은 재정의된 compliance를 다음과 같이 공식화 하였다.

$$C = \frac{dA \cdot t}{mBP \cdot \ln \left(\frac{P_s}{P_d} \right)} \quad (5)$$

$dA \cdot t$ 는 시간에 따른 용적 변화량이며 는 mean Blood Pressure으로 정의된다.

B. 실험장치 및 실험방법

실험적으로 동맥의 압력-용적관계를 규명하기 위하여 실험 대상으로 돼지 대동맥을 사용하였다. 길이가 15 ~ 20 cm 정도 되는 돼지 대동맥 8개를 추출하고, 연속적으로, 약 6시간 내로 맞춤 제작 기구(custom-made system)를 사용하여 압력과 용적을 측정하였다(그림 1).

알루미늄으로 제작된 실험 기구에 대동맥의 양 끝을 고정하고

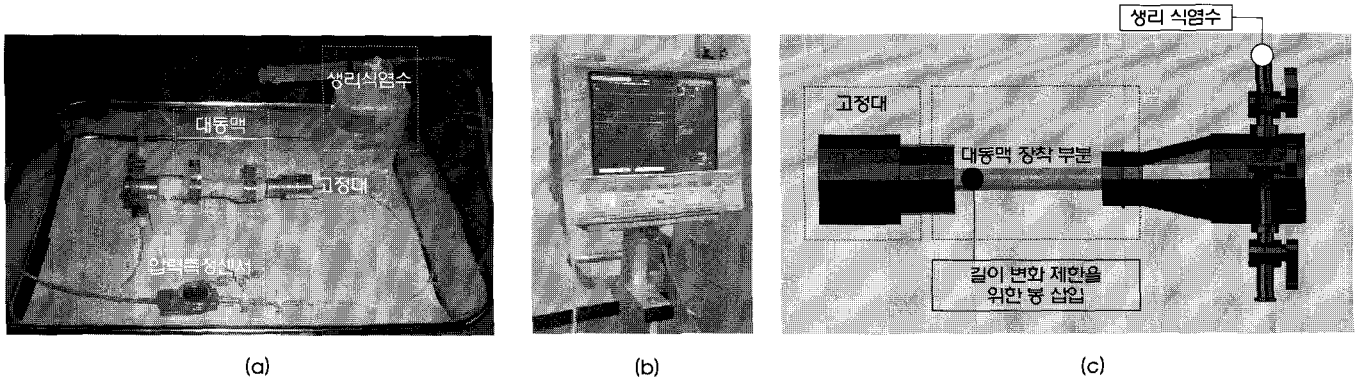


그림 1. 실험적으로 동맥의 압력-용적관계를 규명하기 위한 실험장치. 돼지 대동맥의 압력-용적을 측정하기 위한 connecting hub (custom-made system)(a) 와 압력 측정 장치 (b)이며, 대동맥의 길이 변화를 제한하기 위해 봉을 삽입함(c).
Fig. 1. The experimental devices for making an examination of the aorta pressure-volume relation. The connecting hub for swine aorta pressure-volume measurement(custom-made system)(a), the pressure measurement equipment(b) and the device limiting variation of length

정맥 내 주입 세트(Intravenous infusion set)를 통해 0.9% 생리 식염수를 0.2cc 씩 첨가하여 변화하는 압력과 용적을 측정하였다. 압력 측정에는 혈압 0mmHg ~ 360mmHg 까지 측정이 가능한 디지털 측정기(24C OMNICARE, HEWLETT-PACKARD, Germany)를 사용하였으며, 용적변화는 주입된 0.9% 생리식염수의 양으로 측정하였다. 이 때, (그림1-c)와같이 대동맥 안에 봉을 삽입하여 실험 기구의 양 끝을 고정시켜 대동맥의 길이 변화를 제한하였다. 8개의 돼지 대동맥을 각각 같은 방법으로 실험하여 얻은 데이터들의 평균값을 OriginPro 7.5 프로그램을 사용하여 fitting해보았더니, 압력과 용적의 관계가 S자 파형(sigmoid wave)이었으며(그림 2), fitting equation은 로그함수(logistic function)로써 식(6)과같이 공식화 되었다.

$$V = a + \frac{c}{1 + \left(\frac{P}{b}\right)^2} \quad (6)$$

V : volume, P : pressure, a, b, c : any numbers respect to V, P
 이렇게 실험적으로 얻어진 압력과 용적 관계식을 통해, 압력 변화에 따른 aortic distensibility index (ADI)를 구하였다. ADI를 구하기에 앞서 우선, 실험 대상에 개별적으로 관계되는 값인, b 와 c 를 classical compliance(CC)의 정의를 이용하여 구해야 한다.

$$CC = \frac{V_s - V_d}{P_s - P_d} = \frac{dV}{dP} \quad (7)$$

$$V_s = \frac{c}{1 + \left(\frac{P_s}{b}\right)^2}, V_d = \frac{c}{1 + \left(\frac{P_d}{b}\right)^2} \quad (8)$$

식(7)은 classical compliance의 식이고, 식(8)은 돼지 대동맥 실험을 통해 얻어진 압력-용적 관계식 이다. 식(8)을 이용하여 수축 기압일 때와 확장 기압일 때의 용적에 관한 식을 각각 나누어 정리하면 식(9,10)으로 b^2 을 구할 수 있다.

$$\frac{V_s}{V_d} = \frac{1 + \left(\frac{P_d}{b}\right)^2}{1 + \left(\frac{P_s}{b}\right)^2} \Rightarrow V_s - V_d = \frac{V_d P_d^2 - V_s P_s^2}{b^2} \quad (9)$$

$$\therefore b^2 = \frac{V_d \cdot DBP^2 - V_s \cdot SBP^2}{V_s - V_d} \quad (10)$$

역시, 식(8)을 이용하여 수축 기압일 때와 확장 기압일 때의 용적 관계식의 차를 구해 정리하면 식(11)로부터 식(12)와 같이 c 를 구

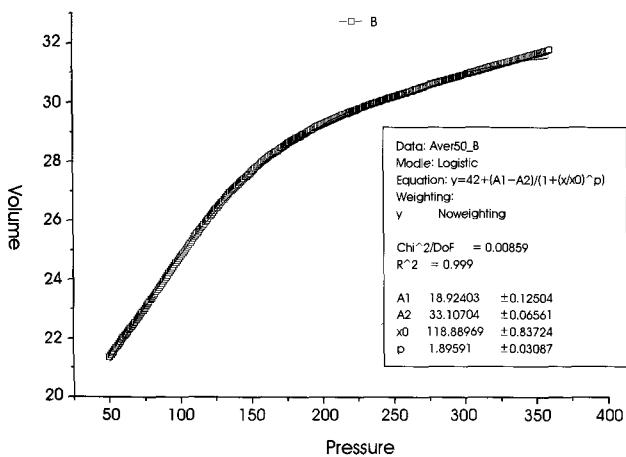


그림 2. 압력 측정 장치를 이용하여 측정한 8개의 돼지 대동맥의 평균 압력-용적 관계 그래프
Fig. 2. The averaged pressure-volume curve of 8 swine aorta

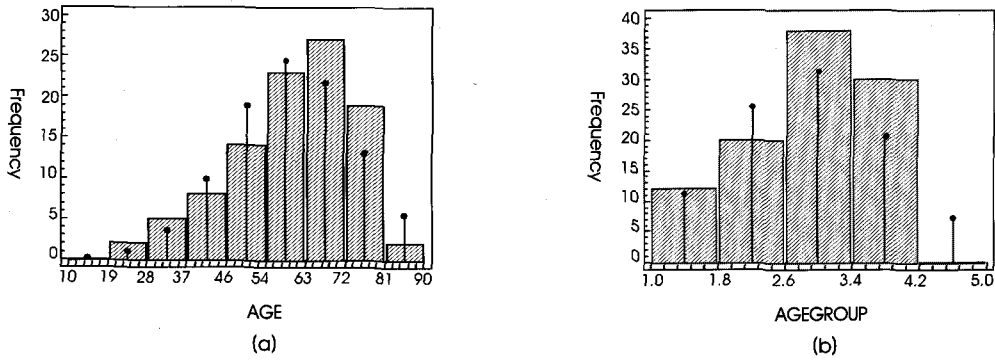


그림 3. 100명의 피 실험자들의 평균 나이는 60.5세이며 피 실험자들의 나이 분포 그래프(a)와 나이 군의 분포 그래프(b)
 Fig. 3. The graphs that are the age of the 100 subjects(a) and the agegroup of the 100 subjects(b)

할 수 있다.

$$V_s - V_d = c \left[\frac{1}{1 + \left(\frac{P_s}{b}\right)^2} - \frac{1}{1 + \left(\frac{P_d}{b}\right)^2} \right] \quad (11)$$

$$\therefore c = \frac{V_s - V_d}{\frac{1}{1 + \frac{SBP^2}{b^2}} - \frac{1}{1 + \frac{DBP^2}{b^2}}} = \frac{V_d \cdot V_s \cdot (DBP^2 - SBP^2)}{V_d \cdot DBP^2 - V_s \cdot SBP^2} \quad (12)$$

위의 식(10)과 식(12)를 이용하여 변형된 compliance를 다음과 같이 공식화 할 수 있다.

$$C = \frac{1 + \frac{1-2c}{b^2} \cdot mBP^2}{\left[1 + \left(\frac{mBP}{b}\right)^2\right]^2} \quad (13)$$

여기서 mBP 는 mean Blood Pressure을 의미한다.

이렇게 변형된 compliance는 측정 시 확장기 혈압과 혈관의 크기와 같은 치우침(bias)들을 극복하여 얻어진 것이며, 압력과 용적의 관계가 S자 파형이라는 사실에서 얻어진 것이었기에, 이것을 이용하여 식(14, 14-1)과 같이 ADI를 구하였다.

$$ADI = \sqrt{|AD|} \quad (14)$$

$$AD = \ln \left[\frac{1 + \frac{1-2c}{b^2} \cdot mBP^2}{\left(1 + \frac{mBP^2}{b^2}\right)^2} \cdot \frac{1}{V_d} \right] \quad (14-1)$$

C. 임상 적용

이렇게 구해진 ADI에 대해 임상적용을 하기 위하여 100명의 피 실험자 집단의 cardiac EBCT(Electron-Beam Computed Tomography) data sets을 대상으로 하였다. 피 실험자 집단은 정규 건강 검진 프로그램 안에서 정상적인 지원자들로 구성되었으며, 피 실험자들의 성 비율은 남성 대 여성이 65 : 35 이고, 평균 나이는 60.5세이다(그림 3).

피 실험자들의 혈압 분포는 (그림 4)와 같았으며, 수축기 혈압(SBP)과 확장기 혈압(DBP), 그리고 맥박압(PP)의 평균은 각각

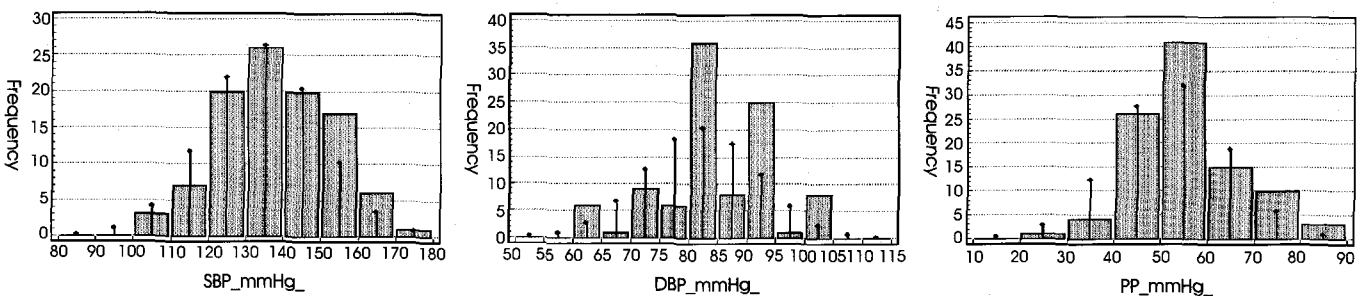


그림 4. 100명의 피 실험자들의 수축기 혈압, 확장기 혈압, 그리고 맥박 압의 분포
 Fig. 4. The histograms of the systolic, diastolic, and pulse pressure for 100 subjects

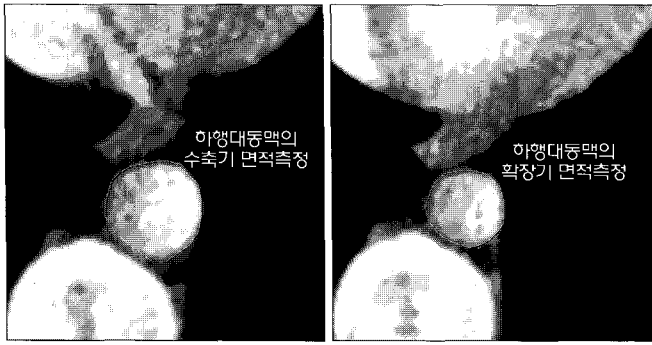


그림 5. 하행 대동맥에서 수축기 때(좌)와 확장기 때(우) EBCT Scanning을 통한 직경 측정

Fig. 5. The descending aorta area at end-systole(left) and end-diastole(right) from the EBCT scanning

134mmHg, 82mmHg, 52.12mmHg이다.

영상 적용에서의 EBCT scanning parameters는 360×360 matrix number, 8-mm slice thickness, 50-msec temporal resolution이 있으며, 3 ml/sec의 속도로 60-ml 조영제를 급속 주입하여 하행대 동맥(descending aorta)의 end-systole과 end-diastole 일 때의 면적을 측정하여 그로부터 직경을 계산하였다(그림 5).

본 연구에서 시행한 임상 자료의 EBCT는 특정 시간 동안의 영화영상(cine image)을 획득한 것이고, 혈압은 EBCT를 찍기 전과

후의 평균혈압을 측정한 것으로, EBCT 자료와 최고, 최저 혈압 값을 맞추는 방법은 따로 있지 않았다.

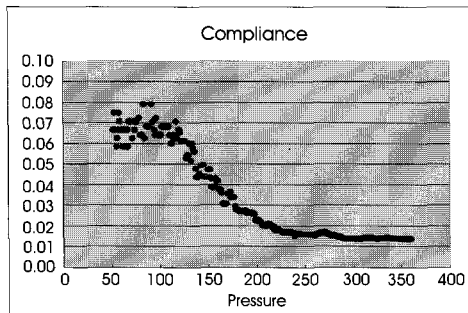
이로써 100명의 피 실험자들의 확장기혈압과 수축기혈압, 그리고 확장기 때의 직경을 측정하였고, 그 데이터를 위에서 언급하였던 CC, β -value, 그리고 ADI로 검사하여 나이와 나이군(age group)을 기반으로 상관관계를 분석하였다. 또한 각 parameter들의 결과를 산출한 후 비교, 분석 하였으며, 각 검사 방법의 재현성이 어느 정도 되는지 알기 위하여 한 측정자가 10개의 데이터를 5 번씩 반복 측정하여 coefficient of variance (Intra observer error)를 계산 하였다.

III. 결 과

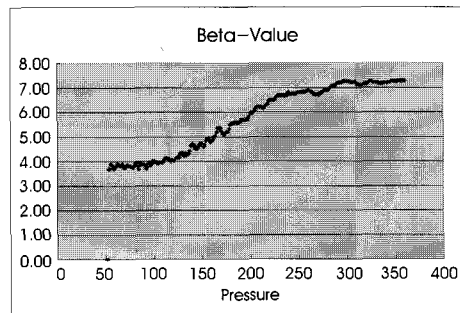
A. 실험적 검증

50mmHg ~ 360mmHg 사이의 혈압에서, 실험적으로 얻어진 ADI와 classical compliance, 그리고 β -value를 비교해 본 결과, 실험 data에 대하여 classical compliance의 변동계수(Coefficient of Variance, CV)는 88.99%이고, β -value의 CV는 24.60%이었다. 이에 비해, ADI의 CV는 22.00%로 CC와 β -value보다 더 낮아, 기준 혈압의 변화에 의한 영향이 가장 적었다(표 1), (그림 6).

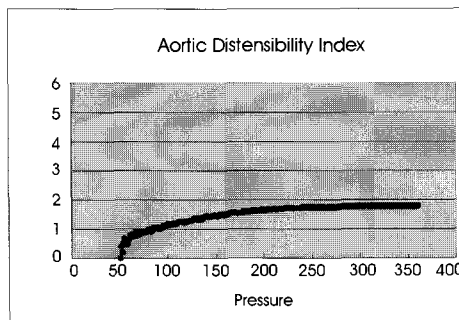
(표 1)과 (그림 6 a)를 보면, Classical Compliance (CC)의 혈압에 따른 변동이 매우 심한 것을 알 수 있다. CC의 방법은 혈압의 변



(a) The Classical Compliance



(b) The Stiffness Index



(c) The Aortic Distensibility Index

그림 6. 실험적으로 얻어진 혈압과 용적을 입력 값으로 하여 얻어진 각 지표들의 혈압에 따른 분포 그래프.

Fig. 6. The distributed graph with blood pressure of each index obtained blood pressure and volume empirically.

표 1. 혈압이 50mmHg에서 360mmHg 사이 일 때, 변동계수(coefficient of variance)와 동맥 벽 경화도 지표들의 측정자 오류(intra observer error) 결과.
 Table 1. Between 50 and 360 mmHg of blood pressure, the coefficient of variance and intraobserver error of arterial wall stiffness indexes.

	Classical Compliance	Stiffness Index (β -value)	Aortic Distensibility Index
Coefficient of variance (%)	88.99	24.60	22.00
Intraobserver error (%)	10.07	5.89	1.33

화를 배제하지 못하고 확장기압(diastolic pressure)과 수축기압(systolic pressure)이 달라도 맥압(pulse pressure)이 같으면 동일한 값을 산출해 내기 때문에, β -value와 에 비교해 볼 때, 혈압에 따른 변동이 매우 심하게 나타난다.

여 한 측정자가 10명의 피 실험자들을 상대로 각각 5번씩 반복해서 대동맥 단면적을 측정한 후 ADI와 CC, 그리고 β -value의 관찰자내 오류(Intraobserver Error)를 비교해 본 결과, 각각 1.33%, 10.07%, 5.89%로써 ADI가 가장 낮았다(표 1).

B. 임상 적용 결과

먼저, 나이를 기준으로 하여 CC와 β -value, 그리고 ADI를 비교해 보았다. 나이를 기준으로 한 선형 회귀 분석($p < 0.001$)에서 CC의 F_ratio와 R^2 는 각각 34.91, 0.26 이었고, β -value의 F_ratio와 R^2 는 각각 41.11, 0.30 이었다. 이에 비하여, ADI의 F_ratio와 R^2 는 각각 117.86, 0.55 로써 나이에 따른 상관관계가 가장 좋았다(그림 7).

나이 집단에 대한 Kruskal-wallis test의 결과를 보면, 각각의 p-value에 대하여 CC와 β -value 보다 ADI의 결과가 가장 변별력 있는 것으로 나왔다(그림 8).

임상 data를 얻을 때, data의 측정에 대한 신뢰를 검증하기 위하

IV. 고찰

죽상 동맥 경화증의 초기 소견이 혈관 벽의 탄성의 변화라는 전제하에서 많은 연구가 진행되었다. Kuecherer을 비롯하여 다른 연구자들은 심박동 주기 전체로 검사한 영상에서 대동맥의 직경 변화를 측정하고, 수축기 및 확장기 혈압을 이용하여 대동맥 벽의 compliance를 측정하여 그 유용성을 보고하였다.

(그림 9)를 보면, 혈압축의 각 점에서의 기울기는 동맥 탄성(arterial compliance)을 보여주고 있으며 그것은 혈압에 대한 비선형 함수로 주어져 있다[13,14]. 그러나 측정하는 순간의 혈압, 즉 어느 압력 수준(pressure level)에서 측정하느냐에 따라서 같은

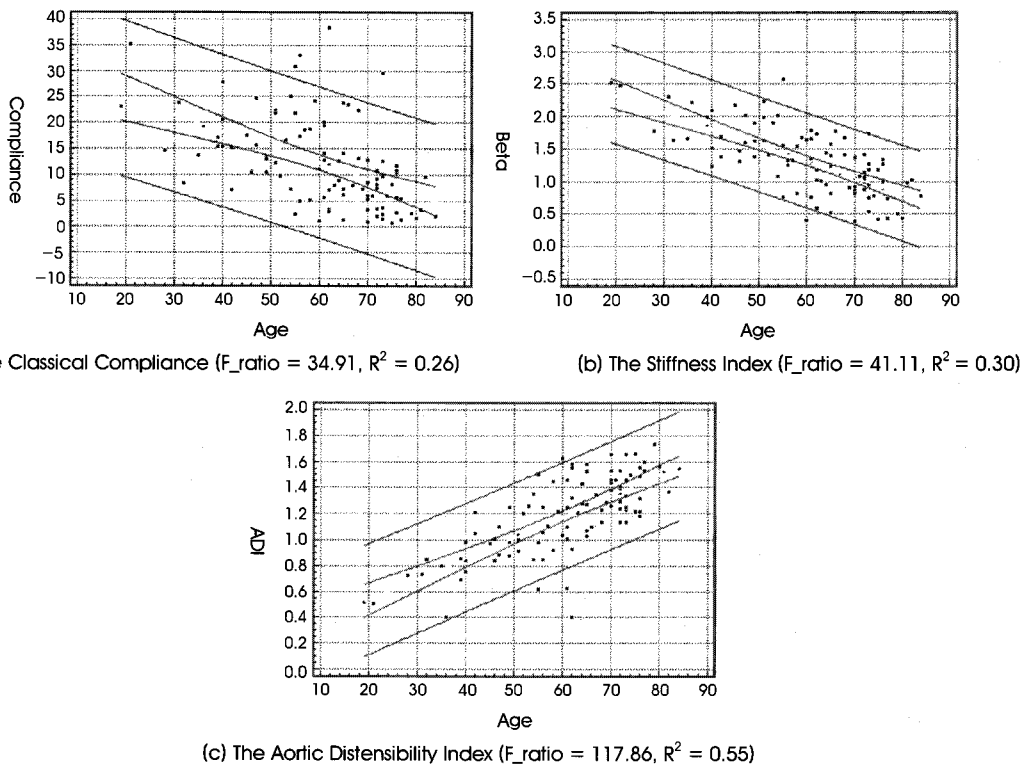


그림 7. 100명의 피 실험자들의 나이에 따른 각 지표들의 선형 회귀 분포 그래프.
 Fig. 7. Based on the age, the linear regression analysis of each index.

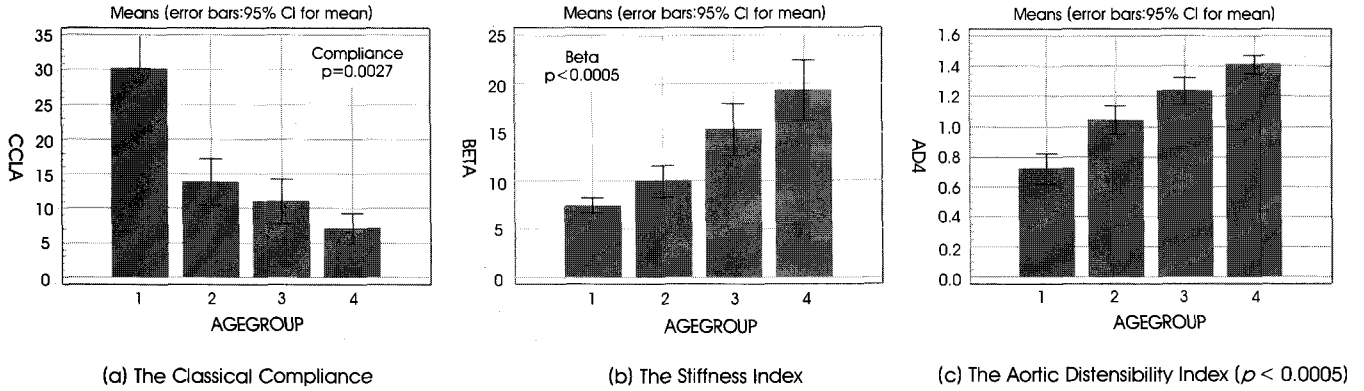


그림 8. 100명의 피 실험자들의 나이 군에 따른 각 지표들의 Kruskal-wallis test 결과.
 Fig. 8. Based on the agegroup, the Kruskal-Wallis test of each index.

혈관이라도 다른 탄성(compliance)을 보이기 때문에 compliance를 측정했다고 해서 그 동맥의 동맥 벽 경화도(arterial wall stiffness)를 검사하는 것은 쉽지 않다. 특히, 대동맥(aorta)과 동맥(artery) 등은 수축기압 때 확 넓어졌다가 확장기압 때는 혈류가 갖는 저항(impedance)과 동맥 자체가 갖는 벽의 compliance에 의해 기하급수적 감소(exponentially decay)하는 압력을 보인다. 그렇기 때문에 예측하기가 매우 힘든 형태로 혈관 벽의 탄성(wall elasticity)이 분석되고 있다. 이러한 분석에 영향을 미치는 요인들로는 확장기 혈압, 맥박 압, 대동맥 크기, 그리고 기본 혈관 벽의 경화도 등이 있다. 이러한 압력의 영향을 적게 받고 더 안정적으로 동맥벽의 경화도를 평가할 수 있는 방법을 찾기 위해 본 연구가 이루어 졌다.

동물 실험 결과에서, 압력 변화에 따른 ADI의 변동계수가 CC와 β -value에 비교해 가장 낮았으며, 그 결과로부터 ADI는 압력 변화에 무관하게 동맥벽의 단단함을 측정해 낼 수 있다는 것을 알 수

있었다. 또한 임상 적용 data에서, ADI가 나이에 따른 상관관계가 가장 좋았는데, 이것은 ADI가 동맥벽이 단단해지는 단계를 나이에 따라 잘 설명 할 수 있음을 나타낸다. 또한 정상 상태 일 때와 스트레스 상태에서 혈압 변화에 거의 독립적으로 동맥벽의 경화도를 측정 할 수도 있다.

생체 내에서 대동맥 벽의 탄성변화를 직접적으로 측정하는 방법은 주로 두 가지 접근에 기반을 두고 있다[15]. Moens-Korteweg 방정식을 따르면, 혈압의 맥박 파 전파속도(pulse wave velocity)를 측정함으로써 탄성률(elastic modulus)을 알 수 있다. 최근에는, 맥박 압의 변화에 따른 직경의 변화를 측정할 수 있는 초음파 기술이 발달되고 있다[16]. 동맥벽의 탄성 특성을 평가하기 위하여, 이 두 가지 방법들이 생체 내에서 동맥벽의 경화도를 유사하게 측정해 내고 있다[15].

본 연구에서 임상 적용 자료를 보면, ADI는 동맥벽의 경화도를 측정하는 다른 지표들에 비해 나이에 따른 상호 연관성이 더 좋았다. 이 결과에 따르면, ADI의 측정에 의하여 나이에 따른 대동맥 벽 경화도의 단계를 잘 설명 할 수 있다. 무엇보다도 인간의 압력-용적 관계가 sigmoid 하다는 사실에서 얻어진 ADI는 앞으로 동맥에 관련된 질병을 예측하는 척도로써 사용될 수 있음이 기대된다.

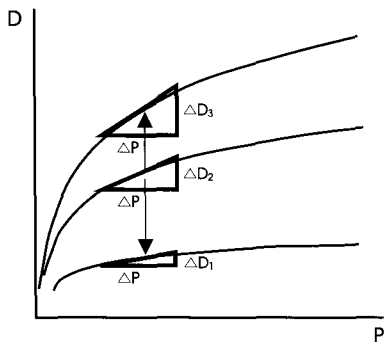


그림 9. 혈관의 compliance를 측정하는데 있어서 비선형 압력-직경 관계를 보여주는 schematic drawing. 그래프에서 compliance는 압력-직경 곡선을 따르는 각 점에서의 직경변화에 대한 압력 변화의 비로써 정의됨.

Fig. 9. Schematic drawing presenting nonlinear pressure-diameter relationships for evaluating vascular compliance. Operating compliance is defined at each point along the pressure-diameter curve as change in diameter divided by change in pressure.

참고문헌

[1] Wilmer W Nichols and Michael F. O'Rourke, *McDonald's Blood Flow In Arteries 3rd editions*, London, England: 1990, pp. 77-114.
 [2] Wada T, kodaira K, Fujishiro K, Maie K, Tsukiyama E, Fukumoto T, Uchida T and Yamazaki S, "Correlation of ultrasound-measured common carotid artery stiffness with pathological findings," *Arterioscler Thrombo.*, vol. 14, no. 3, pp.479-482, 1994.
 [3] Frank O., "Die Theorie der Pulswellen," *Z Biol*, vol. 85, pp. 91-130, 1926.
 [4] Goldwyn RM and Watt TB Jr, "Arterial pressure pulse contour analysis via a mathematical model for the clinical quantification of human vascular properties," *IEEE Trans Biomed Eng.*, vol. 14,

- pp. 11-17, 1967.
- [5] Randall OS, Esler MD, Calfee RV, Bulloch GF, Maisel AS, and Culp B, "Arterial compliance in hypertension," *Aust NZ J Med* 6, *Suppl*, vol. 2, pp. 49-59, 1976.
- [6] Benetos A, Adamopoulos C, Bureau F, et al, "Determinants of accelerated progression of arterial stiffness in normotensive subjects and in treated hypertensive subjects over a 6 year period," *Circulation*, vol. 105, pp. 1202-1207, 2002.
- [7] Gow BS and Taylor MG, "Measurement of viscoelastic properties of arteries in the living dog," *Circ Res.*, vol. 23, pp. 111-122, 1968.
- [8] Luchsinger PC, Sachs M, and Patel DJ, "Pressure-radius relationship in large blood vessels of man," *Circ Res.*, vol. 11, pp. 885-888, 1962.
- [9] Patel DJ, de Freitas FM, Greenfield JC, and Fry DL, "Relationship of radius to pressure along the aorta in living dogs," *J Appl Physiol.*, vol. 18, pp. 1111-1117, 1963.
- [10] O'Rourke MF, Staessen JA, Vlachopoulos C, Dupner D and Plante GE, "Clinical applications of arterial stiffness: definitions and reference values," *Am J Hypertens Circ Res.*, vol. 18, pp. 426-44, 2002.
- [11] Cockcroft VR and Wilkinson IB, "Arterial stiffness and pulse contour analysis: an age-old concept revisited," *Circ Res.*, vol. 103, pp. 379-80, 2002.
- [12] Kaibe M, Ohishi M, Komai N, Ito N, Katsuya T, Rakugi H, et al, "Arterial stiffness index; a new evaluation for arterial stiffness in elderly patients with essential hypertension," *Geriatrics Gerontol Intern Circ Res.*, vol. 2, pp. 199-203, 2002.
- [13] Helmut F. Kuecherer, Armin J and Hartmut K, "Evaluation of aortic compliance in humans," *Circ Physiol.*, vol. 278, pp. 1411-1413, 2000.
- [14] Bergel DH, "The static elastic properties of the arterial wall," *J Physiol.*, vol. 15, pp. 445-457, 1961.
- [15] Valerie Marque, Helma Van Essen, Harry A.J. Struijker B, et al, "Determination of Aortic Elastic Modulus by pulse wave velocity and wall tracking in a rat model of aortic stiffness," *J Vasc Res.*, vol. 38, pp. 546-550, 2001.
- [16] Hoeks APG, Ruissen CJ, Hick P and Reneman RS, "Transcutaneous detection of relative changes in artery diameter," *Ultrasound Med Biol.*, vol. 11, pp. 51-59, 1985.