

바이스펙트럼해석을 이용한 혈관의 비선형 맥동전파특성 계측에 대한 모의실험

장경영* · 김경조**

=Abstract=

A Sham Experiment for the Measurement of Nonlinear Pulse Propagation Characteristics of Blood Vessel Using Bispectral Analysis

Kyung-Young Jhang*, Kyung-Cho Kim**

In this paper, a new try to measure nonlinear propagation characteristics of the pulse along blood vessel by using bispectral analysis is introduced, and the possibility of its application to the medical diagnosis is shown. In this method, the waveforms of pulse motion of blood vessel at two separated measuring points on the wall were detected from Doppler frequency modulation of transmitted probing ultrasonic waves. Then the auto- and cross- bispectrum of detected waveforms are calculated to estimate the quadratic NTF (nonlinear transfer function) between the two measuring positions. In order to show relationships between the NTF and the nonlinear propagation characteristics, computer simulations have been performed. As the propagation distance increases, harmonic frequency components in NTF increases broadly due to the nonlinear effect in the propagation of blood pulse. In order to represent this phenomena quantitatively, we propose a new parameter, dispersion ratio of NTF. Basic experimental system was constructed by using 3.5MHz probing ultrasonic waves and the preliminary experiments were carried out on agur phantom and human body. Experimental results showed the validity of the measurement system enoughly.

Key words : Bispectral analysis, Doppler frequency modulation, Probing ultrasonic wave, Nonlinear transfer function, Nonlinear propagation characteristics

서 론

최근 의료진단을 지원하기 위한 과학적 방법의 개발에 관하여 많은 연구가 진행되고 있는데, 이들은 주로 신체조직의 이상에 관련되는 물리적 파라미터를 개발하여 정량화하고 이를 계측하기 위한 계측수단을 개발하는 것이다.

예를들면, 뇌유발전위 검출을 위한 알고리즘의 개발¹⁾, 초음파 비선형 파라미터의 제안 및 응용²⁾ 등이 있다. 특히 후자는 생체조직의 미묘한 변화에 대한 감도가 높아 이상유무의 조기판별에 효과적일 것으로 기대되고 있다.

여기서, 초음파 비선형성이란 파동의 진폭을 무한소로 가정할 수 없는 경우에 있어서 전파속도가 진폭에 따라 변

* 한양대학교 공과대학 정밀기계공학과

* Dept. of Precision Mechanical Engineering, Hanyang University

** 한양대학교 대학원 정밀기계공학과

** Dept. of Precision Mechanical Engineering, Graduate School of Hanyang University

통신저자: 장경영, (133-791) 서울시 성동구 행당동 17, Tel. (02) 290-0434, Fax. (02) 299-7207

화하는 현상으로, 그 변화의 크기가 매질의 특성에 밀접하게 관계되므로 이를 이용하면 정상매질과 이상변질매질을 구분할 수 있을 것으로 생각된다³⁻⁵⁾.

저자는 이러한 파동의 비선형성에 착안하여 맥동이 혈관을 따라 전파할 때 발생하는 비선형성을 예측할 수 있다면 혈관진단의 유용한 수단이 될 수 있을 것으로 생각하였다.

실제로 혈관의 움직임상태는 모든 질병을 대변하여 줄 만큼 신체 각부의 상태와 밀접한 관계를 갖고 있다. 따라서, 종래로 부터 한방에서는 맥을 짚어 병상을 진단하는 것이 가장 확실한 진단법으로 인식되어져 왔다. 그러나, 이 방법은 의사의 경험에 크게 의존하여 오진의 여지가 크므로, 이를 과학적으로 판별하는 방법의 개발이 요구되고 있는 실정에 있다.

이와 같은 배경으로 부터 맥동전파의 비선형성을 추정하기 위하여, 본 연구에서는 혈관을 맥동을 전파시키는 하나의 전달계로 간주하고 이 전달계를 2차 비선형계로 가정하여 2차비선형 전달함수를 규명하고자 하였다. 이를 위하여 바이스펙트럼해석을 이용하는 데, 이는 선형전달함수를 규명하기 위하여 파워스펙트럼해석을 이용하는 것과 유사하다⁶⁾ 여기서 혈관계를 2차 비선형 시스템으로 간주한 것은 혈관의 맥동파형이 혈류전파거리의 증가에 따라 변화해 가는 양상이 2차 비선형 시스템의 신호입출력관계 즉 출력신호에 입력신호의 고조파성분이 성장해 가는 경향과 유사한 사실에 근거를 두고 있다.

본 논문은 바이스펙트럼 해석을 이용한 혈관의 비선형 전달특성 평가의 가능성에 대하여 검토하는 것을 목적으로 하여, 기본적인 계측원리를 제안하고 컴퓨터 시뮬레이션에 의해서 결과에 대해서 미리 예측하고 실제 계측계의 구성방법과 특성에 대하여 논하며 제안한 알고리즘의 정당성을 검증하기 위하여 실시한 모의실험의 결과를 제시하고자 하는 것이다.

전달계의 입출력신호로서는 초음파 도플러신호를 이용하여 구한 혈관변위신호를 사용했는데, 여기서 혈관변위신호는 혈류맥동에 의해 혈관벽이 움직이는 변위를 의미한다. 모의실험은 한천을 대상으로 하였으며 인체에의 적용가능성을 알아보기 위하여 인체의 3개부위, 간장, 복부, 대퇴부에 대하여도 실시되었다.

**초음파 도플러신호를 이용한
혈관변위 계측 원리**

Fig. 1에서와 같이 관측점인 혈관의 관벽이 변위 $\xi(t)$ 로

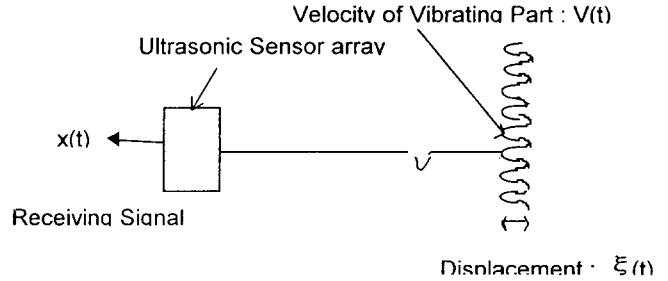


그림 1. 도플러 효과
Fig. 1. Doppler effect

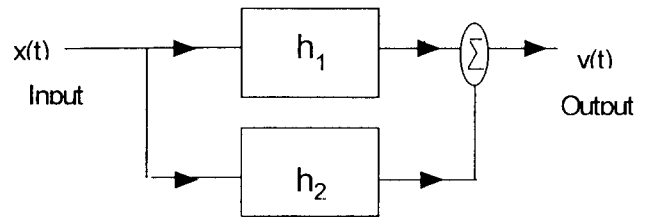


그림 2. 2차 비선형 시스템의 블록다이어그램
Fig. 2. Block diagram of quadratic nonlinear system

움직인다면, 그곳에서 반사된 초음파는 도플러효과에 의해, 다음처럼 그 위상이 변화하여 수신되므로, 이 위상 변화량을 추정하여 $\xi(t)$ 를 다음과 같이 구할 수 있다.²⁾

$$\xi(t) = \frac{c}{2w} [\tan^{-1} \frac{d_2(t)}{d_1(t)} + n\pi] \tag{1}$$

여기서, c:음속, ω :각주파수, $d_2(t)$, $d_1(t)$: 위상에 변위를 포함한 신호, n:정수

**바이스펙트럼해석을 이용한
비선형전달함수 규명**

혈관을 맥동의 전달계로 생각할 때, 혈관의 특성규명은 곧 이 전달계의 전달특성 규명문제로 귀착된다. 본 연구에서는 혈관을 Fig. 2에 보이는 바와 같은 2차 비선형 전달계로 가정한다. 이때 입출력사이의 관계는 다음과 같이 나타낼 수 있다.

$$y(t) = \int h_1(\tau)x(t-\tau)d\tau + \int \int h_2(\tau_1, \tau_2) \times x(t-\tau_1)x(t-\tau_2)d\tau_1 d\tau_2 \tag{2}$$

여기서 $x(t)$ 는 입력, $y(t)$ 는 출력이며, h_1 는 1차 선형전달 함수, h_2 는 2차의 비선형전달함수이다.

이 때 선형전달함수 h_1 은 입출력신호의 파워스펙트럼으로부터 비교적 간단히 구할 수 있다. 즉,

$$P_{yx}(f) = H_1(f) P_{xx}(f) \quad (3)$$

여기서 $P_{yx}(f)$ 는 입력과 출력의 크로스파워 스펙트럼이고, $P_{xx}(f)$ 는 입력의 파워스펙트럼이다. 또, $H_1(f)$ 는 $h_1(\tau)$ 의 푸리에 변환이다.

그러나, 비선형전달함수 $h_2(\tau_1, \tau_2)$ 의 규명을 위하여는 입출력신호 사이의 바이스펙트럼이 필요하며, 최종적으로는 다음 관계식으로부터 얻어진다^{2, 6)}.

$$B_{xy}(f_1, f_2) = 2H_2(-f_1, -f_2) P_{xx}(f_1) P_{xx}(f_2) \quad (4)$$

여기서, B_{xy} 는 크로스바이스펙트럼이며, H_2 는 h_2 의 2차원 푸리에 변환이다.

따라서, 2차 비선형전달함수는 바이스펙트럼과 파워스펙트럼을 이용하여 구할 수 있다.

컴퓨터 시뮬레이션

비선형 시스템의 특징중 하나는 단일 주파수의 조화함수를 입력으로 하였을 때 출력함수에 입력주파수의 고조파 성분이 나타나는 것이다. 유한소 진폭의 진동전파이론에 있어서도 이와 유사하게 단일 주파수의 조화함수 형태로 진동을 주었을 때 일정거리 전파후에 고조파 성분이 포함된 진동파형을 나타내게 되는데 이러한 현상으로부터 유한소(有限小) 진폭의 진동전파 모델을 일종의 비선형 시스템으로 간주할 수 있는 것이다²⁾.

본 논문에서는 혈관맥동을 유한소 진폭진동으로 보고 혈관을 진동전파 경로로 보아 문헌 (2)에 보이는 바와 같은 비선형 진동전파 시스템으로 생각한다. 일반적으로 비선형 진동전파 시스템에서 단일 주파수 f 의 조화함수 시계열 신호 $x(t) = \sin 2\pi ft$ 를 입력함수로 하였을 때 출력함수는 3차 고조파 성분까지 고려할 경우 다음과 같이 나타낼 수 있다⁸⁾.

$$x(t) = \sin(2\pi ft) - 0.5z\sin(4\pi ft) + 0.375z^2\sin(6\pi ft) \quad (5)$$

여기서, z 는 특성거리에 대한 전파거리의 비율로서 비선형성의 크기를 나타내게 되며, $z=0$ 는 완전선형, $z=1$ 은 비

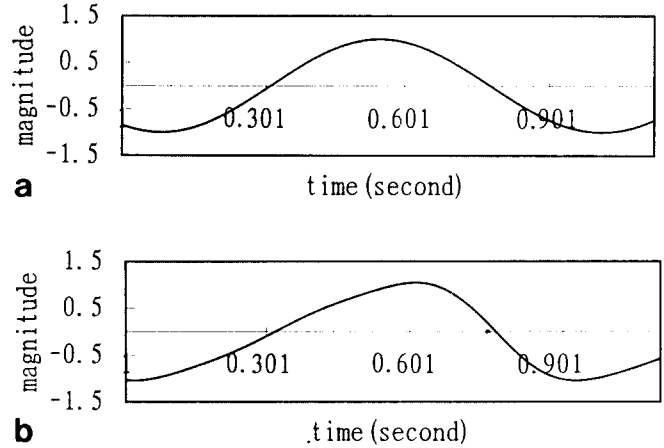


그림 3. (a) $z=0.0$ 과 (b) $z=0.4$ 일때의 변위파형
Fig. 3. Displacement waveform at (a) $z=0.0$ and $z=0.4$

선형성 최대를 의미하고, 일반적으로는 $0 < z < 1$ 의 값을 갖는다. 여기서는 z 를 0.1씩 증가시키면서 파형의 변화와 비선형전달함수를 살펴보았다. 그 중 $z=0.0, 0.4$ 인 경우에 대한 변위파형을 Fig. 3에 나타내었다. 여기서 주파수 f 는 심장맥동주파수에 근사한 1.1Hz로 하였다. 변위파형은 후술되는 실험의 조건과 일치시키기 위하여 1.1초 동안의 신호를 구하였으며, 종축의 스케일은 상대적인 크기를 나타낸다.

먼저, 변위파형에 대해서 살펴보면 $z=0$ 일 경우에는 전혀 비선형성이 없으나 z 가 커짐에 따라서 파형에 찌그러짐이 발생하고 비선형성이 커짐을 알 수 있다.

또한, Fig. 4에서는 $z=0.0$ 과 $z=0.4$, $z=0.0$ 과 $z=0.9$ 사이의 비선형 전달함수를 각각 나타내었는데, z 가 커짐에 따라서 비선형 전달함수의 분포가 고조파 영역으로 확산됨을 볼 수 있다. 이러한 비선형 전달함수는 임의의 두 지점 사이의 비선형성을 일관성있게 평가할 수 있다는 점에서 바이스펙트럼보다 효과적이다.

한편, 비선형 전달함수의 확산을 정량적으로 평가하기 위하여 다음식과 같이 정의한 비선형 전달함수의 확산율 (P)을 구하여 이용하고자 하였다.

$$P = \sum_i \sum_j N_{ij} \times l_{ij} \quad (6)$$

여기서, N_{ij} 는 f_1 이 i 이고, f_2 가 j 인 곳에서의 비선형 전달함수의 크기이고, l_{ij} 는 비선형전달함수 분포의 무게중심 (f_{1c}, f_{2c})에서 (f_1, f_2)까지의 거리이다. 여기서 f_{1c}, f_{2c} 는

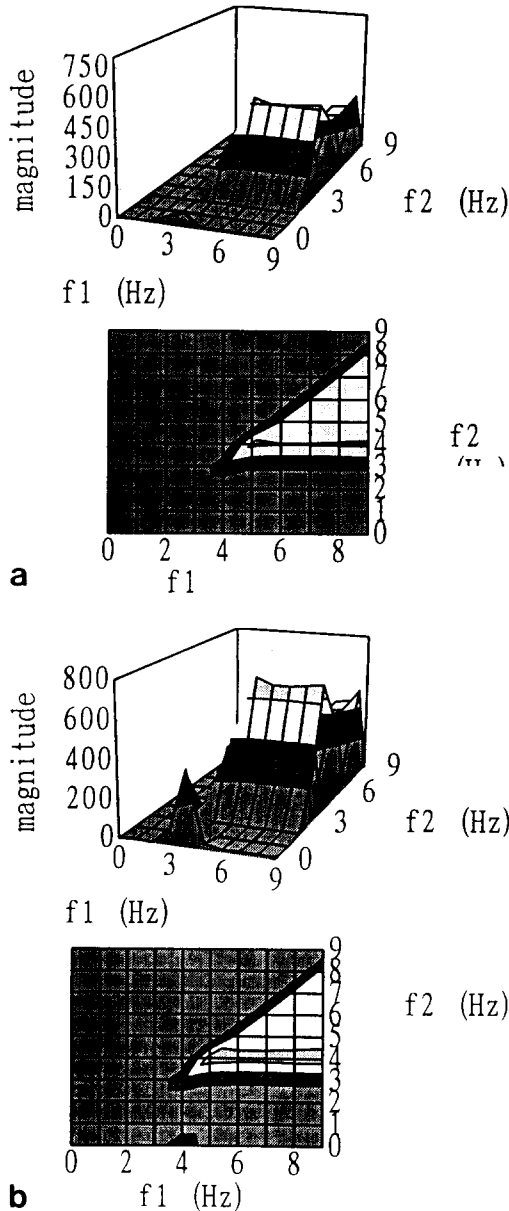


그림 4. (a) z=0.0과 0.4, (b) z=0.0과 0.9사이의 비선형 전달함수
 Fig. 4. Nonlinear transfer function, (a) between z=0.0 and 0.4, and (b) between z=0.0 and 0.9

다음과 같이 구해진다.

$$f_{1c} = \frac{1}{\text{sum}} \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n N_{i,j} \times i \quad (7)$$

$$f_{2c} = \frac{1}{\text{sum}} \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n N_{i,j} \times j$$

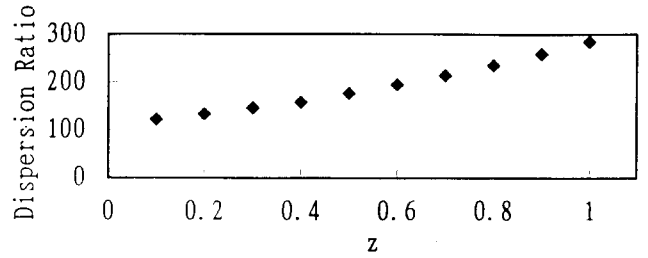


그림 5. z값의 증가에 따른 비선형 전달함수분포의 확산율
 Fig. 5. Dispersion ratio of nonlinear transfer function distribution with the increase of z value

여기서 $\text{Sum} = \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n N_{i,j}$ 이며, n은 데이터의 갯수이다. 즉, 비선형 전달함수의 분포가 넓게 확산될수록 P값은 커진다. Fig. 5는 z를 0.1에서 1.0까지 0.1씩 변화시켜 가면서 z=0.0인 경우와의 사이의 비선형 전달함수를 구하여 P값을 구한 결과이다. z의 값이 증가함에 따라서, 즉 비선형 전파특성이 커짐에 따라서, 비선형 전달함수의 확산율이 커지는 것을 알 수 있다. 이로부터 비선형 전달함수의 확산율이 비선형 전파특성의 평가에 유효함을 확인할 수 있다.

계측계의 구성

이상의 이론적 근거와 simulation결과로 부터 예상되는 비선형 전달함수를 이용한 비선형 시스템의 특성평가 가능성을 확인하고 이를 혈관에 적용해 보기 위하여 다음과 같은 계측계를 구성하여 실험하였다. Fig. 6은 혈관의 변위파형을 측정하기 위한 계측계의 구성을 나타낸다. 초음파 측정장치로서 MEDISON사의 SONOACE4800을 이용하여 도플러신호를 얻었으며, 맥동의 기본주파수 성분을 고려하여 이를 다시, 10Hz Low Pass Filter를 통과시킴으로서 $d_1(t)$, $d_2(t)$ 신호를 얻는다. 초음파의 중심주파수는 5MHz이다. 데이터는 A/D변환 후 컴퓨터에서 처리되는데, 변위신호 $\xi(t)$ 는 $d_1(t)$, $d_2(t)$ 를 이용하여 식 (1)에 따라 계산되고, 이 때 잡음제거를 위하여 하드웨어적으로 동기 가산, Low Pass Filtering, 소프트웨어적으로 Moving Average 등의 처리가 시행된다. Moving Average를 한 이유는 A/D변환후의 에라를 줄이기 위해서이다. 최종적으로 두 지점 사이의 비선형전달함수는 그 두 지점의 변위파형으로부터 (4)식에 따라 구해지게 된다.

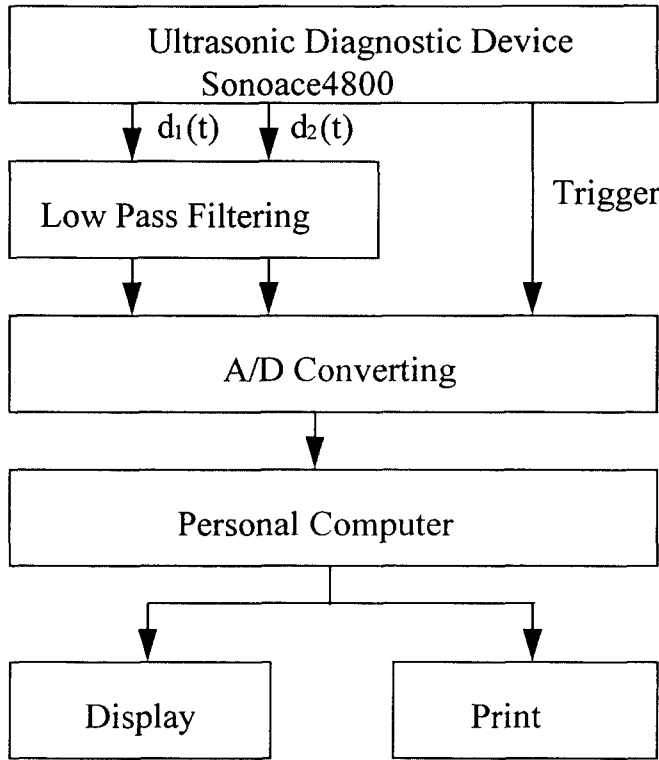


그림 6. 계측계의 구성
Fig. 6. Construction of measurement system

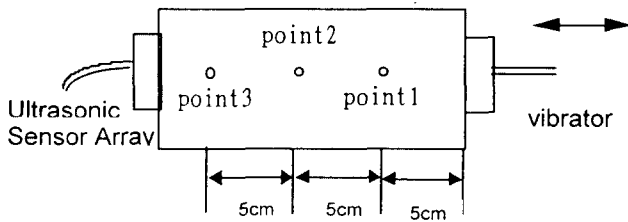


그림 7. 한천 모의생체조직의 측정점
Fig. 7. Measuring Points of Agur Phantom

모의 생체조직을 이용한 실험

1. 실험방법

측정계의 동작을 검증하기 위하여 모의생체조직을 이용한 실험을 선행하였다. 모의 생체조직으로는 한천을 이용하였으며, Fig. 7은 측정점을 나타낸다.

한천의 한편에 가진기를 이용하여 혈관맥동 주파수에 근사한 1Hz의 진동을 펄스형태로 가하고 반대편으로 등간

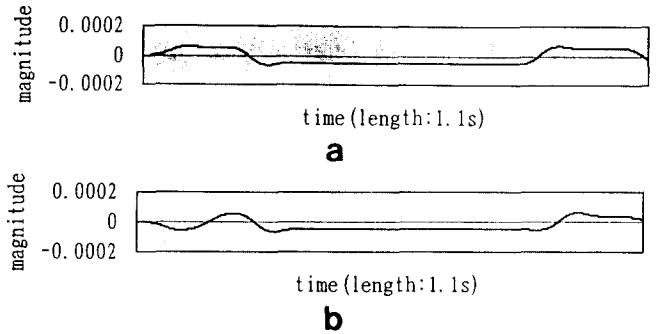


그림 8. (a) 포인트 1과 (b) 포인트 2에서의 변위파형
Fig. 8. Displacement waveform at (a) point 1 and (b) point 2

격 (5cm) 떨어진 세 지점에서의 변위를 측정한다. 이 때 가진펄스를 동기신호로 하여 128회 동기가산 하였다.

그 후 각 변위파형의 파워스펙트럼과 두 신호사이의 크로스바이스펙트럼을 구하여 (4)식으로 부터 H_2 를 구하게 된다.

2. 모의 생체조직에 대한 실험결과와 고찰

각 측정점에서 얻은 변위파형중 point 1과 point 2의 변위파형을 Fig. 8에 나타내었다. 변위파형은 1.1초 동안의 신호를 나타내며, 변위와 바이스펙트럼 모두 종축의 스케일은 상대적인 크기를 나타낸다.

변위파형을 살펴보면 가진점에서 가장 가까운 point 1에서의 변위파형은 가진파형을 잘 반영하고 있어 구성된 변위계측계의 성능을 검증할 수 있다. 또한, 가진점에서 멀어질수록 파형의 흩어짐이 컴퓨터 시뮬레이션에서와 같이 증대함을 알 수 있다. 이는 진동이 전파해 감에 따라 비선형성에 의해 고조파성분이 성장하고 결과적으로 파형의 찌그러짐과 파의 분리현상이 발생한다고 하는 파동 비선형 이론의 일반적인 경향과 일치하는 현상으로 한천의 경우 비선형성이 크게 존재함을 알 수 있다^{4, 5)}.

Fig. 9에는 point 1과 point 2, point 1과 point 3 사이의 비선형전달함수를 각각 나타내었다. 컴퓨터 시뮬레이션에서와 동일하게 측정점이 가진점으로 부터 멀어질수록 고조파성분이 확산함을 볼 수 있다.

컴퓨터 시뮬레이션에서와 같이 비선형 전달함수의 흩어짐을 정량적으로 평가하기 위하여 비선형 전달함수의 확산율을 구했다. Fig. 10은 측정점이 가진점에서 멀어짐에 따른 확산율을 나타낸다.

앞에서와 같이 가진점에서 멀어질수록 확산율이 커지는 것을 볼 수 있다.

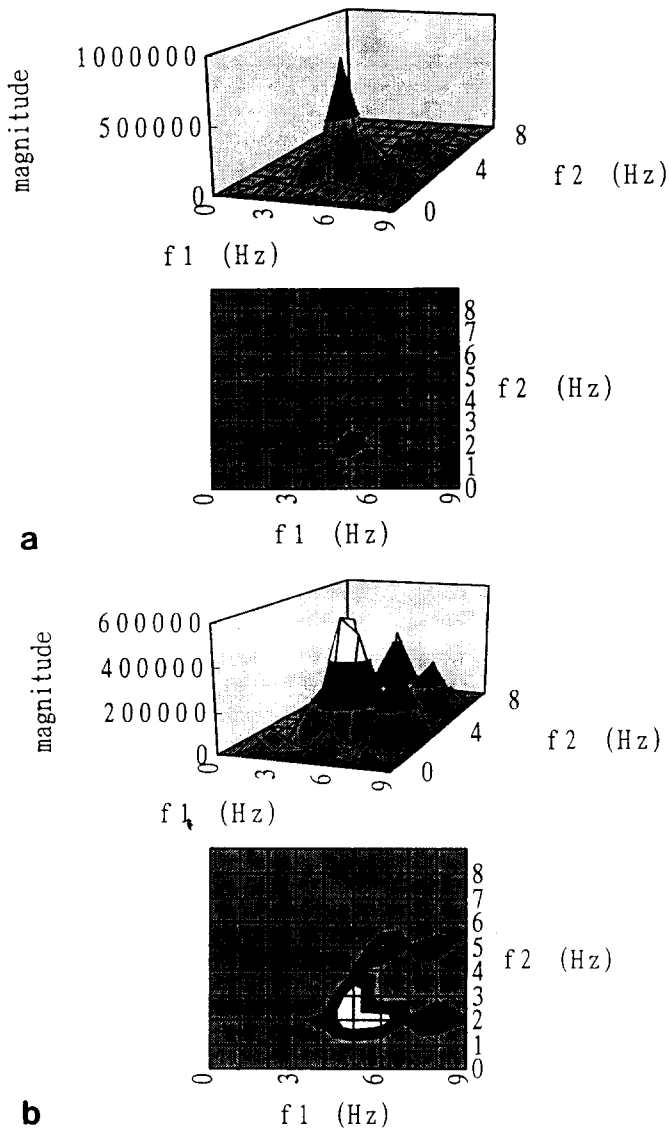


그림 9. (a) 포인트 1 과 포인트 2, (b) 포인트 1과 포인트 3 사이의 비선형 전달함수
 Fig. 9. Nonlinear transfer function, (a) between point1 and 2, and (b) between point1 and 3

혈관에 대한 실험

컴퓨터 시뮬레이션과 모의실험에 의해 검증된 계측시스템과 처리알고리즘이 혈관에 적용가능한지의 가능성을 알아보기 위하여 인체의 혈관에 적용해 보았다.

혈관에 대하여는 심장에 가까운 위치로 부터 멀어짐에 따른 바이스펙트럼 및 비선형 전달함수의 변화를 알아보기 위하여 대표적인 부위(간장, 복부, 대퇴부)를 선정하여

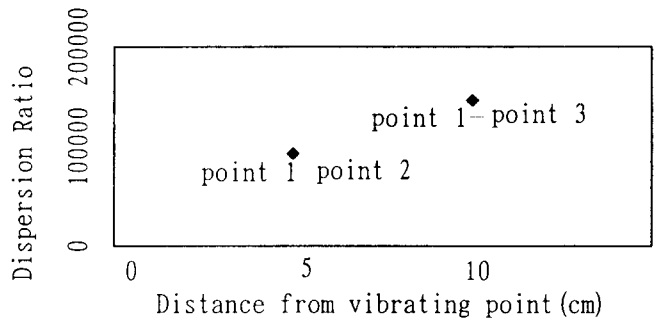


그림 10. 전파거리의 증가에 따른 바이스펙트럼 분포의 확산을
 Fig. 10. Dispersion ratio of bispectrum distribution with the increase of propagation distance

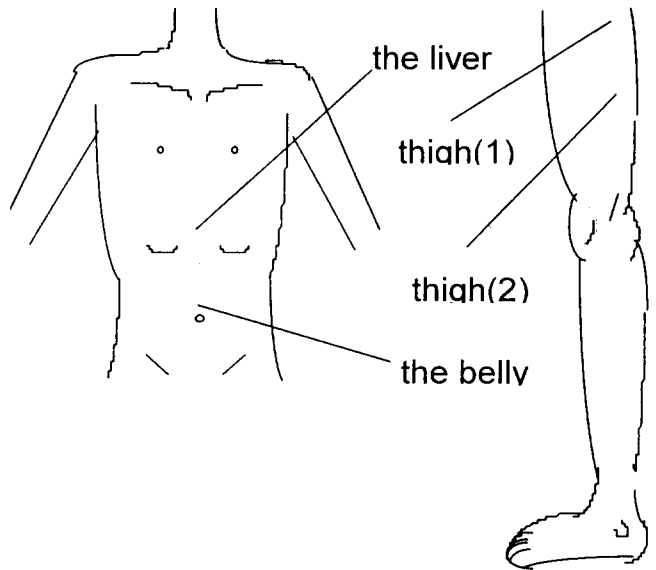


그림 11. 인체에서의 측정점
 Fig. 11. Measuring positions in human body

측정하였다. Fig. 11는 측정점의 위치를 나타낸다. 이후의 처리과정은 모의생체조직에 대한 실험에서와 같다. 단, 여기서는 모의생체조직에서와 달리 동기가산을 위한 동기신호를 손목에 부착시킨 맥박센서를 이용하여 얻었다.

Fig. 12은 간장과 복부, 간장과 대퇴(1), 간장과 대퇴(2) 사이의 비선형전달함수를 구한 후 이로부터 확산율을 계산한 결과이다. 간장에서 대퇴부로 진행해 감에 따라 고조파성분의 확산이 증가하고 있음을 알 수 있고, 이로부터 맥동전파에 있어서 비선형성을 계측할 수 있음을 알 수 있고, 제안한 계측시스템의 정당성을 확인할 수 있다.

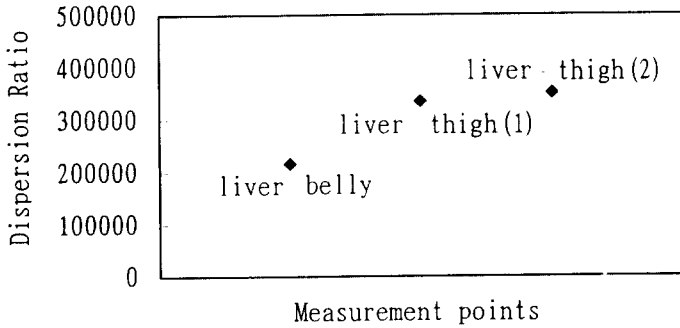


그림 12. 비선형 전달함수분포의 확산율
 Fig. 12. Dispersion ratio of nonlinear transfer function distribution

결 론

혈관을, 맥동을 전파시키는 하나의 전달계로 간주하고, 이 전달계를 2차 비선형계로 가정하여, 2차 비선형 전달함수를 바이스펙트럼해석을 이용하여 규명하는 방법에 대하여 검토한 결과 다음과 같은 결론을 얻을 수 있었다.

1. 초음파 도플러 효과를 이용하여 혈관의 변위를 추정하기 위한 처리 알고리즘을 제시하고 컴퓨터 시뮬레이션과 모의실험을 통하여 그 정당성을 검증할 수 있었다. 이로써 본 논문에서 제안하는 방법을 임상실험에 적용할 때 별도의 장치없이 일반 초음파 도플러 영상 진단기를 이용하여 혈관의 변위파형을 얻을 수 있다.
2. 단일주파수 파형의 비선형 전파과정을 모델링한 시계열 신호를 이용하여 컴퓨터시뮬레이션한 결과 비선형성의 증가에 따라 바이스펙트럼은 고조파 성분이 증가하고 비선형 전달함수는 고조파 영역으로 흩어짐이 커지는 것을 알 수 있었다.
3. 음향특성이 인체조직과 유사한 한천을 이용하여 모의실험을 시행한 결과 진동의 전파특성이 일반적인 파동의

비선형 전파특성과 일치함을 보였으며, 비선형전달함수 분포의 흩어짐으로 부터 비선형전파특성이 평가될 수 있음을 확인할 수 있었다.

4. 2차 비선형 전달함수의 흩어짐을 정량적으로 표시하기 위하여 확산율을 정의하여 이용하였으며 모의실험결과 효과적으로 이용가능함을 알 수 있었다.
5. 인체의 혈관에 대한 실험결과 제안된 계측시스템의 유효성을 확인할 수 있었다.

향후 2차 비선형 전달함수를 의용진단에 이용하기 위하여는 정상적인 인체에 대한 많은 샘플을 확보하여 통계적인 특징을 추출한 다음, 여러가지 병상에 따라 어떻게 다르게 나타나는지에 대한 검토가 필요할 것으로 사료된다.

참 고 문 헌

1. 한상우, 안창범, "Bispectrum 및 Correlation을 이용한 뇌유발전위 검출," 대한의용생체공학회 추계학술대회 논문집, pp. 113~116, 1994.
2. 장경영, I.Y.Demin, 佐藤拓宋, "바이스펙트럼해석을 이용한 생체조직 내에서의 진동의 비선형 전파특성 계측," 의공학회지, Vol. 14, No. 1, pp. 31~40, 1993.
3. Y. Yamakoshi, J. Sato and T. Sato, "Ultrasonic Imaging of Internal Vibration of Soft Tissue Under Forced Vibration," IEEE. Trans. UFFC, Vol. 37, No. 2, pp. 45~53, 1990.
4. 佐藤拓宋, "波動の利用した計測係における非線形效果の最近の2, 3の適用," 精密機械, Vol. 49, No. 9, pp. 1155~1161, 1983.
5. O.U. Rundenko and S.L. Soluyan, "Theoretical Foundations of Nonlinear Acoustics," Consultants Bureau, New York, 1977.
6. 佐藤拓宋, 佐佐木公男, "バイスペクトル解析とその應用(1), (2)," 機械の研究, Vol. 31, pp. 721, 1979.
7. Gopal Soundaramoorthy, M. R. Raghuvver and S. A Dianat, "Bispectral Reconstruction of Signals in Noise: Amplitude Reconstruction Issues," IEEE. Trans. ASSP, Vol. 38, No. 7, pp. 1297~1306, July 1990.
8. 能本乙彦, "有限振幅の音波の増幅(1)," 日本音響學會誌, Vol. 20, No. 1, pp. 29~33, 1964.

=국문초록=

이 연구는 다음 두가지 사실에 기초를 두고 있다. 첫째, 혈관의 맥동은 전통적으로 동양의 한방에서 오랫동안 인체진단을 위해 사용되어져 왔다는 것이고, 둘째는 신체조직에서 파동의 비선형전파특성이 의용진단에 유용한 정보를 준다는 것이다. 따라서, 혈관의 벽을 전파하는 맥동파의 비선형전파특성은 의용진단을 위하여 효과적으로 이용될 수 있다는 것을 예측할 수 있다.

본 논문에서는, 혈관을 따른 두 지점 에서 변위파형을 초음파 도플러 신호에 대한 직교검파에 의해 구하고, 여기에 바이스펙트럼해석과 블레타모델전개를 적용하여 두지점 사이의 비선형 전달함수를 추정하며, 이것이 의용진단에 적용가능한지 모의샘플에 대하여 고찰하는 것을 목적으로 한다.