

Air puff에 의한 각막 변형의 주파수 영역 분석

A Frequency Domain Analysis of Corneal Deformation by Air Puff

황 호 식*, 이 병 하**, 이 창 수***

Ho-sik Hwang*, Byeong Ha Lee**, Chang Su Lee***

Abstract

Intraocular pressure is measured after a cornea air puff by observing biomechanical properties such as thickness or displacement of the cornea. In this paper, we deal with a frequency domain analysis of corneal deformation in the air puff tonometry that is used to diagnose glaucoma or lasik. We distinguish the patient from the normal by measuring the oscillation frequency in the neighborhood of the central cornea section. A binary image was obtained from the video images, and cornea vertical oscillation profile was extracted from the difference between the vertical displacement data and the curve fitting. In terms of Fourier transform, a vibration frequency of 479.2Hz for the patient was obtained as well as more higher 702.8Hz for the normal due to stiffness. Hilbert-Huang transform's empirical mode decomposition generally describes local, nonlinear, and nonstationary data. After the data were decomposed into intrinsic mode functions, a spectrum and power were analysed. Finally, we confirm that the patient has 6 times more higher power ratio for the specific intrinsic mode function between the patient and the normal.

요 약

안압의 측정은 각막에 air puff 후 각막의 변형 즉, 각막의 두께나 변위 등 생역학적 성질을 관찰함으로써 이루어진다. 본 논문에서는 녹내장이나 라식의 진단을 위하여 사용되는 안압계의 air puff에 의한 각막의 변형을 주파수 영역에서 분석하였다. Air puff 후 각막의 중심부 주변의 변위에 대한 진동 주파수를 측정함으로써 환자와 정상인을 구별한다. 동영상으로부터 이진 영상을 구하고, 상하 변위 데이터와 곡선 정합의 차를 구하여 시간에 따른 각막 상하 진동 프로파일 데이터를 추출하였다. Fourier 변환으로 비정상인의 진동 주파수는 479.2Hz를 얻었고 정상인의 경우 단단함으로 인하여 702.8Hz의 고주파 성분을 볼 수 있었다. 또한 Hilbert-Huang 변환의 EMD 방법을 이용, 고유 모드 함수로 분해하여 국소적, 비선형, 비정상성을 가지는 데이터를 얻고 주파수와 전력을 분석하였다. 마지막으로 특정 고유 모드 함수에 대한 환자와 정상인의 전력비가 6배 이상 차이가 나는 것을 확인하였다.

Key words : Cornea air puff, intraocular pressure, spectral analysis, Hilbert-Huang transform, empirical mode decomposition

1. 서론

* Dept. of Ophthalmology, Chuncheon Sacred Heart Hospital, Hallym University, ** School of Information & Communications, GIST, *** Dept. of Electronic Engineering, The University of Suwon (cslee@suwon.ac.kr, Tel: 031-220-2579)

★ Corresponding author, Manuscript received May. 18, 2014; revised Jun. 8, 2014 ; accepted Jun. 10. 2014

안압(IOP, intraocular pressure)의 측정은 녹내장이나 라식 수술 등의 안과학 분야에서 진단에 매우 중요한 요소이다. 안압을 측정하기 위해서는 각막(눈의 가장 앞쪽, 투명한 볼록한 막)에 air puff(바람을 훑고 부는 것)를 불어서 압력을 측정한다. 최근 들어 각막의 생역학적 성질(biomechanical property)을 in vivo로 측정하는 방법들이 제시되고 있다. 예를 들어 사임플러그(Schiempflug) 카메라, 초고속 카메라, 안압계(ocular tonometry)를 조합하여 각막에 air puff를 쏘면서 각막이 어떤 모양으로 변하는지 촬영하는 장비가 나와 사용되고 있다. 최근 들어 안과 분야의 라

식 수술전, 라식 수술 후에 이 장비를 이용하여 진단 파라미터를 측정한다. 진단 파라미터로써 일반적으로 각막의 두께나 곡면도, 각막이 눌렸을 때의 깊이, 길이, 속도 등을 사용해 왔다 [1].

이와 관련하여 Kling 등은 시간에 따른 각막 변형을 정점의 반곡 정도의 최대치 및 시간에 따른 내부 및 외부 방향의 변형 대칭성을 측정하였다 [2]. 또한 Dorrnsoro 등은 air puff에 의한 각막의 변형을 OCT(optical coherence tomography)의 동적 측정에 의해 관찰하였다. 이들은 각막의 증가되는 변형의 유지시간, 속도와 재생시간을 측정하였고 또한 최대 변형의 크기, 지름, 체적 등을 구하였다 [3]. Kurita 등은 고속의 카메라와 air puff 시스템을 결합하여 각막의 표면을 추적하였다. 이를 통하여 특정한 air puff 압력에 대해 각막의 이동 변위를 측정하여 안압을 측정하였다 [4]. Kim 등은 녹내장의 진단을 위한 IOP의 측정에 휴대 가능한 공기 압력 센서를 제작하였다 [5]. Bhatt 등은 패턴이 새겨진 플랩의 변화를 영상 처리를 이용하여 감지하였다 [6]. Nishiyama 등은 사람 눈에 대한 선형 동적 모델을 제시하고 air puff로 인한 눈의 변형 변위를 분석하였다 [7].

지금까지 제시된 기존의 방법들은 공간상의 각막 변형의 변위를 측정하는 것이었다. 한편 피부의 진동을 측정하여 신체 기관의 이상을 감지하는 연구가 진행되어왔다 [8-10]. Nikooyan 등은 달리기 시에 지면으로부터의 반발력과 피부 진동으로 인한 근육의 피로도 영향을 연구하였다 [11]. 여기서 피부 조직의 부드러움과 딱딱함의 정도에 따라 진동의 정도가 다르게 나타나며 달리기로 인한 피로도의 증가에 따라 진동수가 증가함을 질량과 스프링 댐퍼 진동 모델과 실험으로 보였다.

본 논문에서는 air puff 후 각막의 중심부 주변의 변위에 대한 진동 주파수를 측정함으로써 환자와 정상인을 구별하고자 한다. 먼저 시간에 따른 각막 상하 진동 프로파일 데이터를 추출하기 위하여 동영상으로부터 영상 처리를 통하여 잡음 제거를 통하여 이진 영상을 구한다. 이후 각막 변형에 대한 곡선 정합(curve fitting)을 이용하면 진동 데이터를 얻을 수 있다. 이 신호를 Fourier 변환을 하여 스펙트럼 정보를 얻는다. 실험 결과 비정상인과 정상인의 각막의 진동 주파수 차이를 보였으며 정상인의 경우 단단함(stiffness)으로 인한 강한 고주파 성분을 볼 수 있다.

스펙트럼 분석에서 신호가 비정상성과 국부성을 가지는 신호의 경우 Fourier 변환만으로는 시간 영역 신호의 특징 추출이 용이하지 않다. 이러한 신호의 특징 파악을 위해서 Hilbert-Huang 변환(HHT)을 이용하였다. HHT는 생의학, 신경학, 지진학, 해양학, 시스템

식별, 결함 검사, 음성 인식, 환경학, 재정학 등 응용 분야가 급격히 증대되고 있다 [12]. HHT는 EMD(empirical mode decomposition)과 HSA(Hilbert spectral analysis)로 구성된다. EMD 방법을 이용하여 복잡한 신호를 고유 모드 함수(IMF)로 분해함으로써 데이터의 국소적, 비선형, 비정상성을 가지는 데이터를 추출하였다. 고유 모드 함수의 스펙트럼 분석 및 전력비를 구하여 환자와 정상인의 차이를 확인하였다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 본문에서 air puff 영상 및 스펙트럼 분석 절차를 제시하고 FFT를 통하여 각막에 대한 고유 진동 주파수를 분석하고 Hilbert-Huang 변환을 통하여 신호를 분해하고 전력비를 비교하였다. III장에 결론을 적었다.

II. Air puff에 의한 스펙트럼 분석

1. Air puff 영상

그림 1은 air puff 후 각막의 변형을 OCT(optical coherence tomography) 동영상으로 촬영한 것으로 일정한 시간 간격으로 정지 영상으로 캡처한 영상들의 모음이다 [13]. 각 그림의 위쪽은 각막이 얇고 튀어나오는 질병인 원추 각막(keratoconus), 아래쪽은 정상인의 각막이다. Air puff가 시작되면 각막이 쑥 들어갔다 다시 제 모양으로 돌아온다. 구체적으로 air puff 후 둘 다 안으로 눌린 다음에 상하로 출렁이는 모습을 보이고 있다. 이 상하로 출렁이는 진동의 주파수를 알 수 있다면 진단에 효과적인 수단이 될 수 있다. 즉, 이 주파수가 각막의 생역학적 성질을 나타낼

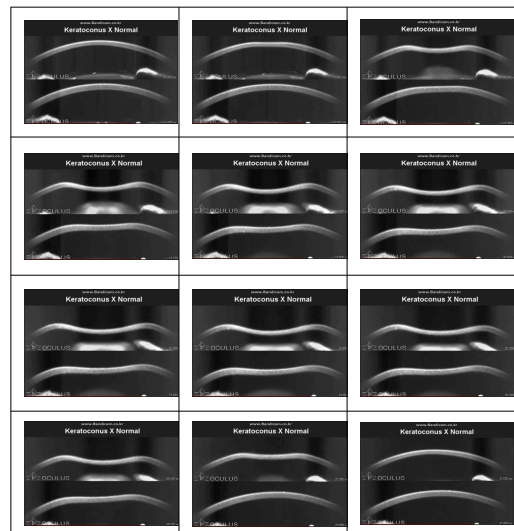


Fig. 1. Corneal image frame sequence of the keratoconus (upper) patient and normal (lower) person after air

puff

그림 1. Air puff 후 원추 각막 환자(위)와 정상인(아래)의 각막 영상 프레임 시퀀스

수 있다. 그림 1의 각 프레임의 크기는 720x480이고 프레임의 우측 하단에는 캡처된 시간이 표시되어 있다. 첫 번째 프레임은 31.373ms이고 마지막 프레임은 11.679ms이다. 총 205 프레임을 얻었고 그림 1은 19 프레임마다 캡처된 영상을 보여주고 있다. Air puff의 압력은 40 mmHg이다.

정지 영상에서 볼 수 있는 환자와 정상인의 각막의 특징은 우선 정상인의 경우 각막의 두께가 환자의 것보다 두꺼운 것을 알 수 있다. Air puff 시 동영상에서 보이는 상하의 출렁거림은 환자의 경우가 심하며 높은 상하 진폭을 보여주었다. Air puff로 인한 각막의 변형의 단계는 다음과 같다. 들어오는(ingoing) 단계, 진동(oscillation) 단계, 밖으로 나가는(outgoing) 단계로 나눌 수 있다. 동영상으로부터 시간에 따른 각막 상하 진동의 프로파일 데이터를 추출하고 곡선 정합을 통하여 진동 데이터를 얻는다. 이후 진동 스펙트럼을 구하는 과정을 다음 절에 제시한다.

2. 스펙트럼 분석 절차

각막 상하 진동 스펙트럼 분석을 위한 흐름도를 그림 2에 나타내었다. 우선 각 이미지 프레임에서 각막 에지 검출을 위해 Canny 에지 검출 방법을 이용한다. 에지 검출 후 연결되지 않은 얼룩(blots)이나 글리치(glitch) 잡음은 일반적인 Canny 방법으로는 제거가 쉽지 않다. 여기서는 영상의 형태학적 처리를 이용하여 opening과 미디언 필터링을 수행하여 글리치를 제거하였다. 진동 스펙트럼을 구하기 위해 이진 프로파일 영상에 대해 곡선 정합을 수행하고 이진 영상과의 차를 구하면 최종적인 진동 프로파일이 생성된다. 이후 FFT를 통해 스펙트럼을 구한다. FFT로부터 구한 주파수는 정현파 기저 함수에 기반한 분해이므로 시간 영역에서 국소적인 신호의 특징을 내포하기 힘들다. 이의 보완을 위하여 진동 프로파일을 가지고 Hilbert- Huang 변환을 통해 고유 모드 함수로 분해한다.

3. FFT 실험 및 분석

동영상에서 각막이 속한 사각형 영역에 대하여 주어진 분석 절차를 이용하였다. 위 사각 영역의 좌상단 좌표는 (x, y)=(88, 80)이고 우 하단 좌표는 (x, y)=(613, 207)이다. 아래 사각 영역의 좌상단 좌표는 (x, y)=(88, 304)이고 우 하단 좌표는 (x, y)=(613, 431)이다. 그림 3은 세 번의 air puff에 대하여 Canny

에지 검출을 한 후 각막의 궤적을 나타낸다.

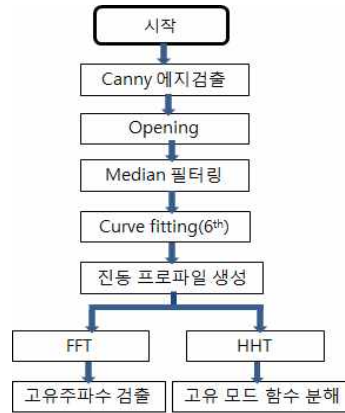


Fig. 2. Corneal deformation analysis procedure by air puff
그림 2. Air puff에 의한 각막의 변형 분석 절차

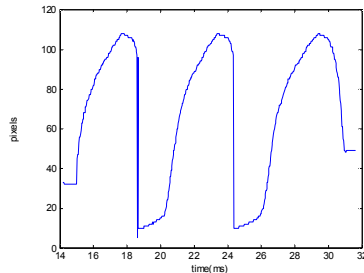


Fig. 3. Corneal displacement by three air puff (patient)
그림 3. 세 번의 Air puff에 의한 각막의 변위 (환자)



Fig. 4. Detected corneal binary image
그림 4. 검출된 각막 이진 영상

그림 3의 글리치는 이진 영상화 과정의 잡음으로 opening과 미디언 필터링으로 제거하면 그림 4와 같이 잡음이 제거된 각막의 이진 영상을 얻을 수 있다. 그림 4에서 에지가 3줄로 나타나지만 평균을 취하여 각막의 상하 위치로 사용하였다. 이러한 방법으로 구한 시간에 따른 각막의 상하 진동 프로파일은 그림 5와 같다. 환자의 각막 운동은 실선이고 정상인의 각막 운동은 일점쇄선이다. 다음 단계로 스펙트럼을 구하기 위한 진동 프로파일 생성을 위해 각 각막 운동 데이

터에 대해 곡선 정합을 하였다. 정합으로 6차 다항식을 이용하였고 이 결과가 그림 5의 점선으로 나타내었다.

그림 6은 이진 프로파일에서 정합된 곡선과의 차이를 구한 최종적인 진동 프로파일이다. 실선은 환자이고 점선은 정상인을 나타낸다. 이산 신호 $x[n]$ 의 전력

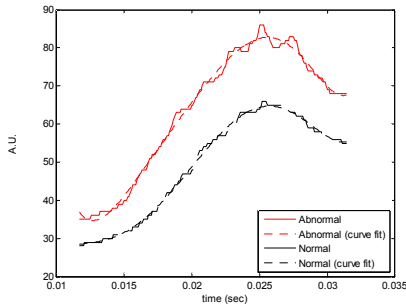


Fig. 5. Cornea edge profile and curve fitting of the patient and the normal

그림 5. 환자와 정상인의 각막 에지 프로파일과 곡선 정합

P 를 $P = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x^2[n]$ 로 정의했을 때, 환자의 에지 프로파일의 전력은 1.628, 정상인의 에지 프로파일의 전력은 0.4583이다. 이것으로 미루어 보아 환자의 상하 진동의 전력이 정상인에 비해 약 3.6배 큰 것으로 매우 큰 차이를 보이고 있음을 알 수 있다.

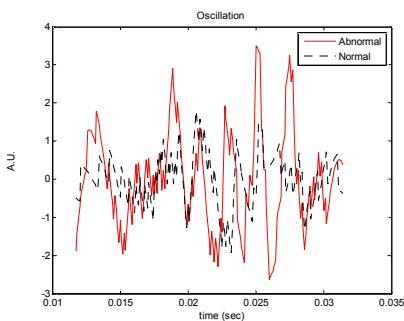
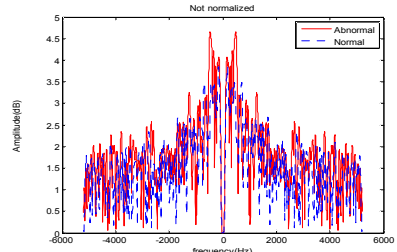


Fig. 6. Generation of the cornea oscillation profile

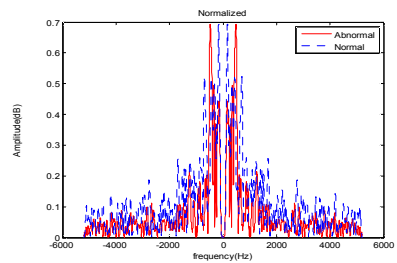
그림 6. 각막 진동 프로파일의 생성

진동 프로파일을 FFT 변환 후 크기 스펙트럼을 그림 7에 나타내었다. 그림 7의 스펙트럼 그래프는 $f=0$ 인 축으로 좌우 대칭으로 나타내며 실선은 환자, 점선은 정상인이다. 주파수의 범위는 첫 번째 영상인 11.679ms, 마지막 영상이 31.373ms, 영상의 프레임 수

가 205개이므로 $\text{freq} = 1 / ((31.373e-3 - 11.679e-3) / 205) / 2 = 5204.6\text{Hz}$ 이다. 전반적으로 환자의 스펙트럼의 크기가



(a)



(b)

Fig. 7. FFT of the cornea oscillation sequence, (a) when not normalized and (b) normalized

그림 7. 각막 진동 시퀀스의 FFT, (a) 정규화 전, (b) 정규화 후

정상인의 경우에 비해 높게 나타났다. 그림 7 (a)의 스펙트럼을 정규화한 것이 그림 7 (b)이다. 그림 7 (b)의 중심부를 확대하면 그림 8과 같다. 그림 8에서 좌측으로부터 첫 번째 피크점은 저주파로써 그림 5의 정합된 곡선의 주파수로 생각된다. 그림 8에서 좌측으로부터 실선의 세 번째 피크점은 환자에게만 나타나는 피크점으로 환자와 정상인을 구별해 주는 피크점

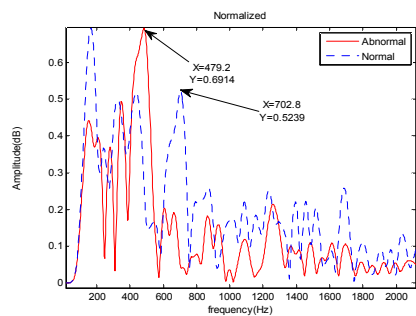


Fig. 8. Enlarged FFT of the normalized cornea oscillation sequence

그림 8. 정규화된 각막 진동 시퀀스의 확대된 FFT

으로 볼 수 있다. 이때의 진동 주파수는 479.2Hz로써 air puff로 인한 환자 각막 진동의 고유 주파수로 볼 수 있을 것이다. 또한 정상인의 경우 약 702.8Hz에서 고유한 주파수를 볼 수 있다. 이는 각막의 두께가 두꺼운 정상인의 경우 각막의 단단함이 크므로 높은 진동수를 가지는 것으로 생각된다.

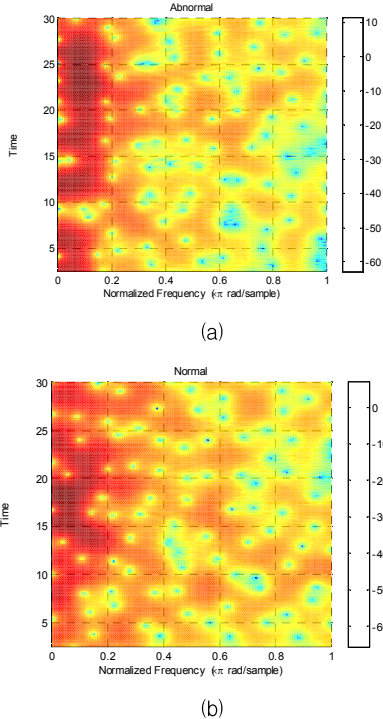


Fig. 9. Spectrogram of (a) the patient and (b) the normal
그림 9. (a) 환자와 (b) 정상인의 스펙트로그램

비정상성을 가지는 신호의 스펙트럼을 보기 위하여 스펙트로그램을 구하였다. 그림 9 (a)는 정상인의 경우의 스펙트로그램이다. 어두운 값일수록 큰 값을 나타내며 가로축은 대역폭을 1로 정규화한 것이다. 그림 9 (a)에서 정규화된 주파수 0.092에서 강한 스펙트럼 지속되는 것을 볼 수 있다. 또한 정상인의 경우인 그림 9 (b)에서는 0.13 근처에서 간헐적으로 강한 스펙트럼을 확인할 수 있다. 이는 그림 8에서 환자와 정상인의 고유 주파수와 유사하며 동영상을 통해서도 이 두 곳을 확인할 수 있다.

4. Hilbert-Huang 변환 분석

Hilbert-Huang 변환(HHT)은 비록 실험을 기반으로 적응적, 수치 해석적인 접근방법을 사용하여 데이터를 분석하는 방법이지만 비선형, 비정상성(non-

stationary), 불규칙 신호의 시간, 주파수 분석에 유용한 것으로 알려져 있다. HHT는 EMD(empirical mode decomposition)과 HSA(Hilbert spectral analysis)로 구성된다. EMD 방법을 이용하여 복잡한 신호를 유한 요소로 분해할 수 있다 [12]. 즉 고유 모드 함수들의 모임 형태로 분해 가능하다. 이 분해는 데이터의 국소 영역 시간을 기반으로 하기 때문에 비선형, 비정상성을 가지는 데이터를 다룰 수 있다. HSA는 IMF의 순간 주파수 데이터를 시간에 따른 가변 함수로 표현할 수 있으므로 신호에 내재된 구조를 식별할 수 있다. 각막의 진동은 시간의 흐름에 국소적이고 비정상성을 가지는 경우 일반적인 스펙트럼 감지만으로는 한계가 있다.

EMD 방법은 주어진 데이터 $x(t)$ 를 IMF 함수들로 분해한다. IMF의 조건은

a. 각 데이터 집합은 극대값과 영점 통과점의 개수가 같거나 1 차이여야 한다.

b. 임의의 점에서 국소 최대값으로 구한 포락선과 국소 최소점으로 구한 포락선의 평균값은 0이다.

IMF는 단순 진동 모드를 나타낸다. IMF를 추출하는 다음의 과정을 체질(sifting)이라 한다 [12].

a. 데이터의 국소 최대값을 구한다.

b. 모든 국소 최대값을 3차 스플라인으로 연결하여 위쪽 포락선을 구한다.

c. 국소 최소값에 대해서도 동일한 연산으로 아래 포락선을 구한다.

위와 아래 포락선의 평균값은 m_1 이면 첫 번째 사전 IMF 함수 h_1 은

$$x(t) - m_1 = h_1 \quad (1)$$

이러한 과정을 k 번 반복하여 첫 번째 IMF 함수 c_1 을 얻는다. k 값은 정지기준으로 판단한다.

$$h_{1(k-1)} - m_{1k} = h_{1k} \quad (2)$$

$$c_1 = h_{1k} \quad (3)$$

이후 $x(t) - c_1 = r_1$ 으로 나머지 r_1 을 구한다. 이러한 과정이 반복되면

$$r_{n-1} - c_n = r_n \quad (4)$$

을 얻고 최종 나머지는 r_n 이 된다. 따라서 $x(t)$ 는 n 개의 IMF(c_1, \dots, c_n)로 분해되며 다음과 같이 표현된다.

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j + r_n \quad (5)$$

순간 주파수를 구하기 위하여 Hilbert 변환을 이용한다. 즉 L^p 에 속한 유한한 신호 $x(t)$ 의 복소 공액 신호 $\hat{x}(t)$ 로 정의된 Hilbert 신호는 다음과 같다.

$$\hat{x}(t) = \frac{1}{\pi} PV \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (6)$$

여기서 PV 는 Cauchy 값이다.

HHT로 구한 고유 모드 함수(IMF)는 Hilbert 변환과 해석함수 $x(t) + j\hat{x}(t)$ 를 사용하여 나타낼 수 있다.

$$x(t) = Re \left\{ \sum_{i=1}^n a_i(t) e^{j \int \omega_i(t) dt} \right\} \quad (7)$$

여기서 Re 는 실수부를 나타내고 $a_i(t)$ 는 IMF 해석함수의 크기로

$$a_i(t) = \sqrt{x_i^2(t) + \hat{x}_i^2(t)} \quad (8)$$

이고 $x_i(t)$ 는 분해된 IMF 신호이다. IMF 해석 신호의 위상은

$$\phi_i(t) = \arctan [\hat{x}_i(t)/x_i(t)] \quad (9)$$

이고 순간 각주파수는

$$w_i(t) = d\phi_i(t)/dt \quad (10)$$

이다. Fourier 표현은 크기와 주파수가 상수 형태로 고정된다. 그러나 IMF는 신호를 가변 시간 크기와 순간 주파수들의 선형 결합 형태로 나타낼 수 있으므로 일반화된 Fourier 표현으로 간주된다. 따라서 비정상성, 시변, 비선형 신호에 대한 표현 방법이 더욱 확장된 것으로 볼 수 있다.

Hilbert-Huang 변환을 이용하여 고유 모드 함수로 분해한 것이 그림 10이다. 그림 10 (a)는 환자에 대한 고유 모드 함수들로 진동 신호를 국소적인 주파수 대역으로 분해한 것이다 위로부터 고주파 대역에서 저주파 대역의 고유 모드 함수 신호로 분해되었다. 그림 10 (b)는 정상인에 대한 고유 모드 함수 분해이다. 식 (7)에서 $n=6$ 으로 i 가 증가함에 따라 주파수가 감소한다. $i=2$ 일 때 즉, 그림 10의 위로부터 두 번째 고유 모드 함수에 대해 FFT 변환으로 스펙트럼을 구한 것이 그림 11이다. 이 환자와 정상인의 스펙트럼을 살펴보면 고유 진동 주파수 대역임을 알 수 있다.

그림 11 (a)에서 환자의 고유 진동 주파수는 약 476.6Hz이고 정상인의 고유 주파수는 707.9Hz로 앞서 구한 479.2Hz와 702.8Hz에 근접한 값을 보이고 있다. 그림 11 (b)에서 정상인의 경우 453.7Hz 정도의 주파수가 검출되었으나 환자의 주파수인 476.6Hz와는 차이를 보이고 있다.

표 1은 환자와 정상인의 고유 모드 함수들에 대한 전력 및 전력비를 구한 것이다. $i=1,3$ 일 때 전력비는 1에 근접한 값으로 환자와 정상인이 유사하다. $i=4,5,6$ 일 때 저주파 성분으로 각각의 고유 진동수와는 거의 무관하다고 볼 수 있으므로 전력비 무시할 수 있다. $i=2$ 일 때 환자와 정상인의 전력을 비교하면

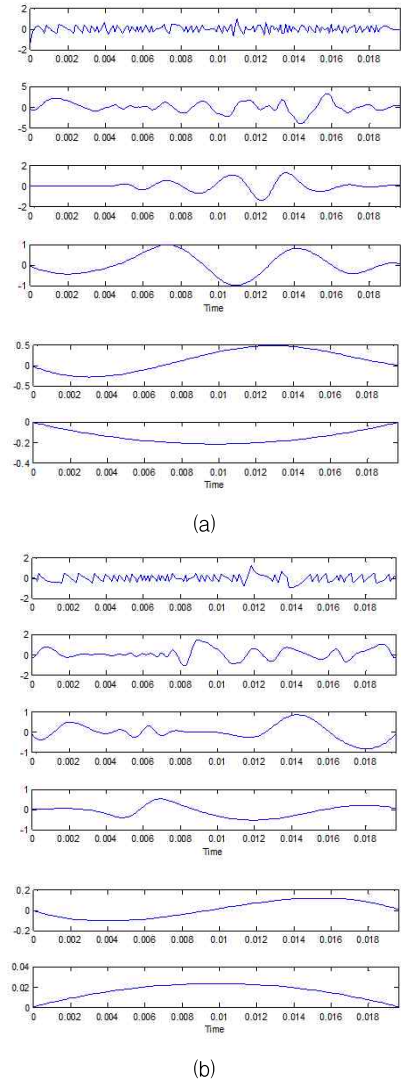


Fig. 10. HHT of (a) the patient, and (b) the normal
그림 10. (a) 환자와 (b) 정상인의 HHT

환자의 경우 1.634, 정상인의 경우 0.272로 환자가 6배 정도의 크음을 알 수 있다. 이는 3절에서 구한 각막 진동 파형의 전력의 비가 3.6임을 고려하면 훨씬 더 환자와 정상인을 구분시키는 수치이다. 즉 $i=2$ 일 때 고유 모드 신호 전력비가 환자와 정상인을 구분하는 기준으로 사용될 수 있다.

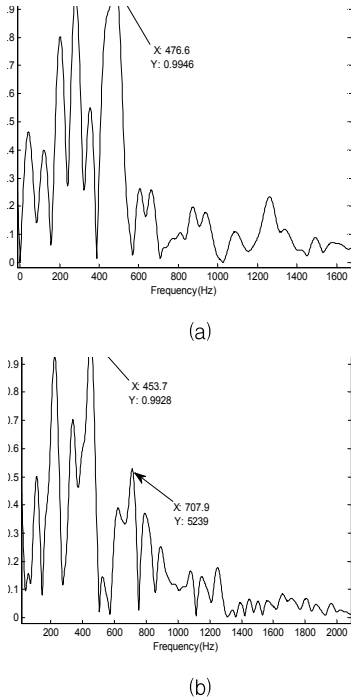


Fig. 11. Second IMF Spectrum of (a) the patient, and (b) the normal

그림 11. (a) 환자와 (b) 정상인의 두 번째 고유 모드 함수의 스펙트럼

Table 1. Power and power ratio of the patient and the normal

표 1. 환자와 정상인의 전력 및 전력 비

	i=1	i=2	i=3	i=4	i=5	i=6
환자	0.094	1.634	0.239	0.273	0.082	0.0248
정상인	0.121	0.272	0.157	0.082	0.006	2.9e-4
전력비	0.777	6.01	1.53	3.30	12.3	84.3

III 결론

본 논문에서는 녹내장이나 라식의 진단을 위하여 사용되는 안압계의 air puff에 의한 각막의 변형을 주파수 영역에서 분석하였다. 초고속 air puff 동영상으로부터 에지 검출 및 진치리를 통하여 이진 영상을 구하고 각막 중심부의 상하 움직임에 대한 진동 주파수를 FFT를 통하여 분석하였다. 환자와 정상인의 진동 고유 주파수는 각각 479.2Hz와 702.8Hz를 얻었다. 정상인의 경우 각막의 단단한 정도가 크므로 좀 더 높은 고유 진동 주파수를 가지는 것으로 판단되었다. 또한 Hilbert-Huang 변환을 이용하여 시간 영역의 고

유 모드 함수로 분해하고 FFT의 결과와 고유 주파수가 유사함을 확인하였다. 또한 고유 진동수가 포함된 환자와 정상인의 두 번째 고유 모드 함수의 전력비가 6.01배의 차이가 나는 것을 확인하였다.

References

[1] A. Kotecha, "What biomechanical properties of the cornea are relevant for the clinician?" *Surv. Ophthalmol.* vol. 52, no. 2: pp. 109-114, Nov. 2007.

[2] S. Kling and S. Marcos, "Contributing factors to corneal deformation in air puff measurements," *Ophthalmol. Vis. Sci.* vol. 26, no. 54(7) pp. 5078-5085, Jul. 2013.

[3] C. Dorronsoro, D. Pascual, P. Pérez-Merino, S. Kling, and S. Marcos, "Dynamic OCT measurement of corneal deformation by an air puff in normal and cross-linked corneas," *Biomed. Opt. Express.* vol. 1, no. 3(3), pp. 473-487 Mar. 2012.

[4] Y. Kurita, Y. Iida, R. Kempf, and M. Kaneko, "Dynamic Sensing of Human Eye using a High Speed Camera," *Proc. of the 2005 IEEE Internat. Conf. on Information Acquisition* pp. 338-343, Jun. 27 - Jul. 3 2005.

[5] K. H. Kim, W. Jang, B. H. Kim, and Y. H. Seo, "Intraocular Pressure Measurement Devices using Micro Reflected Air Pressure Sensor for the Pre-diagnosis of the Glaucoma," *Proc. of 10th IEEE Internat. Conf. on Nanotechnology Joint Symposium with Nano Korea KINTEX*, Aug. 17-20 2010.

[6] M. R. Bhatt and S. V. Rao, "On Imaging based Non-contact Tonometer for Intraocular Pressure Measurement," 2013 IEEE Point-of-Care Healthcare Technologies (PHT) Bangalore, India, pp. 97-100, Jan. 16-18, 2013.

[7] J. Nishiyama, I. Kao, and M. Kaneko, "IOP Measurement using Air-Puff Tonometry: Dynamic Modeling of Human Eyeball with Experimental Results," *Internat. Conf. on Ubiquitous Robots and Ambient Intelligence (URAI)*, Jeju, pp. 134-139, Oct. 31-Nov. 2 2013.

[8] Y. Yamakoshi, J. Sato, and T. Sato, "Ultrasonic imaging of internal vibration of soft tissue under forced vibration," *IEEE Trans. on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control*, vol. 37, no. 2, pp. 45-53, 1990.

[9] W. F. Walker, B. H. Friemel, L. N. Bohs, and G.

E. Trahey, "Real-time imaging of tissue vibration using a two-dimensional speckle tracking system," IEEE Proc. on Ultrasonics Symposium, pp. 873-877, 1993.

[10] Z. Xie, E.-H. Kim, and Y. Kim, "Tissue vibration pulsatility for arterial bleeding detection using Doppler ultrasound," IEEE Inter. Conf. on Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 2272-2275, 2009.

[11] A. A. Nikooyan, and A. A. Zadpoor, "Effects of Muscle Fatigue on the Ground Reaction Force and Soft-Tissue Vibrations During Running: A Model Study," Biomedical Engineering, IEEE Transactions on vol. 59, no. 3, pp. 797-904, 2012.

[12] N. E. Huang, and S. S. P. Shen, *Hilbert-Huang Transform and its Applications*, World Scientific, London, ISBN 978-9812563767, 2005.

[13] R. Ambrosio, "All you have ever wanted to see and measure about Corneal Biomechanics," www.youtube.com/watch?v=lxuOT_23HCA, Apr. 3, 2011.

BIOGRAPHY

Ho-sik Hwang (Member)



2003 : MD degree in Medical Science, Catholic University of Korea.

2008 : MS degree in Medical Science/Ophthalmology, Catholic University of Korea.

2013 : PhD degree in Medical Science/Ophthalmology, Catholic University of Korea.

2013~ : Assistant Prof., Hallym University

Byeong Ha Lee (Member)



1984 : BS degree in Physics, Seoul National University.

1989 : MS degree in Physics, Seoul National University.

1996 : PhD degree in University of Colorado at Boulder

1983~1987 : Researcher, LG Cable

Lab

1989~1991 : Advent Co., Senior Researcher

1999~ : Prof., GIST

Chang Su Lee (Member)



1985 : BS degree in Control and Inst. Engineering, Seoul National University.

1987 : MS degree in Control and Inst. Engineering, Seoul National University.

1997 : PhD degree in Control and Inst. Engineering, Seoul National University

1987~1988 : Research Engineer, Samsung Electronics

1989~2003 : Hyundai Electronics Ind.

1997~ : Associate prof., The University of Suwon