

초음파 펄스 도플러 시스템의 Stationary Canceller에 대한 연구

金 榮 吉*

=Abstract=

A Study on the Stationary Canceller in the Ultrasonic Pulse Doppler System

Young-Kil Kim*

In this paper, clutter in ultrasound pulsed Doppler system is analyzed mathematically. And stationary canceller which reduce the clutter is designed. The operating characteristics of the stationary canceller is investigated in body(in vivo) by audio signal and spectrum analyzer.

1. 서 론

최근 수 년동안 초음파를 이용하는 각종 진단 방법들이 인체에 장해를 초래하지 않는 초음파의 특성으로 인하여 진단에 중요한 도구로 쓰여왔다^{1,2)}.

진단에 쓰이는 초음파 기계들은 초음파 송신 소자를 사용하여 인체 속으로 초음파를 날사하고 인체의 여러 기관에서 나오는 반사파를 수신 소자로 받아 들인다.

만약 인체의 여러 기관들이 완전한 동질(homogeneity)이라면 초음파는 적은 에너지 손실을 하며 인체속으로 전파하나 생체 저항(acoustic impedance)이 다른 기관들의 경계면(interface)에 도달하면 일부 에너지는 반사되고, 나머지는 계속 투과한다.

초음파 도플러 진단 장치는 발사된 초음파의 주파수와 이동하는 물체에서 발사된 초음파의 주파수를 비교하는 장치로 크게 연속파 도플러 시스템과 펄스 도플러 시스템으로 나누어 진다.

연속파 도플러 시스템은 초기의 혈류속도 측정 장치로 초음파를 송신 소자로 계속하여 발사하고 수신 소자로 이동하는 물체에서 반사되는 에너지를 받아 들인다.

이 시스템은 혈관 벽(vessel walls)의 외부(trans-

utaneous)에서 혈류의 속도를 측정할 수 있다는 가능성은 보였으나 혈류 흐름의 방향은 구별하지 못했다.

혈류 흐름의 방향을 구별하는 연속파 도플러 시스템이 Strandes³⁾, L. Pourcelot⁴⁾에 의하여 제작이 되었으나 혈류 속도가 측정되는 hemoglobin이 혈관내의 어느 부분인가를 알 수 없었고(depth resolution) 더욱이 혈관 벽과 인접한 다른 혈관(adjacent vessels)들에서 오는 반사파(clutter)들로 인하여 정확도가 떨어지는 단점이 있다.

펄스 도플러 시스템은 초음파의 진행 방향에 위치한 혈관내의 작은 sample 체적의 속도를 측정하고, 혈액 흐름의 방향을 구별할 수 있으나 반사되어 나오는 신호들이 clutter에 의해서 오염이 되어서 정확도가 떨어진다.

이 펄스 도플러 시스템에는 채널의 수에 따라 single gate pulse doppler system과 multigate pulse doppler system이 있다.

한 채널을 갖는 펄스 도플러 시스템은 속도가 측정되는 혈관내의 range phase information을 갖는 샘플 체적과 송·수신소자 사이의 거리를 임의로 조절할 수 있다. 그러나 이 방법은 측정 속도와 측정 깊이 사이에서 절충을 보아야 한다. 즉 혈액의 속도가 빠른 흐름을 측정하기 위해서는 측정 깊이를 줄여야 하고, 측정 깊이를 증가 시키기 위해서는 최대 측정 가능 속도로 줄여야 한다⁵⁾.

혈관내의 모든 위치에서 혈액의 속도를 측정하는 다중 채널 펄스 도플러시스템이 개발되어 왔다^{6,7,8,9)}.

이 시스템들은 측정하려는 혈액의 속도 변화들을 동

<1985년 5월 30일 접수>

* 아주대학교 공과대학 전자공학과

Dept. of Electrical Engineering, Ajou University

시에 측정하며, 초음파가 진행하는 방향으로 초음파가 도달하는 최대 측정 깊이를 N개의 채널로 나누고 각 채널들이 한 개의 채널을 갖는 펄스 도플러 시스템이 되도록 한 것이다.

신호 처리 방법에는 병렬 신호 처리와 직렬 신호 처리가 있다.

병렬 신호 처리를 사용하면 시스템은 추가되는 채널의 수와 비례하여 커지고(하드웨어 증가), 같은 채널 특성을 갖도록 많은 조절을 요구하게 된다.

이 단점들은 직렬 신호 처리를 함으로서 제거된다.

본 연구에서는 혈관의 측정 가능 깊이 내의 모든 샘플 제적에서 얻은 range phase signal에서 혈관 벽과 인접한 다른 혈관들에서 오는 clutter를 제거하는 stationary canceler를 설계, 제작하고 single gate pulse doppler system을 만들어서 그 동작 특성을 인체에 적용하여 혈액 흐르는 소리와 스펙트럼 분석을 통하여 조사하였다.

2. 이론 및 설계

(1) 도플러 시스템의 구성

그림 1에서 펄스 도플러-시스템의 구성을 보면, 크게 3부분으로 나눌 수 있다.

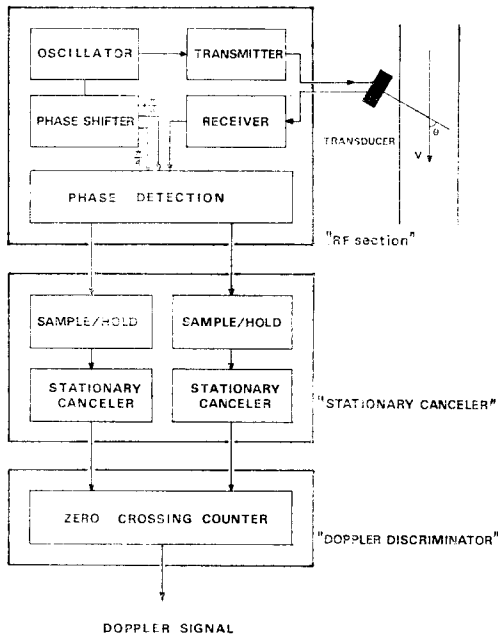


그림 1. 펄스 도플러 시스템의 블럭다이어그램
Fig. 1. Block diagram of the pulse Doppler system

RF Section : 주 발진기를 조정하여 발생시킨 초음파 burst를 송신 소자(transducer)를 통하여 인체 내로 발사하고, 여러 조직의 경계면과 입자(particles)들에서 반사되어(backscattered) 나온 신호를 잡으며 흐름의 방향을 결정하기 위하여(coherent detection인 경우) quadrature reference 신호와 반사파를 phase detector에 공급하는 회로.

Stationary canceler : 수신 소자를 통하여 들어온 원하는 신호는 혈관 벽과 인접한 다른 혈관들에서 오는 반사파(clutter)들로 오염 되어있다. 이 오염된 신호에서 반사파(clutter)의 주파수 특성과 진폭 특성을 이용하여 반사파를 제거하는 회로.

Doppler discriminator : Stationary canceler를 통과하여 clutter가 제거된 신호의 주파수와 흐름의 방향들을 결정하는 회로.

(2) Stationary Canceler

Stationary canceler를 사용하기 전에 range phase signal의 특징을 살펴보자.

가) Range phase signal(깊이 위상 신호)

깊이 위상 신호는 이동하는 혈액 속의 헤모글로빈에서 산란되는 도플러 성분과 tissue boundary에서 specular reflection되는 원하지 않는 성분(clutter)으로 구성되어 있다. 펄스 도플러 시스템의 transmission signal과 그 스펙트럼이 그림 2-(a), (b)에 있다.

수신 소자에 들어온 신호 $f_A(t)$ 는 스펙트럼이 각 주파수 성분의 도플러 효과에 의한 영향을 받는다. 즉

$$f_A(t) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} \{ A \cos(\omega_0 + K\omega_R)t + B \cos(\omega_0 + K\omega_R)(1+a)t \} \quad (1)$$

where

f_0 : 송신 소자의 공진 주파수. $\omega_0 = 2\pi f_0$

f_R : pulse repetition frequency (R.R.F) $\omega_R = 2\pi f_R$

$a = \frac{2V}{\lambda} \cos\theta$ (Doppler 효과)

λ : 초음파의 전파 속도

V : 물체가 움직이는 속도

θ : moving target와 송·수신 소자가 이루는 각
Fourier Transform

$$F_A(j\omega) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} [A\pi\{\delta(\omega - (\omega_0 + K\omega_R)) + \delta(\omega + (\omega_0 + K\omega_R))\} + B\pi\{\delta(\omega - (\omega_0 + K\omega_R)(1+a)) + \delta(\omega + (\omega_0 + K\omega_R)(1+a))\}] \quad (2)$$

그러므로 수신된 신호의 스펙트럼은 그림 2-(c)와 같다.

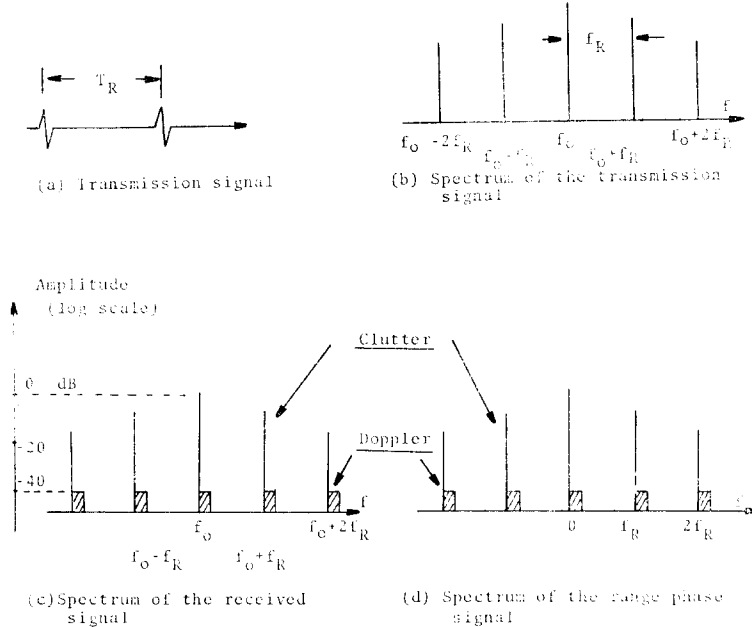


그림 2. 깊이 위상 신호의 스펙트럼
Fig. 2. Spectrum of the range phase signal

이때 clutter 신호의 크기 A 는 Doppler 신호 B 보다 크기가 40~60dB정도 크다.

이것을 혈관 벽에서의 초음파 반사량이 헤모글로빈의 반사량보다 큰 것을 의미한다.

그러나 조직의 경계면이나 혈관 벽은 헤모글로빈보다 천천히 움직이므로 clutter 신호를 제거하고 도플러 신호를 찾을 수 있다.

(clutter의 주파수(50Hz~100Hz) < 도플러 주파수 ($f_D \leq \frac{1}{2}(R \cdot R \cdot F)$))

Demodulation을 하면

$$\begin{aligned}
 f_B(t) &= \cos \omega_0 t \cdot f_A(t) \\
 &= \cos \omega_0 t \sum_{K=-\infty}^{\infty} \{A \cos(\omega_0 + K\omega_R)t + B \cos(\omega_0 + K\omega_R)(1+a)t\} \\
 &= \sum_{K=-\infty}^{\infty} \left[\frac{A}{2} \cos(2\omega_0 + K\omega_R)t + \cos(K\omega_R)t + B \frac{1}{2} \cos(\omega_0 t + \omega_0(1+a)t) + K\omega_R(1+a)t + \cos(K\omega_R(1+a)t \right] \quad (3)
 \end{aligned}$$

송신 소자 공진 주파수 ω_0 는 도플러 효과에 의한 주파수 a 보다 크다($\omega_0 \gg a$).

그러므로 filter를 사용하여 dc성분과 고조파 성분을 제거하면

$$f_B(t) = \sum_{K=-\infty}^{\infty} \left\{ \frac{A}{2} \cos(K\omega_R)t + \frac{B}{2} \cos(K\omega_R)(1+a)t \right\} \quad (4)$$

$$\begin{aligned}
 F_B(j\omega) &= \sum_{K=-\infty}^{\infty} \left[\frac{A\pi}{2} \{ \delta(\omega - K\omega_R) + \delta(\omega + K\omega_R) \} \right. \\
 &\quad \left. + \frac{B\pi}{2} \{ \delta(\omega - K\omega_R(1+a)) + \delta(\omega + K\omega_R(1+a)) \} \right] \quad (5)
 \end{aligned}$$

따라서 range phase signal의 스펙트럼은 그림 2-d와 같다. 즉, clutter 신호들은 반복 주파수(f_R)와 그의 배수되는 주파수에서 나타난다.

매주기 T_R ($T_R = \frac{1}{f_R}$)마다 sampling을 하면

$$f_C^*(t) = \sum_{n=0}^{\infty} f_B(nT_R) \cdot \delta(t - nT_R) \quad (6)$$

$$F_C^*(j\omega) = \sum_{n=0}^{\infty} f_B(nT_R) \cdot e^{-j\omega nT_R} \quad (7)$$

즉 수신된 신호가 주기 T_R 마다 샘플링되었으므로 반복 주파수 f_R 을 갖는 range phase signal을 찾을 수 있다.

Clutter의 주파수가 Doppler 주파수보다 낮다는 특성을 이용하여 clutter 신호를 제거하고 Doppler 신호

를 찾는다. 즉 demodulator를 통과한 신호를 매 주기마다 sample and hold로 잡고 cutoff frequency(f_c)가 50~100Hz인 high pass filter로 clutter를 제거하고, sampling 이론에 따르는 고주파 잡음($\geq \frac{1}{2}$ P.R.F)을 low pass filter로 제거하여 Doppler 신호를 얻는다.

본 연구에서는 P.R.F마다 나타나는 clutter신호를 제거하려고 stationary canceler로 사용되는 comb filter를 사용하였다.

나) Stationary Canceler로 사용되는 Comb filter
comb filter는 analog filter와 digital filter의 중간

시스템으로 입력 신호는 analog이나 출력 신호는 샘플링된 형태로 나타난다. 그림 3에 comb filter의 원리가 있다.

한 주기(T) 동안에 균일하게 분포된 임펄스에 의하여 동작이 제어되는 N 개의 S/H가 출력이 N 개의 S/H에 의하여 동작이 제어되는 N 개의 똑같은 filter를 순서적으로 동작시키고, 얻어진 모든 신호는 합해진다.

$t=KT$ 순간에 1 line에 있는 switch가 닫힌다. 이때 filter F_1 에서 나오는 출력 : $g_1(KT) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} f(nT) \cdot h(KT-nT)$ (8)

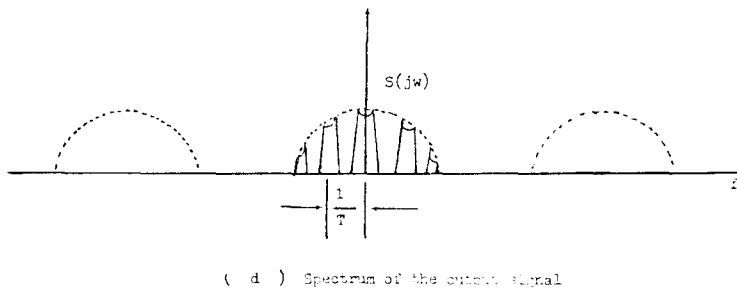
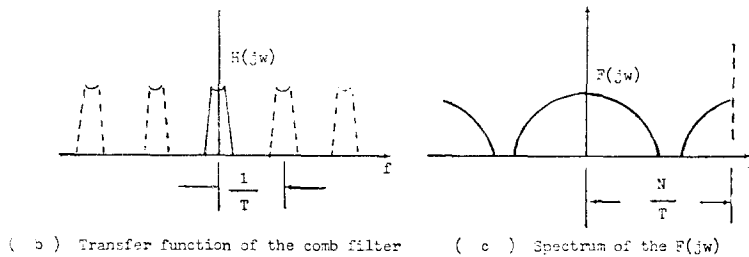
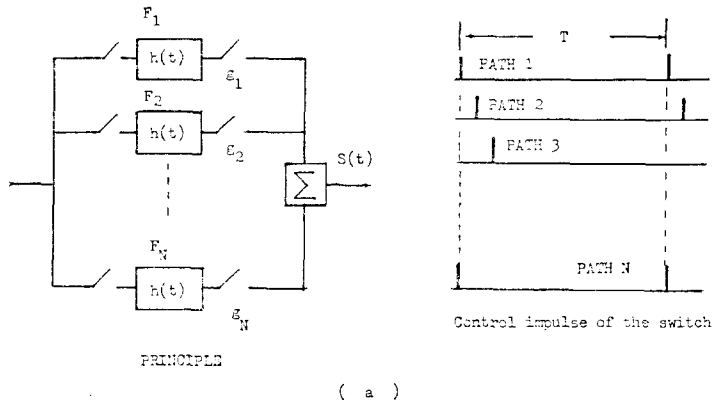


그림 3. Comb filter
Fig. 3. Comb filter

이것은 임펄스 응답인 $h(t)$ 인 filter의 입력에 순서적으로 공급된 샘플링된 값들의 합이다. 한 주기 동안에는 N 개의 같은 종류의 신호가 있다.

$t=KT+\frac{\lambda T}{N}$ 순간에 이들 신호 중에 한개는 다음과 같다.

$$g\left(KT+\frac{\lambda T}{N}\right)=\sum_{n=-\infty}^{\infty}f\left(nT+\frac{\lambda T}{N}\right)\cdot h\left(KT+\frac{\lambda T}{N}-nT\right) \quad (9)$$

$\theta=T/N$ (달려있는 기간)라 하면 식은 간단히 된다.

$$g(KN\theta+\lambda\theta)=\sum_{n=-\infty}^{\infty}f(nN\theta+\lambda\theta)h(KN\theta-nN\theta) \quad (10)$$

출력 신호 $S(t)$ 는 모든 샘플링된 신호 $g(t)$ 의 병렬로 구성되어 있고, 그 Fourier Transform은

$$S(j\omega)=\sum_{K=-\infty}^{\infty}\sum_{\lambda=0}^{M-2}g_{\lambda}(KN\theta+\lambda\theta)\cdot\exp[-j\omega(KN+\lambda)\theta] \quad (11)$$

식 (10)을 고려하면 식 (11)은

$$S(j\omega)=\sum_{K=-\infty}^{\infty}\sum_{\lambda=0}^{N-1}\sum_{n=-\infty}^{\infty}f(nN\theta+\lambda\theta)h(KN\theta-nN\theta)\exp[-j\omega(KN+\lambda)\theta] \quad (12)$$

$m=K-n$ 라 하면

$$S(j\omega)=\sum_m\sum_{\lambda}\sum_n f(nN\theta+\lambda\theta)\exp[-j\omega(nN+mN\theta+\lambda\theta)]h(mN\theta)\exp[-j\omega mN\theta] \quad (13)$$

$\mu=nN+\lambda$ 라 하면 λ 와 n 에 대한 합이 없어진다.

$$S(j\omega)=\sum_{\mu=-\infty}^{\infty}\sum_m f(\mu\theta)\exp[-j\omega\mu\theta]h(mN\theta)\exp[-j\omega mN\theta] \quad (14)$$

$\theta=T/N$ 을 고려하면

$$S(j\omega)=\sum_{\mu}f\left(\mu\frac{T}{N}\right)\exp\left(-j\omega\mu\frac{T}{N}\right)\sum_m h(mT)\exp(-j\omega mT)=F[f(t)]F[h(t)]=F(j\omega)\Big]_{t=\frac{T}{N}}\cdot H(j\omega)\Big]_{t=T} \quad (15)$$

여기서 1항은 주기 $\frac{T}{N}$ 로 샘플링된 신호 $f(t)$ 를, 2항은 주기 T 로 샘플링된 임펄스 응답 $h(t)$ 를 각각 Fourier Transform한 것이다. 즉 주파수 $\frac{N}{T}$ 으로 샘플링된 신호가, 임펄스 응답 $h(t)$ 가 사용된 filter의 것이고 주파수 $\frac{1}{T}$ 로 샘플링된 filter를, 통과한 것처럼 동작한다.

Fourier Transform에서 오는 샘플링 영향을 고려하고, $H(j\omega)$ 를 사용된 filter의 전달함수라면 위에서 설

계된 filter의 전달함수는 그림 3-(b)처럼 $H(j\omega)$ 가 주기적으로 되풀이 되는 것이다.

한편 주파수 $\frac{N}{T}$ 로 샘플링된 신호는 그 자체가 그림 3-(c)처럼 $F(j\omega)$ 가 주기적으로 나타나는 스펙트럼을 갖는다.

그러므로 출력 신호 $S(t)$ 의 스펙트럼은 그림 3-(d)처럼 나타나며, 만약 N 이 크면 $S(t)$ 의 스펙트럼은 중심 로브(lobe)로 제한되고 $f_0=\frac{1}{T}$ 인 주파수 부근의 신호만 통과시키는 filter가 된다.

만약 filter로서 RC저분기를 사용하고, 통과 대역폭을 작게 하면, 주기 T 의 신호의 고조파 주위에 있는 주파수만 통과시키는 filter가 된다.

만약 filter로 RC미분기를 사용하면, $f_0=\frac{1}{T}$ 주파수의 주변 신호를 통과시키지 않는다. 즉 RC미분기를 사용한 Comb filter는 P.R.F마다 나오는 clutter 성분을 제거한다. 그 실제 회로는 S/H 와 17개의 DEMUX, 128개의 Capacitor를 사용하였으며 그림 4에 있다.

제작된 펄스 도플러 시스템은 P.R.F(= f_R)로 6,835 KHz를 사용하고, 최대 측정 깊이 112mm를 128개의 샘플 체적으로 나누어 측정하였다. 주어진 RC값으로 이 stationary canceler가 제거하는 주파수들은 대역폭이 $200\text{Hz}\left(f_c=-\frac{1}{2\pi NRC}, N:\text{channel 수}\right)$ 인 6,835 KHz의 배수들이다.

Comb filter의 특성을 향상 시키기 위하여 S/H 를 앞단에다 사용하였다.

3. 실험 결과

Stationary canceler로 사용된 comb filter의 특성을 측정하기 위하여 128개의 샘플 체적 중에 한 개의 샘플을 선택하기 위한 회로를 만들고 그 결과를 보았다.

그림 5는 comb filter가 clutter신호를 25dB 감쇠시킨 것을 보여 준다.

그림 6은 경동맥(carotid)에서 반사된 신호를 comb filter로 clutter를 제거한 음성 도플러 신호(In vivo)이다(혈액 흐름의 소리는 tape에 녹음됨).

그림 7은 내부 경동맥(A), 외부 경동맥(B)와 주 경동맥(C)에서 반사된 신호를 stationary canceler로 clutter를 감쇠 시킨후 스펙트럼 분석기(ANGIOSCAN Vnigon Industries Inc.제품)를 사용하여 얻은 스펙트럼(In vivo)이다.

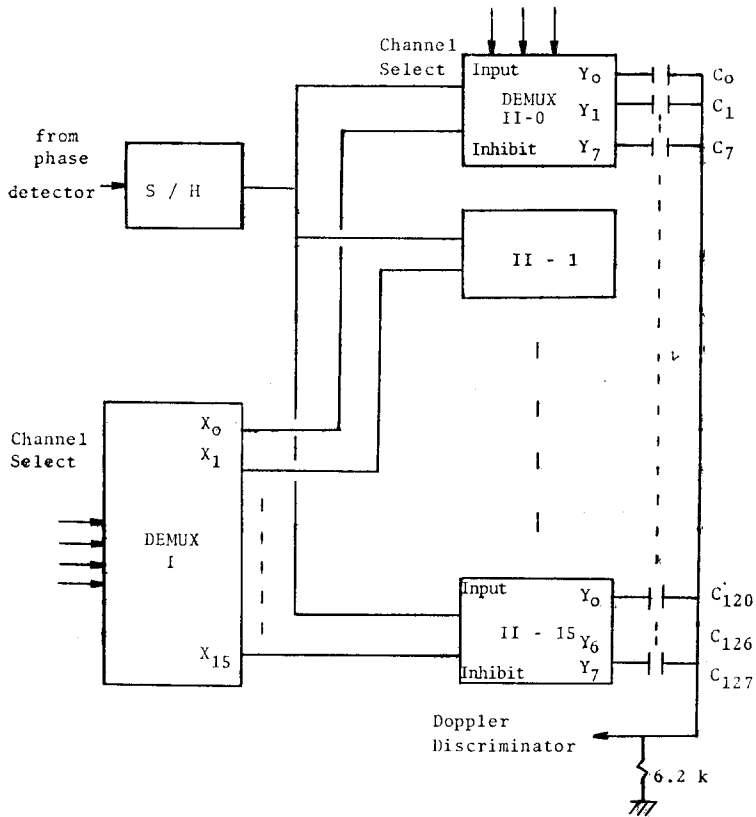


그림 4. 회로도
 Fig. 4. Circuit diagram of the stationary canceler

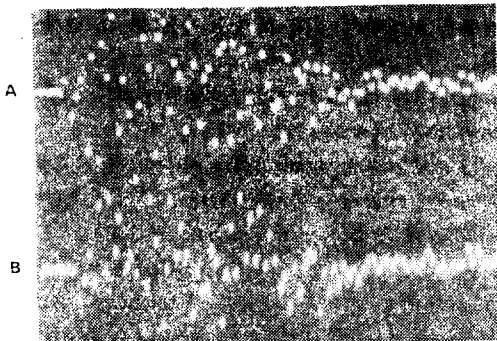


그림 5. Comb filter의 입력과 출력
 Fig. 5. Input and output of the comb filter

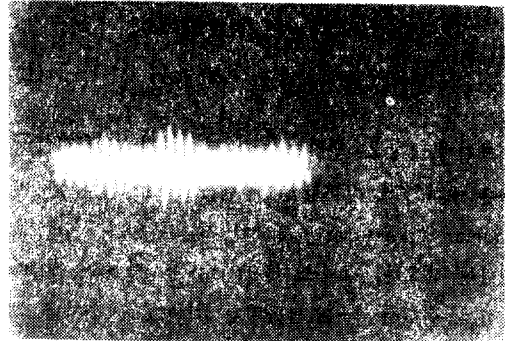


그림 6. 음성 신호
 Fig. 6. Audio signal

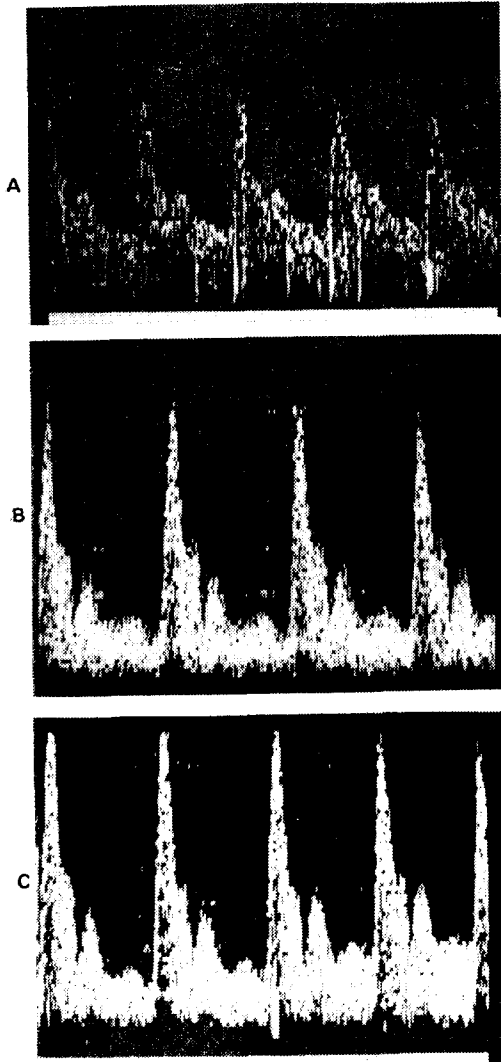


그림 7. 경동맥에서의 도플러 신호
Fig. 7. Doppler signal of the carotid

A는 최저 주파수가 200Hz, 최고 주파수가 2040Hz 이고 B는 최저 주파수가 320Hz, 최고 주파수는 2600 Hz이며 C는 최저 주파수가 320Hz 최고 주파수는 3120 Hz이다.

Stationary canceler의 cutoff frequency는 260Hz 이나 사용한 ANGIOSCAN으로 변화시킬 수가 있었다.

4. 결 론

Comb filter를 stationary canceler로 사용할 수 있

음을 보였다. clutter를 제거하는 회로를 이용하면 혈류 측정 도플러 시스템을 간단하게 제작할 수 있음을 보였다. 앞으로의 과제는 본 논문에서 사용된 회로를 이용하여 다중 채널 초음파펄스 도플러 시스템을 제작하고, 흐름의 속도 단면도와 속도 곡선을 구하는데 있다.

필자는 L. Pourcelot교수에게 감사를 드립니다.

참 고 문 헌

- 1) Kenneth R. Erikson, Francis J. Fry and Joie P. Jones *Ultrasound in Medicine IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol SU-21 N°3, 144~170.*
- 2) P.N.T. Wells *Biomedical Ultrasonics Academic Press, London 1977.*
- 3) Strandes D.E. Kennedy J.W. Led McF.D: *Transcutaneous directional flow detection A preliminary report. An Heart J. 1969, pp.65~74.*
- 4) Pourcelot, L: *Application Clinique de l'examen Doppler transcutané I.N.S.E.R.M. Octobre 1974. Vol 24. pp.213~240.*
- 5) Young-Kil Kim: *Etude et réalisation d'un système Doppler pulsée multiporte (128) directionnel, A traitement de signal séquentiel. Thèse de Docteur-Ingénieur ENST 84 E008 Ecole Nationale Supérieure des Télécommunications.*
- 6) Hoeks Arnold D.P.G, Reneman S. Robert and Peronneau: *A multigate pulsed Doppler system with serial data processing IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics. Vol su-28 N°4 July. 1981.*
- 7) Nowick Andrzej and Reid M. John *An Infinite Gate Pulse Doppler Ultrasound in Med & Biol. Vol 7pp.41~50.*
- 8) Brandestini Macro: *Topoflow-A digital full range Doppler velocity meter. IEEE Trans. on Sonics and Ultrasonics, Vol su-25 N°5 Sep. 1978.*
- 9) Peronneau, P: *Appareillages utilisés. Inserm Octobre 1974. Vol 31. pp.89~114.*