J. of KOSOMBE
Vol. 19, No. 2, 143-152, 1998

최적화된 샘플링 인수를 갖는 단일 채널 RF 샘플링 방식의 다중점 펄스 도플러 시스템을 사용한 혈류 속도분포 측정

임춘성·민경선·류점수·이종수·김영길

아주대학교 전자공학과 신호처리연구실

(1997년 9월 2일 접수, 1998년 3월 4일 채택)

Volumetric Blood Velocity Measurement on Multigate Pulsed Doppler System based on the Single Channel RF Sampling using the Optimized Sampling Factor

C.S. Lim, K.S. Min, J.S. Lew, J.S. Lee, Y.K. Kim

Division of Electrical and Electronics Eng. Ajou University

(Received September 2, 1997, Accepted March 4, 1998)

요 약 : 본 연구에서는 단일 채널 샘플링을 사용한 도플러 시스템의 성능에 관하여 연구하였다. 이 기술은 산란된 클루터 신호를 단일 채널상에서 내림 표본화하므로서 구현한다. 도플러 영상시스템에서의 일반적인 내림 표본화는 최소 두 개의 동일한 복소 채널을 사용한다. 이러한 시스템은 하드웨어의 복잡성을 야기시키며, 채널 간의 불균형 문제점을 가지고 있다. 이 문제점을 감소시키기 위해 단일 채널 상에서 내림 표본화를 사용하는 다중점 도플러 시스템을 구현하였다. 이것은 중심주파수의 4배에 해당하는 표본화 주파수를 $4f_0/(2k+1)$로 감소시키는데 그 목적을 두고 있다. 측정시 인수 k의 영향을 보이기 위해서, 인수 k-0-10로 변화 할 때의 "in vitro"와 "in vivo"에서 측정된 속도 분포를 비교한다. 실험에는 중심주파수가 4MHz인 초음파 센서와 일정한 종류를 가지고 있는 phantom 도플러 시스템을 사용했다. 혈관에서의 축과 볼륨 속도분포는 인수 k에 따라 계산되었으며 비교되었다. 초음파 빔과 혈류방향 사이의 각의 영향, 인수 k의 값에 따른 속도 분포의 유동 점착성이 제시된다. 경동맥에서 "in vivo" 실험동안 20MHz의 표본 주파수와 12bit 해상도를 가진 데이터 수집 시스템을 사용하였다. 결론적으로 심중수축기와 확장기의 속도분포를 비교하고 단일 채널 RF 샘플링 인수 k를 구한다.

Abstract : In this paper, we present the performances of a Doppler system using single channel RF(Radio Frequency) sampling. This technique consists of undersampling the ultrasonic blood backscattered RF signal on a single channel. Conventional undersampling method in Doppler imaging system have to use a minimum of two identical parallel demodulation channels to reconstruct the multigate analytic Doppler signal. However, this system suffers from hardware complexity and problem of unbalance(gain and phase) between the channels. In order to reduce these problems, we have realized a multigate pulsed Doppler system using undersampling on a single channel. It requires sampling frequency at $4f_0$(where f_0 is the center frequency of the transducer) and 12bits A/D converter. The proposed "Single-Channel RF Sampling" method aims to decrease the required sampling frequency proportionally to $4f_0/(2k+1)$. To show the influence of the factor k on the measurements, we have compared the velocity profiles obtained in vitro and in vivo for different intersequence delays time(k=0 to 10). We have used a 4MHz center frequency transducer and a Phantom Doppler system with a laminar stationary flow. The axial and volumetric velocity profiles in the vessel have been computed according to factor k and have been compared. The influence of the angle between the ultrasonic beam and the flow axis direction, and the fluid viscosity on the velocity profiles obtained for different values of k factor is presented. For experiment in vivo on the carotid, we have used a data acquisition system with a sampling frequency of 20MHz and a dynamic range of 12bits. We have compared the axial velocity profiles in systole and diastole phase obtained for single channel RF sampling factor.

Key words : Doppler system, RF sampling, k factor

통신저자 : 김영길, (442-749) 경기도 수원시 팔달구 원천동 산 5 아주대학교 전자공학부 Tel. (0331)219-2364, Fax. (0331)212-9531

서 론

도플러 시스템에서 혈류의 방향성 검출을 위해서는 복소(complex) 도플러 신호가 필요한데, 이를 위해 일반적으로 사용되는 방법으로서 직각위상 검파(quadrature sampling)와 2차 샘플링(second-order sampling 또는 undersampling) 방법이 있다. 2차 샘플링방법은 직각위상 방법에 비해 동상(in-phase)과 직각위상(quadrature) 신호 채널간 위상과 이득(gain)이 불일치하는 문제가 없고, 시스템이 매우 단순하다는 장점을 가지므로, 현재 대부분의 단일점(single gate) 도플러 시스템은 2차 샘플링방법이 사용되고 있다. 2차 샘플링 방법은 두 개의 동일한 신호채널이 요구되며[1], 각각의 신호 채널은 두 개의 독립된 S/H(sample and holder)에 의해서 변환기(transducer)에 수신된 RF신호를 $\tau(=1/4f_o$; f_o는 변환기의 중심 주파수) 시간차에 의해 각각 샘플링 하여 동상과 직각위상의 신호를 얻게 된다.

2차원 영상(CFM ; color flow mapping) 시스템을 위한 다중점(multigate) 도플러 시스템을 2차 샘플링방법에 의해 구현시, 변환기에서 송신된 초음파 빔(beam) 상의 N개의 위치에서 도플러 신호 검출을 원하면, 2N개의 신호채널이 요구되므로, 이런 시스템의 개발은 쉽지 않다. 또한, 2차 샘플링방법에 의한 단일 신호채널을 갖는 다중점 도플러 시스템의 개발은 한 개의 고속 12bits ADC(analog-digital converter)가 요구되므로, 일반적인 ADC 사용에 의한 구현이 불가능하다[2]. 그러므로 2차 샘플링방법에 의한 다중점 도플러 시스템의 실제적인 구현을 위해, 요구되는 ADC의 해상도(dynamic range)[3]와 샘플링 주파수[4-6]를 줄일 수 있는 방법에 대한 연구가 수행되었다. Brandestini에 의해 제안된 RF 신호의 궤환(feedback) 기술[7, 8]에 의해 클루터(clutter) 신호를 수신신호 입력단에서 제거할 수 있어 8bits의 고속 ADC를 사용하는 2차 샘플링방법의 단일 신호채널 다중점 펄스 도플러 시스템은 구현 가능하다. 그러나 인체 내에서 발생하는 클루터 신호는 단순하게 변이된 신호가 아니다. 인체내의 혈관이나 혈관 벽 또는 근육 등, 비교적 작게 움직이는 부분에서 발생한 클루터 신호는 이 방법에 의해 용이하게 제거할 수 있으나, 심장이나 맥박부분의 혈관 등, 움직임이 빠른 부분에서 발생하는 낮은 주파수 이나 진폭(amplitude)이 빠르게 변하는 신호에 대한 제거는 불완전하다는 단점이 있다[9-10]. 단일 채널 RF 샘플링방법은 이러한 복잡한 인체 내에서의 클루터 신호를 수용하기 위하여 12bits ADC를 사용하지만 요구된 샘플링 주파수($4f_o$)를 낮추는 하나의 변형된 2차 샘플링방법 이다.

2차 샘플링과 단일 채널 RF 샘플링 :

[2차 샘플링] 그림 1은 기존의 2차 샘플링방법과 단일 채널 RF 샘플링방법에 의해 수신된 RF 신호에서 90° 위상 차의 복소 도플러 신호를 얻기 위한 샘플링방법을 보인다. 그림 1(a)은

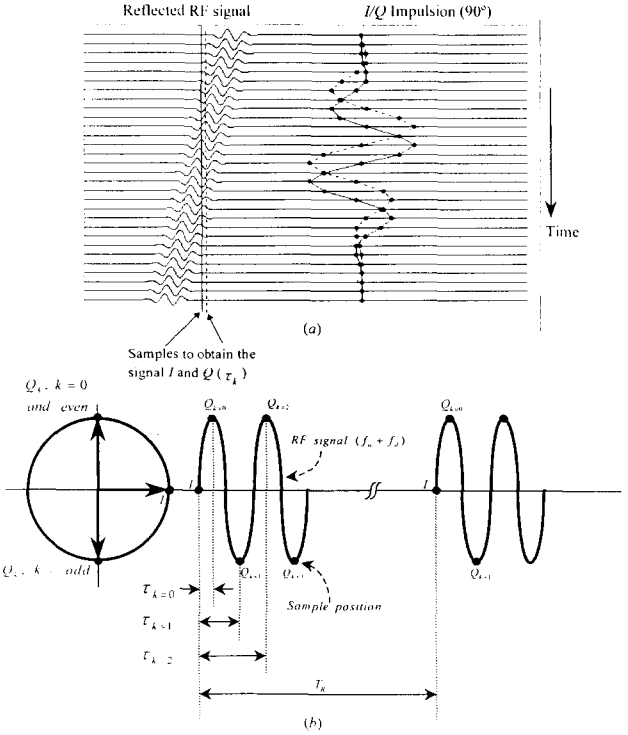

그림 1. 단일 채널 RF 샘플링에 의한 복조
(a)동상과 직각위상신호를 위한 RF 신호 샘플링
(b)계사 k함수인 단일 채널 RF 샘플링

Fig. 1. Illustration of demodulation by single channel Rf sampling
(a)RF signal sampling to obtain I and Q Doppler signals
(b)Single channel RF sampling within a function of factor k

물체가 변환기에 다가오는 정 방향 흐름의 경우로써, 움직이는 물체의 초음파 반사에 의해 수신된 RF 신호 $T_R(=1/f_{PRF}$; f_{PRF}는 초음파 송신 반복 주파수)은 시간에 따라 물체의 움직이는 속도에 의해 그 위치가 변하게 된다. 그러므로 수신된 RF 신호에서 주기에 따라(움직이는 물체에서 초음파 반사된 영역에서의) 원하는 일정한 위치에서 샘플링 함으로서 물체의 움직임에 따른 도플러 변이에 일치하는 하나의 동상 신호의 임펄스(impulse)를 얻을 수 있고, 그 임펄스의 중심 주파수의 계산에 의하여 물체의 속도를 계산할 수 있다. 물체의 진행 방향을 알기 위하여 그 동상 신호 임펄스와 동일한 임펄스 이나 90° 위상 지연된 하나의 직각위상 신호가 필요하다. 이 직각위상 신호는 동상 신호 검출을 위한 샘플링에 비해 변환기의 중심 주파수(f_o)의 4배에 해당하는 시간 지연(τ)된 위치에서 샘플링 함으로서 얻을 수 있다.

[단일 채널 RF 샘플링] 도플러 신호(f_D)는 가청대역의 주파수(즉 $f_D<20$kHz)이고, 인체 내에서는 실제 5kHz 아래의 주파수이며, 변환기에 의해 송신된 신호의 파장($\lambda_o=C/f_o$, $C(\approx$ 1540m/s)은 매질에서의 초음파 전달 속도)은 도플러 영상의 깊이 해상도(axial resolution)를 제한하므로, 그림 1(b)에서 보인 것처럼, 변환기 중심 주파수의 원주 주기($\tau_k=(2k+1)/4f_o$,

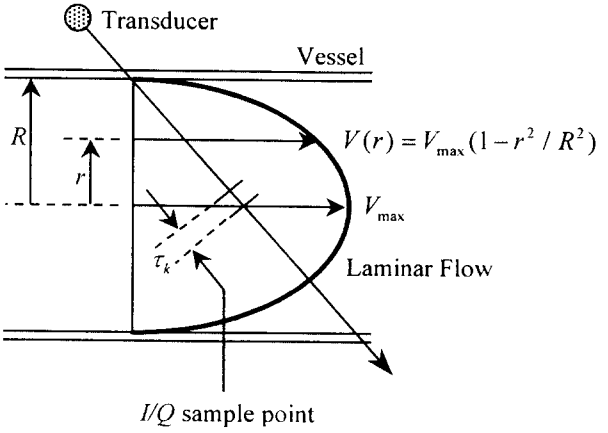

그림 2. 원통형 튜브내의 안정적인 층류에 대한 포물선 형태의 속도 분포 곡선
Fig. 2. Parabolic velocity profile for stationary laminar flow in the cylindrical long tybe

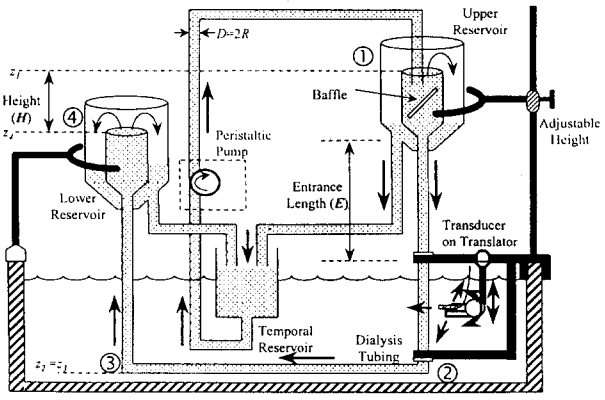

그림 3. 층류 시스템
Fig. 3. Laminar Flow System

k=1, 2, 3, ...)에 따라 ($f_o >> f_D$이므로) 90(위상 차를 갖는 직각위상을 위한 샘플링의 시간을 결정할 수 있다. 즉, 이 (k의 지연 시간에 의해 ADC의 샘플링 주파수는 결정되므로, 인수 k를 높임으로서 2차 샘플링방식에서 요구된 샘플링 주파수를 낮출 수 있고, 이는 다중점 도플러 시스템을 단일 신호채널에 의해 구현 가능하게 한다. 이 방법의 *SNR*(signal-to-noise ratio)에 대한 영향은 평가되었고[11,12], 또한, 인체 내에서 도플러 신호를 검출한 후 신호 처리하여 혈류의 속도를 구하였다[4-6].

본 논문은 단일 채널 RF 샘플링의 인수 k의 제한을 검증하여, 이것을 다중점 도플러 시스템 개발에 응용, 혈류의 평균 속도 분포를 구하였다. 모든 액체는 일정한 점착성(viscosity)을 가지며, 예로서 엔진 oil과 같은 액체의 점착성은 매우 높고, 상대적으로 물이나 애타올 같은 액체의 점착성은 낮다. 단순하게 구성된 액체의 점착성은 그 유속에 영향을 주지 않으나, 복잡한 구성 액체의 점착성은 그 유속에 영향을 주어 포물선 형태의 흐름상태를 결정한다[13]. 혈액은 단순한 구성의 액체가 아니며, 혈관 내에서 혈류의 흐름은 혈액의 점착성 영향으로 포물선 모양의 흐름상태로서 심장 박동 주기에 따라 그 모양은 변하게 된다. 그림 2처럼 하나의 튜브(tube) 내에서 일정한 층류(stationary laminar flow)를 이루며 액체가 흐르고 있을 때, 인수 k의 단일 채널 RF 샘플링방법에 의해 그 액체의 속도 검출을 위해서는 동상 신호를 위한 샘플링과 직각위상 신호를 위한 샘플링 간에는 인수 k에 따른 일정한 지연 시간(τ_k)이 있으므로, 인수 k는 무한정 하게 증가 될 수 없다. 만일 τ_k가 작고, 혈관내 혈류의 속도가 작은 경우(심장의 확장기 : diastolic period), 동상과 직각위상 신호간의 위상 오차는 작고, 그 혈류속도 측정에 문제가 없다. 반대의 경우 $-\tau_k$가 크고, 혈류 속도가 빠른(심장의 축소기 : systolic period)- 동상과 직각위상 신호간의 위상 오차는 매우 크고, 동일한 속도(주파수)가 아니므로, 혈류의 평균 주파수에 큰 측정 오차를 준다. 즉, 단일 채널 RF 샘플링의 인수 k는 2차 샘플링방식에서 요구된 샘플링 주파수를 낮추기 위하여 무작정 증가 시키면 안되며, 반드시 혈액의 점착성이 인수 k에 따라 혈류의 평균속도에 미치는 영향은 평가 되어야 한다. 이를 위하여 본 연구에서는 인체내의 경동맥을 하나의 모델로 하여, 일정한 층류를 주는 하나의 phantom 도플러 시스템을 제작하여 튜브 내 액체(또는 혈액)의 유속을 단일 채널 RF 샘플링의 인수 k에 따라 속도분포(velocity profile)를 측정하고, 그 값들을 서로 비교함으로써, 혈액의 점착성에 의한 포물선 모양의 일정한 속도분포 하에서, 그 인수 k의 한계점을 결정한다. 정해진 한계 인수 k 상태에서, 하나의 다중점 펄스 도플러 시스템을 제작, 우리는 다양한 도플러 효과에 의한 변화를 측정하고, 튜브 내 액체의 유속에 대한(부피에 대한 정보를 갖는) 2차원 속도 영상을 보인다. 또한, 실험을 통하여 정해진 최적의 인수 k에 의해 인체 경동맥에서 복소 도플러 신호를 얻어 심장박동 주기에 따른 변화를 보인다.

층류(laminar flow) 시스템과 다중점 펄스 도플러 시스템

"In vitro"에서 단일 채널 RF 샘플링의 인수 k에 대한 영향을 평가하기 위하여, 하나의 일정한 액체 유속을 주는 층류 시스템(phantom 도플러 시스템)과 그 액체의 속도분포와 인체 내 혈류의 속도분포를 구하기 위해 단일 채널 RF 샘플링방법을 사용한 다중점 도플러 시스템을 개발하였다.

1) 층류 시스템

단일 채널 RF 샘플링의 실험적 평가를 위하여, 그림 3처럼 [14] 액체의 중력(gravity)에 의해 유속을 결정하는 하나의 층류 시스템을 사용하였다. 액체가 흐르는 튜브(tube)는 실제 혈관과 동일하게 인체 경동맥에 사용할 수 있는 6.4mm의 인공 혈관(Silastic® Rx50, Dow Corning©, USA)을 사용하였다. 두 개의 실린더(cylinder)간의 높이 차(ΔH)는 일정하게 고정되고, 이 차에 의해 하나의 안정된 속도의 흐름을 얻는다. 실린더 내

액체의 높이 차를 정확하게 유지하기 위하여, (작은 실린더에서) 계속해서 넘치는 액체를 저장 통(temporal reservoir)에 보내기 위해 큰 실린더 내에 작은 실린더를 설치했다. 저장통의 액체는 하나의 유동 펌프(MastaFlex®, Cole Parmer Instrument©, USA)에 의해 위쪽 실린더(①) 안의 작은 실린더에 다시 유입되어, 튜브를 통하여 일정한 유속으로 아래쪽 실린더(④) 안의 작은 실린더에 유입된다. 그러므로, 두 작은 실린더 안의 액체의 높이 차(H)는 항상 일정하게 유지된다. 튜브 내에서 흐르는 액체의 유량(Q)은 다음 식에 의해 결정된다[15].

$$Q = \pi \frac{D^4 \rho g \Delta H}{128 \eta L} \quad (1)$$

여기서, Q는 층류의 유량(m^3/s), D는 튜브의 직경(m), g는 중력 가속도($9.8 m/s^2$), ρ는 액체의 밀도(kg/m^3), H는 두 작은 실린더내의 액체의 높이 차(m), η는 액체의 점착성($N \cdot s/m^2$), L은 튜브의 총 길이(m) 이다. 순수한 물의 경우($\eta = 0.001$ $N \cdot s/m^2$), 튜브의 직경이 6mm, 총 길이가 1m, 높이 차가 1cm라면, 그 액체의 유량(Q)은 187ml/min이 된다.

도플러 시스템에 의한 속도의 측정은 위쪽 실린더에서부터 반드시 하나의 안정 길이(Entrance length : E) 만큼 떨어진 위치에서 측정되어야 한다. 그 안정 길이는 튜브내의 유속이 안정되어 일정한 포물선 모양의 속도분포를 갖게 되는 길이 이며, 그 길이에 대한 수식은 다음과 같다[15].

$$E = 0.073 \frac{\rho Q}{\eta} \quad (2)$$

순수한 물에서 $Q = 250$ml/min이라면, $E = 31$cm이다. 다른 하나의 고려될 사항은 Reynolds No로서

$$\mathrm{Re} = \frac{4 \rho Q}{\pi \eta D} \quad (3)$$

그 값은 위의 경우 892가 된다. 튜브내의 흐름이 완전한 하나의 층류가 형성되기 위해서는 이 값은 반드시 2000보다 아래의 값이 되어야 한다[16].

변환기의 위치 조절부 :

튜브를 중심으로 변환기의 위치를 정확하게 조절하기 위해, 그림 4와 같이 두 개의 마이크로 조절기(07TAC504, Melles Griot©, Japan)를 (x, y)방향으로 조절할 수 있도록 배치한 후, 그 위에 변환기를 고정하였다. 이 마이크로 조절기는 그 정확도의 오차율이 1.5㎛ 보다 작고, 가능한 위치 변환 총 길이는 13mm로서, 정확하게 변환기의 위치를 조절할 수 있어 초음파 빔을 원하는 위치에서 정확하게 튜브를 통과하게 할 수 있고, 또한 깊이에 대한 조절 역시 동일하게 할 수 있다. 이 (x, y) 위치 조절기는 둥근 튜브의 중심에서 반경 R의 원 궤도상에 고정되어 움직임으로, 초음파 빔과 액체의 흐름 방향에 의한 각

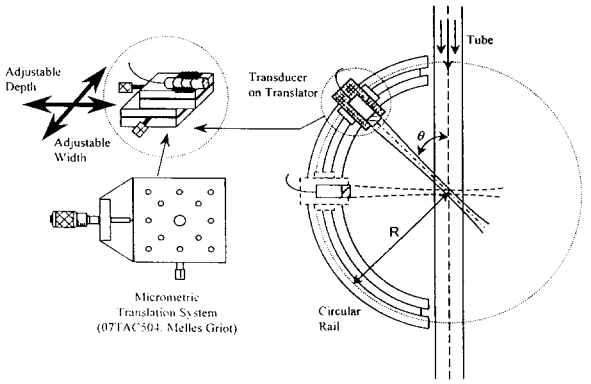

그림 4. 조절기상의 변환기와 튜브
Fig. 4. Transducer on the translator and tube

(θ) 역시 5° 부터 175° 까지 자유롭게 조절할 수 있도록 하였다.

산란 매체 :

혈액은 공기 중에서 빠른 시간 내에 쉽게 응고되므로 장시간을 요하는 "in vitro" 실험에는 적당하지 않다. 그것을 대신할 수 있는 하나의 산란 매체를 선택하여야 하는데, 이 논문의 목적은 단일 채널 RF 샘플링의 인수 k에 의해 구현된 도플러 시스템에서 혈류의 평균 주파수를 계산할 때, 인수 k와 혈액 점착성의 관계에 의한 평균 주파수 오차율에 대한 연구이므로 혈액과 동일한 물리적인 특성을 -입자의 직경, 밀도, 초음파의 전달속도, 침전성, 점착성 등- 갖는 산란 매체의 선택은 매우 중요하다. Phantom 도플러 시스템에서 흔히 사용되는 혼합체인 글리세롤(glycerol) 40%와 물 60%에 적당량의 Sephatex© G-50을 혼합한 후 사용하는 방법은 그 특성이 혈액과 많은 차이가 있으므로, 본 연구를 위해서는 적절치 못하다. 그러므로 우리는 그 물리적 특성이 혈액과 매우 유사하게 제작된 한 산란매체(EU-DFS-BMF ver.1®, Dansk Fantom Service©, Denmark)를 사용하였다. 그 데이터상의 물리적인 특성은 다음과 같다.

구성 물질	5㎛ Orgasol, Glycerol, Detergent, Dextran, pure Water etc.
밀 도(ρ)	1035 ± 5 kg/m^3
전달 속도(C)	1550 ± 15 m/sec
감쇠율(Attenuation)	0.07 ± 0.05 dB/cm MHz
점착성(η)	0.004 ± 0.001 $N \cdot s/m^2$ (21.6℃일 때, 0.00403 $N \cdot s/m^2$)

식(1),(2),(3)으로 부터, 이 산란매체에 대해 튜브 내에서 흐르는 유량(Q), 안정된 흐름의 시작점인 안정 길이(E)와 Reynold No.(Re)는 계산할 수 있다. 튜브의 직경(D)이 6.4mm, 그 총 길이(L)가 2m, 높이 차(H)가 30cm일 때, $Q = 940$ml/min,

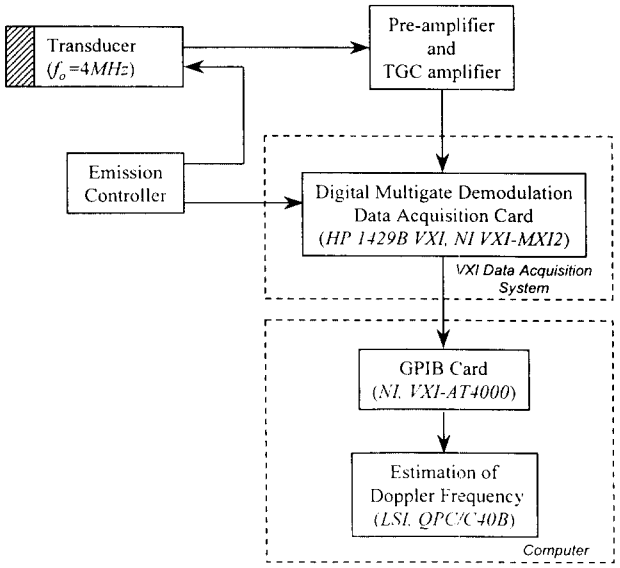

그림 5. 디지털 복조기를 사용한 다중점 도플러 시스템
Fig. 5. Multigate Doppler system using Digital Demodulation

E=29.5cm, 그리고 Re=806이다.

2) 다중점 펄스 도플러 시스템

그림 5는 단일 채널 RF 샘플링에 의해 제작된 다중점 펄스 도플러 시스템으로 그 구성은 3부분으로 되어 있다.

초음파 신호의 송/수신부 :

사용된 변환기는 4MHz 중심 주파수로서 깊이에 따른 감쇠 보상 증폭기 -초음파는 인체 내에 송신된 후 반사되어 돌아오므로 반드시 깊이에 비례한 신호 보상이 필요함-까지의 RF 신호 처리는 일반적인 도플러 시스템과 동일 하다. f_{PRF}은 8kHz로써 약 10cm의 깊이에 대한 분해 능력이 있게 하였다.

단일 채널 RF 샘플링의 복조기 :

동상과 직각위상 신호의 검출을 위하여 사용된 단일 채널 RF 샘플링은 하나의 지연 시간 인수 $k(\tau_k)$를 위하여, 우리는 20MHz 샘플링 주파수와 12bits 해상도를 갖는 하나의 데이터 acquisition 시스템(HP© 1429B, VXI)을 사용하여 인수 k에 따른 τ_k에 따라 단일 채널의 RF 신호상에서 다중 샘플링 하였고, 그 깊이에 대한 해상도 역시 제어하였다. 디지털화된 도플러 신호는 고속의 GPIB(NI©, VXI-AT4000 Series, VXI-MXI2)에 의해 실시간으로 computer의 메모리 내에 전송되고, DSP 시스템(LSI©, QPC/C40B, 4(TMS320C40)에 의해 그 신호들은 실시간으로 신호처리 된다.

신호처리 프로그램 :

검출한 도플러 신호는 350Hz와 f_{PRF}/2Hz의 cutoff 주파수(f_c)를 갖는 대역폭 15차 butterworth 디지털 필터에 의해 클루터

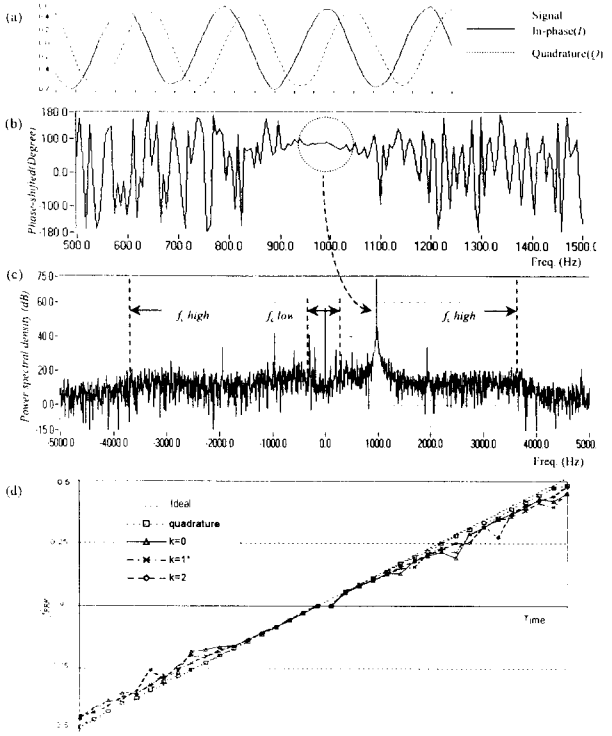

그림 6. (a)단일 채널 RF 샘플링에 의해 얻어진 위상과 동상 신호
(b)동상과 직각위상 신호간의 변이된 위상 검출
(c)a)신호의 스펙트럼
(d)직각위상 복조기, 2차 복조기와 단일 채널 RF 복조기를 통해 얻어진 평균 주파수
Fig. 6. (a) I and Q signals obtained to single channel RF sampling
(b)Verification of phase-shifted between the I and Q signals
(c)Power spectral density of signal (a)
(d)Mean frequency obtained to the demodulation of quadrature technique, undersampling and single channel RF sampling

와 잡음 신호를 제거한 후, 그 성능이 이미 검증된 autocorrelation 연산방식[5,6,11,12,16-19]에 의해 평균 주파수($\hat{f}$)를 측정한다. 측정된 $\hat{f}$는 그 값들의 깊이에 대해 데이터를 정리하여 속도분포를 얻는다.

단일 채널 샘플링 방식에 의해 구현된 다중점 도플러 시스템의 성능 평가를 위해서, 신호 발생기에 의한 RF신호를 $-f_o \pm \Delta f_D$, (f_D와 비교하여 50dB 크고 낮은 주파수 범위에서 주파수와 진폭 변조되는) clutter 신호와 Gaussian 잡음- 변환기의 위치에 접속한 후, 위에서 설명한 3단계에 의해 신호처리 하여 $\hat{f}$를 측정했다. 그림 6(a)는 디지털 필터를 통과한 후의 동상과 직각위상의 신호이다. 두 신호간의 위상 전달함수를 계산하여 90° 위상 변이를 검증하였고, 그림 6(b)는 f_D=1kHz일 때 두 신호의 위상 차는 90° 임을 보인다. 그림 6(c)는 복소 FFT 연산방식에 의한 스펙트럼으로서, f_D(=1kHz)와 디지털 필터에 의한 f_c를 볼 수 있다. 그림 6(d)는 RF 신호의 SNR이 0dB인 경우에서 구한 $\hat{f}$로서 3개의 샘플링 방법 -직각 위상 검파, 2차 샘

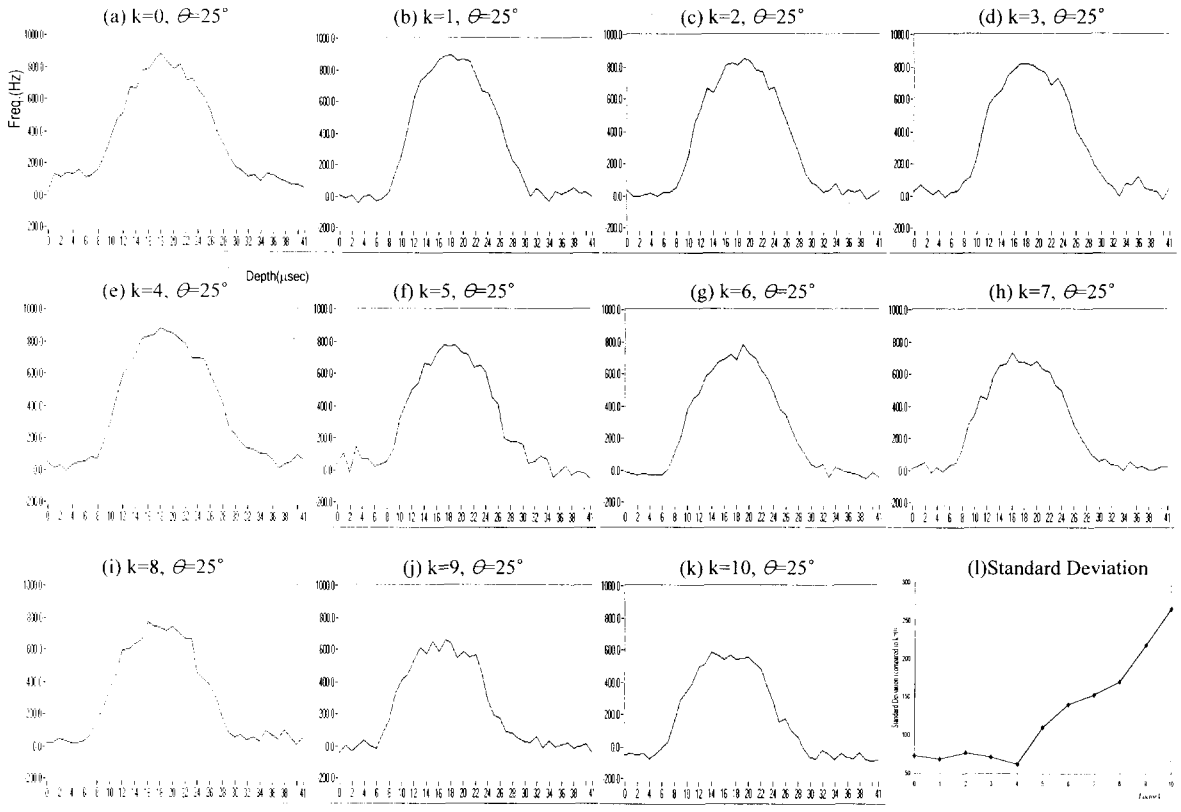

그림 7. k 값에 따른 속도 궤적과 표준 편차
Fig. 7. Velocity profile in the function of factor k for a angle of 25° and a axial resolution of 1μsec, and standard deviation

플링과 단일 채널 RF 샘플링-에 대하여 각각 그 주파수 추적(tracking) 능력을 평가 하였다[5]. 동상과 직각 위상 신호를 얻기 위한 샘플링 방법의 차에 의하여, RF 신호를 직접 샘플링하는 방법은 직각위상 검파 방식에 비하여 낮은 주파수 추적능력을 갖는다. 그러므로 RF 신호 샘플링 방법을 사용한 도플러 시스템은 그 시스템의 SNR이 높게 제작되어야만 한다.

실험 결과

단일 채널 RF 샘플링방법에 의한 "in vitro"와 "in vivo" 실험 결과들을 보인다. 유속 측정에 대한 인수 k의 영향에 대하여 실험하였고, 깊이에 대한 속도 정보를 주는 속도분포와 튜브내의 속도 분포를 알 수 있는 부피를 갖는 속도분포 등의 결과를 보인다. 또한, "in vivo" 실험에서 심장 주기(cardiac cycle)에 일치하는 속도 분포들을 보인다.

1) "IN VITRO"

그림 7(a)에서 그림 7(k)는 초음파 빔이 튜브의 정 중앙부를 -이곳에서 가장 큰 속도분포를 얻을 수 있으므로- 관통할 수 있도록 변환기를 위치한 후, 단일 채널 RF 샘플링의 각각에 인수 k에 대해 측정된 속도분포 이다. 계산된 속도 분포들은 정확한 비교를 위하여, 속도분포를 포물선식에 의해 매끄럽게 수정하는 방식을 사용하지 않았다. 초음파 빔 축과 튜브내의 유속간의 각(θ)은 25°로 고정되었고, 그 축 방향 해상도(axial resolution)는 1μs($\approx$0.7mm)이다. 샘플링은 튜브의 위치를 고려하여 초음파 송신 후 3mm에서부터 시작했다. 그림 7(l)은 2차 샘플링에 의한 속도분포(그림 7(a))과 단일 채널 RF 샘플링에 의한 속도분포(그림 7(b)~그림 7(k))에서 그 중심 값(깊이 6~32)의 속도를 비교하여 그 표준 편차(σ)를 보였다. 그림 7(l)에서 보인 것처럼, 인수 k=0에서 인수 k=4까지의 경우, 그 오차율은 일정하지만, 인수 k=5부터는 오차율이 점점 큰 폭으로 증가함을 보인다. 인수 k=5부터의 속도분포는 두 가지면에서 차이를 보인다. 첫째, 튜브 중심부의 유속이 빠른 부분에서 동상과 직각 위상 신호를 위한 샘플링은 지연 시간(τ_k)차에 의해 다른 속도의 값을 취하게 되므로 이에 따른 속도의 감소를 보였고, 둘째는 지연시간 차에 의하여 측정할 수 있는 튜브의 직경이 점점 감소되어, k=0인 경우 약 16.8mm의 측정 직경(M)이 -계산 직경(D)은 15.14mm ; 이 차는 사용된 변환기의 빔 폭(1mm 보다 작음)때문- k=10인 경우 13.9mm의 직경이 되었다. 이 결과는 단일 채널 RF 샘플링 인수 k=4에서 동상과 직각 위상 신호를 위한 샘플링을 하여도, 혈액의 점착성에 의한 영향 없이 혈류속도를 계산할 수 있음을 보인다. 즉 2차 샘플링에서 요구

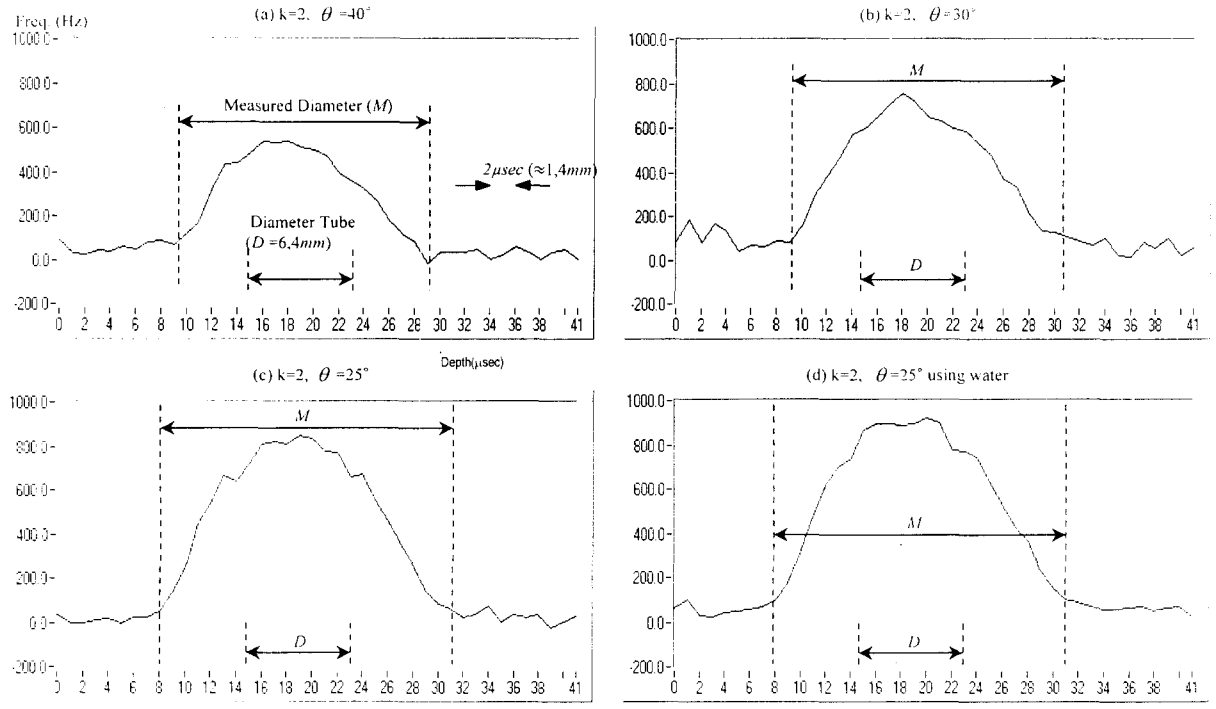

그림 8. 인수 $k=2$의 단일 채널 RF 샘플링에서 각각 다른 세 경우의 입사각에 대한 속도 분포 곡선
Fig. 8. Axial velocity for three angles of incidence and a factor $k=2$ of single channel RF sampling

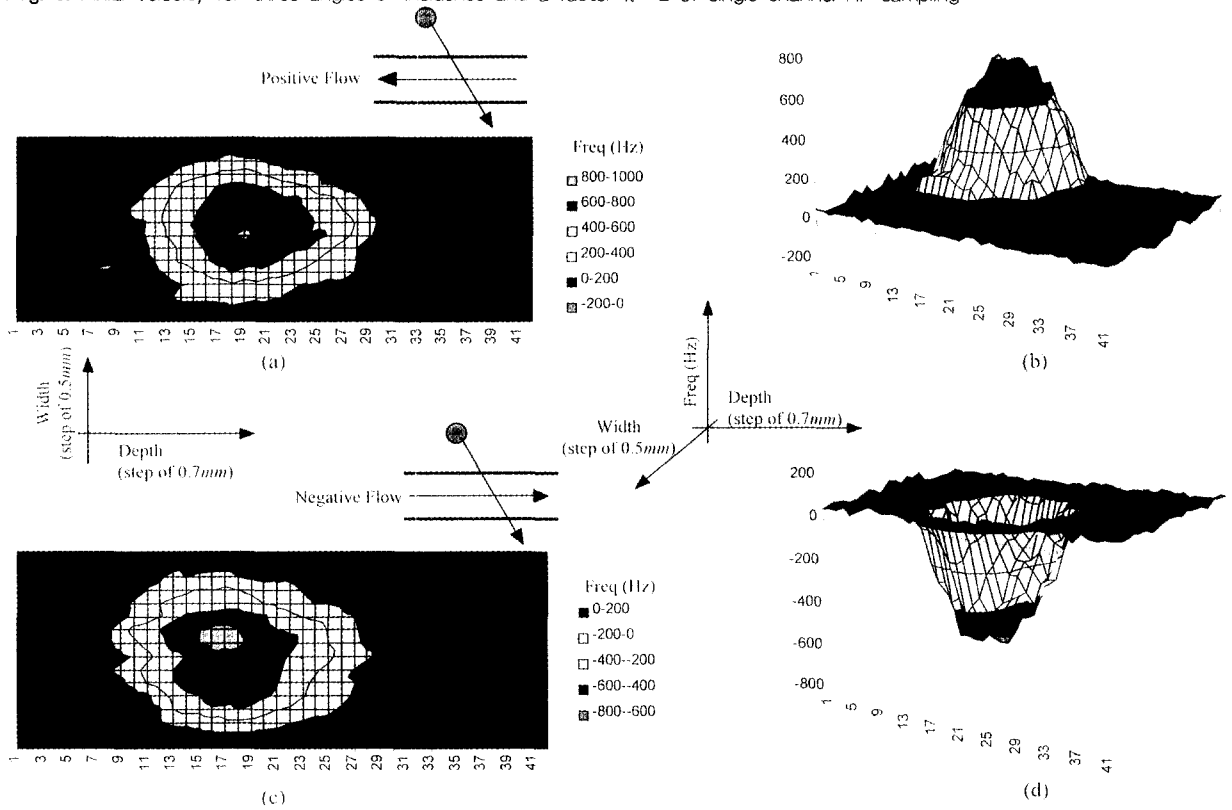

그림 9. (a)정방향 흐름의 공간 속도 궤적 (b)a)속도 궤적의 3차원적 표현
(c)역방향 흐름의 공간속도 궤적 (d)c)속도 궤적의 3차원적 표현
Fig. 9. (a)Spatial velocity profile of positive flow (b)Velocity profile within three dimensions according to (a)
(c)Spatial velocity profile of negative flow (d)Velocity profile within three dimensions according to (c)

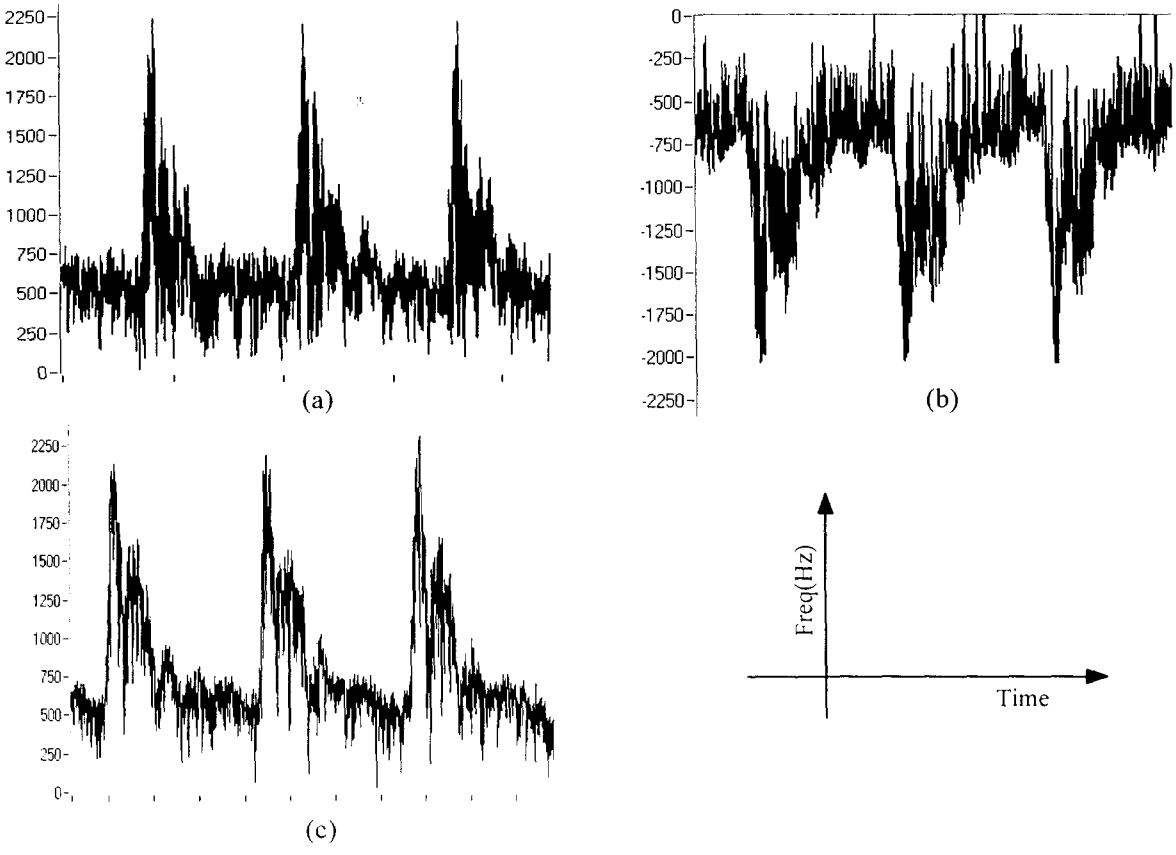

그림 10. k =0, 1, 2인 경우 자기상관기법을 이용한 평균 주파수
Fig. 10. Mean frequency with autocorrelation (a)k =0, (b)k =1, and (c)k =2

된 $4f_0$(=16MHz) 샘플링 주파수를 $4f_0/9$(≒1.78MHz)로 낮출 수 있다.

그림 8은 인수 k=2에서, 3개의 다른 입사각(θ)에 대해 각각 측정된 속도분포 이다. 이 속도 분포들은 도플러 주파수 계산식($f_D=(2Vf_0\cos\theta/C)$에 정확하게 일치되는 결과로서, 비록 동일한 조건일지라도 그 측정 각(θ)에 따라 튜브 내 유속과 측정 직경은 변함을 보인다. 그림 8(d)의 속도분포는 물이 산란 매체로 사용되었을 때의 결과이다. 물의 점착성은 혈액의 점착성에 비해 낮으므로, 식(1)에 따라 단위시간당 유량은 다르고, 그림 8(d)의 속도분포는 튜브 중심부의 유속이 포물선 모양이 아닌, 비교적 평평한 형태를 갖는다.

그림 9는 축(axial)과 측(lateral) 방향에 대한 정보를 갖는 2차원 속도분포로서, 사용된 튜브(6.4mm)는 일정하게 두고, 변환기의 위치를 $\theta=\pm30°$로 각각 조절하여 측정하였다. 축 방향에 대한 해상도는 0.7mm(≈1μs), 측 방향에 대한 도플러 신호를 얻기 위해 그림 4에서 보인 마이크로 조절기에 의해 매 0.5mm씩 변환기를 조절하였다. 이렇게 하여 총 얻어진 데이터 행렬은 41(축)×16(측) 이다. 그림 9(a), (c)는 튜브를 통과하는 초음파 빔은 30°의 각을 가지므로 그 2차원 속도분포는 타원형 모양을 갖는다. 각각의 색은 속도를 표시한다. 그림 9(b), (d)는 3차원(축×측×속도)으로 표현된 양과 음 방향의 속도분포로서, 튜브 내 액체 유속이 그 점착성 때문에 형성한 층류 모양을 잘 관찰할 수 있다.

2) "IN VIVO"

인체내의 혈류의 흐름은 파동류(pulsatile flow)로서, 그 변화는 심장박동의 주기 -수축기(systole)와 확장기(diastole)-와 일치한다.

그림 10은 인체 내 경동맥의 한 점에서 인수 k=0, 1, 2에 대해 측정된 혈류의 평균 주파수로서 심장박동 주기에 일치해 혈류의 속도는 변함을 알 수 있다. 그림 10(b)은 동일한 부분에서 혈류 신호가 측정되었음에도 그 평균 주파수는 다른 방향을 표시하는데, 이는 직각 위상 샘플링에 의한 부호의 변화 때문이다.

다중점 펄스 도플러 시스템은 인수 k=2, 축 해상도가 1MHz (≈0.7mm)로서 수신 전체 영역에서 샘플링(full range gate) 하였다. 그림 11(a)는 경동맥의 중심부에서 측정된 한 주기의 평균 주파수로서, 그림 11(b)처럼 한 주기의 심장박동을 360°라고 가정했을 때, 매 각도율(degree)은 평균 주파수에 일치한

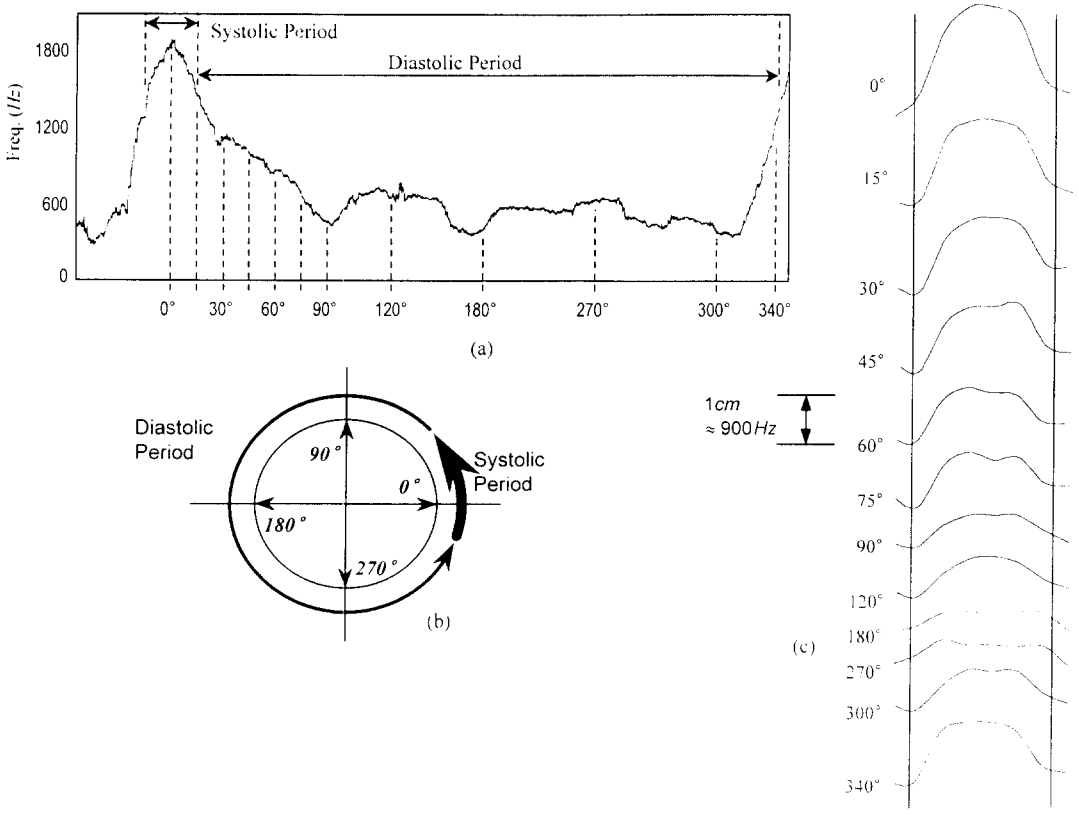

그림 11. (a)심장 박동 주기에 따른 평균 주파수 (b)심장박동 주기의 각도 (c)심장박동 주기에 따른 동맥에서의 속도 분포 곡선
Fig. 11. (a)Evolution of the mean frequency to a cardiac cycle (b)Angular of the cardiac cycle
(c)Evolution of the axial velocity profile in cardiac corresponding to a cardiac cycle

다. 그림 11(c)는 그 각도율에 따른 경동맥에서의 속도분포로서, 혈류는 혈압에 비례하여 파동류를 형성하여 혈관을 통과함을 보인다.

결 론

본 논문은 제안된 단일 채널 RF 샘플링에서 그 샘플링 감소 인수 k의 결정을 위해, 하나의 층류 시스템을 제작하여 그 최적점을 검증하였고, 각각의 인수에 대하여 속도분포곡선을 구한 후 서로 비교하여, 인수k가 주는 흐름의 속도분포에 대한 영향을 평가한 후, 인수 k는 4까지 낮출 수 있음을 보였다. 결정된 최적점 인수 k 상태에서 다중점 펄스 도플러 시스템을 구현하여, 튜브 내 유속의 속도분포를 다양한 방법에 의해 측정하여 그 결과들을 보였다. 또한, 인체 내 경동맥에서 심장 주기에 일치하는 파동류(pulsatile flow)의 혈류의 속도 분포들을 측정하였다. 구현된 단일 채널 RF 샘플링 방식의 다중점 펄스 도플러 시스템은 CFM 시스템의 구현을 매우 단순하게 할 뿐만 아니라, 기존 방법에서 시스템의 복잡성에 의한 여러 문제점(채널간의 위상과 이득 차이)을 해결할 수 있었다. 현재 진행 중인 연구로서, 개발된 시스템을 바탕으로 sector 스캐너(scanner)를 개발하여 CFM 시스템을 제작 중에 있고, 그 결과와 기존 시스템에 의한 결과의 해상도 차를 비교할 예정이다.

참 고 문 헌

1. L. I. Halberg and K. E. Thiele, *"Extraction of Blood Flow Information Using Doppler-shifted Ultrasound"*, Journal of Hewlett-Packard, June, pp.35~40, 1986
2. F. Forsberg and M. O. Jorgensen, *"Sampling Technique for an Ultrasound Doppler System"*, Med. Biol. Eng. Comp., 27, pp.207~210, March, 1989
3. Y. B. Ahn, Y. G. Bae and S. B. Park, *"New multigate Pulsed Doppler system using second-order sampling"*, Electron. Letter, Vol. 24, pp.1091~1093, 1988
4. S. H. Park, C. S. Lim and Y. K. Kim, *"A Study on a New two-dimensional Pulsed Doppler system using sec-*

ond-order sampling", J. of KOSEMB, Vol. 10, no.1, pp. 33~41, 1989

5. C. S. Lim, Y. K. Lim, S. H. Park and Y. K. Kim, "*A Study on the simulation and implementation system using second-order sampling*", J. of KOSEMBE, Vol. 11, no.1, pp.147~156, 1990
6. C. S. Lim, C. S. Kang, H. S. Lee and Y. K. Kim, "*A study on the Development of Pulsed Doppler System using Autocorrelation*", J. of KITE, Confer., pp.705~708, Jul. 1988
7. M. Brandestini "*A transcutaneous N-channel digital Doppler*", Echography, pp.257~265, 1977.
8. M. Brandestini, "*Topoflow - a digital full range Doppler velocity meter*", IEEE Trans. Sonics Ultrason., SU-25, pp.287~293, 1978
9. K. Namekawa, C. Kasai, M. Tsukamoto and A. Koyano, "*Realtime blood-flow imaging system utilizing autocorrelation techniques*", Ultrasound 82, R.A. Lerski and P. Morley eds., Pergamon Press, Oxford., pp.203-208, 1982.
10. Y. K. KIM, "*Etude et Realisation d'un Systeme Doppler Pulsee Multiporte(128) Directionnel, a Traitement du Signal Sequentiel*", These de Doctorat, ENST, 1984
11. D. H. Lee, J. M. Kim, C. S. Lim and Y. K. Kim, "*A Study on the Digital Signal Processing for Implementation of CFM system*", J. of KITE, Vol.12, no.2, pp.316~321, 1989.
12. K. S. Song, D. J. Kang, C. S. Lim and Y. K. Kim, "*A Study on the Development Pulsed Doppler System using Linear Transducer*", J. of KITE, Vol.13, no.1, pp.410~413, 1990
13. D. H. Evans, W. N. McDicken, R. Skidmore and J. P. Woodcock, "*Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation, and Clinical Application*", pp.7~36, Jhon Wiley & Sons, New York, 1989
14. M. Embree and W. D. O'Brien, "*Volumetric blood flow via Time-Domain Correlation: Experimental Verification*", IEEE Trans. on Ultrasonics Ferroelectrics, and Frequency Control , 37 (2), pp.176-189, 1990.
15. V. L Streeter, "*Fluide Mechanics*", McGraw-Hill, New York, 1971
16. Y. F. Law, R. S. C. Cobbold, K. W. Johnston and P. A. J. Bascom, "*Computer-controls pulsatile pump system for physiological flow simulation*", Med. Biol. Eng. Comput., 25, pp.590~595, 1987
17. K. Kristofferson and Angelsen B. A. J. "*A comparison between mean frequency estimators for multigated Doppler system with serial signal processing*", IEEE Trans. Biomed. Eng., BME-32(9), pp.645~657, 1985.
18. G.H. van Leeuwen, A.P.G. Hoeks and R.S. Reneman, "*Simulation of Real-Time Frequency Estimators for Pulsed Doppler Systems*", Ultrasonic Imag., Vol.8, pp.252~271, 1986.
19. C. Kasai, K. Namekawa, A. Koyano and R. Omoto, "*Real-Time Two-Dimensional Blood Flow Imaging Using an Autocorrelation Technique*", IEEE Trans. Sonics Ultrason., SU-32(3), pp.458~464, 1985.