

Cross-Correlation법에 의한 피부 혈류속도 측정

이정택·임춘성·류점수·이중수·공성배·김영길

아주대학교 전자공학과, 의용공학과
(1997년 9월 23일 접수, 1998년 8월 18일 채택)

Measurement of the Skin Blood Flow using Cross-Correlation

J.T. Lee, C.S. Lim, J.S. Lew, J.S. Lee, S.B. Kong, Y.K. Kim

Dept. of Electronics Engineering, Ajou University
Dept. of Biomedical Engineering, Ajou University
(Received September 23, 1997, Accepted August 18, 1998)

요약: 본 연구에서는 초음파를 이용하여 피부 혈관에서 그 위치에 대한 혈류 신호정보를 얻을 수 있는 펄스파(pulsed wave) 시스템을 이 분야에 응용하기 위한 가능성을 고찰하였다. 20MHz의 변환자로 수신된 신호들은 시간 영역에서 서로 비교하여 편이량을 cross-correlation방법을 사용하여 혈류속도를 구하였다. 피부의 매우 작은 혈관에서 혈류속도 검출시 발생하는 문제점에 대해 in-vitro와 in-vivo 실험을 통해서 이 방법의 효용성을 보이고 그 문제점에 대한 해결 방법을 제시한다. 시간 편이량 측정은 cross-correlation방법에 의해 정규화된 계수에서 최대점을 찾는 것이며 송신주기에 따라 반사된 수신 신호에서부터 cross-correlation방법을 사용하여 속도를 구한다. In-vitro와 in-vivo 실험을 통해 작은 튜브 내의 깊이 에 대한 속도 정보를 주는 속도 profile과 이론적으로 계산된 속도 profile을 비교하였으며 토끼 귀 부분의 auriculares caudales에서 소동맥과 소정맥에 대한 혈류속도 profile을 구하였다. 수신 신호에서 진동에 의한 오차는 DFT를 사용하여 보정하였고 클루터 신호는 전체 수신 신호를 평균하여 하나의 기준 수신 신호를 정하여 이것에서 다른 수신 신호 값을 뺌으로써 감소시켰다.

Abstract: To measure precisely the blood velocity in the skin microcirculation, we have used time domain correlation (called Cross-Correlation) based on the processing of the backscattered RF signal obtained with a wideband echographic imaging transducer, although it is difficulties of adaptation to application of the pulsed wave system, because of the data processing in real time and the hardware problem. This dedicated technology based on a 20MHz echographic imaging system has been developed. We present how the experimental data, i.e. the backscattered RF signal, have to be analyzed. After RF lines realignment, stationary echo canceling procedure and correlation level control, a velocity profile has been obtained. In-vitro results show that velocity measurements as low as 0.1mm/sec attainable with a 80 μ m in axial resolution. We have also validated with in-vivo experimentation on the external ear of a rabbit using B-mode sector scanning image and M-mode image of a custom made 20MHz skin image system. The flow of the "auriculares caudales" vein, a microvessel of 600 μ m diameter, has been detected and studied. This technique will allow a more precise exploration of circulatory troubles in cutaneous pathologies.

Key words: time domain cross-correlation(시영역 크로스 코릴레이션), skin blood flow estimation(피부 혈류 추정), pulsed wave system(펄스파 시스템), 20MHz skin image system(20MHz 피부 영상 시스템)

서 론

피부 혈류 순환계통은 소동(정)맥(arteriole, veinlet : <300 μ m)

통신저자 : 류점수, (442-749) 경기도 수원시 팔달구 원천동 산5번지
아주대학교 전자공학과,
Tel. (0331)219-2378, Fax. (0331)212-9531,

과 모세혈관(capillaries)들로 구성되어 있다[1,2]. 이러한 혈관망은 신체부위 특성마다 그 위치와 크기 등이 다르지만 보통 외피-진피(epidermis-dermis) 또는 진피-하피(dermis-hypodermis)층에 있고 종기(papilla)가 있는 경우는 모세혈관이 뭉쳐있는 구조를 형성한다. 피부혈관은 상대적으로 접근하기 용이하고 피부 생존에 절대적인 역할을 한다는 점에서 점진적으로 병리학

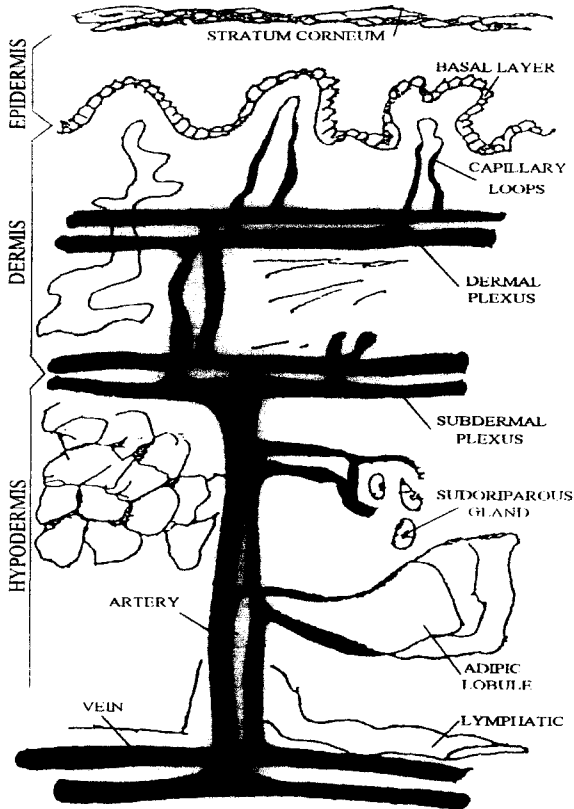


그림 1. 피부 혈관 시스템
Fig. 1. Cutaneous vascular system

적인 연구가 수행되고 있다[3].

피부 혈관으로부터 혈류속도에 대한 정보를 얻기 위한 응용 기술은[3-5] 방사성 동위원소를 인체에 투입한 후 양전자 단층 촬영기(PET: positron emission tomography)를 사용하는 방법, 적외선 피부온도 측정기(infrared thermography)나 혈압 측정에 의해 그 물리적인 현상을 분석하는 방법, 광학적인 의료 기기(capillaroscopy나 photoplethysmography)를 사용하는 방법 등이 있으나 이러한 방법들은 오직 한정된 피부 부위에 대해서만 그 응용이 가능할 뿐 인체의 모든 피부에서 혈류에 대한 정보를 얻는 것은 불가능하다. 피부 혈류 정보를 얻기 위해 일반적으로 널리 사용되고 있는 레이저 도플러(laser Doppler) 측정기는[6-8] 임상적인 진단이 매우 단순하고 간략하다는 장점이 있으나 연속파 도플러 장치이므로 송신된 레이저 빔 전 부분에서 검출된 혈류 신호들의 평균값에 대한 측정치를 얻을 수 있을 뿐이다. 일반적으로 사용되는 초음파 펄스 도플러 시스템에서는 복조(demodulation)된 신호에서부터 평균 주파수를 구하게 된다. 그러나 피부 혈류는 매우 낮은 주파수 편이(사용된 변환기가 20MHz이고 혈류속도 변화가 1mm/sec라 하면 0~30Hz

주파수 변화 영역)를 갖기때문에 이를 검출하기 위해 기존의 펄스 도플러 시스템을 적용하는 것은 많은 문제점이 있다. 즉, 좋은 스펙트럼 해상도(spectral resolution)를 얻기 위해서는 매우 긴 송신 주기 시간(또는 $T_{PRF}=1/PRF$: pulse repetition frequency)이 필요하나 이것은 인체에서 정확한 신호를 얻는데 어려움이 있다. 또한 이 혈류신호의 주파수 대역이 인체의 고정 조직 부분이나 혈관벽 등에서 발생하는 클러터(clutter) 신호와 동일영역에 있기때문에 도플러 신호만을 검출하기 위한 하나의 필터(filter)를 만드는 것 역시 어려운 문제이다[9]. 하지만 초음파를 사용하여 피부 혈류 신호정보를 구하기 위한 피부 감쇠율과 반사효과 등에 대한 이론적 고찰은 이미 연구되었다[10]. Cross-correlation 방법은 소나(sonar)와 레이더(radar)분야에서 물체의 움직이는 속도를 측정하는 하나의 방법으로서 의료용 도플러 시스템의 혈류측정에 응용되었다[11-15]. 또한 다른 하나의 시간영역 신호처리 방법인 광대역 maximum likelihood 방법 역시 피부 혈류속도의 측정을 위해 적용되었다[20,21].

본 논문에서는 초음파를 이용하여 피부 혈관에서 그 위치에 대한 혈류 신호정보를 얻을 수 있는 펄스파(pulsed wave) 시스템을 이 분야에 응용하기 위한 가능성을 고찰하였다. 피부 혈류 정보를 얻기 위해서 송신주기에 따라 반사된 RF(Radio Frequency) 신호들을 샘플링(sampling)한 후 시간영역에서 서로 비교하여 시간 편이량을 측정하는 cross-correlation 방법을 사용하여 혈류속도를 구하였다. 실제적으로 cross-correlation 방법은 정맥, 동맥과 같은 큰 혈관에서 혈류속도 검출을 위해 사용되는 방법의 하나로서 본 논문에서는 이 방법을 피부의 매우 작은 혈관에서 혈류속도 검출 시 발생하는 문제점에 대해 in-vitro와 in-vivo 실험을 통해서 그 해결 방법을 제시한다.

시간영역 CROSS-CORRELATION 방법

송신 주기 T_{PRF} 초 마다 반사된 RF신호는 샘플(sample)되어 송신 주기에 따른 2차원 디지털 행렬 형태의 데이터가 된다. 물체의 움직이는 속도는 RF 신호 상에 시간 편이로 나타나고 두 샘플된 RF 신호를 비교함으로써 이 시간 편이를 측정할 수 있다. 즉 이것은 cross-correlation방법에 의해 정규화된 correlation 계수(normalized correlation coefficient)에서 최대점을 찾는 것이다. 그림 2는 송신주기에 따라 반사된 RF 신호에서부터 cross-correlation방법을 사용하여 속도를 구하는 원리로서 처음 송신된 시간을 t_1 이라 할 때 두 번째 송신된 신호는 $t_2=t_1+T_{PRF}$ 의 시간차를 가진다. T_{PRF} 의 시간 주기에 의해 각각 RF 신호는 반사되어 변환기에 수신된다. t_1 일 때 움직이는 물체는 수신된 RF 신호 상에서 거리 r 의 위치에서 반사되었다면, t_2 일 때 수신된 RF 신호 상에서는 그 반사위치가 물체의 움직이는 속도에 비례해서 나타나게 된다. 즉, 먼저 수신된 RF 신호 상에서 움직이는 물체에 의한 echo 위치를 기준으로 해서, 바로 다음에 수신된 RF 신호에서 그 echo 위치를 검출하여 그 이동한 시간

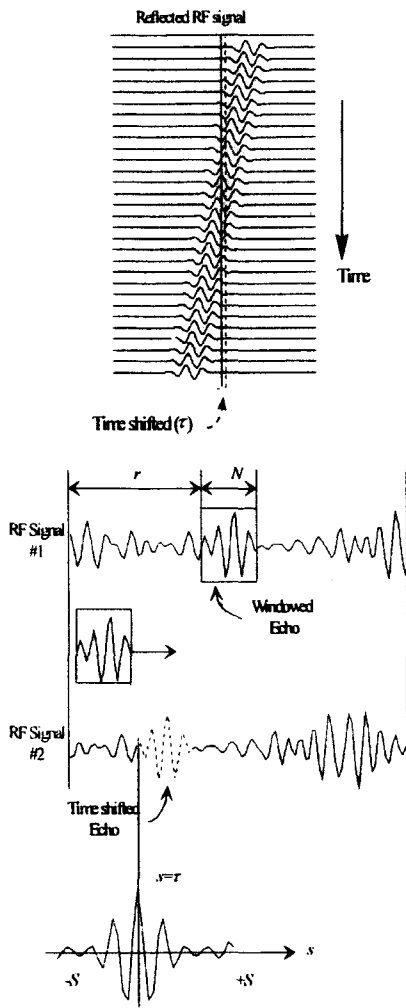


그림 2. 크로스 코릴레이션 알고리즘의 원리
Fig. 2. Principle of Cross-Correlation algorithm

(τ)을 측정함으로써 물체의 움직이는 속도를 알 수 있다. Cross-correlation 방법은 바로 이것을 수행하는 것이다. Correlation 계수는 두 RF 신호간의 각각의 시간 편이 값이다. 이 correlation 값은 동일한 echo일 때 최대가 되어 일정한 송신 주기는 알고 있고 두 RF 신호의 시간 편이(τ)를 측정함으로써 식 (1)에 의해 그 속도(V)는 계산될 수 있다. 또한 계산된 τ 의 부호는 혈류의 방향에 대한 정보를 준다.

$$V = \frac{C \cdot \tau \cdot PRF}{2 \cos \theta} \quad (1)$$

여기서 C 는 피부에서 초음파의 전달 속도이고 PRF 는 펄스파의 주파수이다. 이러한 정규화된 cross-correlation 계수는 다음과 같다[16].

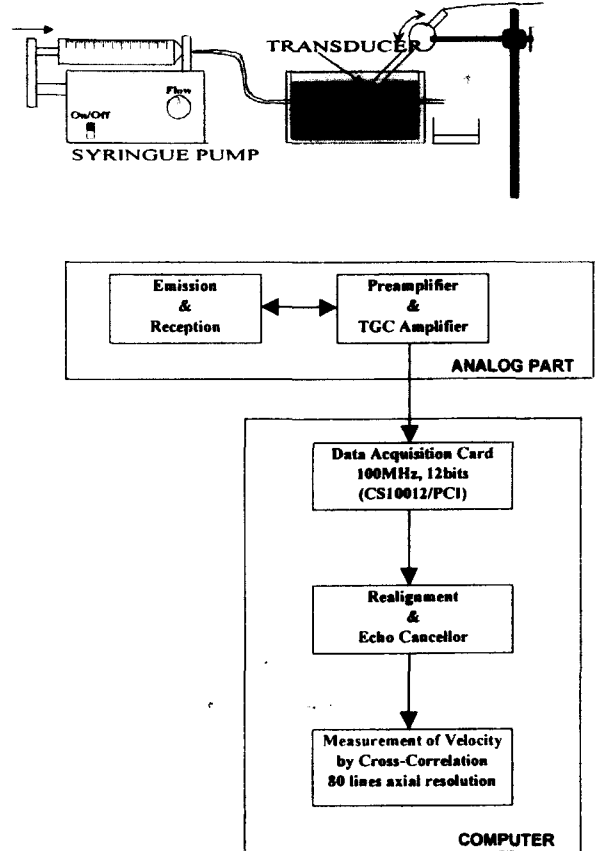


그림 3. 실험장비의 블록 다이어그램
Fig. 3. Block diagram of experimental system

$$p(s) = \frac{\sum_{i=0}^{N-1} e_1(r+i) \cdot e_2(r+i+s)}{\sqrt{\sum_{i=0}^{N-1} [e_1(r+i)]^2 \cdot \sum_{k=0}^{N-1} [e_2(r+k+s)]^2}} \quad (2)$$

여기서 e_1 과 e_2 는 시간 s 의 간격을 두고 연속적으로 수신되는 신호, s 는 신호들간의 시간 지연, r 은 RF 신호상에서 샘플 되기 시작한 지점의 거리, 그리고 N 은 샘플수로서, 이것은 기존의 펄스 도플러 시스템에서 일정한 하나의 gate에 의해 측정 위치를 정하는 것과 같다. 샘플길이(N) 선정을 전송된 초음파 빔축상의 깊이에 따라 진행함으로써 속도의 profile을 구할 수 있다.

실험 방법

In-vitro와 in-vivo 실험을 위해서 피부 혈류와 같은 흐름 특성을 주는 하나의 층류(laminar flow) 시스템을 제작하였고 또한 초음파를 송신한 후 반사된 초음파 신호를 증폭하고 감쇠를 보상하는 송/수신부와 cross-correlation 방법에 의해 혈류속도를 구하기 위한 디지털 신호처리부를 그림 3과 같이 구성하였다.

층류 시스템: 피부의 작은 혈관을 대신하여 사용된 튜브(tube)는 실제 인체에 사용할 수 있는 내경 1.5mm 인공혈관

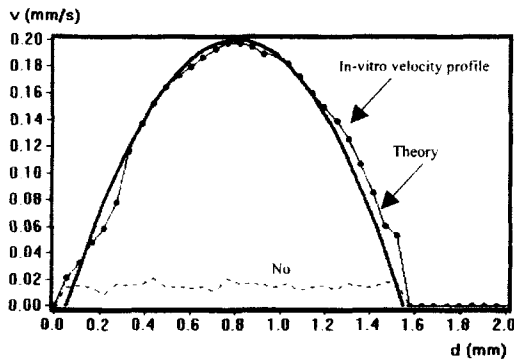


그림 4. 이론적인 층류 궤적과 정지상태 궤적을 비교한 in-vitro결과
Fig. 4. In-vitro result can be compared with a theoretical laminar flow profile and with result obtained in no flow

(Silastic[®] Rx50, Dow Corning[®], USA)이며 주사기 펌프 (syringe pump: Perfusor VI, Germany)에 의해 물리적인 특성이 혈액과 비슷한 산란 매체 (blood mimicking fluid: EU-DFS-BMF ver.1[®], Dansk Fantom Service[®], Denmark)를 0.1~1mm/sec의 속도로 튜브내를 흐르게 한다. 사용된 산란 매체는 5 μ m의 orgasol 입자이며 점도(viscosity)는 약 0.004 N·s/m²이다.

송/수신부 : 한 주기의 펄스(pulse) 신호는 150V로 변환기에 인가되며 수신된 신호는 약 60dB 증폭된 후 TGC(time gain control) 증폭기에 의해 초음파 감쇠가 보상된다.

디지털 신호처리부 : 증폭되고 보상된 RF 신호는 PC에 장치된 A/D 변환기(CS10012/PCI[®], GaGe[®], USA)에 의해, A/D 변환되어 매 송신 주기마다 하나의 데이터 열을 형성한다. 샘플링 주파수 100MHz, dynamic range 12bits, 1Mbyte 메모리를 사용하여 20MHz 변환기에 수신된 RF 신호를 수용한다.

IN-VITRO : 변환기의 초음파 빔과 튜브가 이루는 각(θ)을 45°로 고정된 후 펌프 속도를 튜브에 액체가 0.1mm/sec로 흐를 수 있도록 조절했다. 이때 송신 PRF는 90Hz, 수신된 RF 신호는 100MHz로 샘플되며 cross-correlation을 위한 샘플수(N)는 10개의 샘플 데이터를 갖도록 하였으며 송신 주파수의 한 파장(피부의 초음파 전송속도는 3300m/s : $\lambda_0 \approx 160\mu$ m)의 절반에 해당하는 즉, 약 80 μ m의 축방향 해상도(axial resolution)가 되도록 하였다. 송신 주기에 따른 RF 신호의 총 샘플 수는 500개로 하여 약 4mm의 측정 가능 깊이를 가지도록 했다. 그림 4는 튜브 내에 형성된 (가상 실선) 층류를 보인다. 이것은 아래식에 의해 계산된 (굵은 실선) 이상적인 속도 profile과 거의 일치하는 결과를 보였고 흐름이 정지된 경우에서 측정된 점선의 속도 profile과 비교할 수 있다.

$$V(d) = 8V_{mean} \left[\frac{l}{d} - \left(\frac{l}{d} \right)^2 \right] \quad (3)$$

여기서 l은 튜브 내벽에서 중심까지의 측정 거리, D는 튜브의

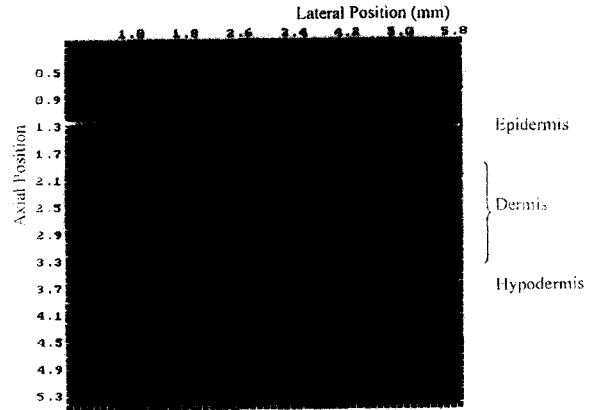


그림 5. Auricularis caudales 동맥과 정맥의 B모드 영상
Fig. 5. B-mode image of "auricularis caudales" artery and vein area

직경, V_{mean} 은 층류의 평균속도이다. 튜브내의 층류는 중심에서 최대 유속을 형성하므로 l을 튜브의 반경이라 할 때 최대 유속(V_{max})은 평균 유속(V_{mean})의 2배가 된다.

IN-VIVO : In-vivo 응용의 경우 혈류속도를 위한 신호처리를 하기 위해 변환기와 신체의 진동에 의한 오차와 체내의 움직임이 없는 부분에서 반사된 클루터 신호를 제거하는 신호처리가 반드시 선행되어야 한다. 특히, 피부 혈류의 측정에 있어서 외부 요소—호흡, 심장박동, 근육에 의한 진동과 (측정자 손에 의해 조절되므로) 변환기의 진동등—에 의한 RF신호의 불일치한 검출은 cross-correlation방법이 검출된 RF신호를 송신주기에 따라 비교하여 그 시간편이를 구하는 방법이므로 측정된 속도 결과에 증대한 오차를 주게 된다. 디지털 RF 신호는 반드시 이러한 진동 오차가 제거되어야 한다.

실험 결과

In-vitro의 실험결과는 작은 튜브 내에서 깊이에 대한 속도 정보를 주는 속도 profile로서 이론적으로 계산된 속도 profile과 비교하였으며 in-vivo의 실험은 토끼의 귀 부분의 피부혈관에서의 혈류속도 profile을 구하였다.

본 논문에서는 in-vivo에서 실험적인 생체조건을 만들기 위해서 토끼를 사용했다. 즉 토끼 귀 부분의 "auricularis caudales"에서 소동맥과 소정맥에 대한 혈류속도 검출을 하였다. 측정된 혈관은 약 600 μ m 두께이며 그림 5에서 B-mode 영상장치에 의해 얻어진 소정맥과 소동맥의 모양을 볼 수 있다. 토끼의 귀에서 얻어진 디지털 RF신호 데이터를 진동에 의한 오차 보정과 클루터 신호를 제거한 후 cross-correlation방법으로 혈류속도를 구한다.

진동 보정 신호처리 : 송신주기에 따라 구해진 디지털 RF신호는 변환기와 측정 부위간의 움직임에 의한 일정하지 않은 진동에 대한 시간 편이 값을 포함하고 있다. 그림 6은 원치 않는 시

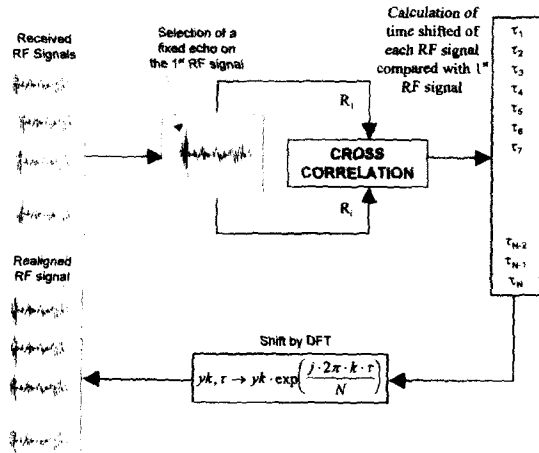


그림 6. 재정렬된 RF 신호처리 개요
Fig. 6. Scheme of the realigned RF signals

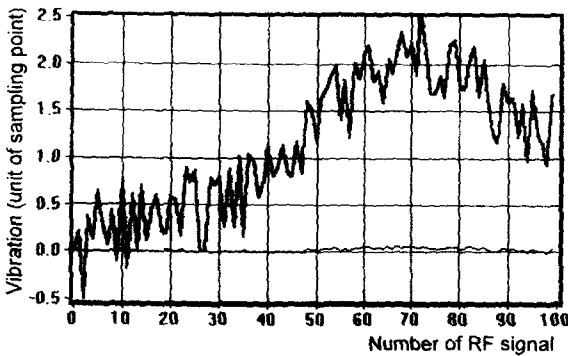


그림 7. 검출된 진동(위)과 재정렬 후의 진동(아래)
Fig. 7. Detected vibration(upper) and vibration curve after realigned(lower)

간 편이 값을 보정해 주는 신호처리에 대한 설명이다. 얻어진 RF신호들은 진동에 의한 오차 값이 포함되어 있으므로 기준 RF 신호를 설정한 후 설정된 RF 신호에서 진폭이 큰 부분의 신호는 신체의 움직임이 없는 부분(혈관 벽과 같은)에서 발생된 신호이므로 이를 기준으로 해서 cross-correlation방법에 의해 각각의 샘플된 RF신호에서 진동에 의해 편이된 시간량을 검출하여 DFT를 사용하여 이것을 보정함으로써 진동에 의한 오차 값을 제거할 수 있다[17]. 그림 7은 RF 신호에서 진동에 따른 오차가 있을 때 측정된 결과와 이것이 보정된 후의 결과를 보여준다. PRF를 1kHz 놓은 후 0.1초 동안 샘플링 하여 송신 주기에 따른(100개의) RF 신호를 얻었다. 측정된 진동에 의한 오차 값은 약 25 μ m이다. 이것은 진동 진폭에 대한 연구 결과와 일치한다.

클루터 제거 신호처리: 신체에서 반사된 클루터 신호는 원하는 혈류 정보를 가지고 있는 신호 보다 약 60dB정도 큰 진폭을

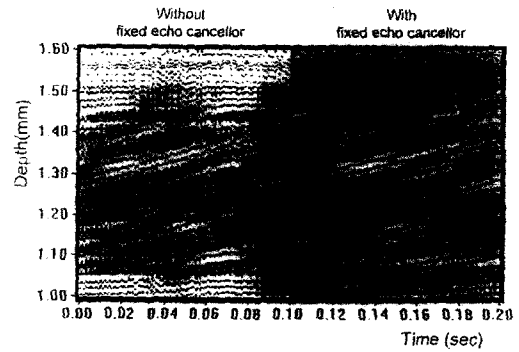


그림 8. M모드 영상
Fig. 8. M-mode image

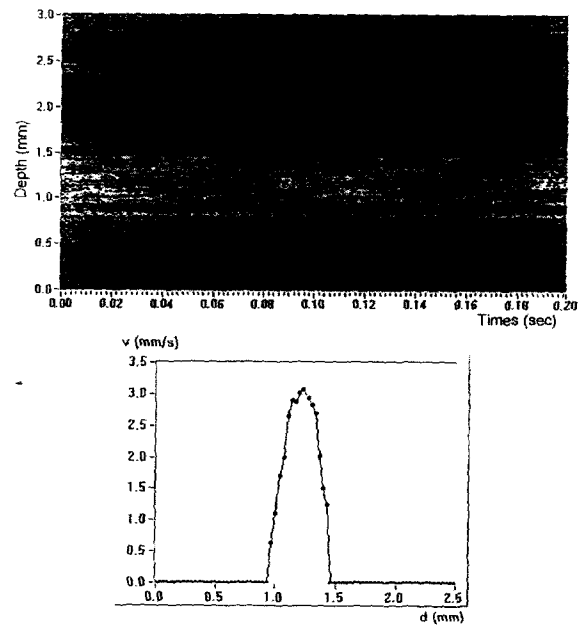


그림 9. M모드 영상(위)과 in-vivo에서의 속도 케직(아래)
Fig. 9. M-mode image(upper) and velocity profile in-vivo(down)

가지므로 혈류속도에 대한 신호처리 이전에 반드시 이를 제거해야만 한다. 송신주기에 따라 샘플된 RF 신호들에서 하나의 RF 신호 값에서 다른 RF 신호 값을 제거함으로써 원하지 않는 클루터 신호를 제거할 수 있지만 이것은 SNR (signal-to-noise ratio)을 저하시키는 요인이 된다[16]. 전체 RF신호를 평균하여 하나의 기준 RF 신호를 정하여 이것에서 다른 RF 신호 값을 뺌으로써 클루터 신호를 제거하였다[17]. 이 방법의 기본 원리는 아날로그 방식에서 사용되는 RF신호의 feedback 방식과 같다. 이 방식의 적용에서 문제점은 큰 진폭변화(심장 부위와 같은)를 갖는 클루터 신호가 검출되었을 경우, 이의 제거에 한계

가 있다는 점이였다. 그러나 본 연구에서는 피부 혈류 검출에 대한 것이므로 적용에 아무런 문제가 없다. 그림 8은 토끼 귀 부분의 M-mode영상이며 진동과 클루터신호가 제거된 결과를 보여준다.

혈류속도 측정 : 진동에 의한 오차와 클루터 신호가 제거된 RF 신호 데이터는 cross-correlation방법에 의해 각각의 위치에 대해 시간 편이량을 측정함으로써 송신된 초음파 빔(beam)상에서 검출된 혈관의 혈류속도 profile을 검출하였다. 그림 9(a)는 토끼의 귀 부분에서 검출된 RF신호의 M-mode 영상이며 혈류속도에 따른 일정한 기울기를 볼 수 있다. 그림 9(b)는 그림 9(a)의 M-mode영상의 RF 신호로부터 얻어진 속도 profile이며 RF 신호 상에서 10개의 샘플들(N)을 한 측정단위로 하여 50% 중복 측정함으로써 매 0.05 μ sec (측해상도=40 μ m) 마다 측정된 속도 결과 값을 얻었다. 이 측정된 피부 혈류속도 profile은 매끄러운 곡선 결과를 위해 포물선 3점 보간법(interpolation)에 의해 보정되었고 평균속도는 1.5mm/sec를 갖는다. 또한 각각의 깊이에 대한 정규화된 진폭을 정하여 하나의 적절한 correlation 레벨을 설정하여 그에 벗어나는 값은 0으로 놓아 측정 잡음을 제거하였다.

결 론

피부의 매우 작은 혈관에서 혈류속도의 검출을 위해서는 반드시 검출된 신호 내에 포함된 진동오차와 클루터 신호가 제거되어야 한다. 본 연구에서는 그 효과적인 방법을 제시했고 생체적인 실험결과를 얻기 위해 토끼를 사용하였다. 600 μ m인 혈관에서 cross-correlation방법에 의해 80 μ m 축방향 해상도를 갖는 피부혈류의 속도 profile을 보였다. 이 제안된 기술은 피부의 순환기 계통의 병리학적인 판단과 연구에 도움을 줄 수 있다.

참 고 문 헌

1. J. A. G. Rhodin, Anatomy of Microcirculation in D. I. Abramson, P. B. Dobrin, Blood Vessels and Lymphatics in Organ Systems, Academic Press, pp. 97-122, 1984.
2. T. J. Ryan, Cutaneous Circulation in L. A. Goldsmith, Biochemistry and Physiology of the Skin, Oxford Univ. Press (N.Y.), pp. 817-877, 1983.
3. O. De Lacharrière, Measurement of Cutaneous Microcirculation in Dermatology and Dermatopharmacology in J. L. Leveque (Ed), Cutaneous Investigations in Health and Disease, Dekker, pp. 385-420, 1989.
4. G. Stuttgen, A. Ott, U. Flesch, Measurement of Skin Microcirculation in J. L. Leveque (Ed), Cutaneous Investigations in Health and Disease, Dekker, pp. 359-384, 1989.
5. O. Bongard, H. Bounameaux, "Clinical Investigation of Skin Microcirculation", Dermatology, Vol. 186, no.1, pp. 6-11, 1993.
6. M. D. Stern, "In-vivo Evaluation of Microcirculation by Coherent Light Scattering", Nature, Vol. 254, pp. 56-58, 1977.
7. G. A. Holloway Jr, D. W. Watkins, "Laser Doppler Measurement of Cutaneous Blood Flow", J. Invest. Dermatol., Vol. 69, No. 3, pp. 306-309, 1977.
8. G. E. Nilsson, T. Tenland, P. A. Oberg, "A New Instrument for Continuous Measurement of Tissue Blood Flow by Light Beating Spectroscopy", IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 27, No. 1, pp. 12-19, 1980.
9. A. Heimdal, H. Torp, "Ultrasound Clutter Signal from Vibrating Muscles Limits Low Velocity Blood Flow Measurements", IEEE Ultrasonics Symposium, 1996.
10. H. S. Frew, R. A. Giblin, "The Choice of Ultrasound Frequency for Skin Blood Flow Investigation", Bioeng. Skin, Vol. 1, pp. 193-205, 1985.
11. D. Dotti, E. Gatti, V. Svelto, A. Uggè, P. Vidali, "Blood Flow Measurements by Ultrasound Correlation Techniques", Energia Nucleare, Vol. 23, No. 11, pp. 571-575, 1976.
12. S. G. Foster, "A Pulsed Ultrasonics Flowmeter Employing Time-Domain Methods", Ph. D. Thesis, Dept. Elec. Eng., Univ. of Illinois, Urbana, IL, 1985.
13. O. Bonnefous, "Estimation des Vitesses d'Écoulement des Flux Sanguins par Echographie Ultrasonore", These de Doctorat, Paris VII, 1986.
14. P. M. Embree, "The Accurate Ultrasonic Measurement of the Volume Flow of Blood by Time-Domain Correlation", Ph. D. Thesis, Dept. Elec. Eng., Univ. of Illinois, Urbana, IL, 1986.
15. I. A. Hein, W. D. O'Brien Jr, "Current Time-Domain Methods for Assessing Tissue Motion by Analysis from Reflected Ultrasound Echoes", A review IEEE Trans. Ultrason. Ferr. Freq. Contr., Vol. 40, No. 2, pp. 84-102, 1993.
16. J.A. Jensen, "Estimation of Blood Velocities using Ultrasound. A Signal Processing Approach", Cambridge University Press, U.K., 1996.
17. M. Brandestini "A transcutaneous N-channel digital Doppler", Echography, pp. 257-265, 1977.