

## 에코 PIV: *in vivo* 유동 측정기법

김형범<sup>†</sup> · J. Hertzberg\* · R. Shandas\*\*

### Echo-PIV: *in vivo* Flow Measurement Technique

Hyoung-Bum kim, Jean Hertzberg and Robin Shandas

**Abstract.** The combination of ultrasound echo images with digital particle image velocimetry (DPIV) method has resulted in a two-dimensional, two-component velocity field measurement technique appropriate for opaque flow conditions including blood flow in clinical applications. Advanced PIV processing algorithms including an iterative scheme and window offsetting were used to increase spatial resolution. The optimum concentration of the ultrasound contrast agent used for seeding was explored. Velocity validation tests in fully developed laminar pipe flow and pulsatile flow showed good agreement with both optical PIV measurements and the known analytic solution. These studies indicate that echo PIV is a promising technique for the non-invasive measurement of velocity profiles and shear stress.

**Key Words :** Echo PIV(에코 PIV), Ultrasound Contrast Agent(초음파 조영제), Shear Rate(전단률)

#### 1. 서 론

초음파 기법은 인체 내부의 장기(organ) 가시화나 혈류유동(blood flow)과 같은 불투명한 유동에서의 속도측정 등에 많이 사용되고 있다. 초음파를 이용한 대부분의 속도측정방법은 반사된 초음파 신호의 도플러 천이(Doppler shift)를 이용해 초음파 진행방향 성분의 속도를 측정한다.<sup>(1)</sup> 그러나, 기존 연구로부터 도플러 천이를 이용한 속도측정법은 초음파 진행방향과 유동방향의 작은 각도 차이도 측정값에 큰 오차(cosine error)를 포함시킨다는 것이 알려졌다.<sup>(2,3)</sup> 이와 같은 이유로 초음파 도플러 속도측정법은 유동방향이 알려진 조건에서만 정확한 속도를 측정할 수 있다.

이러한 문제점을 해결하기 위해 다중 초음파 프로브를 사용하는 등의 여러 가지 방법들이 연구되었다. 그러나, 정상상태의 유동에만 적용가능하고 프로브 설치의 복잡함 등으로 실제 유동에 적용하기 어렵다.

최근에는 이러한 문제점을 해결하기 위해 초음파의 도플러 천이신호를 이용하지 않고 초음파의 영상으로부터 직접 속도를 측정하는 연구가 발표되었다.<sup>(4)</sup> 초기의 연구에서는 추적입자(seeding particle)로 혈액 속에 포함된 적혈구(red blood cell)를 사용하였으나 초음파 영상에서 적혈구와 주위 혈관(blood vessel)간의 임피던스(impedance)차이가 작아 측정결과에 많은 오차가 포함되었다. 이러한 단점에도 불구하고 속도측정의 방향제한성이 없고 적혈구의 연전(rouleaux)형성이 존재할 경우와 같은 특별한 경우에 한해 속도측정이 가능하다. 이러한 혈류 내 세포의 낮은 임피던스 차이를 극복하기 위해 초음파 조영제(ultrasound contrast agent)를 이용하는 연구가 제안되어 적혈구만을 사용하였을 경우와 비교해 높은 S/N비를 갖는다는 결과가 발표되었다. 그러나 이 연구에서도 제한된 속도측정범위와 낮은 공간분해능 등의 단점이 존재하였다.<sup>(5)</sup>

본 연구에서는 이러한 문제점을 극복하기 위해 초음파 조영제를 사용한 초음파 입자영상에서 속도벡터 추출을 위해 현재 실험 유체역학분야에서 많이 사용되는 PIV(particle image velocimetry)를 적용한 새로운 속도장측정기법을 개발하려고 한다. 즉, 유동의 추

<sup>†</sup>경상대학교 항공기부품기술연구소  
E-mail : kimhb@gsnu.ac.kr

\*Dept. of Mechanical Engineering University of Colorado, Boulder, USA

\*\*Dept. of Pediatrics University of Colorado Health Sci. Center, USA

종입자로서의 초음파 조영제의 영상을 초음파B (brightness)-스캔모드를 이용해 획득하고, 이렇게 획득한 초음파 조영제 영상에 PIV기법을 적용해 2차원 속도장을 계산한다. 이와 같은 속도장측정기법은 혈류유동과 같은 불투명 유동의 속도장 측정에 매우 유용하리라고 생각한다.

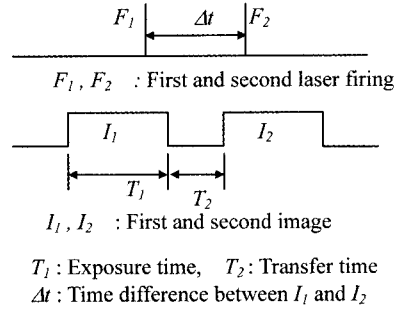
## 2. 에코(Echo) PIV기법 개발

### 2.1 초음파와 조영제를 이용한 입자화상연구

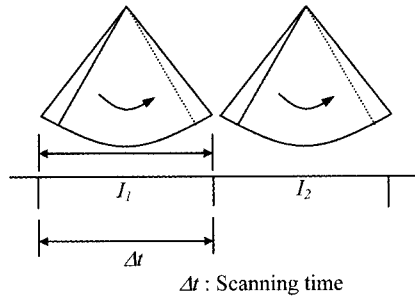
기존의 광학(optical) PIV와 본 연구에서 개발하려는 에코PIV 기법과의 가장 큰 차이점은 영상획득 방법에 있다. 초음파 빔(ultrasound beam)이 대상(media)에 방사(emitted)되면 대상에 있는 산란체(scatterer)들은 에코(echo) 신호를 만들고 이 신호의 강도(intensity)가 초음파 영상의 계조를 결정한다. 그리고 초음파 신호의 방사로부터 에코신호를 받기까지의 시간으로부터 초음파 빔의 진행방향에서의 산란체의 위치를 알 수 있다. 이와 같은 과정을 측정구간에서 반복적으로 스윙하면서 2D스캔영상이 만들어 진다. 초음파 영상의 공간분해능과 시간분해능을 향상시키기 위해 기계적인 프로브의 제어대신에 다른 각도를 갖는 순차적인 빔의 스윙을 이용하는 위상배열(phased-array)방식의 프로브가 개발되어 현재 사용되고 있다.<sup>(6)</sup>

Fig. 1은 광학PIV와 에코 PIV의 영상획득 방법에서의 타이밍(timing diagram)차이를 보여주고 있다. 광학 PIV의 경우, 일반적으로 사용되는 2-frame 상호 상관관계 속도추적알고리즘을 이용할 경우, 두 입자 영상 사이의 시간간격  $\Delta t$ 는 레이저 광의 발광(fire) 시간 간격으로 결정된다. 이를 이용한 frame straddling 기법을 사용하면 음속이상의 고속유동도 측정이 가능하다. 에코 PIV의 경우, 두 입자영상 사이의 시간간격은 Fig. 1(b)로부터 한 영상을 획득하는데 걸린 총 스캔시간과 동일하다. 이는 시간간격  $\Delta t$ 는 스캔 시간을 변경함으로써 조절이 가능함을 의미한다. 이러한 스캔방식으로 인한 차이점은 광학PIV의 경우는 전체 측정구간의 입자영상을 동시에 측정하는 스냅샷(snapshot)방식이나 에코 PIV의 경우는 이와 달리 하나의 영상에서도 처음 스캔이 시작되는 부분과 스캔이 끝나는 부분에서 영상획득시간  $\Delta t$ 만큼 시간지연이 발생한다.

에코 PIV의 영상획득시간은 초음파영상의 프레임율(frame rate)과 역수관계에 있다. 획득시간이 길어



(a) Conventional cross-correlation PIV



(b) echo-PIV  
(B mode scan and sector format)

Fig. 1. The timing diagram of echo PIV compared with cross-correlation based optical PIV.

지면 프레임율은 감소한다. 초음파 B-스캔모드에서 프레임율을 결정하는 여러 가지 요소 중 가장 중요한 것은 프로브 종류, 스캔 각도, 그리고 측정 깊이이다. 주어진 프로브에서 스캔 각도는 하나의 영상을 구성하는데 필요한 총 빔수로 결정된다. 즉 하나의 입자 영상을 구성하는 빔수를 줄이면 스캔 각도도 줄고 프레임율은 높아지게 된다. 다음으로 프레임율에 영향을 주는 요소인 측정 깊이는 초음파 빔의 이동시간(travel time)을 결정하기 때문에 깊이의 증가는 이동시간의 증가로 인한 프레임율의 감소를 가져온다.

물리적인 공간해상도의 경우, 광학PIV기법은 측정구간의 크기(field of view)와 CCD카메라의 해상도(pixel resolution)에 의해 결정된다. 광학PIV의 경우에는 이와 같은 두 변수(FOV, pixel resolution)가 독립적으로 결정되지만 에코 PIV의 경우에는 측정구간에 상관없이 초음파 프로브의 특성에 의해 결정된다. 초음파 입자영상의 픽셀은 위에서 언급한 바와 같이 스캔에 사용된 총 빔수와 각 빔의 진행방향으로 샘플링 된 샘플수로 정해진다. 따라서, 측정구간의 크기를 줄이면 프레임율은 증가하지만 초음파 영상의 픽셀수

는 감소한다.

속도측정을 위한 추적입자로 에코 PIV에서 사용한 산란입자는 초음파 조영제(ultrasound contrast agent)이다. 초음파 조영제는 혈류유동에서 초음파의 에코 신호 강도를 증가시키기 위해 개발되었고 현재 임상에서 많이 사용되고 있는 물질이다. 일반적인 초음파 조영제의 구성은 혈류와 임피던스차이가 큰 가스(gas)로 채워지고 알부민과 같은 지질 등의 막을 갖는 마이크로 기포(micro bubble)이다. 초기에는 내부 충전가스로 공기가 사용되었으나 현재는 혈류에 대한 용해도가 낮은 과불화탄소(perfluorocarbon)가 많이 사용되고 있다.<sup>(7)</sup> 이러한 초음파 조영제는 특성상 폐에서의 마이크로 순환(capillary circulation)을 통과하기 위해 평균직경이 10  $\mu\text{m}$ 보다 작다. 기본적인 초음파 조영제의 목적은 물에서의 염료와 같은 역할로 혈관의 가시화를 위해 사용된다. 초음파 조영제는 일반적인 광학 PIV의 산란입자와 개발목적이 다르기 때문에, 초음파 조영제가 PIV측정에 사용할 수 있는지 연구가 필요하다.

본 연구에서는 초음파 조영제로 Optison<sup>®</sup>을 사용하였다. 이 조영제의 평균직경은 2~4.5  $\mu\text{m}$ 이고 조영제의 90%가 10  $\mu\text{m}$ 이하이다.

에코 PIV에 최적화된 초음파 조영제의 투여량(dose)을 결정하기 위해 다음과 같은 두 가지 실험을 수행하였다. 초음파 조영제는 비록 지질의 껍질이 있으나 결국은 내부기체의 바깥으로의 확산(diffusion)에 의해 소멸된다. 이와 같은 확산에 의한 기포의 소멸은 초음파에 의해 가진되면 더욱 짧아진다는 것이 기존연구로부터 밝혀졌다.<sup>(8)</sup> 마이크로 기포의 감소율(decaying rate)을 측정하기 위해 회전유동내부에 각각 다른 량의 Optison<sup>®</sup>을 투입한 후 획득한 초음파 영상의 평균 강도(gray intensity)분포를 측정하였다.

본 연구에서는 GE/Vingmed<sup>®</sup>의 VividFive<sup>®</sup> 초음파 기기를 사용하였고 3.5MHz의 초음파 프로브의 프레임율을 35 frames/sec으로 설정하였다. 이때의 빔강도(MI)는 0.4이다.

3회 반복실험을 통해 평균강도분포는 총 210장의 초음파 영상을 평균해 결정하였다. 이때 투입한 Optison<sup>®</sup>의 초기 부피는 각각 0.06ml, 0.04 ml, 0.02 ml, 0.01 ml 그리고 0.005ml이다. 이 초음파 조영제의 부피는 임상에서 일반적으로 혈관가시화 목적으로 사용되는 부피의 약 1/1000 이하이다. 회전유동은 작동유체로 3000 ml의 증류수를 이용하였고 자석 교반기

(magnetic stirring device)를 이용해 회전유동을 만들었다.

Fig. 2는 시간에 따라 획득된 초음파 영상의 평균 강도의 변화를 나타낸다. 초음파 조영제를 작동유체에 주입하면서 평균 강도는 증가하게 되고 이 값이 최대값을 가질 때를 시간  $t=0$ 로 설정하고 시간이 흐르면서 변하는 평균 강도값을 그래프에 표시하였다. Fig. 2로부터 투입된 초음파 조영제의 양에 상관없이 평균강도는 선형적으로 감소함을 알 수 있다. 이는 조영제로 사용된 마이크로 기포의 파괴 때문이다. 이러한 마이크로 기포의 파괴는 주로 초음파 특성과 경계면에서의 상호작용에 의해 일어난다.<sup>(9)</sup> 2장의 입자영상을 사용하는 상호상관관계 PIV 알고리즘을 적용할 경우, 이와 같은 기포의 파괴는 입자 쌍(pair)의 손실을 의미하고 이는 상호상관관계값의 S/N비를 낮추는 역할을 하기 때문에 마이크로 기포의 파괴를 최소화하는 것은 매우 중요하다. In vitro 실험의 경우에는 초음파의 파워를 줄이고, 연속적인 초음파 조영제의 투입으로 마이크로 기포 파괴효과를 줄일 수 있다. 그러나, in vivo실험의 경우에는, 투입할 수 있는 초음파 조영제의 양이 in vitro의 경우와 비교해 제한되어 있고 이는 상대적으로 초음파의 파워가 높아야 함을 의미한다.

Fig. 3에 초기에 투입된 조영제의 양을 달리하면서 시간에 따른 에러벡터 비를 나타내었다. 에러벡터비는 총 계산된 속도벡터 수에서 미디언(median) 필터링과 RMS 허용범위(tolerance)를 이용해 제거된 에

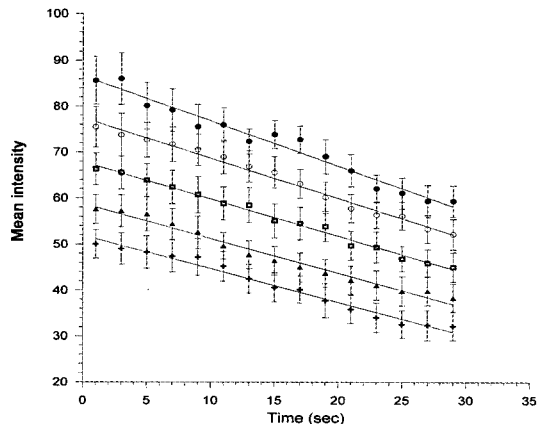


Fig. 2. Mean image intensity as a function of elapsed time (●: 0.06 ml, ○: 0.04 ml, □: 0.02 ml, ▲: 0.01 ml, +: 0.005 ml initial dosages)

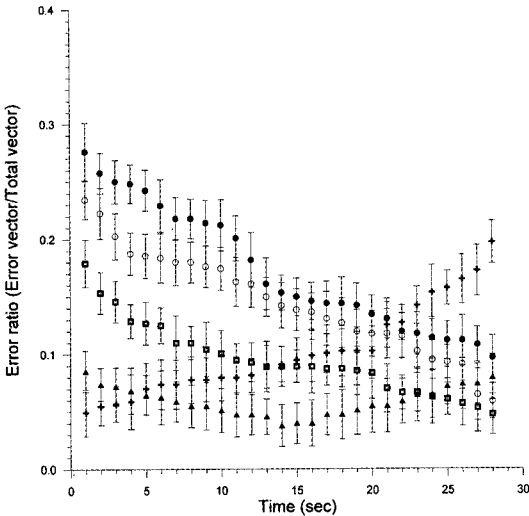


Fig. 3. Error ratio as a function of elapsed time. (●: 0.06 ml, ○: 0.04 ml, □: 0.02 ml, ▲: 0.01 ml, +: 0.005 ml)

러벡터수의 비이다.

여기에서는 속도추적알고리즘으로 일반적으로 사용되는 FFT-방식의 상호상관계수 알고리즘만을 사용하였다. 초음파 조영제의 주입량이 0.01 ml이고 최대 혼합 후 약 15초 이후에 가장 낮은 에러벡터 비를 보였다. 이보다 주입량이 클 경우에는 입자간의 겹침(overlapping)현상이 심해 에러벡터가 증가하고, 조영제의 밀도가 낮을 경우에는 조사구간내 입자 쌍의 수가 작아 에러벡터비가 역시 증가하는 결과를 낳았다.

위의 에러벡터비로부터 역으로 입자수의 밀도비를 계산할 수 있다. Fig. 2로부터 15초 후에는 평균강도가 최대 이미지 강도의 60%로 감소한다. 초음파 조영제로 사용한 Optison®의 입자 수 밀도(number density)는 약  $5\sim 8 \times 10^8$ /ml이다. 따라서 0.01 ml를 주입한 후, 15초 이후에는 약  $1.4 \times 10^4$ 개의 입자가 측정구간 내에 있다고 예상할 수 있다. 그러나 입자영상으로부터 직접 계산한 마이크로 기포의 수는 약 1300으로 실제 예상했던 입자수의 약 10%정도만이 초음파 입자영상에 획득되었다. 이는 본 연구에 사용된 낮은 강도의 초음파 빔과 마이크로 기포간의 상호작용 문제로 생각되며 추후 연구가 필요한 분야이다. 기존의 광학 PIV의 경우, 조사구간내의 상호상관계수를 계산하는 과정에서 조사구간내의 입자 쌍이 10개 이상이 필요하다는 것이 기존 연구로부터 밝혀졌다.<sup>(10)</sup> 그러나 본 에코 PIV에서는 영상내 입자 쌍의 수가 광

학 PIV와 비교해 작고 이는 속도추적알고리즘에 S/N비를 높이기 위한 개선이 필요하다는 것을 의미한다.

### 2.2 상호상관계 PIV

초음파 빔으로부터 직접 A/D변환된 신호는 RF (radiofrequency) 포맷(format)으로 나타나고, 이 신호를 대역 필터링(bandpass filtering)과 엔벨로프(envelope)추적등과 같은 디지털 신호처리기법을 사용한 후, 물리적 좌표계와 일치시키기 위한 좌표변환 작업을 수행한다. 이렇게 해서 나온 최종 결과가 영상장치에 표시된다. 본 연구에서는 이러한 스캔 변환 과정이 속도추정에 미치는 영향에 대해 연구를 수행하고 에코 PIV에 최적화된 영상포맷을 결정하였다.

산란입자로부터 반향된 에코 신호를 스캔 변환시키는 과정에서 초음파 프로브와 가까운 지역은 영상의 압축(compression)이 먼 지역은 확장(expansion)이 일어난다. 각각 스캔 변환전의 RF-포맷의 영상과 스캔 변환 영상을 모두 사용해 속도 벡터를 추출한 결과, 위와 같은 영상의 변화로 인해 실제 물리적 좌표를 나타내는 스캔 변환영상이 더 많은 에러벡터를 갖는 것을 확인하였다. 따라서 본 연구에선 RF-포맷의 초음파 입자영상으로부터 속도벡터를 추출하고 그 속도벡터를 좌표계 변환하는 방법을 사용하였다. 그러나 이와 같이 RF-포맷의 입자영상을 사용하였을 경우, 측정구간에서 속도벡터의 공간해상도의 변화가 발생한다. 즉, 일반적인 광학PIV나 실제 물리좌표계를 나타내는 스캔 변환 영상의 경우, 속도벡터의 공간해상도를 결정하는 조사구간은 각각 정해진 픽셀수만큼의 사각형 영역을 갖는다. 그러나 RF-포맷을 사용할 경우, 측정구간에서 프로브로부터 멀어지면서 원주방향으로의 공간해상도가 작아진다. 따라서 에코PIV의 속도벡터결과를 해석할 때 이를 반드시 고려해야 한다.

빔수와 빔의 샘플링수로 영상의 픽셀수가 결정되는 초음파 영상은 CCD 카메라를 이용한 광학 PIV 기법과 비교해 픽셀수가 매우 작다. 광학 PIV기법에서 흔히 사용되는  $1K \times 1K$ 픽셀<sup>2</sup>의 CCD 카메라와 비교해 스캔방식의 초음파 영상은 약 24K픽셀<sup>2</sup>로 CCD 카메라의 2.5%밖에 되지 않는다. 따라서 동일 측정구간을 광학 PIV와 에코 PIV로 측정하였을 경우, 속도벡터의 공간해상도를 같게 하려면 에코 PIV는 광학 PIV 기법과 비교해 훨씬 작은 조사구간을 사용해야 한다. 이와 같이 작은 조사구간을 사용한다는 의미는 상호상

관관계 계산에 사용되는 입자 쌍의 수가 작다는 것을 의미하고 계산시 S/N비가 낮을 가능성이 커진다.

본 연구에서는 에코 PIV의 공간해상도를 향상시키기 위해 재귀기법(iterative recursive scheme)<sup>(11)</sup>과 조사구간 이동(window offsetting)<sup>(12)</sup>을 사용하였다. 재귀기법은 일차로 조사구간의 크기를 크게 잡아 속도 벡터를 구한다. 이렇게 해서 구한 속도벡터를 참고로 사용해 조사구간의 크기를 줄여 다시 속도벡터를 구한다. 이때 입자 쌍의 감소로 인한 S/N비의 감소를 막기 위해 두 번째 입자화상에 있는 조사구간의 위치를 일차 속도벡터 결과를 이용해 이동시킨다. 이와 같은 방법을 사용하면 입자 쌍의 수가 작은 경우에도 높은 S/N비를 유지할 수 있다. Fig. 4에 개발된 에코 PIV의 순서도를 나타내었다. 두 장의 획득된 연속적인 초음파 영상에서 일정크기로 선정된 조사구간사이의 상호상관관계값을 구한다. 다음 이 조사구간을 포함하는 더 큰 영역에서 상관관계계수를 한번 더 계산한 후 이를 일차 상관관계계수값과 곱셈을 한다. 이 과정에서 랜덤하게 위치한 노이즈의 크기는 감소하고 실제 속도를 나타내는 최대상관관계 계수값은 증가한다.<sup>(13)</sup>

이러한 과정을 예를 들어 조사구간의 크기를 1/4로 축소 시킨후 반복함으로써 공간해상도를 4배 증가시킬 수 있다. 이때 앞서 큰 조사구간에서 구한 속도벡터를 이용해 두번째 입자영상에서의 작은 조사구간의 위치를 결정하는데 사용한다.

### 3. 에코 PIV 모사 실험 및 결과

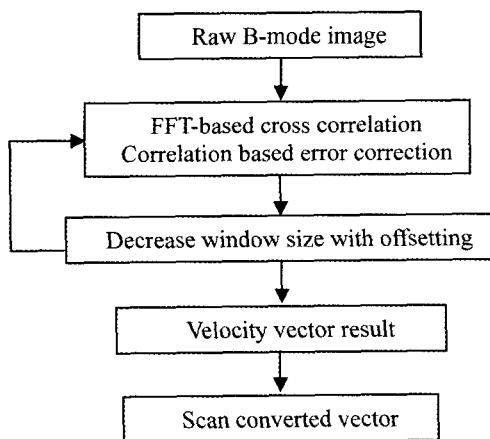


Fig. 4. Flow chart of echo PIV algorithm

혈류유동에서의 전단응력(shear stress)은 여러 심혈관계 질환과 밀접한 관계를 가지고 있다. 기존의 연구로부터 혈류유동의 박리, 낮은 평균 벽면(wall) 전단응력, 그리고 변동 전단응력등이 죽종(atheroma), 플라크(plaques), 신생 내막증식(intimal hyperplasia) 등의 국부발생과 관련이 있음을 알 수 있다.<sup>(14,15)</sup> 또한, 전단응력은 혈소관의 활성화나 hemolysis에도 영향을 준다. 이러한 현상을 이해하기 위해서는 혈관 내 혈류유동의 전단응력에 대한 정확한 정보가 필요하다. 전단응력을 측정하기 위해서 여러 가지 방법이 제안되었고 현재도 많은 연구가 진행 중이다. 직접적인 벽면 전단응력 측정법으로는 전기화학반응을 이용하는 방법이 발표되었다. 이 방법은 평균 전단응력을 직접 측정할 수 있다는 장점이 있으나 벽면에 화학물질을 코팅해야 하고 전단응력의 방향성을 알 수 없으며 변동 전단응력을 측정하지 못하는 단점이 있다.<sup>(16)</sup> 이러한 이유로 간접적인 전단응력 측정법이 가장 많이 개발되어 현재 사용되고 있다. 간접측정법의 기본원리는 혈관 내부의 속도를 측정 혹은 계산하여 그 속도장을 미분하는 방법으로 전단응력을 계산한다. 간접측정법의 다른 장점은 벽면 전단응력뿐만이 아니라 속도결과가 있는 모든 구간에서 전단응력을 측정할 수 있고, 이는 용혈(hemolysis)등의 연구에도 적용이 가능함을 의미한다.

현재 in vitro상황에서의 전단응력은 상대적으로 정확히 측정할 수 있지만, in vivo와의 차이점으로 인하여 in vitro 결과의 유효성은 계속 제한되어 왔다. 이러한 단점을 극복하기 위해서는 in vivo상황에서 정확한 전단응력 측정이 가능한 기법의 개발이 필요하다. In vivo 전단응력 측정을 위하여 MRI(magnetic resonance imaging)<sup>(17)</sup>와 초음파 기법(ultrasound techniques)<sup>(18)</sup> 등이 연구되었다. MRI기법의 경우에는 상대적으로 긴 데이터 획득시간(1~3시간이상)과 낮은 시간해상도(temporal resolution)는 성능향상에 필요한 여지를 남겨놓고 있다. 초음파 도플러(Doppler)기법은 임상에서 오랫동안 사용되어 왔으나 도플러기법의 문제점인 각도의 영향과 앨리어싱(aliasing)등은 속도의 미분으로부터 계산되는 전단응력 결과에 많은 오차를 갖게 한다.

이러한 문제점을 해결하기 위한 새로운 in vivo측정기법으로 에코 PIV기법을 이용한 정상유동의 유량 정보와 맥동유동(pulsating flow)의 위상 속도결과 및 전단율 측정연구를 수행하여 성능을 검증하였다.

**3.1 실험장치 및 방법**

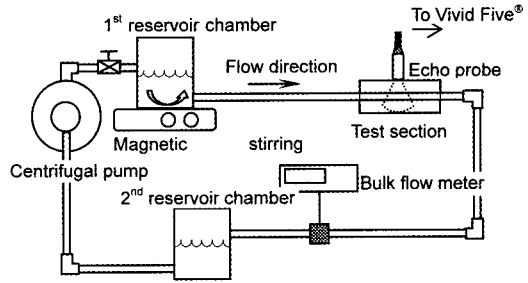
에코 PIV기법으로부터 측정된 평균속도와 전단률의 정확도를 비교하기 위하여 완전 발달된 정상상태의 관류 유동의 이론결과와 같은 유동조건에서의 광학 PIV결과와 비교연구를 수행하였다. 맥동유동의 경우에는 광학 PIV결과와 에코 PIV결과를 비교하였다.

Fig. 5(a)에 정상상태의 관류유동장치를 나타냈다. 내부 직경(R)과 두께가 각각 0.95, 0.16 cm인 투명 아크릴 파이프를 이용하였다. 평균속도는 5.5 cm/s이고, 이 속도와 내부직경을 기준으로 한 레이놀즈 수(Reynolds)는 501이다. 이 결과로부터 계산된 입구영역의 길이는 0.29 m이고 측정구간에서의 완전 발달된 유동영역을 확보하기 위하여 총 길이가 1.8 m인 파이프를 사용하여 측정구간 내에서의 유동조건을 완전 발달된 층류 관류유동이 되도록 만들었다.

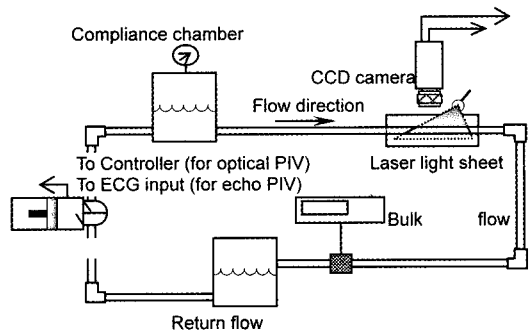
에코 PIV를 위한 초음파 영상은 앞서의 조영제 연구와 동일한 기기에 6.7 MHz 중앙주파수를 갖는 위상배열 섹터스캔(phase-array sector-scan) 초음파 프로브를 이용하여 획득하였다. 최종 조사구간의 크기는  $8 \times 8$  pixel에 75% 겹침비를 적용하였고 실제 공간해상도(spatial resolution)는 이미지 중간부분에서  $1.2(r) \times 1.7(\theta)$  mm를 갖는다. 에코 PIV의 시간해상도는 3.5 ms이다. 평균속도는 200장의 순간속도장 결과를 앙상블 평균하여 구하였다.

광학 PIV는 같은 유동조건에서 dual head Nd:YAG레이저에 동기된 PIVCAM<sup>®</sup> CCD카메라를 사용하였다. 두 장의 입자영상 사이의 시간간격은 500  $\mu$ sec이고 산란입자로는 평균직경이 10  $\mu$ m인 SCHGS (silver coated hollow glass sphere)를 사용하였다. 조사구간의 크기는  $32 \times 32$ (pixel)이고 이때의 공간해상도는  $400 \mu\text{m}^2$ 이다.

정상상태의 유동연구와 더불어 *in vivo*조건에서의 에코 PIV성능평가를 위하여 심장(Heart)펌프를 이용한 맥동유동을 모사하였다. 관직경과 광학 PIV 결과로부터 측정된 평균속도(12.5 cm/s), 그리고 최대 속도(50.6 cm/s)는 인체의 복부 대동맥(abdominal aorta)의 임상결과와 일치한다. 광학 PIV측정의 경우, 하나의 사이클을 17개의 동일 시간간격을 갖는 위상으로 구분하여 레이저 발광과 CCD카메라의 delay를 제어하여 각각의 위상에서 순간속도장을 획득하였다. 광학 PIV측정장치는 심장펌프의 트리거(trigger) 신호를 이용하여 전체 PIV시스템을 동기시킬 수 있었으



(a) Steady flow apparatus with echo PIV system



(b) Pulsatile flow apparatus with optical PIV system

**Fig. 5.** Schematics of the steady and pulsatile flow systems.

나 초음파 영상획득에 사용된 기기는 외부 트리거 신호에 동기되지 않기 때문에 영상획득과 동시에 펌프로부터의 트리거 신호를 기록하여 획득된 이미지의 위상을 구하였다. 이렇게 하여 에코 PIV와 광학 PIV 사이의 각각의 위상에서의 결과는 최대 1프레임 지터를 갖고 비교를 할 수 있었다. 광학 PIV의 모든 변수들은 두 이미지 사이의 시간간격을 제외하고 정상상태 관류유동의 경우와 동일하게 설정하였다. 시간간격의 경우, 각각의 위상에서의 속도가 변하기 때문에 각 경우에 최적화된 시간간격으로 다르게 설정하였다. 에코 PIV기법은 광학 PIV와 달리 영상이 연속적으로 획득된다. 맥동유동조건에서 에코 PIV의 시간간격은 2 ms이고 하나의 사이클(1.04 sec)은 총 520장의 입자영상으로 이루어진다. 이 시간해상도는 광학 PIV와 비교하여 낮은 값이나 현재 사용되는 다른 *in vivo* 속도측정기법인 MRI(약 60ms)와 비교하여 매우 높은 시간해상도이다. 결과에서 볼 수 있듯이 이 시간해상도는 본 실험조건에서 속도측정에 문제가 없었다. 또한 이러한 연속적인 속도장 측정은 cinematic 속도

측정을 가능하게 한다. 본 연구에서는 18 사이클에서 총 9,360장의 입자영상을 획득하여 평균속도를 구하였다. 이 숫자는 에코PIV결과에서 발생하는 랜덤에러를 줄이기 위해서는 충분하지 않기 때문에 흐름방향으로의 속도구배가 충분히 작다라는 가정하에 공간평균기법(spatial averaging method)을 사용하였다.

3.2 결과 및 토의

Fig. 6은 완전 발달된 층류 유동에서의 에코, 광학 PIV, 그리고 해석치로부터의 평균속도 결과를 보여준다. 각각의 속도결과는 중심속도 ( $U_c$ )와 반지름(R)으로 무차원화 시켰다.벽의 기부(proximal)를 제외하고 에코 PIV는 광학 PIV 및 해석치와 잘 일치하는 결과를 보여주었다. 에코 PIV결과의 기부에서의 저속으로의 편향은 아크릴 관 벽에서의 반영(reverberation)으로 인하여 생기는 산란결과에 의해 조사구간내 정적인 회색 영상에 의해 이러한 결과가 나타난다. 이러한 이유로 전단률을 계산할 때 말단(distal)부  $r/R = +1.0$ 의 속도결과를 사용하였다. Fig. 6에서  $\alpha$ 는 초음파의 진행방향과 유동방향 사이의 각도이다.

Fig. 7은 전단률 계산시 사용되는 커브 피팅 함수와 조사구간의 겹침비, 그리고 0벽속도 조건(no slip) 등이 전단률계산에 미치는 영향을 보여준다. 에러비는 이론 전단률과 각각의 PIV측정속도로부터 계산된 결과와의 절대차의 비이다.

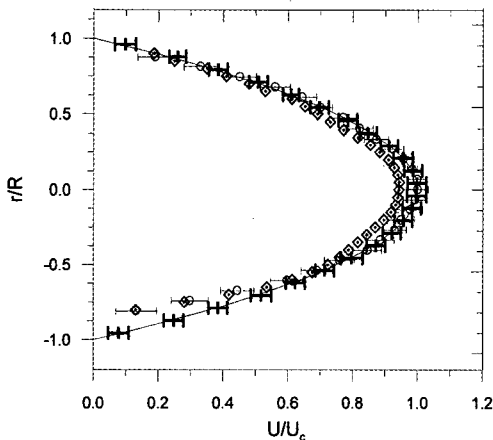


Fig. 6. Comparison of echo-, optical- and analytic velocity profile of laminar steady tube flow (+: optical PIV; O( $\alpha=90^\circ$ ),  $\diamond$ ( $\alpha=75^\circ$ ): echo PIV; -: from analytic solution)

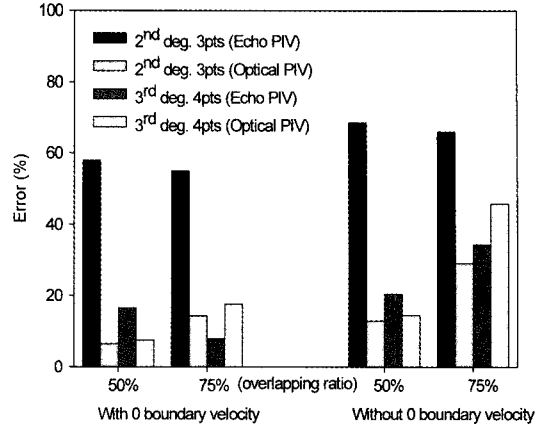


Fig. 7. Error in calculated shear stress (compared to theoretical value) for echo PIV and optical PIV.

본 연구에서 비교한 2차와 3차 다항식 커브 피팅 함수에서는 에코PIV기법은 3차 커브 피팅함수를 사용하였을 경우, 2차 함수와 비교하여 작은 에러비를 가졌다. 이는 Fatemi와 Rittgers<sup>(16)</sup>의 결과와도 일치한다. 그들은 LDV를 이용한 속도측정 결과를 이용하여 속도를 미분하여 전단률을 계산할 때, 그 결과는 커브 피팅함수에 큰 영향을 받는다는 것을 보여주었고 전단률은 0 벽속도와 3개의 측정점을 이용한 4pts-3차 커브 피팅함수를 사용하였을 경우 가장 좋은 결과를 갖는다고 발표하였다. 위의 Fig. 7에서 에코 PIV 기법도 같은 조건에서 가장 정확한 전단률을 계산하였다. 광학PIV의 경우는 2차 커브 피팅함수가 더 좋은 결과를 가졌으나 그 차이는 3차 함수와 비교하여 1.5%밖에 되지 않았다. 즉, 광학 PIV의 경우는 전단률계산시 에코 PIV와 달리 커브 피팅 함수의 종류에 민감하지 않음을 알 수 있다. 0 벽속도의 포함 유무는 광학, 에코 PIV 기법 모두에서 포함시켰을 경우가 더 좋은 결과를 가졌다.

위의 함수비교와 함께 측정값 사이의 간격이 전단률 계산에 미치는 영향에 대해서도 연구를 수행하였다. PIV 기법은 정해진 조사구간의 크기에서 겹침비를 변경함으로써 인접한 측정값 사이의 간격을 바꿀 수 있다. 즉, 겹침비를 증가시키면 인접 측정값 사이의 간격이 줄어든다. 그러나, 공간해상도는 변화가 없다. 광학 PIV기법에서 겹침비의 증가는 속도의 미분으로부터 계산되어지는 상태량들, 예를 들어 와도, 변형률등,의 에러를 증가시킨다고 보고되었다.<sup>(19)</sup> Fig.

7로부터 에코 PIV기법은 75%의 겹침비가 50%의 겹침비보다 작은 에러를 가졌다. 광학 PIV의 경우에는 50%의 겹침비가 더 좋은 진단값을 가졌다. 에코 PIV에서 겹침비가 더 클 경우에 정확한 값을 갖는 이유는 에코 PIV의 낮은 공간해상도 때문으로 생각된다. 광학 PIV의 경우에는 50% 겹침비를 사용하였을 경우, 두 측정점간의 간격은 200  $\mu\text{m}$ 이고 이는 75% 겹침비의 에코 PIV-300(r)  $\times$  425( $\theta$ ) $\mu\text{m}$ 와 비교하여 작다. 이로부터 에코 PIV의 경우, 겹침비증가에 의한 오차증가보다 측정점 사이의 거리가 정확한 진단를 계산에 중요함을 알 수 있다.

각각의 위상에서 에코, 광학 PIV기법으로부터 계산된 유량과 중심속도결과를 Fig. 8에 나타냈다. 중심속도와 관직경을 기준으로 하여 광학 PIV로부터 계산된 최대 레이놀즈수 ( $Re_p$ )는 4368이고 평균유량으로부터 계산된 레이놀즈수 ( $Re_m$ )는 1175이다. 관류에서의 층류와 난류로의 천이가  $Re=2100$ 에서 시작된다고 가정하면 위상이 30°부터 130°사이에서 천이과정이 나타난다. 이는 실제 *in vivo*에 일치하는 조건이다.

여기서 에코 PIV의 결과에서 반영 효과에 의한 에러가 큰 구간은 대칭조건을 이용하였다. 에코 PIV기

법을 이용해서 측정된 평균유량 및 중심속도의 결과는 최대 역방향흐름의 경우에서 가장 큰 차이를 보이고 나머지 구간에서는 광학 PIV와 잘 일치하는 결과를 보여주고 있다. 최대 차이는 위상이 200°일 때 약 18%의 차이를 갖는다. 평균유량의 경우, 에코 PIV는 가속과 감속구간에서 광학 PIV보다 작게 나타나고 위의 구간을 제외한 구간에서는 크게 나타난다. 중심속도의 비교에서는 광학 PIV와 에코 PIV 측정결과가 더욱 잘 일치한다. 최대 속도차이는 약 4.1%이고 평균유량 비교와는 달리 특정한 경향은 나타나지 않았다. 이로부터 에코 PIV와 광학 PIV기법 사이의 차이는 관의 중심부가 아니라 속도구배가 상대적으로 큰 벽 근처에서 나타남을 유추할 수 있다.

Fig. 9는 각각의 다른 위상에서 에코 PIV와 광학 PIV로부터 측정한 관내부의 속도분포를 보여준다. 결과로부터 전체적인 속도분포는 잘 일치하였고 두 측정기법간의 차이는 벽 근처구간에서 가장 크게 나타

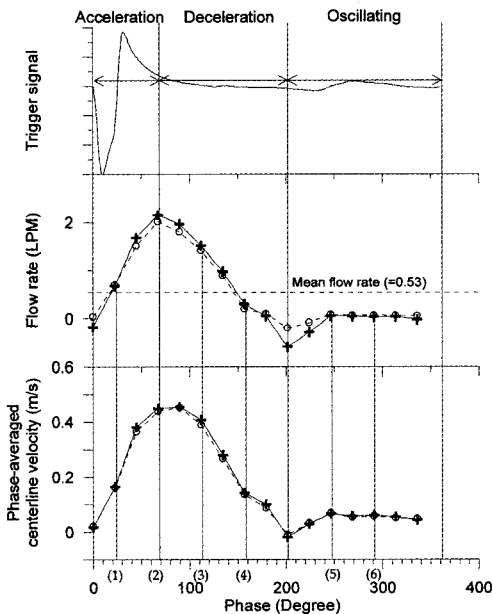


Fig. 8. Comparison of mean flow rate and phase-averaged centerline velocity between optical PIV and echo PIV (+: optical PIV, O: echo PIV).

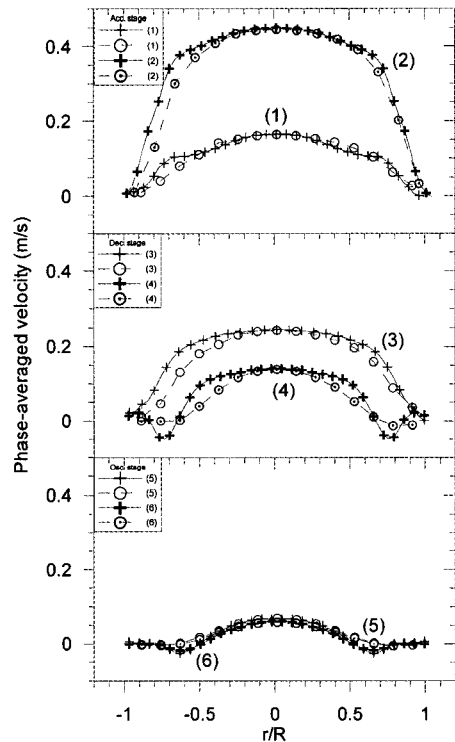


Fig. 9. Comparison of phase-averaged velocities across the cross-section of the tube obtained from optical PIV and echo PIV at various points in the cycle (+, +: optical PIV, O, O: echo PIV).



났다.

가장 큰 차이는 맥동유동의 가속구간의 시작과 감속구간의 끝에서 뚜렷하게 나타났다. 광학 PIV의 경우 가속구간 위상(22.4°)에서 벽 근처구간에서 극부최대값이 나타났으나 에코 PIV기법은 이러한 현상을 측정하지 못하였다. 에코 PIV는 또한 감속구간 위상(156.8°)에서, 광학 PIV가 보여주는 변동(oscillating) 속도분포보다 평평한 속도분포를 보여준다.

이러한 평탄효과는 모든 에코 PIV의 결과에서 나타난다. 반면에 속도구배가 작은 중앙지역에서는 광학 PIV기법과 매우 잘 일치하고 있다. 이 결과는 에코 PIV의 제한된 공간해상도에서 기인한 것으로 생각된다. 주어진 속도구배에서 조사구간의 크기가 커지면 공간해상도가 줄어들게 되어 속도측정결과는 저대역필터링을 한 것과 같은 효과를 가지게 된다. 에코PIV의 경우 광학 PIV기법과 비교하여 공간해상도가 약 3배정도[1.2(에코) - 0.4(광학):mm] 작다.

앞의 각 위상에서의 속도결과를 이용하여 전단률을 계산하여 Fig. 10에 나타냈다. 전단률 계산은 정상상태 관유동 실험에서 밝혀진 최적화 조건을 사용하여 계산하였다. 본 실험에서 사용된 맥동유동의 경우에는 해석치가 없기 때문에 광학PIV와 에코PIV와의 비교결과만을 나타냈다.

에코 PIV로부터 계산된 전단률은 광학 PIV와 비교하여 전 위상에서 극부최대값과 최소값의 절대값이 작은 경향을 보였다. 최대차이는 위상이 246.4°에서 나타났고 에코 PIV는 광학 PIV와 비교하여 80%의 차이를 가졌다. 이 결과는 에코 PIV의 공간해상도에 의해 나타나는 평탄화에 의한 영향으로 생각된다.

4. 결론

에코 PIV는 초음파 조영제를 사용한 연속적인 초음파 영상에 광학 PIV기법을 결합한 새로운 속도장 측정기법이다. 이 기법은 기본적으로 임상에서 사용하는 혈류유동 속도측정을 위해 개발되었지만 초음파 영상획득이 가능한 모든 불투명유동에 사용이 가능하다. 에코 PIV의 성능을 향상시키기 위한 다양한 최적화 연구가 수행되었다. 에러벡터의 수를 줄이기 위해 스캔 변환이전의 RF-포맷 영상사용과 초음파 조영제의 최적 농도도 연구하였다. 또한 조사구간 이동과 재귀기법과 같은 PIV성능향상알고리즘을 적용하여 일

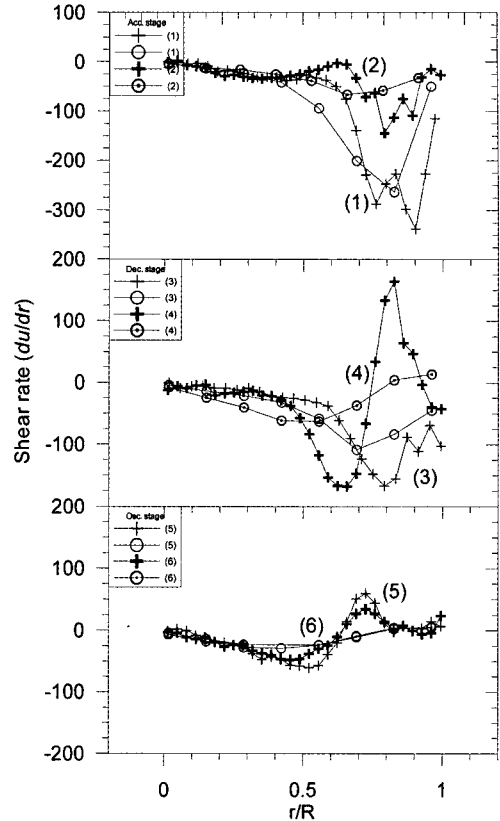


Fig. 10. Comparison of shear rates calculated at different time points during the cycle from the echo PIV data against that calculated from the optical PIV data as a function of radial coordinate within the tube (+, +: optical PIV, O, O: echo PIV).

반적인 상호상관관계 계산법과 비교해 공간해상도를 향상시킬 수 있었다.

모사된 in vitro 맥동유동 검증연구를 통하여 에코 PIV를 이용하여 평균 유속과 전단률 계산이 가능함을 보였다.

에코 PIV기법은 높은 겹침비(75%)와 4pts-3차 다항식을 사용하였을 경우, 최소(8%)의 전단률 에러를 가졌다. 광학PIV의 경우에는 50%의 겹침비와 2차 다항식이 가장 작은 최소오차(6.5%)를 가졌고 또한 커브 피팅 함수의 영향이 에코 PIV와 비교하여 작음을 알 수 있었다.

맥동유동의 경우, 두 기법간의 차이는 벽 근처 속도측정에서 크게 나타났는데 이는 에코PIV의 상대적으로 낮은 공간해상도에 의한 평탄화 경향 때문이다.

에코 PIV기법의 추가연구로는 속도측정영역의 확대이다. 본 연구에서는 최대 60cm/sec의 속도측정이 가능하였다. 이 결과는 기존의 다른 초음파 영상기법의 속도측정법과 비교해 현저히 증가한 결과이지만 심실내부의 수축시 혈류유동과 같은 경우에는 측정이 어렵다.

이와 같은 속도측정범위는 기본적으로 연구에 사용한 상업적 초음파 기기의 프레임율 제한 때문에 발생하였고 이는 프레임율을 향상시키면 곧 속도측정범위도 증가함을 의미한다.

## 후 기

본 연구는 산업자원부 지방기술혁신사업(RTI04-01-03)과 과기부(과학재단)에서 지원한 시스템바이오 다이나믹스연구센터의 연구지원으로 수행되었고 이에 감사드립니다.

## 참고문헌

- Atkinson, P. and Woodcock, J.P., 1982, Doppler ultrasound and its use in clinical measurement, New York, Academic Press.
- Gill, R.W., 1985, "Measurement of blood flow by ultrasound: accuracy and sources of error," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol.11, pp.625-641.
- Fillinger, M.F. and Schwartz, R.A., 1993, "Volumetric blood flow measurement with color Doppler ultrasonography: the importance of visual clues," *J. Ultrasound Med.*, Vol.3, pp.123-130.
- Bamber, J., Hasan, P., Cook-Martin, J. and Rubim, J.M., 1988, "Parametric imaging of tissue shear and flow using B-scan decorrelation rate," *J. Ultrasound Med.*, Vol.7(suppl.), s135.
- Rubin, J.M., Fowlkes, J.B., Tuthill, T.A., Moskalik, A.P., Rhee, R.T., Adler, R.S., Kazanjian, S.N. and Carson, P.L., 1999, "Speckle decorrelation flow measurement with B-mode US of contrast agent flow in a phantom and in rabbit kidney," *Radiology*, Vol. 213, pp.429-437.
- Kremkau, F.W., 1989, Diagnostic Ultrasound. PA, W.B. Saunders Co.
- Forsberg, F., Merton, D.A., Liu, J.B., Needleman, L. and Goldberg, B.B., 1998, "Clinical applications of ultrasound contrast agents," *Ultrasonics*, Vol.36, pp.695-701.
- Schneider, M., 2000, "Design of an ultrasound contrast agent for myocardial perfusion," *Echocardiography*, Vol.17(6), s11-s16.
- Uhlendorf, V., Scholle, F. and Reinhardt, M., 2000, "Acoustic behavior of current ultrasound contrast agents," *Ultrasonics*, Vol.38, pp.81~86.
- Keane, R.D. and Adrian, R.J., 1990, "Optimization of Particle Image Velocimeters," *Meas. Sci. Tech.*, Vol.2, pp.1202~1215.
- Hart, D.P., 1999, "Super-resolution PIV by Recursive Local-correlation," *J. Visualization*, 10: 1-10.
- Westerweel, J., Dabiri, D. and Gharib, M., 1997, "The effect of a discrete window offset on the accuracy of cross-correlation analysis of digital PIV recordings," *Exp. Fluids*, Vol.23, pp.20~28.
- Okamoto, K., 1999, "Checker Board Cross-correlation Technique for PIV," Proc. Of PSFVIP-2, Honolulu, No.PF116.
- Friedman, M. H., Deters, O. J., Barger, C. B., Hutchins, G. M. and Mark, F. F., 1986, "Shear-Dependent Thickening of the Human Arterial Intima," *Atherosclerosis*, Vol. 60, pp. 161-171.
- Gnass, A., Carallo, C., Irace, C., Spagnulo, V., DeNovara, G., Mattioli, P.L. and Pujia, A., 1996, "Association between Intima-Media Thickness and Wall Shear Stress in Common Carotid Arteries in Health Male Subjects," *Circulation*, Vol. 94, No. 12, pp. 3257-3262.
- Fatemi, R. S. and Rittgers, S. E., 1994, "Derivation of Shear Rates from Near-wall LDA Measurements under Steady and Pulsatile Flow Conditions," *J. Biomech. Eng.*, Vol. 116, pp. 361-368.
- Lutz, R. J., Cannon, J. N., Bischoff, K. B., Dedrick, R. L., Stiles, R. K. and Fry, D. L., 1977, "Wall Shear Stress Distribution on a Model Canine Artery during Steady Flow," *Circ. Res.*, Vol. 41, pp. 391-399.
- Nowak, M., 2002, "Wall Shear Stress Measurement in a Turbulent Pipe Flow using Ultrasound Doppler Velocimetry," *Exp. in Fluids*, Vol. 33, pp. 249-255.
- Raffel, M., Willert, C. and Kompenhans, J., 1998, "Particle Image Velocimetry," Berlin: Springer-Verlag.