

## 초음파 조영제를 이용한 Echo PIV 기법의 개발

김 형 범\*

(2004년 5월 15일 접수, 2004년 10월 14일 심사완료)

### Development of Echo PIV Using Ultrasound Contrast Agent

Hyoung-Bum Kim

**Key Words :** Echo PIV(에코 PIV), Ultrasound Contrast Agent(초음파 조영제), Velocity Field(속도장)

#### Abstract

The combination of ultrasound echo images with digital particle image velocimetry (DPIV) methods 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 result of echo PIV showed good agreement with both optical PIV measurements and the known analytic solution based on a volume flow measurement.

#### 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, 도플러 천이를 이용한 속도측정법은 초음파 진행방향과 유동방향이 다르면 측정오차가 발생한다. 기존 연구로부터 작은 각도 차이도 측정값에 큰 오차를 포함시킨다는 것이 알려졌다.<sup>(2,3)</sup> 이와 같은 이유로 초음파 도플러 속도측정법은 유동방향이 알려진 조건에서만 정확한 속도를 측정할 수 있다.

이러한 도플러 속도측정기법의 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 연전형성(rouleaux formation)이 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/N 비를 갖는다는 결과가 발표되었다. 그러나 이러한 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)<sup>(6,7)</sup>를 적용한 새로운 속도장측정기법을 개발하려고 한다. 즉, 유동의 추종입자로서의 초음파 조영제의

\* 회원, 경상대학교 기계항공공학부  
E-mail : kimhb@gsnu.ac.kr  
TEL : (055)751-6076 FAX : (055)762-0227

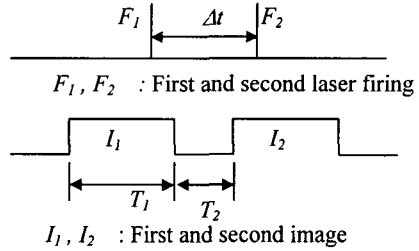
영상을 초음파 B(brightness)-스캔모드를 이용해 획득하고, 이렇게 획득한 초음파 조영제 영상에 PIV 기법을 적용해 2 차원 속도장을 계산한다. 이와 같은 속도장측정기법은 혈류유동과 같은 불투명 유동의 속도장 측정에 매우 유용하리라고 생각한다.

## 2. 에코(Echo) PIV 기법 개발

### 2.1 초음파 조영제를 이용한 입자화상연구

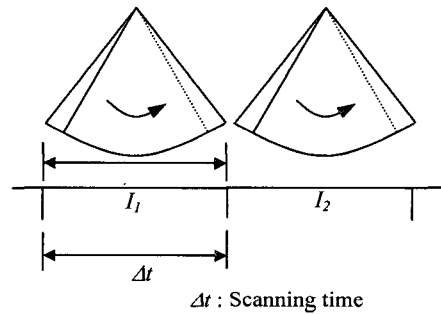
기존의 광학(optical) PIV와 본 연구에서 개발하려는 에코 PIV 기법과의 가장 큰 차이점은 영상 획득 방법에 있다. 초음파 빔(ultrasound beam)이 대상(media)에 방사(emitted)되면 대상에 있는 산란체(scatterer)들은 에코(echo) 신호를 만들고 이 신호의 강도(intensity)가 초음파 영상의 강도를 결정한다. 그리고 초음파 신호의 방사로부터 에코신호를 받기까지의 시간으로부터 초음파 빔의 진행방향에서의 산란체의 위치를 알 수 있다. 이와 같은 과정을 측정구간에서 반복적으로 스윙하면서 2D 스캔영상이 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>(8)</sup>

Fig. 1은 광학 PIV와 에코 PIV의 영상획득 방법에서의 타이밍(timing diagram)차이를 보여주고 있다. 광학 PIV의 경우, 일반적으로 사용되는 2-frame 상호상관관계 속도추적 알고리즘을 이용할 경우, 두 입자영상 사이의 시간간격  $\Delta t$ 는 레이저 광의 발광(fire)시간 간격으로 결정된다. 이를 이용한 영상 스트레들링(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 광학 PIV의 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. 이러한 영상획득시간은 초음파영상의 프레임율(frame rate)과 역수관계에 있다.



$T_1$ : Exposure time,  $T_2$ : Transfer time  
 $\Delta t$ : Time difference between  $I_1$  and  $I_2$

(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

획득시간이 길어지면 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 입자영상을 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, 광학 PIV 기법은 측정구간의 크기(field of view)와 CCD 카메라의 해상도(pixel resolution)에 의해 결정된다. 광학 PIV의 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 샘플링된 샘플수

로 정해진다. 따라서, 측정구간의 크기를 줄이면 프레임율은 증가하지만 초음파 영상의 픽셀수는 감소한다.

속도측정을 위한 추적입자로 사용한 산란입자는 초음파 조영제(ultrasound contrast agent)이다. 초음파 조영제는 혈류유동에서 초음파의 에코신호 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>(9)</sup> 이러한 초음파 조영제는 특성상 폐에서의 마이크로 순환(capillary circulation)을 통과하기 위해 평균직경이 10 $\mu$ m 보다 작다. 기본적인 초음파 조영제의 목적은 물에서의 염료와 같은 역할로 혈관의 가시화를 위해 사용된다. 이와 같이 초음파 조영제는 일반적인 광학 PIV의 산란입자와 개발목적이 다르기 때문에, 초음파 조영제가 PIV 측정에 사용할 수 있는지 연구가 필요하다.

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

에코 PIV에 최적화된 초음파 조영제의 투여량(dose)을 결정하기 위해 다음과 같은 두 가지 실험을 수행하였다. 초음파 조영제는 비록 지질의 겹질이 있다고 하나 결국은 내부기체의 바깥으로의 확산(diffusion)에 의해 소멸된다. 이와 같은 확산에 의한 기포의 소멸은 초음파에 의해 가진되면 더욱 짧아진다는 것이 기존연구로부터 밝혀졌다.<sup>(10)</sup> 이러한 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 사용하였다. 이때의 프레임율은 35frames/sec 이고 3.5MHz 의 초음파 프로브를 사용하였다. 이때의 빔강도(MI)는 0.4 이다.

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

하였고 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. 이와 같은 이유는 조영제로 사용된 마이크로 기포의 파괴 때문이다. 이러한 마이크로 기포의 파괴는 초음파 특성과 경계면에서의 상호작용에 의해 일어난다.<sup>(11)</sup> 2 장의 입자영상을 사용하는 상호상관관계 PIV 알고리즘을 적용할 경우, 이와 같은 기포의 파괴는 입자 쌍(pair)의 손실을 의미하고 이는 상호상관관계값의 S/N 비를 낮추는 역할을 하기 때문에 이와 같은 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 vivo* 실험의 경우에는, 투입할 수 있는 초음파 조영제의 양이 *in vitro* 의 경우와 비교해 제한되어 있고 이는 상대적으로 초음파의 파워가 높아야 함을 의미한다.

Fig. 3에 초기에 투입된 조영제의 양을 달리하면서 시간에 따른 에러백터 비를 나타내었다. 에러백터비는 총 계산된 속도백터 수에서 미디언(median) 필터링과 RMS 허용범위(tolerance)를 이

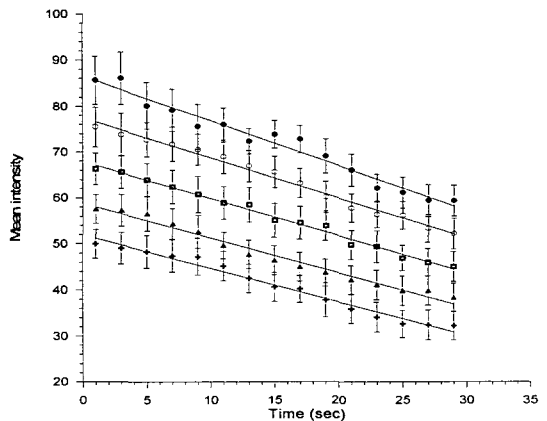


Fig. 2 Mean image intensity as a function of elapsed time(●:0.06ml, ○:0.04ml, ■:0.02ml, ▲:0.01ml, + :0.005ml initial dosages)

용해 제거된 에러벡터수의 비이다.

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

위의 에러벡터비로부터 역으로 입자수의 밀도 비를 계산할 수 있다. Fig. 2로부터 15 초 후에는 평균강도가 최대 이미지 강도의 60%로 감소한다. 초음파 조영제로 사용한 Optison®의 입자 수 밀도(number density)는 약  $5\sim 8 \times 10^8/\text{ml}$  이다. 따라서 0.01ml 를 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 1300 으로 실제 예상했던 입자수의 약 10%정도만이 초음파 입자영상에 획득되었다. 이는 본 연구에 사용된 낮은 강도의 초음파 빔과 마이크로 기포간의 상호작용문제로 생각되며 추후 연구가 필요한 분야이다. 기존의 광학 PIV의 경우, 조사구간내의 상호상관계수를 계산하는 과정에서 조사구간내의 입자 쌍이 10 개 이상이 필요하다는 것이 기존 연구로부터 밝혀졌다.<sup>(12)</sup> 그러나 본 에코 PIV에서는 영상내 입자 쌍의 수가 광학 PIV와 비교해 작고 이는 속도추적

알고리즘에 S/N 비를 높이기 위한 개선이 필요하다는 것을 의미한다.

## 2.2 상호상관관계 PIV

초음파 빔으로부터 직접 A/D 변환된 신호는 RF(radiofrequency) 포맷(format)으로 나타나고, 이 신호를 대역 필터링(bandpass filtering)과 엔빌로프(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 변환과정이 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 변환 영상이 더 많은 에러벡터를 갖는 것을 확인하였다. 따라서 본 연구에선 RF-포맷의 초음파 입자영상으로부터 속도벡터를 추출하고 그 속도 벡터를 좌표계 변환하는 방법을 사용하였다. 즉, 극좌표계를 갖는 RF 포맷의 영상으로부터 속도벡터를 구한 후, 그 결과를 실제 직각 좌표계상으로 변환한다. 그러나 이와 같이 RF-포맷의 입자영상을 사용하였을 경우, 측정구간에서 속도벡터의 공간 해상도의 변화가 발생한다. 즉, 일반적인 광학 PIV나 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 공간 해상도가 작아진다. 따라서 에코 PIV의 속도벡터 결과를 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 PIV 기법에서 흔히 사용되는  $1\text{K} \times 1\text{K}$  픽셀의 CCD 카메라와 비교해 스캔방식의 초음파 영상은 약 24K 픽셀로 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

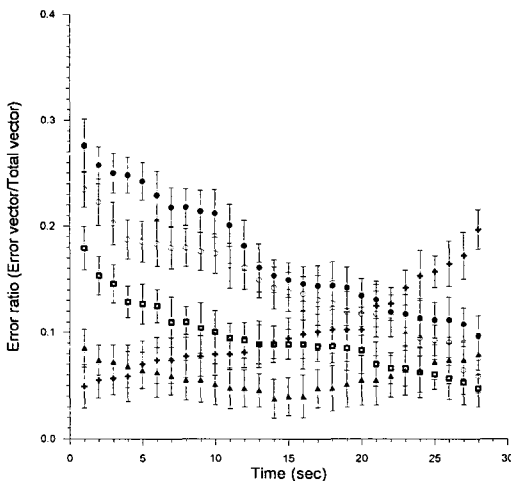


Fig. 3 Error ratio as a function of elapsed time  
(● : 0.06ml, ○ : 0.04ml, ■ : 0.02ml,  
▲ : 0.01ml, + : 0.005ml)

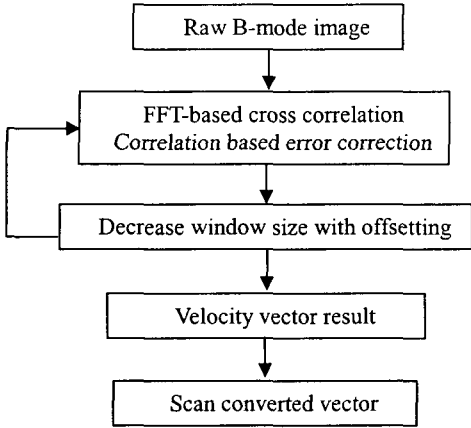


Fig. 4 Flow chart of echo PIV algorithm

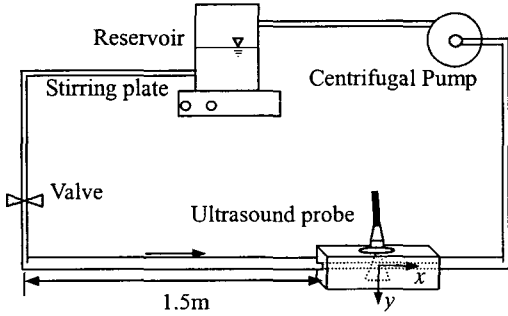


Fig. 5 The schematics of Pipe flow apparatus

조사구간을 사용한다는 의미는 상호상관관계 계산에 사용되는 입자 쌍의 수가 작다는 것을 의미하고 계산시 S/N 비가 낮음을 의미한다.

본 연구에서는 이와 같이 에코 PIV의 공간해상도를 향상시키기 위해 재귀기법(iterative recursive scheme)<sup>(13)</sup>과 조사구간 이동(window offsetting)<sup>(14)</sup>을 사용하였다. 재귀기법은 일차로 조사구간의 크기를 크게 잡아 속도벡터를 구한다. 이렇게 해서 구한 속도벡터를 참고로 사용해 조사구간의 크기를 줄여 다시 속도벡터를 구한다. 이때 입자 쌍의 감소로 인한 S/N 비의 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/N 비를 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 상관관계

계수를 한번 더 계산한 후 이를 일차 상관관계계수치와 곱셈을 한다. 이와 같은 과정에서 랜덤하게 위치한 노이즈의 크기는 감소하고 실제 속도를 나타내는 최대상관관계 계수값은 증가한다.<sup>(15)</sup>

이와 같은 과정을 조사구간의 크기를 1/4로 축소 시킨후 반복함으로써 공간해상도를 4배 증가시킨다. 이때 앞서 큰 조사구간에서 구한 속도벡터를 이용해 두번째 입자영상에서의 작은 조사구간의 위치를 결정하는데 사용한다.

### 3. 에코 PIV 모사 실험 및 결과

개발된 에코 PIV의 성능을 검증하기 위해 다음과 같은 모사실험을 수행하였다. 모사실험은 완전히 발달된 층류 관유동을 에코 PIV와 광학 PIV로 측정하고 이 결과를 이론식 결과와 비교하였다. 실험장치는 Fig. 5에 나타내었다. 산란입자로 에코 PIV의 경우에는 Optison<sup>®</sup>을 사용하였고, 광학 PIV를 위해서는 SCHGS<sup>®</sup>(silver-coated hollow glass sphere)를 사용하였다. 유량계를 이용한 평균속도 측정결과는 0.2m/s 이고 이때의 레이놀즈수(Reynolds number)는 1900이다. 이로부터 계산한 입구영역은 약 1m 이고 완전발달된 층류 관유동 조건을 위해 직경 0.9cm, 두께가 0.16cm, 길이가 1.8m인 투명 아크릴관을 사용하였다.

광학 PIV 사용시 굴절에 의한 영향을 없애기 위해 측정구간에 작동유체인 물을 채운 아크릴 사각상자를 위치시켰다. 초음파 프로브의 경우, 프로브와 경계사이의 임피던스차이를 줄이기 위해 프로브 면을 직접 사각상자안의 물에 집어 넣었다. Fig. 6은 광학 PIV(Dantec flow grabber system)와 벌크 유량계로부터 구한 평균속도결과이다. 속도(U)와 관의 단면방향 길이(L)는 관중앙에서의 최대속도(U<sub>0</sub>)와 관직경(d)으로 무차원시켰다. 이때 광학 PIV와 해석결과와의 최대오차는 약 1.1%이다. 이로부터 관내유동은 완전발달된 층류 유동임을 확인할 수 있다.

Fig. 7은 에코 PIV에서 나온 순간속도장 결과이다. 처음 조사구간의 크기는 24x24 픽셀이고, 최종 조사구간은 10x10 픽셀로 50% 겹침비를 적용하였다. 속도장 결과는 축방향(r)으로는 공간해상도가 일정하나 횡방향(θ)으로 해상도 변화가 나타남을 보여준다. 이는 앞서 설명한 바와 같이 스캔 변환이전의 영상을 이용해 속도측정을 수행하였기 때문이다. 중심부근에서의 속도벡터의 공간해상도는 1.8(r)×3.6(θ)mm이다.

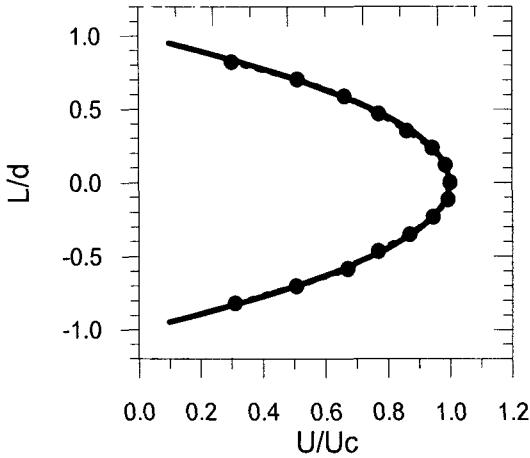


Fig. 6 The comparison of pipe flow velocity with analytic solution (● : Optical PIV, — : Analytic solution)

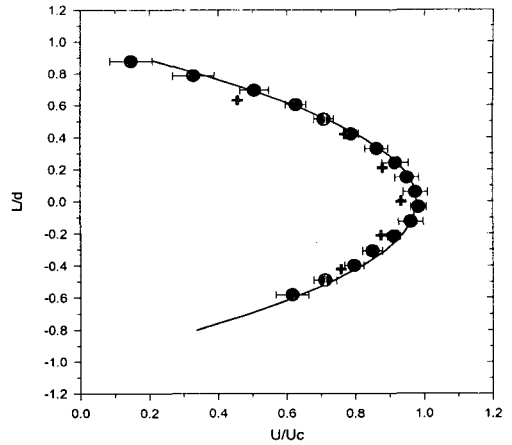


Fig. 8 Comparison of echo PIV and analytic solution ( 10×10 (●), 24×24 (+) : echo PIV, — : From analytic solution)

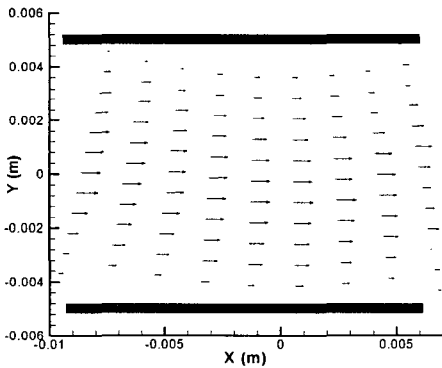


Fig. 7 Instantaneous velocity vector field of laminar pipe flow using echo PIV

Fig. 8 은 에코 PIV 결과와 해석값간의 평균속도비교결과이다. 에코 PIV 에서 큰 조사구간(24×24)에서는 속도가 해석값과 비교해 보다 작게 나옴을 알 수 있다. 이는 속도구배가 큰 구간에서의 PIV의 저속편향성을 나타낸다. 또한 PIV의 특성인 조사구간내의 평균속도측정에 의해 이러한 현상이 나타난다. 그러나 조사구간을 재귀기법과 조사구간이동 기법을 사용하여 10×10 픽셀로 줄였을 경우, 공간해상도는 약 5.7 배정도 향상된다. 이 경우의 에코 PIV 결과는 해석결과와 비교해 최대 차이는 7.7%이하이다. 에코 PIV 결과는 총 80 장의 순간속도장 결과에서 평균해 구하였고 평균속도의 표준변차는 약 3.3%이다.

경계에서의 오차의 증가는 조사구간내에 관벽면이 포함되어 발생하는 문제로 생각된다.

#### 4. 결론

에코 PIV 는 초음파 조영제를 사용한 연속적인 초음파 영상에 광학 PIV 기법을 결합한 새로운 속도장 측정기법이다. 이 기법은 기본적으로 임상에서 사용하는 혈류유동 속도측정을 위해 개발되었지만 초음파 영상획득이 가능한 모든 불투명 유동에 사용이 가능하다. 에코 PIV의 성능을 향상시키기 위한 다양한 최적화 연구가 수행되었다. 스캔 변환이전의 RF-포맷 영상사용과 초음파 조영제의 최적 농도도 연구하였다. 에코 PIV 측정에 최적화된 초음파 조영제의 양은 일반적으로 인체 사용이 허가된 양에 비하여 1/1000 이하로 이는 초음파 조영제 사용으로 발생할 수 있는 부작용의 가능성을 최소화 시킬 수 있음을 의미한다. 또한 조사구간 이동과 재귀기법과 같은 PIV 성능향상알고리즘을 적용하여 일반적인 상호상관관계 계산법과 비교해 공간해상도를 향상시킬 수 있었다. 이와 같은 공간해상도 향상기법을 사용하였을 경우 공간해상도는 5.7 배 향상됨을 알 수 있었다.

이 연구로부터 초음파 조영제와 영상을 이용하여 기존의 도플러 기법이 갖는 각도 오차의 문제를 해결하고 정확하게 2 차원 순간속도장을 측정할 수 있는 새로운 혈류유동 측정기법을 개발하였다.

#### 참고문헌

- (1) Atkinson, P. and Woodcock, J.P., 1982, "Doppler Ultrasound and Its Use in Clinical Measurement," New York, Academic Press.

- (2) Gill, R.W., 1985, "Measurement of Blood Flow by Ultrasound: Accuracy and Sources of Error," *Ultrasound Med. Biol.*, Vol. 11, pp. 625~641.
- (3) 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.
- (4) 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.
- (5) 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.
- (6) Baek, S.J. and Lee, S.J., 1998, "Development of 2-Frame PTV System and Its Application to a Channel Flow," *Trans. of the KSME(B)*, Vol. 22, No. 6, pp. 874~887.
- (7) Kim, H.B. and Lee, S.J., 2000, "Performance Improvement of 2-Frame PTV Method Using an Adaptive Hybrid Scheme," *Trans. of the KSME (B)*, Vol. 24, No. 3, pp. 443 ~ 449.
- (8) Kremkau, F.W., 1989, "Diagnostic Ultrasound. PA," W.B. Saunders Co.
- (9) 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.
- (10) Schneider, M., 2000, "Design of an Ultrasound Contrast Agent for Myocardial Perfusion," *Echocardiography*, Vol. 17, No. 6, s11-s16.
- (11) Uhlendorf, V., Scholle, F. and Reinhardt, M., 2000, "Acoustic Behavior of Current Ultrasound Contrast Agents," *Ultrasonics*, Vol. 38, pp. 81~86.
- (12) Keane, R.D. and Adrian, R.J., 1990, "Optimization of Particle Image Velocimeters," *Meas. Sci. Tech.*, Vol. 2, pp. 1202~1215.
- (13) Hart, D.P., 1999, "Super-Resolution PIV by Recursive Local-Correlation," *J. Visualization*, Vol. 10, pp. 1~10.
- (14) 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.
- (15) Okamoto, K., 1999, "Checker Board Cross-Correlation Technique for PIV," *Proc. of PSFVIP-2*, Honolulu, No. PF116.