

## 임상용 X선관을 이용한 X-ray PIV시스템의 개발

임대현\* · 김국배\*\* · 김도일\*\*\* · 이형구\*\*\*\* · 이상준\*\*\*\*\*

### Development of X-ray PIV System Using a Medical X-ray Tube

Dae-hyun Yim\*, Guk Bae Kim\*\*, Do-Il Kim\*\*\*, Hyong-Koo Lee\*\*\*\* and Sang Joon Lee\*\*\*\*\*

**Keywords :** X-ray, PIV(입자영상 유속계), X-ray tube(X선관), exposure control system(노출제어장치)

#### Abstract

A new medical X-ray PIV technique was developed using a conventional medical X-ray tube. To acquire images of micro-scale particles, the X-ray PIV system consists of an x-ray CCD camera with high spatial resolution, and a X-ray tube with small a focal spot. A new X-ray exposure control device was developed using a rotating disc shutter to make double pulses which are essential for PIV application. Synchronization methodology was also developed to apply the PIV technique to a conventional medical X-ray tube. In order to check the performance and usefulness of the developed X-ray PIV technique, it was applied to a glycerin flow in an opaque silicon tube. Tungsten particles which have high X-ray absorption coefficient were used as tracer particles. Through this preliminary test, the spatial resolution was found to be higher than ultrafast MRI techniques, and the temporal resolution was higher than conventional X-ray PIV techniques. By improving its performance further and developing more suitable tracers, this medical X-ray PIV technique will have strong potential in the fields of medical imaging or nondestructive inspection as well as diagnosis of practical thermo-fluid flows.

#### 1. 서론

X선은 가시광이 통과하지 못하는 불투명한 생체나 도관벽을 쉽게 투과하기 때문에, 의료용이나 비파괴 검사용으로 널리 쓰이고 있다. 그리고, 가속기 X선을 광원으로 사용하는 속도장 측정기법인 X-ray PIV기법을 사용하게 되면, 불투명한 도관 내부 유동이나 혈액과 같은 불투명한 유체의 이동현상을 정량적으로 가시화 할 수 있다. 하지만, 이 X-ray PIV기법[1][2]은 광량(fulx)이 매우 크고 coherence 특성이 좋은 가속기 X선을 이용하기 때문에 접근하기 어렵고 산업현장의 열유동문제에 바로 적용하기 어려운 단점이 있었다. 이러한 문제점들을 극복하기 위한 방법의 하나로 의료용 및 비파괴 검사용으로 사용되고 있는 기존의 X선관을 X-ray PIV기법에 적용하는 것을 생각할 수 있다.

기존의 X선관을 사용하여 유동계측에 사용한 예로는 고속으로 이동하는 고온 유동의 내부흐름을 측정하기 위한 연구[3][4], 물위로 떠오르는 공기방울의 2상유동 관찰[5] 등이 있다. 하지만, 이들은 모두 수십 cm 정도의 큰 관찰영역을 대상으로 image intensifier 등의 증폭장치를 사용하여 연구한 것으로서 영상의 공간해상도가 떨어지기 때문에 미세한 유동정보를 관찰하기에는 적당하지 않다. 그리고, 영상취득을 위해 별도의 노출제어장치 없이 일반적인 TV카메라를 이용하였기 때문에, 정밀한 제어가 필수적인 PIV기법을 적용하기가 어렵다.

따라서 본 연구에서는 의료용 X선관과 새로운 타입의 X-ray sensor를 주문제작하고 PIV기법에 적합한 X선 노출제어장치를 개발하여 새로운 임상용 X-ray PIV System을 개발하고 그 성능을 간략하게 테스트하였다.

#### 2. X-ray PIV 시스템

##### 2.1 시스템 개략도 및 구성요소

다음 그림은 의료용 X선관을 사용한 X-ray PIV 시스템의 개략도이다. 이 시스템은 크게 X선관, 디스크 회전방식의 X선 노출제어장치, X선 카메라와 동기화 장치로 나눌 수 있다.

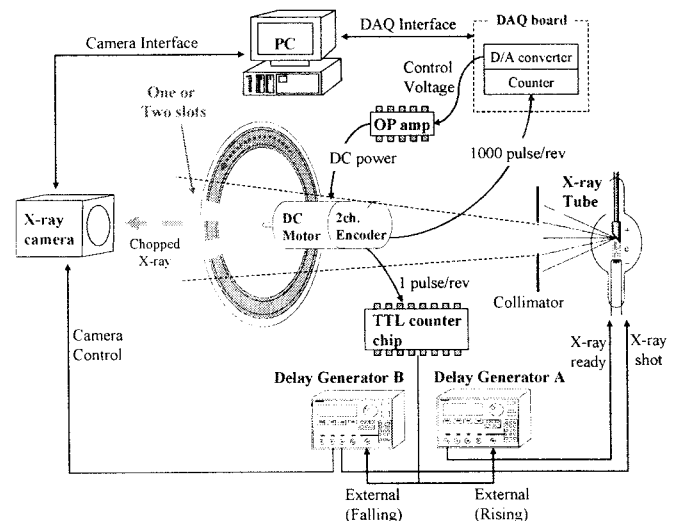


Fig.1 Schematic diagram of X-ray PIV system

\* 포항공과대학교 기계공학과 대학원, fiddle@postech.ac.kr

\*\* 포항공과대학교 기계공학과 대학원, beat@postech.ac.kr

\*\*\* 가톨릭대학교 의공학교실 대학원, dos1208@catholic.ac.kr

\*\*\*\* 가톨릭대학교 의공학교실, hklee@catholic.ac.kr

\*\*\*\*\* 포항공과대학교 기계공학과, sjlee@postech.ac.kr

### X-ray Exposure Control System

PIV기법으로 속도장을 측정하기 위해서는 짧은 노출시간동안 짧은 시간간격( $\Delta t$ )으로 광원을 발생시키고, 이로부터 두장의 영상을 연속적으로 취득하는 것이 필요하다. 하지만, 일반적인 X선관은 짧은 시간동안 단일 펄스형태로 X선을 발생시키기 때문에, X선을 PIV기법에 적합한 형태로 바꾸어줄 수 있는 별도의 X선 노출제어장치를 필요로 한다. 이를 위해, 납으로 제작한 링에 두개의 틈새(slots)를 두고 디스크에 매설한 다음 이 디스크를 DC 서보모터로 회전시켜 X선이 짧은 시간간격으로 두번 통과되도록 하였다.

회전수 측정 및 동기화를 위해, DC 서보모터에는 두개의 채널을 가진 엔코더(encoder)가 장치되어 있으며, 이중 1회전당 1000번 발생하는 펄스 신호는 데이터 취득장치의 카운터에 연결하여 모터의 회전수를 측정하는데 사용하고, 1회전당 1번 발생하는 펄스신호는 동기장치(delay generator)에 연결하여 PIV용 X선 카메라와 동기시킬 수 있도록 하였다. 이 펄스신호가 발생하는 지점과 링의 첫번째 틈새의 간격을  $\theta_{enc}$ 라고 할 경우, 카메라의 첫번째 프레임 노출시간은 식 (1)과 같이 설정하여 동기화 시킨다. 모터의 회전수는 제어프로그램을 통해 측정된 모터의 속도와 기준속도를 비교하고 그 결과를 D/A(digital to analog)변환기와 OP앰프를 통해 모터구동 전원으로 변환하여 피드백 제어한다.

PIV기법을 적용하는데 있어서 X선 노출시간과 두 영상사이의 시간간격( $\Delta t$ )는 두 틈새의 넓이와 사이간격을 조절하거나 DC 서보모터의 회전수를 조절함으로써 제어할 수 있으며, 이 관계를 아래 식(2), (3)과 Fig.2에 표시하였다. 종래의 기계식 X-ray shutter장치의 경우, 10ms 이상의 노출시간과  $\Delta t$  조절만 가능하고 셔터구경도 1cm 미만으로 제한되는데 비해, 본 연구에서 개발한 회전식 셔터장치의 경우, 2.5cm 정도의 큰 구경으로 훨씬 짧은  $\Delta t$ 에 노출시간을 1ms 이내로 줄일 수 있었다.

$$T_{width} = \frac{\left(\theta_{enc} + \theta_w + \frac{\theta_s}{2}\right)}{360^\circ} \times period \quad (1)$$

$$Exposure\ time = \frac{\theta_w}{360^\circ} \times period \quad (2)$$

$$\Delta t = \frac{\theta_w + \theta_s}{360^\circ} \times period \quad (3)$$

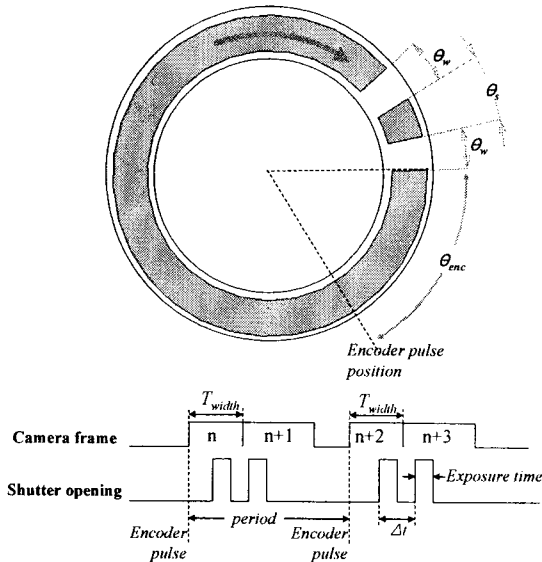


Fig.2 Principles of X-ray exposure control system

### X-ray Tube

X-ray PIV기법을 사용하여 신뢰성 있는 결과를 얻기 위해서는 선명한 입자영상을 얻는 것이 필수적인데, 이를 위해서는 작은 크기의 focal spot을 가진 X선관을 사용하여야 한다[6]. 따라서, 병원에서 진단용으로 사용되는 X선관중에서 가장 작은 focal spot 크기를 가진 Varian의 A272 X선관을 사용하였다. 이 제품은 0.3/0.6mm focal spot, 40~150kVp, 100/200mA의 성능을 갖고 있으며, X선관 제어장치의 외부스위치 단자에 포토커플러 소자를 연결하여 동기장치로부터의 TTL신호에 X선 방사가 동기화되도록 했다.

### X-ray CCD camera

종래의 intensified X-ray CCD 센서 어레이는 해상도가 50 $\mu$ m 이상으로 낮고, 의료용으로 사용되는 CR/DR 센서의 경우 감도성능은 매우 우수하지만 pixel pitch가 크기 때문에 X-ray PIV 기법에 주로 사용되는 마이크로 입자들의 영상을 제대로 잡아낼 수 없으며, PIV processing을 위한 기능도 갖춰져 있지 않다. 이러한 기존 센서들의 문제점을 해결하기 위해, PIV기법 적용에 필요한 기능을 갖추고 cooled CCD 센서 표면에 CsI scintillator를 부착한 X선 카메라를 사용하였다. 이 카메라의 상세사양은 다음과 같다.

Hamamatsu X-ray CCD with CsI scintillator	
Effective area	36 $\times$ 24mm <sup>2</sup>
Number of pixel	4000 $\times$ 2672
Cell size (pixel pitch)	9 $\mu$ m
Scintillator thickness	100 $\mu$ m
Fast repetition readout mode for PIV	

Table 1 Specification of X-ray CCD camera

### 2.2 시스템 구축 및 동기화

구축된 X-ray PIV 시스템의 동기화 방법을 Fig.3에 나타내었다. 임상용 X선관의 경우 작동하기 직전에 2~3초 정도의 준비시간을 필요로 하며, 무리하게 X선을 자주 발생시킬 경우 냉각상의 문제점이 발생한다. 이러한 문제들을 해결하고 전체

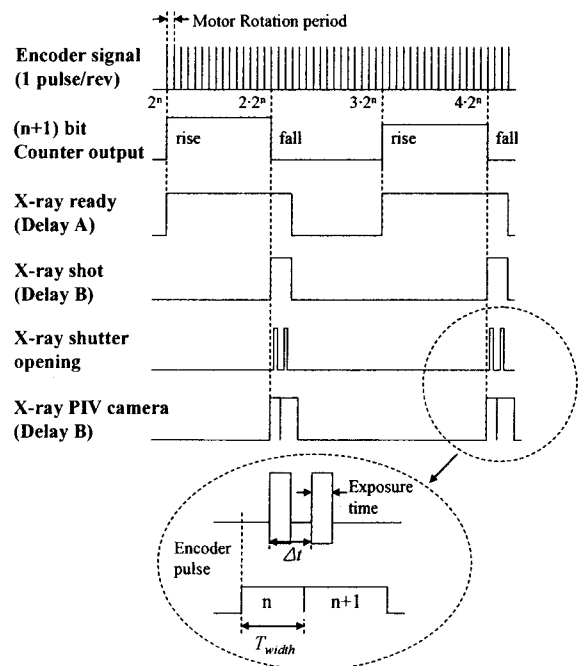


Fig.3 Synchronization pulse sequence of X-ray PIV system

계측시스템에 동기시키기 위해 1회전당 1번 발생하는 DC 서보모터 엔코더 출력에 (n+1) bit TTL 카운터소자를 연결하고 이에 따라 2<sup>n+1</sup> 번 회전하는 모터에서 발생하는 디지털 신호를 기준으로 X선관과 카메라가 동기되도록 하였다. 사용하는 카운터 소자의 bit수는 X선관의 냉각성과 X선 노출제어장치를 작동시키는 모터회전수에 따라서 적절하게 선택하면 된다. 그리고, 두대의 동기장치를 사용하여 동기시점을 rise/fall로 분리하고 미리 X선관에 신호를 보내 X선이 발사가능한 상태로 준비시킨 다음, X선 노출제어장치를 X선 발사와 X선 카메라와 동기시켰다.

### 3. 성능시험 및 결과

#### 3.1 실험방법

이상과 같이 구축된 X-ray PIV 시스템에 원관내부를 흐르는 글리세린 유동에 적용하였다. X선관과 카메라 사이의 거리는 0.5m, 원관과 카메라 사이의 거리는 3cm이고, X선관은 40kV · 200mA로 설정하였다. 노출제어장치는  $\theta_w=18^\circ$ ,  $\theta_s=36^\circ$ 로 납판링을 배열하고 300rpm (200ms 회전주기)으로 회전시켜, X선 노출시간을 10ms, 시간간격  $\Delta t$ 를 30ms로 설정하였다. 동기장치에는 카운터 소자의 5bit 출력값을 연결하여 전체 X-ray PIV 시스템이 6.4초마다 동작하도록 하였다.

X선 입자영상을 얻기 위한 추적입자로 직경이 약 20 $\mu$ m인 Tungsten(VI) oxide powder (Aldrich, 232785)를 사용하였다. 임상용 X선의 경우 영상은 주로 흡수대비 방식에 의해 얻어지며, 텅스텐 계열 입자는 큰 원자량으로 인해 높은 X선 흡수율을 갖고 있기 때문에 X선 입자영상을 얻는데 유리하다. 다만 밀도가 7.2g/ml로 큰 편이기 때문에 물과 같은 유체속에서 가라앉는 경향이 있다. 이러한 영향을 최소화 하기 위해 점도가 큰 글리세린을 작동유체로 사용하였다. 원관내부에 유체흐름을 생성시키기 위해 syringe pump를 이용하여 내경이 4mm인 불투명한 실리콘 튜브에 syringe pump를 장치하고 754 $\mu$ l/min의 유량을 공급하여 1mm/s의 평균유속이 생성되도록 하였다.

#### 3.2 X선 영상 및 PIV 처리결과

X-ray PIV시스템을 사용하여 얻은 실험영상의 해상도는 1600×2672pixel이고, 관찰영역은 14.4×24.0mm 이었다. 가시광

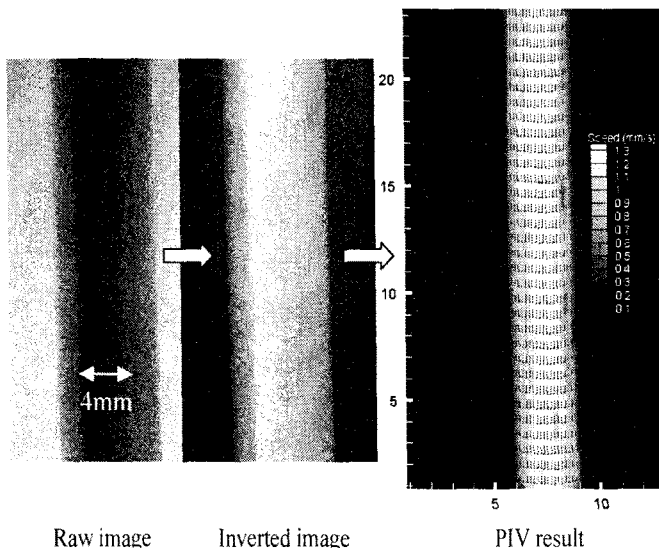


Fig.4 Raw X-ray image, inverted image and its PIV result

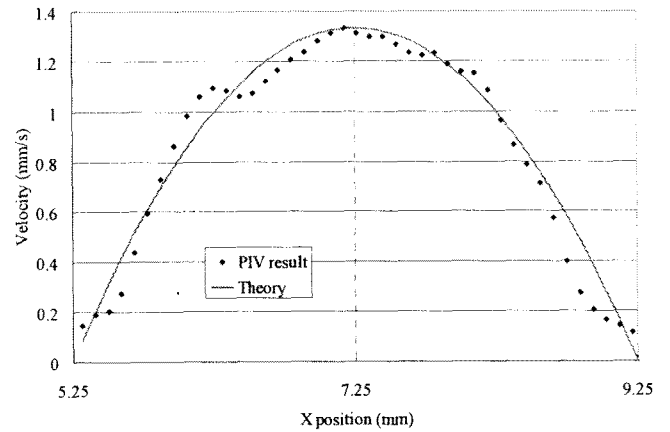


Fig.5 Amassed velocity profile by theory and PIV result

의 산란이나 반사, 형광에 의해 식별되는 일반적인 PIV 추적입자와는 달리, 임상용 X-ray PIV시스템에 사용된 텅스텐 입자는 흡수대비에 의해 어둡게 나타나기 때문에 Fig.4와 같이 영상을 반전(invert)시킨 후, PIV연산처리를 수행하였다. PIV연산 수행시 interrogation window의 크기는 16×128pixel로 설정하고 각 window는 50%씩 중첩시켰다. 실험 결과 4mm내경의 튜브에 수평방향으로 44개의 속도벡터를 얻을 수 있었다. 이것은 약 91 $\mu$ m의 벡터 공간해상도에 해당하는 것으로, 고속 MRI영상을 이용한 유속측정의 공간해상도(약 250 $\mu$ m)[7]보다 성능이 우수하다. 그리고 X선 투과에 의해 중첩된 원관내부의 속도 profile은 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다[1].

$$U_{Amassed}(x) = \frac{2}{3} V_{max} \left[ 1 - \left( \frac{x}{R} \right)^2 \right] \quad (4)$$

PIV 측정기법으로 구한 속도 profile을 위의 이론식과 비교하여 Fig.5와 같은 결과를 얻을 수 있었으며, 실험결과와 이론식이 비교적 잘 일치함을 알 수 있다. 정량적인 비교를 위해 PIV실험으로 구한 속도 profile을 적분한 결과 736.2 $\mu$ l/min의 유량을 얻을 수 있었는데, 이것은 실제 syringe pump의 유량 754 $\mu$ l/min와 약 2.4% 정도의 오차를 가지고 잘 일치함을 알 수 있다.

### 4. 결론

임상용으로 널리 사용되는 X선관을 광원으로 하는 새로운 X선 PIV시스템을 구축하였다. 그리고 원관내부의 글리세린 유동을 대상으로 실험한 결과 개발된 X-ray PIV측정 시스템이 제대로 잘 작동함을 확인할 수 있었다. 향후 임상용 X-ray PIV 기법에 적합한 추적입자가 개발되고 시스템의 성능이 개선되어지게 되면 연구실이나 산업체 현장에서 발생하는 열유체문제의 해석 뿐만 아니라 의료용 진단, 그리고 비파괴검사 등 다양한 분야에 적용할 수 있을 것으로 기대되어진다.

### 후 기

본 연구는 과기부(과학재단)에서 지원한 특정기초연구(R01-2004-000-10500-0)와 시스템바이오다이나믹스 국가핵심연구센터의 지원으로 수행되었으며, 이에 감사드립니다.

## 참고문헌

- [1] Lee S.J. and Kim G.B., 2003, "X-ray Particle Image Velocimetry for Measuring Quantitative Flow Information inside Opaque Objects", *J Appl Phys*, Vol. 94-5, pp. 3620-3623
- [2] Lee S.J. and Kim S., 2005, "Simultaneous Measurement of Size and Velocity of Microbubbles Moving in an Opaque Tube Using an X-ray Particle Tracking Velocimetry Technique", *Exp Fluids*, Vol. 39, pp. 492-497
- [3] Xiao Y. and Amano R.S., 2005, "New Methods to Determine the Velocities of Particles on a Solid Propellant Surface in a Solid Rocket Motor", *J Heat Transfer*, Vol. 127, pp. 1057-1061
- [4] Los Alamos ICF and Radiation Physics – ICF Monthly Highlights (June 2000), at <http://www.lanl.gov/ICF/documents.shtml>
- [5] Seeger A., Affeld K., Goubergrits L., Kertzscher U. and Wellnhofner E., 2001, "X-ray Based Assessment of the Three-dimensional Velocity of the Liquid Phase in a Bubble Column", *Exp Fluids*, Vol. 31, pp. 193-201
- [6] Seibert J.A. and Boone J.M., 2005, "X-ray Imaging Physics for Nuclear Medicine Technologists. Part 2: X-ray Interactions and Image Formation", *J Nucl Med Tech*, Vol. 33-1, pp. 3-18
- [7] Pahernik S., Griebel J., Botzlar A., Gneiting T., Brandl M., Dellian M. and Goetz A.E., 2001, "Quantitative Imaging of Tumour Blood Flow by Contrast-enhanced Magnetic Resonance Imaging", *Brit J Cancer*, Vol. 85, pp. 1655-1663