



저작자표시-비영리-변경금지 2.0 대한민국

이용자는 아래의 조건을 따르는 경우에 한하여 자유롭게

- 이 저작물을 복제, 배포, 전송, 전시, 공연 및 방송할 수 있습니다.

다음과 같은 조건을 따라야 합니다:



저작자표시. 귀하는 원저작자를 표시하여야 합니다.



비영리. 귀하는 이 저작물을 영리 목적으로 이용할 수 없습니다.



변경금지. 귀하는 이 저작물을 개작, 변형 또는 가공할 수 없습니다.

- 귀하는, 이 저작물의 재이용이나 배포의 경우, 이 저작물에 적용된 이용허락조건을 명확하게 나타내어야 합니다.
- 저작권자로부터 별도의 허가를 받으면 이러한 조건들은 적용되지 않습니다.

저작권법에 따른 이용자의 권리는 위의 내용에 의하여 영향을 받지 않습니다.

이것은 [이용허락규약\(Legal Code\)](#)을 이해하기 쉽게 요약한 것입니다.

[Disclaimer](#)

공학석사 학위논문

Tomographic-imaging 기술을 이용한
연성 필름이 부착된 실린더의 후류 및
연성 필름 운동 동시계측

Simultaneous Measurements of the Wake Flow of a Circular
Cylinder with a Flexible Film and Its Motions using Tomographic
Imaging Technique

지도교수 도 덕 희

2012년 6월

한국해양대학교 대학원

냉동공조공학과

권 성 용

本 論文을 權聖容의 工學碩士 學位論文으로 認准함.

위원장 공학박사 조 효 제 (인)

위 원 공학박사 황 광 일 (인)

위 원 공학박사 도 덕 희 (인)



2012 년 06 월 22 일

한국해양대학교 대학원

목 차

그림 목차	iii
사용 기호	vi
Abstract	viii

제1장 서 론

1.1 연구배경	1
1.2 연구목적과 구성	8

제2장 CT(Computed Tomographic)의 개요

2.1 Computed Tomography의 변천사	9
2.2 Computed Tomography 원리	15
2.3 라돈 변환(Radon Transform) 변환	19
2.4 라돈 변환의 회전각 추출 및 보정	22

제3장 Tomographic PIV

3.1 3D PTV와 Tomographic PIV	23
3.2 3차원 계측 원리	25
3.3 카메라 영상위치 결정	30

제4장 영상처리(Image Processing)

4.1 잡음제거(Image Denosing)	34
4.2 영상분리(Image Segmentation)	35

제5장 Volume 재구성 모델(Volume Reconstruction Model)

5.1 ART 법과 MART 법	42
-------------------------	----

제6장 유체-구조 연동 동시측정 시스템

6.1 계측 원리	47
-----------------	----

제7장 연성판이 부착된 실린더 후류 실험

7.1 실험장치 및 구성	49
---------------------	----

7.2 실험 결과 및 고찰	54
----------------------	----

제8장 결론	61
--------------	----

참고논문	62
------------	----



그림 목차

Figure 1.1.1	Principle of finding velocity in images		6
Figure 1.1.2	Principle of 4 cameras particles matching		7
Figure 2.1.1	EMI Scanner		12
Figure 2.1.2	Using the EMI scanner Brains' pictures		12
Figure 2.2.1	Radiology & CT characteristics		17
Figure 2.2.2	Advanced imaging concept		17
Figure 2.2.3	Changed sinogram graph by inverse Radon Transform		18
Figure 2.3.1	Image $f(x,y)$'s Radon Transform		21
Figure 3.2.1	Relation between absolute-coordinate & camera-coordinate		28
Figure 3.2.2	Projection between camera and absolute coordinate		29
Figure 3.3.1	3D position of particle		33
Figure 4.2.1	Original Cylinder with flag Image		39
Figure 4.2.2	Segmentatized flag and flow by Dilatation and Erosion		40
Figure 4.2.3	Segmentatized flag and flow by Median Filter		40
Figure 5.1.1	Pin-hole model in Tomographic PIV		45
Figure 5.1.2	Principle of image reconstruction in Tomography		45

Figure 5.1.3	Imaging using Tomographic PIV and particle reconstruction schematic		46
Figure 6.1.1	Flowchart of modified FSIMS		48
Figure 6.1.2	Concept of bidirectional tracking algorithm		48
Figure 7.1.1	Cylinder with flag		51
Figure 7.1.2	Calibrator		51
Figure 7.1.3	Schematic of experiments		52
Figure 7.1.4	Experiment set up		52
Figure 7.1.5	Calibrator for each cameras' position shown in		53
Figure 7.2.1	Each cameras' flag and flow images		56
Figure 7.2.2	Instantaneous Z(voxel/frame) flow field at 0.4sec		57
Figure 7.2.3	The extension point A flow field at 0.4sec		57
Figure 7.2.4	The vorticity in flow field at 0.4sec		58
Figure 7.2.5	The flag motion at 0.4sec		58
Figure 7.2.6	Instantaneous Z(voxel/frame) flow field at 0.63sec		59
Figure 7.2.7	The extension point A flow field at 0.63sec		59
Figure 7.2.8	The vorticity in flow field at 0.63sec		60
Figure 7.2.9	The flag motion at 0.63sec		60

Table 2.1.1	The development of CT scanner		13
Table 2.1.2	Kind of Geo Tomography and characteristic		14
Table 4.1.1	The type and causes of The noise		41



사용 기호

Nomenclature

B, B_{ii}	: Inverse matrix of M
c, c_x, c_y	: Plane distance from lens center
dis	: Distance of projection
F	: Equation of observation for x-direction
G	: Equation of observation for y-direction
$I(x_i, y_i)$	: Intensity of particle
k_1, k_2	: Lens coefficient
M_M, M_X, M_Y, M_Z	: Rotation matrix
m_x, m_y	: Movement value of principle point
o	: Original point of photographic coordinate system
O	: Original point of absolute coordinate system
P'	: Particle on images
P	: Particle in space
$\Delta x, \Delta y$	: Lens distortion value
x_0, y_0	: Deviation of the principal point from the center of image
x_i, y_i	: Value of the photographic position of particle
x, y, z	: Photographic coordinate system
X, Y, Z	: Absolute coordinate system
X_0, Y_0, Z_0	: Center of projection
X_i, Y_i, Z_i	: Value of the 3-D position of particle
X_m, Y_m, Z_m	: Rotated absolute coordinate system
N_i	: In the neighborhood of the line of sight corresponding to the i th pixel (x_i, y_i)
$w_{i,j}$	: Weighting coefficient

Greek characters

α	: Tilted angle for X axis
β	: Tilted angle for Y axis
κ	: Tilted angle for Z axis
μ	: Scalar relaxation parameter



Simultaneous Measurements of the Wake Flow of a Circular Cylinder with a Flexible Film and Its Motions using Tomographic Imaging Technique

by Seong yong, Kwon

*Department of Refrigeration and Air-Conditioning Engineering
Graduate School of Korea Maritime University*

Abstract

Many engineers have tried to analyze the interactions between fluid flows and structures motions. In order to understand the flow-structure interaction(FSI), the energy given by the fluid to the structure should be evaluated, and the energy given by the structure's motion or vibration to the fluid should also be evaluated. To do this, the vector field of the fluid should be measured, and the motion of the structure should be measured, simultaneously. Since the flow fields are generally strong three-dimensional, the measurement for the flow field should be made in three dimension.

There have been many techniques for three-dimensional measurements, such as 3D-PTV, Stereoscopic PIV, Holographic-PIV, and Tomographic PIV. Among them, the Tomographic PIV is widely focused nowadays for its measurement performances for three-dimensional flows. This allowed researchers to measure three-dimensional flow motion with high resolution. However, the demerit of this technique was the filtering effect coming from the PIV principle. This implies that the small vortices were apt to be filtered out by the interrogation window of PIV, and detailed structures were easily unmeasurable. In order to overcome this drawback, a Tomographic-PTV based technique is introduced in this study. With the constructed Tomographic-PTV technique, the wake flow of a cylinder body with a flexible film was measured, and simultaneously the motion of the film was measured.

The film is made of Loden with configurations of 35mm(W) * 100mm(L) *

0.024(T). This was attached on to a cylinder ($d=30\text{mm}$). The Reynolds number tested was 2447. The measurement system consists of an Ar-ion laser(8W), a high speed camera($1024*992\text{pixel}$, 200fps) and a host computer. The interactions between the wake flow and the film motion were investigated with the measured results.



제1장 서론

1.1 연구배경

산업 혁명 이후 기계 및 기술이 발전하고 있는 현재 처음에는 생각하지 않았던 유체와 구조물의 상관관계를 파악하고자 하는 노력이 이루어지고 있다. 이러한 유체의 특징을 알기위해 먼저 역학이란 개념 알아야 할 필요가 있다. 역학은 내용상 크게 운동학(Kinematics)과 운동역학(Kinetics)으로 나눌 수 있는데, 운동학(Kinematics)은 흔히 기하학(Geometry of motion)으로 불리고 변위와 속도 가속도를 어떻게 나타내고 그들의 관계를 표현하는 학문이다. 반면 운동학(Kinetics)은 물체에 작용하는 힘을 고려하여 물체가 어떤 운동을 하게 되는지 예상하는 학문이다. 외력의 작용을 생각하는 운동역학은 외력의 작용에 변화에 따라 강체(Rigid body)역학과 가변체(Deformable body) 역학으로 나누어 생각한다. 강체는 외력이 가해져도 모양이나 크기가 변형되지 않는 것으로 정의되며 가변체는 외력이 작용함에 그 모양이나 크기가 변형이 일어나는 것으로 정의한다. 이러한 가변체는 고체(Solid)와 유체(Fluid)로 나눌 수 있다. 고체는 외력에 의해 전단력(Shear force)이 발생할 때 변형 혹은 깨짐으로 외력과 평형을 이루고 유체(Fluid)는 흘러감으로 외력과 평형을 이루게 된다. 그래서 유체를 연속체(Continuum)라 부른다. 또한 이러한 특성으로 거동 및 함축되는 에너지의 량이 변하기 때문에 많은 공학자들이 유체와 구조와의 관계(FSI : Fluid structure interaction)를 실험 및 CFD (Computational Fluid Dynamics)를 통해 해석하고자 많은 노력을 하고 있다.

유체가 구조물에 영향을 준다는 것은 1940년 풍속 60m/s에도 견디도록 설계된 Tacoma Narrows Bridge는 42mph(19m/s)의 바람에 의해 파손되는 사고로 관심을 가지게 되었다. 사고의 원인은 첫째 주형의 강성이 부족하여 쉽게 휘어지고 꼬여지기 쉽기 때문에 진동이 시작되었고, 주형의 형태가 공기 역학적으로 불완전 하다고 조사되었다. 그리고 이 사고는 Stall-Flutter, Vortex-Induced Vibration, Aerodynamic Instability 등 여러 가지 물리적 현상들을 연구하는 계기가 되었다. 이러한 유체의 VIV(Vortex Induced Vibration)의 특성을 관찰하기 위해 Moon, 2009 등이 2차원 PIV(Particle Image Velocimetry)로 얻어진 영상으로 FFT분석을 통해 유체의 특징을 확인하였다.

유체의 특성을 알기 위해서 일반적으로 연속의 식, 운동 방정식, 에너지 방정식으로부터 구성되는 지배 방정식으로 다섯 가지 기본 물리량(u , v , w , P , T)를 구한다. 최근에는 영상 매체의 기술이 발달함으로 원리적으로 가능하였던 기법(디지털 영상처리 기법, 컴퓨터 및 관련 하드웨어 등)을 적용함으로써 정성적인 정보를 정량적으로 해석할 수 있게 되었다. 이러한 영상 매체 및 하드웨어의 발전은 비접촉식 유동장(Flow field) 측정 기법인 PIV 시스템이 발전하는 계기가 되었다. PIV(Particle Image Velocimetry)의 원리를 간략히 설명하면 관찰하려는 유동장에 유체와 동일한 비중을 가진 추적 입자(Tracer particles)를 넣고 적당한 조명(레이저 광원, 백색광원 등)을 가한 뒤에 영상 촬영 장치로 일정한 시간간격을 두고 기록한 영상(Image)을 영상처리방법(Image Processing)으로, 카메라를 통해 얻어진 영상을 분석함으로써 해당 유동장에 대한 순시(Instant) 또는 시간평균(Time average)의 유체역학적인 특성을 고찰하는 계측기법이다. 이 때 유동장의 국소적인 속도는 특정 한 점을 지나가는 추적 입자의

미소 시간간격동안 이동한 미소 직선거리 및 방향을 알면 쉽게 구할 수가 있지만, 실제의 유동속도에 근접하려면 이동변위가 매우 작아야만 한다. Fig 1.1.1은 PIV의 원리를 나타내며 Fig 1.1.2는 카메라 4대일 때 입자일치(Particle matching)속도 추출 원리를 나타낸다. 1984년 Chang 등이 율동사진 카메라를 이용한 다중사진기법으로 3차원 유동장 계측에 성공하였다. 하지만 측정하는 카메라의 각도가 크지 않았으며, 측정 영역의 심도 또한 깊지 않았다. 이는 입자의 방향성과 3차원 위치를 표현하는 정확도가 떨어진다는 것을 의미한다. 그리고 관찰 영상에서 나타난 낮은 입자 밀도로 유동구조와 정량적 해석을 위한 유효 속도 벡터의 개수가 적다는 단점이 나타났다. 이를 극복하기 위해서 Kobayashi 등(1989)은 두 대의 카메라를 계측영역과 수직으로 설치하여 심도에 대한 오차는 줄였지만 복잡한 유동장의 카메라 위치선정은 힘들었다. 그 후에 Kähler and Kompenhans 등(2000)의 이중평면 Stereo PIV, Hinsch 등(2002)의 홀로그라피(Holographic) 등 복잡한 유동장을 정량적으로 가시화하기 위한 많은 PIV계측법들이 개발되었다. 이들 중에서 홀로그라픽 PIV가 지금껏 많은 관심을 받아왔다.(Hinsch 2002; Chan et al. 2004). 하지만 홀로그라픽 PIV의 특징은 저장 방식에서 습식 공정으로 만들어지는 홀로그라픽 필름은 만드는 과정이 오래 걸리고 그 과정에서 왜곡(Distortion)이 발생하여 필름의 복구를 위해서 홀로그래프의 위치를 선정할 때 오차가 발생하게 된다.

최근에는 이러한 방법들 외에 3D-PTV(Mass et al. 1993)와 상 흐림 현상을 이용한 디포커싱(Defocusing) PIV(Pereira et al. 2000)가 연구에 많이 채택되고 있다. 유동장의 3차원적 위치를 결정하는 PIV기법에 PTV 기법이 사용된다. 3D PTV(Particle Tracking Velocimetr)는 여러 대의 카메라 영상에서 유동장 내부의 3차원 입자를 결정하는 방법이다. 이 기술은

측정볼륨 내에서 개별 입자의 확인이 가장 중요하다. 볼륨 내의 입자의 정확한 위치는 여러 측정 방향(전형적으로 3개 또는 4개)으로부터 입자영상에 투영한 시선들의 교차점에 의해 결정되며, 이러한 입자 위치를 탐지하는 여러 가지 방법들이 있다. 결국 3D PTV 시스템은 적어도 2개, 좀 더 정확히 말하면 3대에서 4대의 동기화된 카메라 시스템이 필요하다. (Hans - GerdMass, 2009) 이러한 2대 이상의 카메라와 레이저(Laser) 그리고 저장장치를 구성하기 위해서는 금전적인 문제가 발생한다. 그래서 그 대안으로 개발된 것이 카메라 한 대와 관찰하고자 하는 유동장에 거울을 설치하여 4대 카메라 효과를 나타내는 방법도 있다. 하지만 앞서 설명한 유동장의 3차원 표현에 사용되는 3D PTV는 몇 가지 단점이 있다. 그 첫 번째로 관찰 영상의 입자추적이나 패턴을 찾기 위하여 3차원 상호상관(3D Cross correlation)을 이용하게 된다. 그런데 3차원 상호상관법을 사용하면 정확한 추적입자의 패턴을 찾기는 쉬우나 그 과정이 복잡하다는 단점을 가지고 있다. 두 번째로 영상에서 나타난 입자의 중복 및 찌그러짐이 나타나는 현상인데, 이 문제는 입자의 밀도를 낮춰서 하는 방법을 사용한다. 마지막 세 번째는 3차원 교정(Calibration)의 정밀도나 측정 영역의 광학적 볼륨의 폭(Depth of focus)이 제한적이다. 이는 각 카메라가 관찰하는 유동장 내부의 입자가 일치하지 않음을 의미한다. 결론적으로 전형적인 3차원 PTV에서 최대 분포밀도는 상대적으로 낮은 1픽셀 당 0.005개(카메라 3대 기준)의 입자를 가진다고 보고된다. (Maas et al. 1993) 따라서, 이러한 제한적인 조건은 새로운 3차원 측정기법을 필요로 하게 되었고 최근에는 3차원 입자분포의 토모그래픽(Tomographic)복원을 기반으로 한 3차원 속도측정의 새로운 시스템이 개발되었다. (Schröder et al. 2006)

토모그래픽(Tomographic)은 보이지 않는 곳의 단면을 자른다는 뜻의 그리스어인 'Tomos'와 그림이라는 뜻의 'Graph' 합성어로 관찰하고자 하는 대상체를 영상으로 구성하는 기술이 필연적으로 컴퓨터의 도움을 받는 까닭에 CT(Computed tomography) 혹은 CAT(Computed Aided Tomography)라 불린다. 이 기법은 기존의 입자구분에 의지하지 않고 사진 측량적 접근 기반의 입자볼륨복원절차(Particle reconstruction processing)를 가짐으로써 평면 PIV에서 얻어지는 것보다 상대적으로 높은 분포밀도를 가지며, 많은 속도벡터를 나타낼 수 있다. 더욱이, 제안된 기법은 스캐닝 PIV와 대립되는 결과로서 순시유동장의 측정이 가능하다. 그리고 이 시스템을 이용하여 *Elsinga, 2006* 등은 Tomographic을 기반으로 한 PIV 기법인 3차원 입자 재구성 알고리즘(Tomographic reconstruction algorithm)을 개발하였다.

유체-구조 연동(Flow Structure Interaction) 문제를 다루기 위해서는 유체 운동에 대한 지배방정식과 구조물 운동에 대한 지배방정식이 동시에 연립되어 풀려야 하며 유체와 고체의 경계에 있어서의 역학적 구속조건이 적용되어야 한다. 이에 *Doh* 등은 FSI 문제를 실험적으로 해결하기 위한 측정 시스템, FSIMS(Flow-Structure Interaction Measurement System)을 개발하였으며 이를 해양 구조물 운동과 구조물 주위의 유동장에 대하여 3차원 동시측정이 가능한 시스템을 구축하여 이를 직립형 부유 실린더 장의 측정 해석에 적용하였다. (*Hwang, 2005*) 이에 본 논문의 목적은 유동장 입자의 3차원적 위치를 정확하게 표현하는 Tomographic imaging 기술을 이용하여 유체와 구조물과의 관계를 주목하여 연성관을 부착한 실린더와 유동을 동시에 관찰하고자 하는 목적이다.

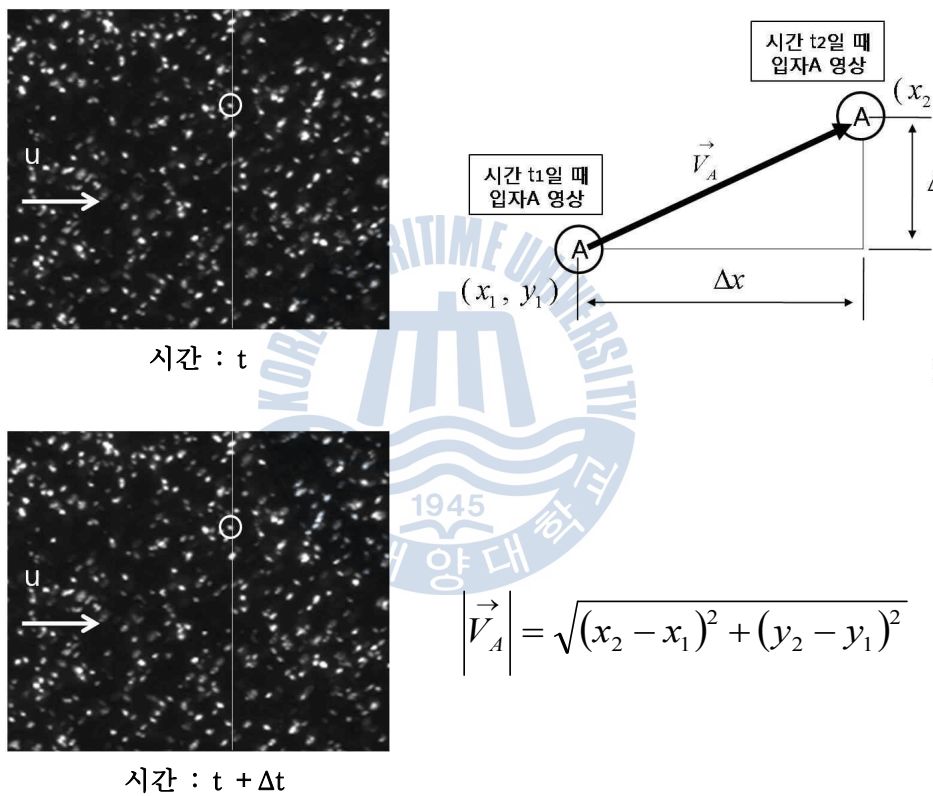
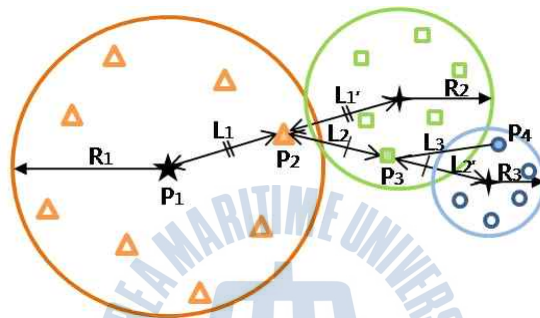


Fig 1.1.1 Principle of finding velocity in images



- + : 임의의 중심
- ★ : 제1프레임에서 입자
- △ : 제2프레임에서 입자
- : 제3프레임에서 입자
- : 제4프레임에서 입자
- $L_1=L_1', L_2=L_2'$
- P : 입자(Particle)
- R : 입자후보 탐색범위(Searching Radius)
- 평가함수(Evaluation Function)
- $EF = \text{Min}\{2L_2 - (L_1 + L_3)\}$

Fig 1.1.2 Principle of 4 cameras particles matching

1.2 연구목적과 구성

본 논문은 3D PTV(Particle Tracking Velocimetry)의 단점을 보완한 토모그래픽(Tomographic) PIV에 카메라 모델 방법인 Pin-hole 모델을 이용한 교정법을 접목한 새로운 토모그래픽 PIV기법을 이용하면 유체 유동 및 연성판 운동을 동시에 측정하는 목적으로 하고 있다. 이를 위한 논문의 구성은 다음과 같다.

제1장에서는 연구의 배경과 목적에 대하여 소개하고, 제2장은 CT(Computed Tomographic)의 발달 및 Tomography가 일반적으로 사용되고 있는 영역, CT의 기본원리, 그리고 CT에서 사용된 3차원 영상 복원 알고리즘(3D Image Reconstruction Algorithm)인 라돈변환(Radon Transforms)를 소개한다. 이어서 3장에서는 3D PTV와 Tomographic의 PIV의 기본 개념 설명과 3차원 계측원리와 카메라 영상 위치 결정을 기술하였다. 제 4장은 본 논문에서 연성판과 추적입자를 분리를 해서 유동해석을 하기위한 영상처리 기법을 설명하였고, 제 5장은 Tomographic PIV 3차원 복원 알고리즘 MART(Multiplicative Algebraic Algorithm)과 ART(Algebraic Reconstruction Technique)에 대한 설명에 대하여 기술하였다. 제6장은 유체-구조 연동 동시측정 시스템에 관하여 서명하였고 제7장은 실험장치 및 구성으로 Tomographic PIV를 이용하여 연성판을 부착한 실린더(Cylinder) 후류 실험과 실험결과 및 고찰을 정리하였으며 마지막으로 제 8장은 Tomographic 이미징 기술을 이용하여 연성판이 부착된 실린더 후류 측정을 통한 결론을 나타내었다.

제2장 Computed Tomography

2.1 Computed Tomography의 변천사

1895년 독일의 뤼르츠부르크에서 Wilhelm Conrad Rontgen(1845.3~1923.2)은 저압의 기체를 통한 전기방전에 의해서 생기는 음극선(방전관의 음극에서 방출되는 전자)의 효과를 연구하던 중에 X선을 발견하였다. 많은 연구자들이 음극선의 특성을 연구하였지만, Rontgen은 이전 연구자들이 간과(看過)했던 효과, 즉 방전관 밖, 시안화 백금산 바륨($H_2PtCl_4 - Ba$)이 얇게 입혀진 표면이 기체 방전관의 가시광선과 자외선으로부터 가려져 형광(螢光)하는 것을 발견하였다. Rontgen은 그 현상을 방전관에서 나오는 보이지 않는 복사가 공기를 통해 스크린에 닿아 형광을 발하게 한다고 추론했다. 그리고 이상한 새로운 광선의 특별한 특징을 나타내기 위해 X선이라고 했다. 그 이후 Godfrey N. Hounsfield(1919.8~2004.1)가 1973년에 Computerized axial transverse scanning(tomography)라는 새로운 영상화 기술을 발표하였다. Hounsfield가 발표한 새로운 영상화 기술의 원리는 머리의 횡단면을 얇은 선형의 X선을 여러 방향으로 조사하여, 투과된 x선을 검출기로 수집 후 이 정보를 컴퓨터에 연결하여, 감약 정도를 수학적 산술법(Radon transform)으로 분석하고 다시 단층상을 재구성(Reconstruction)하여 모니터로 단층 영상을 출력하는 방법으로 EMI scanner(Fig 2.1.1)이라 불렸으며 뇌만을 검사하는 장치로 개발되었다.(Y.H Kim, 2010) Fig 2.1.2는 EMI scanner(1세대)로 찍은 사람의 머리 영상을 나타낸 것이다. 그 촬영방법은 머리를 X선관과 한상의 검출기 사이에 놓고 수조로 싸게 한다. 고정된 수조 위에는 부가 검출기를 설치하여

투과전후의 X선 에너지 변화를 측정한다. X 선속은 마주보고 있는 한 쌍의 검출기의 크기와 일치하도록 조준하여 산란선 발생을 줄여 인체를 피폭으로부터 조금이나마 보호하게 한다. X선관과 검출기는 이동시 항상 마주보고 대칭적으로 직선으로 이동하게 된다. 직선 운동이 끝난 후 1도 회전하고 다시 직선운동을 하고 1도 회전하게 한다. 이러한 운동을 180도 회전까지 180회 반복하게 되면 X선은 직선 운동할 때 조사하게 된다. 총 방사선 주사시간은 약 5분이 소요되고 2개의 검출기로 측정하기 때문에 2개의 영상이 나타나게 된다. 한 쌍의 검출기로 2개의 단면을 얻는데 소요되는 시간은 5분 정도로 총 검사시간은 25분이 소요되게 된다. (Y.H Kim, 2010) 이후 많은 과학자들에 의해 CT(Computed Tomography)는 영상재구성(Image Reconstruction)을 위한 알고리즘이 개발되면서 초기에 얻어진 영상보다 깨끗하고 실제에 가까운 영상을 얻게 되었다. Table 2.1.1은 1895년부터 2010년까지 CT 장치의 변천과정을 나타낸 것이다. Tomography는 수의학(Veterinary Science)이외에 지질학 관련에도 많은 영향을 끼쳤다.

지질 탐사에서는 파원으로 부터 발생면의 속도 흡수성, 전기의 저항 및 비저항과 같은 물성 분포를 영상화하는 기법으로 사용되며 흔히 Geo Tomography이라 부른다. Tomography는 파선 이론에 기초한 1)파선 토모그래피와 파동 이론을 바탕으로 파의 산란 현상을 이용하는 2)회절 토모그래피로 구분된다. 파선 토모그래피(Wave line Tomography)는 투과 토모그래피(Penetrated Tomography)라 불리기도 한다. 파의 전달시간과 파선의 경로 그리고 파선이 통과하는 매질의 속도와의 관계를 이용하여 속도분포를 구성하는 주시 토모그래피와 진폭으로부터 흡수성 분포를 재구성하는 진폭 토모그래피로 나누어진다. 또한 지질 토모그래피(Geo

Tomography)는 영상화하고자 하는 지질단면(Geology section)을 결정하는 송수신 배열 상태에 의해 구분하기도 하는데, 두 개의 시추공을 이용하여 시추공사이의 물성 분포를 구성하는 것을 시추공 토모그래피(Cross-Hole Tomography), 수직 탄성과 탐사와 같이 하나의 사추공과 지표면에 의해 구성되는 단면을 대상으로 하는 VSP(Vertical seismic Profiling) 토모그래피, 그리고 지표 및 시추공에 설치된 지오폰과 하이드로폰에 도달한 탄성파의 초동주시(초기 파동이 어떤 거리를 전파하는데에 소요되는 시간)로부터 지표 및 심부의 지층구조를 파악하는 방법인 대심도 토모그래피(Large Horizontal & vertical offset Tomography)이 있다. 일반적으로 Geo Tomography라 하면 일반적으로 두 개의 시추공을 이용하는 시추공 토모그래피를 말한다. 그 응용 분야는 암층의 분리 혹은 암층 경계면 규명, 지하 공간 탐지, 지반 탄성률 측정, 환경, 토목 및 산업 구조물에 대한 안전성 평가 등이 이루어지고 있다. Table 2.1.2는 각 Geo Tomography의 종류와 사용처에 대한 것을 나타내었다.



Fig 2.1.1 EMI Scanner

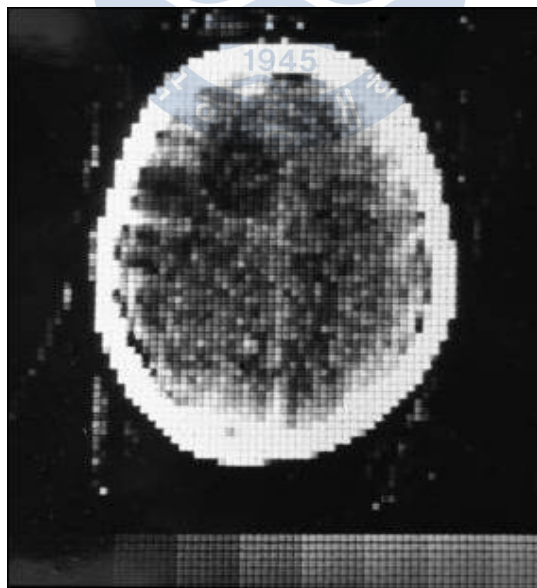


Fig 2.1.2 Using the EMI scanner Brains' pictures

1895년	Rontgen	x선 발견
1917년	Radon	수학적 단층촬영법 기법 (Radon transform)
1967년 1973년	Hounsfield	Image Reconstruction 의 양식구분과 임상적 으로 유용한 CT장치 개발
1977년	경희의료원	전신용 CT설치(EMI)
1978년	서울대학교병원	전신용 CT 설치 (GE7800)
1979년	Hounsfield와 Alen Cormack	노벨(의학)상 수상
1983년	EBCT출시	
1989년	Spiral CT 출시	
2008년	RSNA에서 Dual source upgrade 발표	SIMENS
2009년	Gemstone Gemstone detector로서 sampling량과 속도증가	GE사
	320 slice CT출시	Toshiba
2010년	640 slice mode지원되는 CT출 시 예정	Toshiba

Table 2.1.1 The development of CT scanner

종류	원리	분석	적용
시추공 토모그래피 (CorssHole)	탄성과 속도 단면 지층별 탄성과 속도	지층의 구조, 단 층, 연약대, 공 동, 지반정수	중요 구조물 정밀 지반 조사
대심도 (Seismic Image Profiling)	탐성과 속도 단면 지층별 탄성과 속도	깊은 심도의 지 층 구정조, 연약 대, 지반정수	대형 터널 정밀 지반 조사 (단층 등의 불연 속면 조사)
VSP 토모그래피	정밀 탄성과 속도 단면, 심도별 평균 탄성과 속도	깊은 심도의 지 층 구정조, 연약 대, 지반정수	중요 구조물 지반 조사
전기 비저항 토모그래피	전기 비 저항치 단면	지층 구정조, 연 약대, 지반정수	중요 구조물 지 반 조사

Table 2.1.2 Kind of Geo Tomography and characteristic

2.2 Computed Tomography의 원리

의학(醫學)관련으로 영상진단은 일반 방사선 촬영과 초음파 검사가 가장 일반적인 검사방법이다. 이러한 진단은 과거부터 현재까지 널리 이용되는 방법으로 현재 보다 더 정확한 임상 정보를 원하게 됨으로 영상진단용 장비들이 함께 발전하게 되었다. 컴퓨터 단층영상의 정의는 방사선(X-Ray)과 컴퓨터(Computer), 단층영상(Tomography)이라는 3가지로 설명된다.

즉, 방사선을 이용한 영상기법을 컴퓨터에서 수학적 방법을 이용하여 단층영상으로 나타내는 것을 말한다. 입체를 단면으로 나타내기 때문에 겹쳐짐 현상이 있는 일반 방사선 영상의 한계를 극복하기 위해 겹쳐짐이 없는 해부학적 구조의 표현이 가능한 단층 영상이 개발 되었다. Fig 2.2.1에서 나타난 그림은 일반 방사선 영상과 컴퓨터 단층 영상의 모식도를 나타낸 것이다. 그 특징을 보면 일반 방사선 영상은 투과체가 겹쳐져서 영상화(Imaging)되지만 CT(Computer Tomographic)는 겹쳐짐이 없는 명확한 위치 및 모양에 대한 영상화가 가능하다. 일반적인 CT영상은 영상의 해상도(Display resolution)가 얼마나 정확한 정보를 제공하는지에 대한 기준이 된다. 즉 ‘허상(Noise)이 없이 얼마나 깨끗한 영상을 표현하는가?’로 판단한다. 각 영상 matrix의 개별 구성요소를 픽셀(Pixel)이라 하며 CT영상에서는 픽셀은 깊이 방향의 요소를 포함하고 있기 때문에 볼셀(Voxel)이라 정의하고 있다. 예를 들면 100 x 100 매트릭스란 말은 가로 100개, 세로 100개의 픽셀로 이루어진 격자를 의미한다. 이 매트릭스(Matrix)를 구성하는 격자(Pixel)가 많을수록 해부학적 표현이 뛰어나게 된다. Fig 2.2.2는 실물 형상을 격자(Pixel)의 양이 많을수록 실제 영상과 동일하게 나타내는 것을 보여준다. (Amy S.T, 1999) CT의 기본원리는 피사체 내부구조를 다 방향으로 X선을 조사하여 그 선들을 재구성

(Reconstruction)하는 것이다. 예를 들어 둥근 원통속의 물체가 있다면 물체를 0도에서 180도로 돌리거나 X 선을 돌려가며 찍으면 투과한 빔의 양을 계산하여 단면을 얻게 된다. 검출된 X선의 양은 물체의 투과 정도에 따라 검출기에 누적되는 양이 다르기 때문에 물체의 정보를 가질 수 있게 된다. 그리고 360도의 물체 표현은 180도까지의 데이터를 미러링(Mirroring)하여 구하게 된다. 이렇게 구해진 그래프를 시각화한 것을 사이노그램(Sinogram)이라 한다. Fig 2.2.3은 직사각형 물체에 X선을 투과하여 그 데이터를 그래프, 즉 사이노그램(Sinogram)으로 표현한 것이다. 사이노그램(Sinogram)을 영상화 하기위해 1917년 독일의 Johann Radon은 라돈변환(Radon transformation)을 제안 하였다. 라돈 변환은 의학계뿐만 아니라 인공위성 또는 항공기로부터의 SAR(Synthetic Aperture Radar) 분석, 영상검색, 영상처리, 정보 보호 그리고 선 구조 분석(Line structure analysis)등에 상용되고 있다. 특히 선구조 분석을 위하여 하프 변환(Hough transformation)이 사용되지만 하프변환은 라돈변환의 특수한 경우이다. 라돈변환(Radon Transformation)을 사용할 경우 영상 내에 존재하는 코너, 노이즈(noise)가 심한 영상 내에 존재하는 선구조등을 효과적으로 분석할 수 있다.(Cho, 2008)

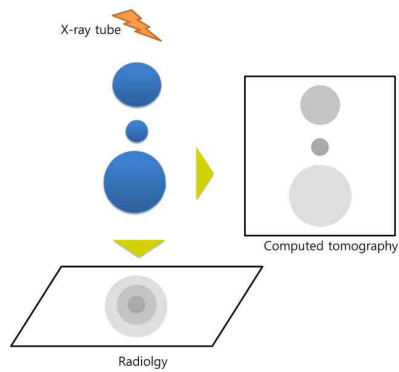


Fig 2.2.1 Radiology & CT characteristics

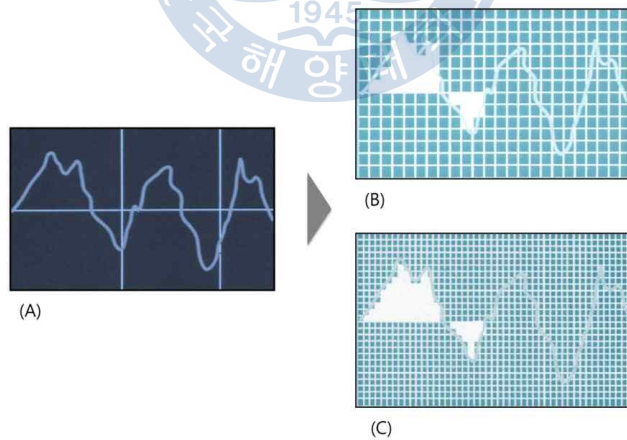


Fig 2.2.2 Advanced imaging concept



Fig 2.2.3 Changed sinogram graph by inverse Radon Transform

2.3 라돈 변환(Radon Transformation)

1971년 영국의 Godfrey N. Hounsfield가 라돈 변환(Radon Transformation)을 기반으로 컴퓨터 단층 촬영기법(CT: Computerized Tomography)를 발표한 후 Radon 변환은 의학뿐만 아니라 우주 항공분야, 영상처리에 사용되고 있다. 라돈 변환(Radon Transformation)의 특징 중 하나인 ‘노이즈(noise)가 심한 영상 내에 존재하는 선구조등을 효과적으로 분석할 수 있다.’는 점을 이용하여 Cho(2008) 등은 회전된 물체의 효율적 보정을 위해 라돈 변환 개선하였으며 Seo(2003) 등은 방송에서 사용되는 워터마크 패턴을 찾기 위해 라돈 변환을 사용하였을 때 워터마크의 동기를 복원하는 능력이 우수한 것을 보였다. 라돈 변환(Radon Transformation)은 2차원 유클리드 공간(Euclidean space)상의 영상 $f(x,y)$ 를 선 적분 하여 라돈 변환 공간(Radon Transformation space) 상에 누적함으로써 선형 특징을 강조하고 검출하는데 사용할 수 있다. 또한 고유의 적분 기능으로 잡음(noise)이 섞인 영상에서 특징 추출이 보다 쉽다. 주어진 투영각도 θ 에 대한 영상 $f(x,y)$ 의 라돈 변환은 식 2.3.1과 같다.

$$\begin{aligned} g(\rho, \theta) &= R(f) \\ &= \iint_{-\infty}^{\infty} f(x,y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - \rho) dx dy \\ & \quad (-\infty < x, y < \infty, -\infty < \rho < \infty, 0 \leq \theta < \pi) \end{aligned} \quad 2.3.1$$

여기서 $g(\rho, \theta)$ 는 2차원 영상을 선 적분하여 획득한 투영 데이터(Projection data)이고, ρ 는 원점에서 법선의 길이이다. θ 는 법선과 x 축과 이루는 각도이며, R 은 라돈 변환 오퍼레이터(Operator)이다. 그리고

δ 는 디랙 델타 함수(Dirac delta function)이다. 각도 θ 에서 영상 $f(x,y)$ 는 회전된 좌표계 (ρ, u) 에 식 2.3.2와 같이 나타낼 수 있다.

$$x = \rho \cos \theta - u \sin \theta, y = \rho \sin \theta + u \cos \theta \quad 2.3.2$$

식 2.3.2을 식 2.3.1에 대입하면 식 2.3.3과 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned} g(\rho, \theta) &= R(f) \\ &= \iint_{-\infty}^{\infty} f(\rho \cos \theta - u \sin \theta, \rho \sin \theta + u \cos \theta) \delta(0) d\rho du \\ &\quad (-\infty < x, y < \infty, -\infty < \rho < \infty, 0 \leq \theta < \pi) \end{aligned} \quad 2.3.3$$

식 2.3.3에서 디랙 델타 함수(Dirac delta function)는 변수 ρ 에 대한 함수이고, 식 2.3.4와 같은 특징이 있다.

$$\delta(x) = \begin{cases} 1, & \text{if } x=0 \\ 0, & \text{elsewhere} \end{cases} \quad 2.3.4$$

따라서 라돈 변환은 식 2.3.5와 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} g(\rho, \theta) &= R(f) \\ &= \int_{-\infty}^{\infty} f(\rho \cos \theta - u \sin \theta, \rho \sin \theta + u \cos \theta) du \\ &\quad (-\infty < \rho < \infty, 0 \leq \theta < \pi) \end{aligned} \quad 2.3.5$$

Fig 2.3.1는 유클리드 공간 상에서 각도 θ 에서 영상 $f(x,y)$ 의 라돈 변환 공간상으로 적분되는 것을 보여준다.

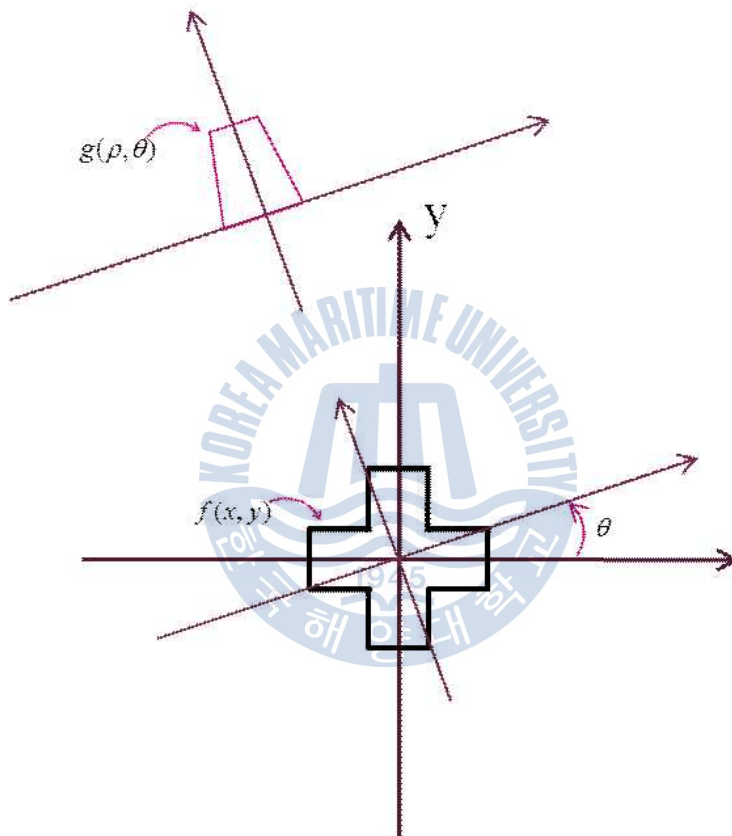


Fig 2.3.1 Image $f(x,y)$'s Radon Transform

2.4 라돈변환(Radon Transform)의 회전각 추출 및 보정

라돈(Radon Transformation)변환에서의 회전각 추출 및 보정은 먼저, 전처리(Image Processing) 과정을 통하여 추출한 축소 영상에서 투영 각도에 따라 선 적분하여 라돈 변환 공간으로 누적된 투영 데이터를 획득한다. Fig 2.3.1에서 획득한 투영 데이터는 2차원 행렬이다. 행렬의 열의 크기는 투영하는 각도의 회수이며 행의 크기는 각 투영 각도에서 법선을 따라 선 적분한 개수이다. 이렇게 획득한 2차원 행렬에서 식 2.4.1의 식을 이용하여 최대값을 찾고 그 최대값의 열 좌표를 이용하여 회전된 물체의 각도를 알아낸다. 그리고 이 각도를 이용하여 원본 영상의 회전된 물체를 보정한다.

$$\begin{aligned} Maxval &= \max(R = (r_{i,j})) \\ -\frac{m}{2} \leq i \leq \frac{m}{2}, 0 \leq j \leq 180 \end{aligned} \quad 2.4.1$$

$R = (r_{i,j})$: Radon 변환에 의한 변환 공간상으로 변환된 2차원 행렬
 m : 각 투영 각도에서의 선 적분 횟수

제 3장 Tomographic PIV

3.1 3D PTV와 Tomographic PIV

유체를 해석함에 있어서 현재 많은 유체 기계들은 비접촉 시간 분석 (Non contact time resolved)을 위해 3C3D(3 components of Velocity in 3D space) 측정기술에 관심을 가진다. PIV(Particle Image Velocimetry)는 일반적으로 실험적으로 유체를 관찰하는 방법으로 추적 입자를 뿌리고 녹화가 가능한 영상시스템을 필요로 한다. PIV기법 중 저밀도 PIV이라 불리는 PTV(Particle Tracking Velocimetry) 기법은 카메라 영상에서 유동장 내부의 3차원 입자를 결정하는데 확정된 방법이다. 3D PTV는 3가지 원리가 있는데, 첫 번째 영상에서 분리된 입자의 영상 일치 두 번째 3차원 입자 좌표계의 결정, 세 번째 3차원 객체 공간에서 구별된 입자 추적을 기본으로 한다. 3D PTV는 입체적인 입자영상의 연속과정(Stereoscopic Particle image sequence)이다. 기본적으로 Stereoscopy는 최소 두 개의 관찰 영역으로부터 입자를 관찰하는 조건이 있다. 만약 카메라 사이의 상대적 배치가 교정(Calibration)과정으로 알 수 있다면 에피폴라 라인의 계산은 관찰 영역 사이에서 일치하게 된다. 그러면 두 대 이상의 카메라 사이의 기준 거리, 거리와 관측 영역의 관계 (Base to Height ration), 시스템의 깊이 해상도가 결정된다. 하지만 3D PTV의 단점으로 같은 입자의 정확한 XYZ 좌표를 얻기 위해 1:1길이 비가 바람직 하지만, 공간의 제한과 초점거리에 의한 제한으로 높이에 대한 기준비가 약 1:3 맞춰진다. 그 결과 3D PTV는 폭의 넓이 보다 심도는 낮게 나타난다. (Hans - Gerd Mass, 2009) 또한 영상에서 추적 입자를 찾아내는 다중 초점

대응과 추적을 입증하는 처리단계로 인해 입자의 모호성이 발생하게 된다. *Mass* 등 첫 번째 영상과 일치를 확인하는 것과 3차원 공간에서 입자를 추적하는 시공간 일치 과정(Spatio temporal matching process)을 확립했고, *Netzsche & Jähne*(2009)는 2차원 공간에서 첫 번째 입자 추적에 관한 처리단계 순서를 반대로 하고 영상 공간 입자 사이의 입체적인 일치를 수립했다. 입체적인 영상을 일치하는 단계는 입자 밀도가 높아짐에 따라 모호해 지는 경향이 나타난다. 이러한 모호성은 3~4대로 동기화 된 카메라 시스템과 그 배열로 해결할 수 있다. 하지만 *Elsinga et al.* 등(2006)이 제안한 Tomo-PIV는 3D PTV와 같이 개별 입자 추적과 입자 일치를 확인하는 것이 아니라 Voxel data 내부의 육면체 추적을 기반으로 한다. 그래서 Tomographic PIV는 규칙적인 격자(Regular grid) 내부의 속도장을 표현하는 것이 가장 적합하다. Tomo PIV는 입자의 3차원 위치 결정은 그림자에서 형상으로 이동하는 것처럼 카메라에 맺힌 영상 개수를 이용하여 영상을 재구성 하게 된다. 영상의 재구성 방법은 ART(Algebraic Reconstruction Technique)법과 MART(Multiplicative Algebraic Reconstruction and Interrogation)법으로 구성되는데 본 논문은 입자 일치 및 수렴 속도가 빠른 MART법이 기반 된 프로그램을 사용하였다. 3차원 복셀 구조 해상도(Resolution)에 의해 관찰 체적(Observation volume)을 표현하기 위한 Tomographic PIV의 기본 개념은 아래와 같다. 첫 번째: 첫 번째 영상은 모든 픽셀은 카메라 투영 중심을 통과하여 복셀 공간으로 투영된다. 투영된 광선에 의해 비친 모든 복셀은 발원하는 모든 픽셀로부터 보간(補間)에 의하여 명암 값(Gray value)를 가진다. 두 번째: 두 번째 영상의 픽셀은 복셀 공간으로 투영된다. 모든 복셀은 투영된 광선에 의해 영향을 받으며 존재하는 복셀 명암 값(첫 번째 영상에서 얻어진 값)

은 초기 픽셀의 명암 값으로 곱해진다. 세 번째: 마찬가지로 모든 다른 카메라 영상의 정보 또한 복셀 공간으로 투영된다. 결과적으로 복셀 공간은 순시 입자군의 축적된 영상 밝기를 포함하고 있다. 결과적으로 복셀 공간은 순간 입자군 입자의 밝기가 증가하여 축적하여 저장될 것이다. 다시 말하면 확실한 입자 위치의 복셀은 최고 높은 값(명암 곱의 모든 요소)을 가지며 남은 복셀 들은 상대적으로 낮은 값을 가질 것이다.

3.2 3차원 계측 원리

2대 이상의 카메라(Camera)를 사용하여 3차원 공간의 정량적 위치를 표현하기 위해선 카메라 각각에 대한 정보가 필요하다. 본 논문은 Doh 등(2004)이 제시한 외부요소인 (dis , α , β , κ , m_x , m_y)와 내부요소 (c_x , c_y , k_1 , k_2) 등 10개의 요소를 가지는 새로운 관측방정식(3.2.1)을 사용한 유전알고리즘(Genetic Algorithm)을 이용하였다. Fig 3.2.1은 절대 좌표계(X, Y, Z)에 대한 카메라 좌표계(x, y, z)의 관계를 10개의 표정 요소를 이용하여 표시하였다. 각 표정요소들의 의미를 살펴보면 먼저 dis 는 절대 좌표계 '0'(0, 0, 0)점으로부터 카메라 중심까지의 거리를 의미한다. 카메라 좌표계를 절대 좌표계로 일치시키기 위해 (X, Y, Z)축에 대한 회전각을 각각 (α , β , κ)로 정의한다. 그러면 축에 대한 회전행렬이 $M_M = M_Z M_Y M_X$ 로 된다. 즉 X, Y(α, β)축 회전에 의해 카메라 좌표계의 z축과, 절대 좌표계의 Z축이 평행하게 되며, 다시 Z(κ)축 회전에 의해 카메라 좌표계의 x, y축과 절대좌표계의 X, Y축이 서로 평행하게 된다. 절대 좌표계에 평행하도록 회전된 절대 좌표 값을 (X_m , Y_m , Z_m)으로 표시하고, 카메라 좌표계의 z축과 절대좌표계의 Z축을 일치시키기 위한 이동량을 m_x , m_y 으로 표시한다. 이렇게 카메라 좌표계의 z축과 절대좌표계의 Z축을 일치시키면, Fig 3.2.2와 같이 카메라 좌표계의 xy평면과 절대

좌표계 사이의 투영관계가 성립된다. 그리고 절대 좌표계의 객체 점과 사진 좌표계의 투영점이 일직선에 있다는 조건으로 식 3.2.1과 같은 방정식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} x &= c_x \frac{X_m - m_x}{\sqrt{dis^2 - m_x^2 - m_y^2 - Z_m^2}} + \Delta x \\ y &= c_y \frac{Y_m - m_y}{\sqrt{dis^2 - m_x^2 - m_y^2 - Z_m^2}} + \Delta y \end{aligned} \quad 3.2.1$$

식 3.2.1에서 나타난 c_x, c_y 는 이미지 그래버(Image grabber)에 따른 장비의 차이를 고려한 것이며, $\Delta x, \Delta y$ 는 카메라에 맺힘 영상 중심에서 거리에 따른 렌즈 굴절을 고려한 요소로 그 정의는 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \Delta x &= \frac{x}{r} (k_1 r^2 + k_2 r^4) \\ \Delta y &= \frac{y}{r} (k_1 r^2 + k_2 r^4), r = \sqrt{x^2 + y^2} \end{aligned} \quad 3.2.2$$

Fig 3.2.2에서 정의된 각각의 카메라의 표정요소(Camera's orientation parameters)를 구하기 위해 현재 알고 있는 3-D 절대좌표 (X, Y, Z) 와 사진 좌표 (x_i, y_i) 와의 관계는 식 3.2.3과 식 3.2.4와 같이 표시된다.

$$F = c_x \frac{X_m - m_x}{\sqrt{dis^2 - m_x^2 - m_y^2 - Z_m^2}} - (x - \Delta x) = 0 \quad 3.2.3$$

$$G = c_y \frac{Y_m - m_y}{\sqrt{dis^2 - m_x^2 - m_y^2 - Z_m}} - (y - \Delta y) = 0 \quad 3.2.4$$

식 3.2.3과 식 3.2.4의 F , G 방정식은 비선형 연립 방정식이다. 이를 풀기 위해 Gauss - Newton법이 사용된다. 그 이유는 표정요소의 미지 값을 가정하고 테일러 급수전개(최소 자승법)를 이용하여 보정량을 구하기 위함이다.



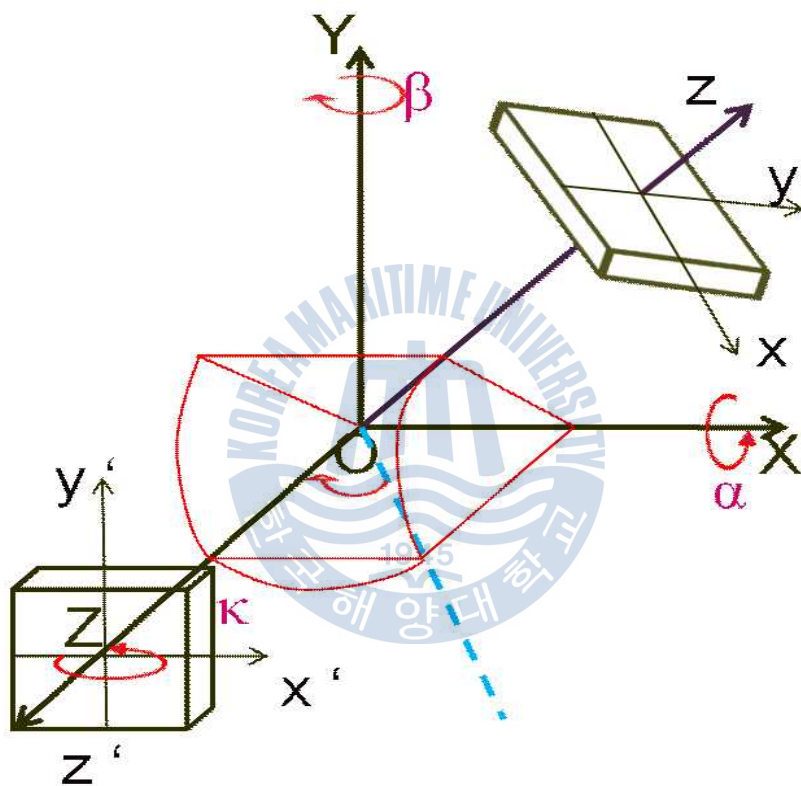


Figure 3.2.1 Relation between absolute-coordinate & camera-coordinate

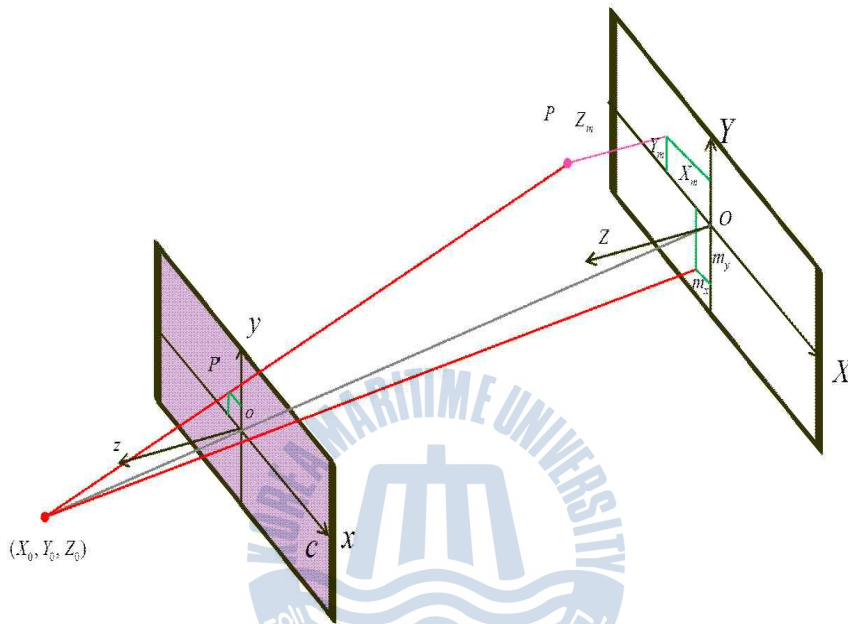


Figure 3.2.2 Projection between camera and absolute coordinate

X, Y, Z	: 절대 좌표계
x, y, z	: 사진 좌표계
m_x, m_y	: 중심축의 이동량
X_m, Y_m, Z_m	: X, Y, Z축에 의한 회전된 입자 좌표
X_0, Y_0, Z_0	: 카메라 중심의 위치(절대 좌표계)
c	: 투영면(초점거리)
P	: 공간상의 입자
P'	: 카메라상의 입자

3.3 카메라 영상 위치 결정

카메라의 표정요소(Cameras orientation parameters)가 구해지면 절대좌표 (X, Y, Z) 와 영상 좌표 (x, y) 의 관계는 식 3.2.3과 식 3.2.4로부터 다음과 같은 관계식이 성립된다.

$$F : \frac{c_x (X_m - m_x)}{d - Z_m} - (x - \Delta x) = 0 \quad 3.3.1$$

$$\therefore X_m = \frac{x - \Delta x}{c_x} (d - Z_m) + m_x = 0$$

$$G : \frac{c_y (Y_m - m_y)}{d - Z_m} - (y - \Delta y) = 0 \quad 3.3.2$$

$$\therefore Y_m = \frac{(y - \Delta y)}{c_y} (d - Z_m) + m_y = 0$$

여기서, $d = \sqrt{dis^2 - m_x^2 - m_y^2}$ 이며, $d - Z_m = t$ 라고 두면

$$X_m = \frac{x - \Delta x}{c_x} t + m_x \quad 3.3.3$$

$$Y_m = \frac{y - \Delta y}{c_y} t + m_y$$

이 된다. 또한, 회전변환행렬을 M_M 이라 두고, 역행렬을 B 라 두면

$$\begin{bmatrix} X_m \\ Y_m \\ Z_m \end{bmatrix} = M_M \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} \rightarrow \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = M_M^{-1} \begin{bmatrix} X_m \\ Y_m \\ Z_m \end{bmatrix} = B \begin{bmatrix} X_m \\ Y_m \\ Z_m \end{bmatrix}$$

으로 나타낼 수 있다. 이 식을 X, Y, Z 에 관하여 정리하면,

$$\begin{aligned}
X &= B_{11}X_m + B_{12}Y_m + B_{13}Z_m \\
&= (B_{11}\frac{s_x}{c_x} + B_{12}\frac{s_y}{c_y} - B_{13})t + (B_{11}m_x + B_{12}m_y + B_{13}d) \\
Y &= B_{21}X_m + B_{22}Y_m + B_{23}Z_m \\
&= (B_{21}\frac{s_x}{c_x} + B_{22}\frac{s_y}{c_y} - B_{23})t + (B_{21}m_x + B_{22}m_y + B_{23}d) \\
Z &= B_{31}X_m + B_{32}Y_m + B_{33}Z_m \\
&= (B_{31}\frac{s_x}{c_x} + B_{32}\frac{s_y}{c_y} - B_{33})t + (B_{31}m_x + B_{32}m_y + B_{33}d)
\end{aligned} \tag{3.3.4}$$

식 3.3.4와 같이 표현된 식을 이용하여 카메라의 영상 위치, (X_0, Y_0, Z_0) 를 표현하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned}
X_0 &= B_{11}mx + B_{12}my + B_{13}d \\
Y_0 &= B_{21}mx + B_{22}my + B_{23}d \\
Z_0 &= B_{31}mx + B_{32}my + B_{33}d
\end{aligned} \tag{3.3.5}$$

여기서, $d = \sqrt{dis^2 - mx^2 - my^2}$ 이고 $s_x = x - \Delta x$, $s_y = y - \Delta y$ 를 나타낸다. 식 3.3.5을 이용하여 각 카메라에 대한 카메라중심 (X_0, Y_0, Z_0) 과 입자의 중심을 지나는 하나의 직선의 방정식을 구할 수 있다. 하나의 입자에 대한 두 대 이상의 카메라로부터 구해진 직선방정식을 공선(共線) 조건을 이용하여 구하게 된다. Fig 3.3.1에서 나타난 것처럼 P점에 대해 각각의 카메라는 다음의 직선방정식을 가진다.

$$P(X, Y, Z) = P(a_1t + X_0, a_2t + Y_0, a_3t + Z_0) \tag{3.3.6}$$

두 개의 직선방정식을 표시하면 다음과 같으며

$$\begin{aligned} A(X, Y, Z) &= A(a_{11}t + b_{11}, a_{12}t + b_{12}, a_{13} + b_{13}) \\ B(X, Y, Z) &= A(a_{21}t + b_{21}, a_{22}t + b_{22}, a_{23} + b_{23}) \end{aligned} \quad 3.3.7$$

이 두 직선에 대한 최단거리를 가지는 t, s 는 다음과 같다.

$$t = \frac{k - \alpha\beta}{1 - \alpha^2}, \quad s = \frac{k\alpha - \beta}{1 - \alpha^2} \quad 3.3.8$$

여기서,

$$\begin{aligned} \alpha &= \alpha_{11}\alpha_{21} + \alpha_{12}\alpha_{22} + \alpha_{13}\alpha_{23} \\ \beta &= \alpha_{11}(b_{11} - b_{21}) + \alpha_{12}(b_{12} - b_{22}) + \alpha_{13}(b_{13} + b_{23}) \\ k &= \alpha_{21}(b_{11} - b_{21}) + \alpha_{22}(b_{12} - b_{22}) + \alpha_{23}(b_{13} + b_{23}) \end{aligned} \quad 3.3.9$$

으로 정의 된다. t, s 가 구해지면 $A(X, Y, Z), B(X, Y, Z)$ 가 결정되며 이를 식 3.3.7에 대입하면 실제 $P(X, Y, Z)$ 값은 식 3.3.10이 된다.

$$\begin{bmatrix} X_P \\ Y_P \\ Z_P \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \left\{ \begin{bmatrix} X_A \\ Y_A \\ Z_A \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} X_B \\ Y_B \\ Z_B \end{bmatrix} \right\} \quad 3.3.10$$

각 입자에 대해 상기 과정을 거치면 대응하는 카메라간의 입자와 하나의 3차원 위치를 결정할 수 있게 된다.

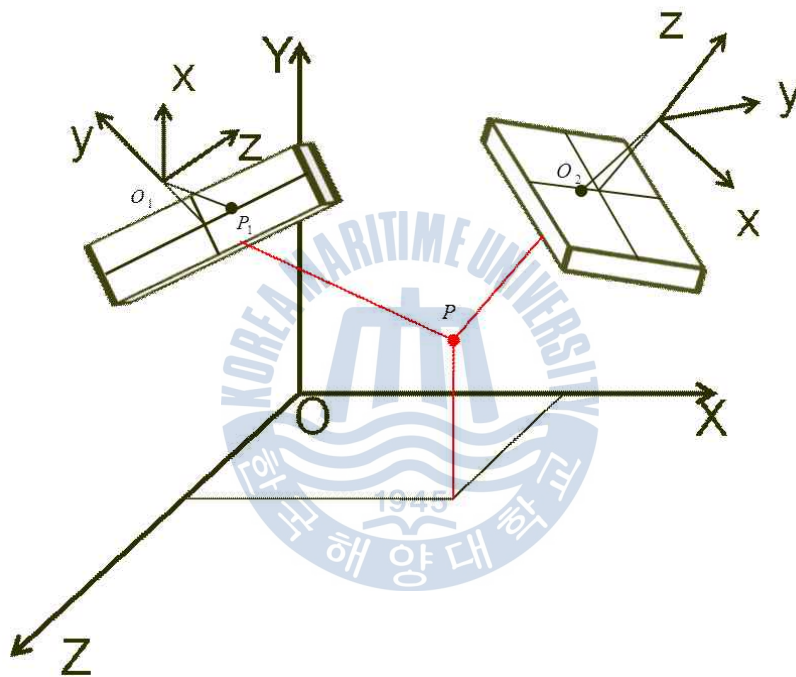


Figure 3.3.1 3D position of particle

제4장 영상처리(Image Processing)

본 논문에서의 목적은 동일 시간 때에 촬영된 추적 입자와 연성판 거동을 해석할 때에 두 가지 영상을 분리하기 위하여 사용된 잡음제거(Image Denoising), 가우시안 필터(Gaussian Filter)에 관해 설명한다.

4.1 잡음제거(Image Denosing)

잡음(Noise)이란 통상적으로 정보를 포함하고 있지 않는 신호로써 이용하기 위한 영상정보 신호에 더해져서 나타나는 것을 말한다. 잡음을 예측을 할 수 없지만 평균잡음전력, 잡음전력밀도함수 등의 통계학적 방법을 통해 묘사된다. Table 4.1.1은 잡음의 종류와 발생 원인을 나타낸 것이다. 디지털 영상은 종종 양과 음의 임펄스에 의해 훼손된다. 임펄스 잡음은 랜덤하게 특정 위치의 화소를 훼손하고 영향을 받지 않는 위치의 화소는 그대로 둔다. 이러한 잡음은 쉽게 눈에 띄게 되어 영상의 화질을 저하시키므로 임펄스 잡음을 제거하기 위한 많은 알고리즘들이 제안되었다.(LEE, 2006) 디지털 영상은 데이터 값의 분석을 통해 원래의 픽셀 값을 바꾸거나 분포를 변화시키고 위치를 이동하는 등 다양한 기하학적인 방법으로 변환될 수 있다. 영상을 확대하여 해상도를 높이는 경우 “상향표본추출(Up-sampling)”을 사용하며 픽셀의 위치가 (x, y) 인 영상 f 를 픽셀 위치 (x', y') 가 되는 영상 g 로 만들기 위해 영상 f 에 기하학적 변형을 가하는 영상 변환 방법이다. 이 방법은 위성사진 판독과 같이 너무 작아서 판독이 어려운 영상을 크게 확대하여 판별 성능을 높이거나 작은 영상을 보다 크게 확대하여 활용하고자 할 때

효과적이다.(*Park et al*, 2000) 이렇게 확대한 영상은 원본 영상과 픽셀 위치를 맞추는 작업을 하는데 [1]단순히 맞추는 작업과 [2] 인접한 두 픽셀 값 중 가장 가까운 값을 증가된 픽셀들에 부여하는 “최근접 이웃 보간법(Nearest neighbor interpolation)”, [3]부드러운 밝기 값을 얻기 위해 주변(16개 픽셀)을 이용하는 “체적 상승 적분(Cubic convolution)”, [4] 증가된 픽셀에 네 개의 가장 근접한 픽셀들에 가중치를 곱하여 나온 값들의 합을 부여하는 “쌍선형보간법(Bilinear interpolation)” 이 있다. 하지만 [1]과[2]는 구현하기가 간단하다는 장점은 있지만 확대된 픽셀이 인접한 픽셀과 같은 값을 가지므로 확대 후 영상의 품질이 떨어지는 단점이 있다. [3]은 [1], [2]의 단점을 보완하지만 많은 단점이 있다. 그래서 일반적으로 쌍선형보간법[4]이 사용되고 있지만 원래 영상의 특성이 확대 후에 증가된 픽셀들에 새로운 픽셀 값을 부여할 때 참조하는 픽셀의 수가 너무 적어서 원래 영상 특성이 확대 후에 충분히 균질하게 유지 되지 못하는 단점이 있다. (*Park et al*, 2000)

4.2 영상분리(Image Segmentation)

본 논문은 Tomographic Imaging 기술을 이용해 얻어진 영상에서 유동장과 연성판을 분리하기 위하여 두 가지 기법을 제안한다. 첫 번째는 팽창(Dilatation) 함수와 침식(Erosion) 함수를 이용한 영상 분리 방법과 두 번째, 미디언(Median) 필터를 이용한 영상 분리방법이다.

일반적으로 PIV 기법을 이용해 촬영된 영상은 그레이 스케일(Gray scale)의 영상이 사용되므로 여기에 맞는 그레이 스케일에 맞는 영상

처리를 설명하겠다.

영상처리 기법에서 특정 사물의 형태를 변형시키는 용도로 사용되는 영상처리 기법을 모폴로지(Morphology) 연산이라고 한다. 이러한 모폴로지 연산은 집합은 포함, 이동, 대칭, 여집합, 차집합 등을 이용하여 정의하고 있으며 가장 기본이 되는 연산은 팽창(Dilatation)과 침식(Erosion) 연산이다. 이 두 가지 연산의 함수는 물체의 밝기와 배경의 밝기 간에 격차가 클 때는 효과적이다.

침식과 팽창은 최대값과 최소값 필터를 구현하는 함수로 침식연산은 특정좌표의 픽셀 값 주변 픽셀 중에서 가장 작은 값으로 설정하며 팽창연산은 특정 좌표의 픽셀 값 주변 픽셀 중에서 가장 큰 값으로 설정하는 것을 말한다. 침식연산의 결과는 어두운 픽셀이 증가하며 팽창연산의 결과는 어두운 픽셀이 감소하게 된다. 즉 그레이 스케일 영상의 침식연산은 밝은 사물을 더 어둡게 보이게 하여 축소하는 효과를 가진다. 그래서 밝기가 균일하지 않은 영역에서 효과적으로 처리되지만 균일한 영역에서는 입력 화소의 밝기와 같은 결과를 보이게 된다. 침식연산을 수식으로 표현하면 다음과 같다.

$f(s,t)$ 와 $g(s,t)$ 를 각각 원 영상과 형태소에 대한 2차원 함수라고 하고 D_f 와 D_b 를 각각 $f(s,t)$ 와 $g(s,t)$ 의 도메인이라 하면 $f(s,t)$ 와 $g(s,t)$ 로 침식하는 수식은 식 4.2.1과 같다.

$$(f \ominus g)(s,t) = \min(f(s+x,t+y) - g(x,y)) \quad 4.2.1$$

$$(s+x),(t+y) \in D_f \text{ and } (x,y) \in D_b$$

팽창연산을 수식으로 표현하면 식 4.2.2와 같다.

$$(f \oplus g)(s, t) = \min(f(s - x, t - y) + g(x, y)) \quad 4.2.2$$

$$(s - x), (t - y) \in D_f \text{ and } (x, y) \in D_g$$

이러한 침식 및 팽창 연산을 거친 영상은 돌출부 또는 패인 부분이 생기거나 잡음이 생성된다. 이러한 현상을 제거 위하여 열기(Opening)와 닫기(Closing) 연산을 사용한다.

열기연산은 침식 연산에서 팽창연산을 거친 영상에서 돌출되는 영상을 부드럽게 만들어주는 역할을 하며 닫기 연산은 팽창연산에서 침식연산을 거친 영상의 빈곳을 채워주는 역할을 한다. 식 4.2.3은 영상 f 를 영상 b 로 열기 연산을 하는 것을 나타낸 것이다.

$$f \circ g = (f \ominus b) \oplus b \quad 4.2.3$$

식 4.2.4는 영상 f 를 영상 b 로 닫기 연산을 나타낸 것이다.

$$f \circ g = (f \oplus b) \ominus b \quad 4.2.4$$

Fig 4.2.1은 검정색 방수천을 이용하여 실린더 후류를 관찰한 영상이며 이 실험 영상을 이용하여 Fig 4.2.2는 팽창 및 침식 연산을 이용한 영상 분리를 나타낸 것이다.

다음은 미디언 필터(Median filter)는 팽창 및 침식 연산과 마찬가지로 영상에서의 잡음을 제거하기 위한 방법으로 비선형 영역 처리기법 중 하나이다. 미디언 필터의 특징은 윤각이 뚜렷한 에지(Edge)를 보존하고 기

존 에지(Edge)들은 상세하게 보존할 수 있는 장점이 있다. 그 원리는 영상에 마스크를 씌워 그 내부의 영역 값을 크기 순서대로 정렬 후 중간 크기의 값을 선택하는 필터이다. 장점으로 소금과 후추 잡음(Salt & Pepper Noise)라 불리는 잡음을 제거하는데 효과적이다. Fig 4.2.3 미디언 필터를 이용하여 입자를 제거한 영상을 나타낸다.



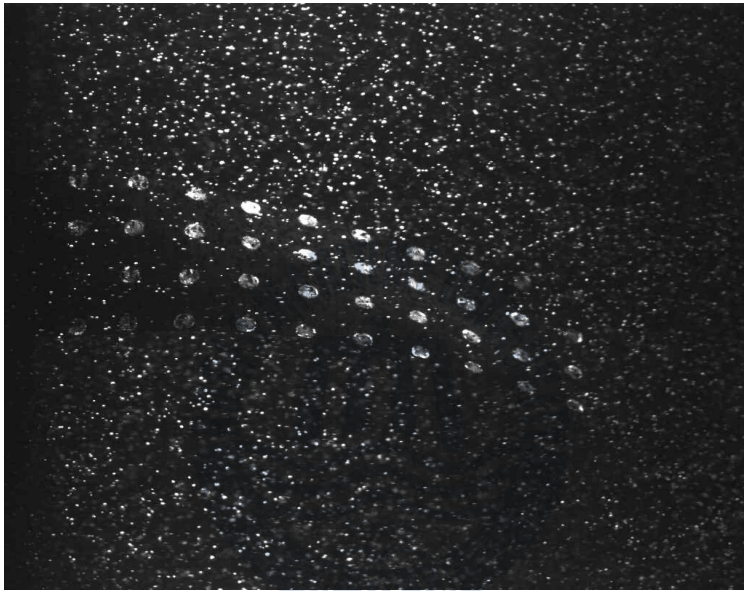
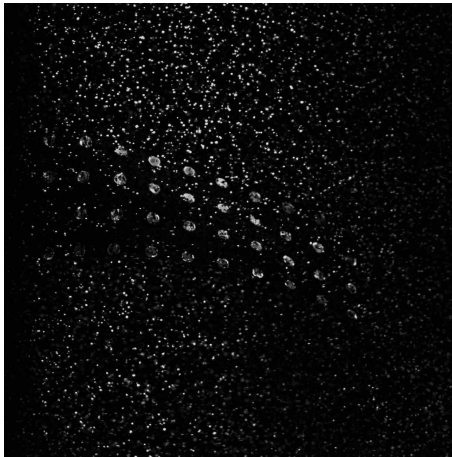
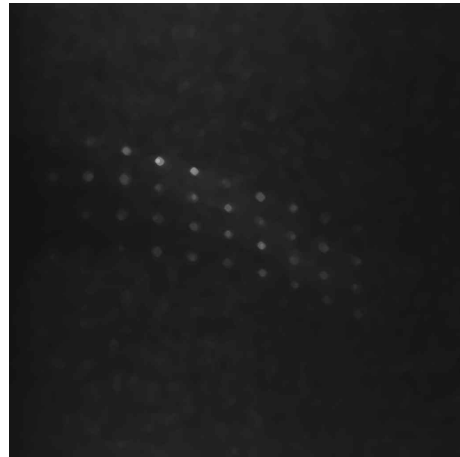


Fig 4.2.1 Original Cylinder with flag Image

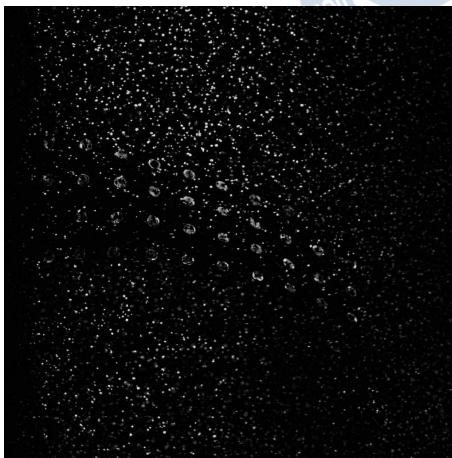


Original Image

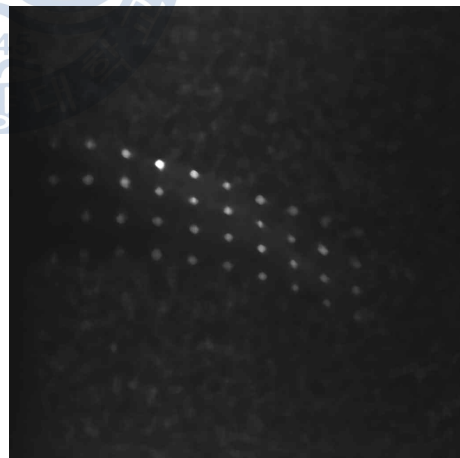


Dilatation and Erosion filter

Fig 4.2.2 Segmentalized flag and flow by Dilatation and Erosion



Original Image



Median filter

Fig 4.2.3 Segmentalized flag and flow by Median filter

잡음의 종류	발생원인
열잡음 (Thermal Noise)	통신이론에서 잡음을 모델링하는데 사용되며 선로 상에서 선 길이에 비례하여 증가
임펄스잡음 (Impulse Noise)	충격성 잡음이라고 하며 종단장치나 데이터 장비 등에서 발생
위상잡음 (Phase Noise)	사용 주파수 이외에서 나타나는 불필요한 에너지원
양자화 잡음 (Quantization Noise)	아날로그-디지털 변환과정에서 발생
전파 잡음 (Electromagnetic wave Noise)	대기잡음이라 불림

Table 4.1.1 The type and causes of the noise

제5장 Volume Reconstruction Model

5.1 ART 법과 MART 법

3차원공간에서 2차원 공간으로 투영하는 방법에는 Angular method와 Translation method가 있다. Translation method는 카메라를 평행하게 배치하고 대상 체를 촬영하는 일종의 기하학모델을 이용한 투영법이다. Angular method에는 matrix를 이용하는 방법(식 5.1.1)과 도형의 길이 비를 이용한 pin-hole 모델법이 있으며, 본 연구에서는 pin-hole모델을 이용한 투영법을 활용하였다.

$$[4 \times 4] \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} x' \\ y' \\ z' \\ 1 \end{bmatrix} \Rightarrow \begin{bmatrix} x = \frac{x'}{z'} \\ y = \frac{y'}{z'} \end{bmatrix} \quad 5.1.1$$

Fig 5.1.1은 핀홀 카메라가 볼륨(Volume)을 관찰하는 모습을 나타낸다. 관찰 영역의 심도(Depth of focus)는 카메라 렌즈 및 조리개의 값에 따라 틀려진다. 본 논문은 105mm 렌즈, 조리개 5.6으로 실험하였으며 관찰 깊이는 10mm로 실험을 하였다.

3차원 공간(Observation Voxel)의 빛의 밝기를 $E(X_j, Y_j, Z_j)$ 로 표현하고 2차원 평면인 카메라 CCD(Charge coupled device)로 들어오는 영상을 $I_{(x_i, y_i)}$ 라 두면 그 관계는 식 5.1.2로 둘 수 있다.

$$I_{(x_i, y_i)} = \sum_{j \in N_i} w_{ij} E(X_j, Y_j, Z_j) \quad 5.1.2$$

식 5.1.2의 w_{ij} 는 복셀(Voxel)의 빛 밝기가 2차원 평면인 픽셀(pixel)에 미치는 영향 도를 나타내는 가중계수이다. 이 값은 카메라의 시선 거리, 상대적인 복셀 크기에 영향을 받으며 $0 \leq w_{ij} \leq 1$ 의 범위에서 값을 가진다. Fig 5.1.2은 3차원 공간에서 2차원 공간으로 투영되는 원리를 나타낸 것이다. 2차원 공간으로 투영된 영상을 3차원 공간으로 복원을 위해 토모그래픽 PIV는 두 가지 방법을 제안하고 있다.

첫 번째 방법은 ART(Algebraic Reconstruction Technique), 두 번째 방법은 MART(Multiplicative Algebraic Reconstruction and Interrogation)이다. ART법은 입자의 계조치(밝기 정보)의 실제 값과 계산된 값의 차를 이용하는 방법이며, ART법 계산식을 식 5.1.3으로 표현된다.

$$\begin{aligned}
 ART: E(X_j, Y_j, Z_j)^{k+1} \\
 = E(X_j, Y_j, Z_j)^k + \mu \frac{I(x_i, y_i) - \sum_{j \in N_i} w_{i,j} E(X_j, Y_j, Z_j)^k}{\sum_{j \in N_i} w_{i,j}^2} w_{i,j}
 \end{aligned} \tag{5.1.3}$$

여기서 μ 는 수렴속도를 빠르게 하기 위한 가중계수이며, $0 \leq \mu \leq 2$ 의 값을 가진다. i, j 는 각각 각 카메라에서의 픽셀(Pixel), 복셀(Voxel)을 나타낸다. 하지만, 이러한 가중계수에도 불구하고 ART법은 상대적으로 계산 값이 큰 경우 수렴속도가 늦다는 단점이 있다.

MART(Multiplicative Algebraic Reconstruction and Interrogation)은 입자 영상의 계조치와 계산된 값의 비를 이용한다. 그러면 ART법 보다 빠른 계산 결과를 얻을 수 있다. 식 5.1.4는 MART 법의 계산식이다.

$$\begin{aligned}
 MART : E(X_j, Y_j, Z_j)^{k+1} \\
 = E(X_j, Y_j, Z_j)^k \left(\frac{I(x_i, y_i)}{\sum_{j \in N_i} w_{i,j} E(X_j, Y_j, Z_j)^k} \right)^{\mu w_{i,j}}
 \end{aligned}
 \tag{5.1.4}$$

μ 도 계산의 수렴속도를 높이기 위한 가중계수로서 MART법에서는 $\mu \leq 1$ 의 값을 가진다. 레이저 볼륨 내에서 여러 대의 카메라로부터 저장된 영상들의 빛 밝기 정보를 복셀 내에서 입자를 복원할 때 MART법을 이용한다. Fig 5.1.3은 이러한 토모그래픽 PIV를 이용하여 영상촬영 및 입자 재구성 과정을 나타낸 것이다.



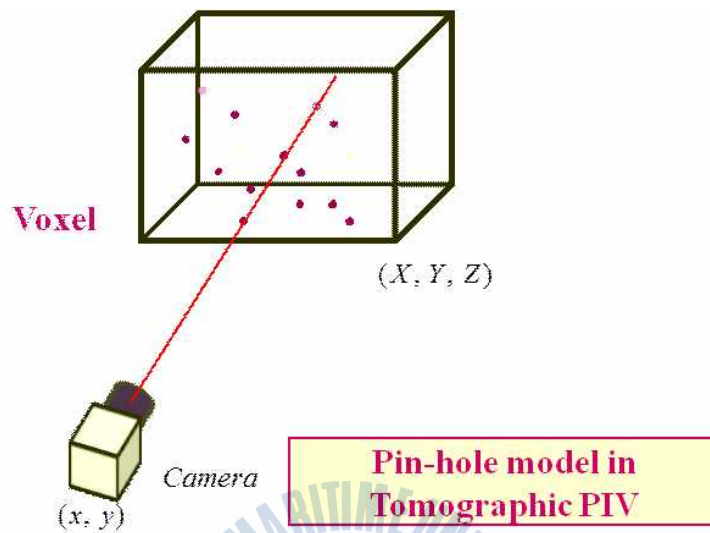


Figure 5.1.1 Pin-hole model in Tomographic PIV

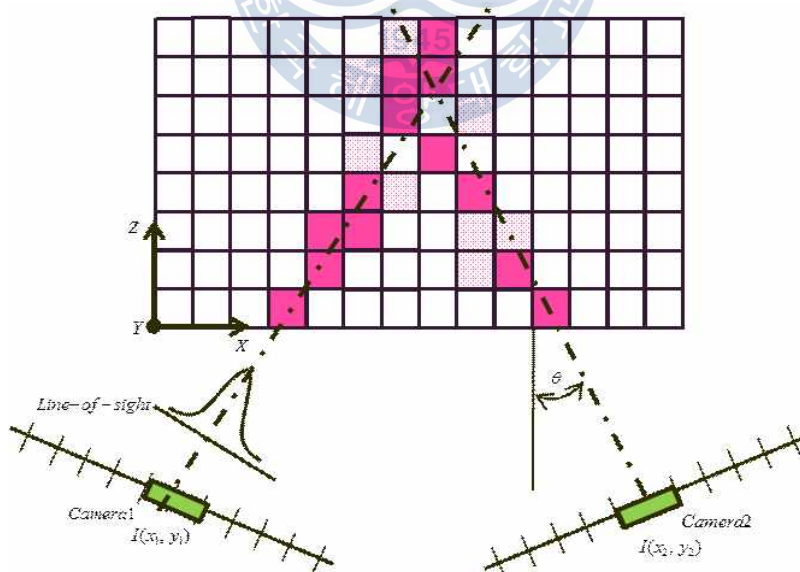


Fig 5.1.2 Principle of image reconstruction in Tomography

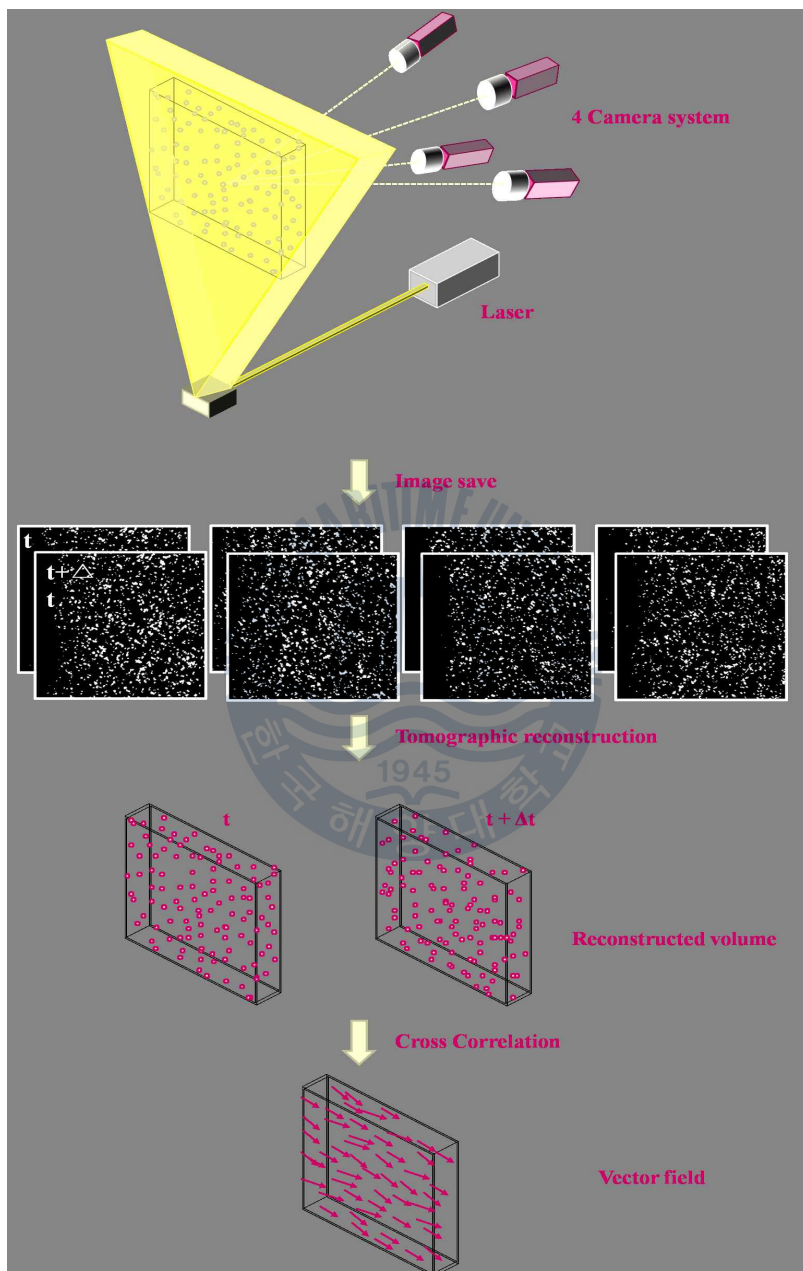


Fig 5.1.3 Imaging using Tomographic PIV and particle reconstruction schematic

제6장 유체-구조 연동 동시측정 시스템

6.1 계측원리

구조물의 운동을 파악하기 위해서는 각 카메라의 영상으로부터 구조물에 표시된 동일한 패턴을 추적하는 것이 필요하다. 이에 *Hwang*이 제안한 FSIMS(Flow-Structure Interaction Measurement System)를 기반으로 연성관의 운동 모습을 나타내었다. Fig. 6.1.1은 FSIMS의 기본 순서도로써 구조물의 운동과 유체의 유동장을 동시에 획득한 후, 구조물의 운동장과 유체의 유동장을 개별적인 알고리즘을 통하여 구하게 된다. FSIMS에서 유체의 유동장을 해석하기 위하여 3D PTV 알고리즘을 적용하였다. 하지만 본 논문은 유동장 해석에는 Tomographic PIV 알고리즘을 적용되었으며, 구조물의 운동장은 *Hwang*이 제안한 ‘양방향 운동 추적알고리즘(Bidirectional Motion Tracking Algorithm)’을 사용하였다.

제 1 시각 영상에서의 표적물(P_{11})이 제 2시각 영상의 임의 크기의 탐색영역 내(반경 S_{r2} 이내)에 자신의 표적물로 추정되는 후보(P_{21})를 기점으로 하여 재차 제 1시각의 보다 작은 임의 크기의 탐색영역 내(반경 S_{r1})에 원래의 표적물(P_{11})이 발견되면 두 시각사이에서의 운동의 동일한 표적물로 간주된다. 이 방법에서는 S_{r1} 과 S_{r2} 값의 설정에 따라서 동일 표적물의 발견이 잘 되지 않을 수도 있는데 S_{r1} 을 15픽셀, S_{r2} 를 20픽셀로 취함으로써 동일 표적물을 비교적 정확하게 찾을 수 있다. (*Hwang*, 2005)

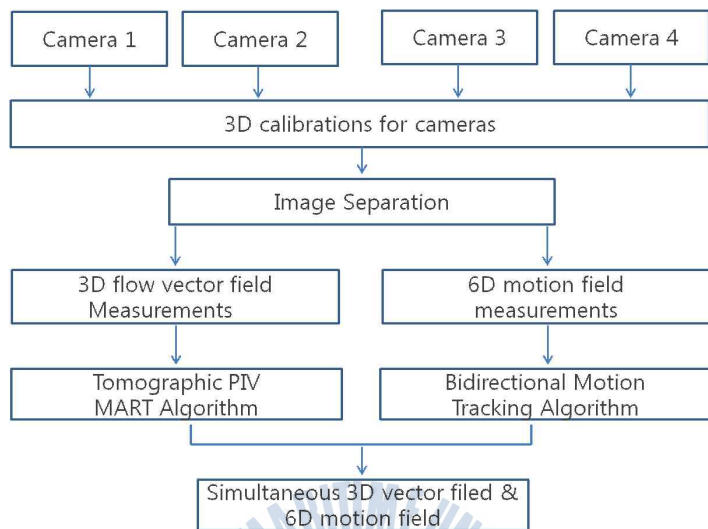


Fig 6.1.1 Flowchart of modified FSIMS

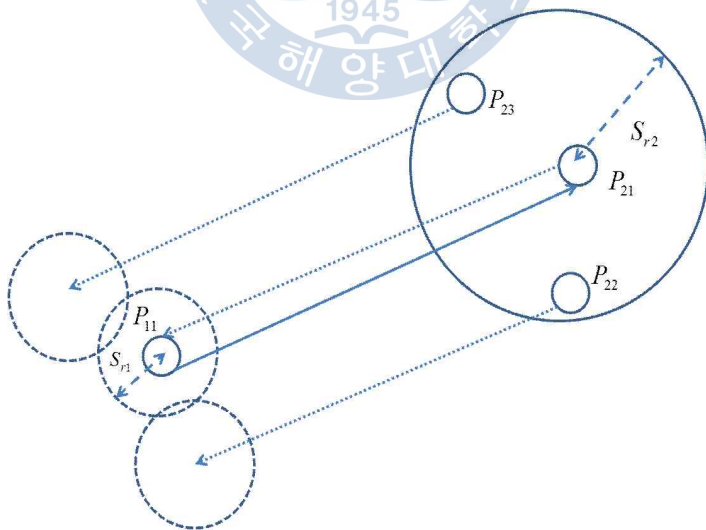


Fig 6.1.2 Concept of bidirectional tracking algorithm

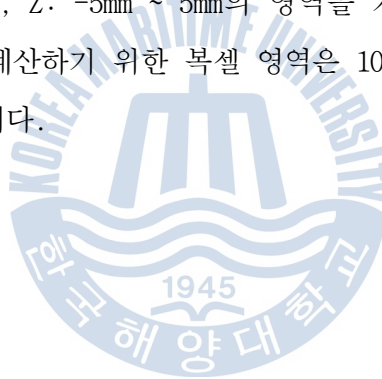
제7장 연성판이 부착된 실린더 후류 실험

7.1 실험장치 및 구성

본 실험에 사용된 연성판은 붉은색 천(0.024t, 30mm * 60mm)을 원주에 부착하여 사용하였으며 그 모습은 Fig 7.1.1에 나타내었다. 그리고 4대의 카메라 시각의 공통부분을 맞추기 위하여 80 * 70mm² 크기의 교정판(Calibrator)를 사용하였으며 Fig 7.1.2에 표시하였다. 측정시스템은 Ar-ion 레이저(8W, 532nm wavelength)와 고속카메라 (Ditect, HAS-500, 1024 * 992 pixels, 500 fps), 32 bit 호스트 컴퓨터로 구성하였다. Fig 7.1.3은 실험장치 개략도를, Fig 7.1.4는 실험모습을 나타낸 것이다. Fig 7.1.4에서 나타난 좌, 우 카메라의 각도는 21°, 상, 하 카메라 각도는 10°로 설정하였다. 그리고 실험에 사용된 렌즈는 니콘 AF MICRO 105mm 렌즈를 사용하였다. 본 실험은 110 * 110 * 930 mm³의 수직 회류수조를 사용하였다. 연성판이 부착된 실린더의 위치는 수직 회류수조 출구에서 230 mm 떨어진 지점에 설치하였으며 펌프에서 나온 유체의 흐름을 일정하게 유지 시켜주기 위해 Honeycomb을 설치하였다. 수직 회류수조에서 나오는 유속은 0.058 m/s이며, 물의 동점성계수 ν 는 $1.41 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$, 실린더 직경은 15mm으로, 실험 레이놀즈수는 617이다. 연성판이 부착된 실린더 후류를 관찰하기 위해 설치된 카메라의 위치는 깃발로부터 720mm 떨어진 곳에 설치하였다. 깃발이 부착된 실린더를 기준으로 측면에서 레이저를 볼륨으로 조사(照射)하였다. 추적 입자의 3차원 위치를 결정과 4대 카메라의 위치별 표정요소를 구하기 위해 z방향으로 교정기를 -5mm부터 5mm까지 1mm 간격으로 교정기(Calibrator)를 이동하였고 Fig 7.1.5는 4대의

카메라가 교정기를 바라보고 있는 영상을 나타내었다. 추적 입자로 사용한 입자의 크기는 $250\mu\text{m}$ 이며 원래 입자를 사용할 경우 입자의 밝기가 충분하지 않은 결과로 Rodamin-B 시약으로 염색을 하여 사용하였다.

유동장에서 입자와 과 연성판을 구분하기 위해 광학적 요소를 고려하여, 105mm 렌즈에 Longpass 필터를 사용하여 533nm이하의 파장은 차단하였다. 또한 데이터 전송 중 발생하는 임펄스 잡음을 제거하고 추적 입자와 연성판을 분리하기 위해 팽창 및 침식 연산과 미디언 필터를 이용한 영상을 이용하여 분리하였다. 각 방향의 영상 촬영 영역은 X : -35 mm ~ 40 mm, Y: -35 mm ~ 40mm, Z: -5mm ~ 5mm의 영역을 가지며 측정영역을 기준으로 3차원 유동장을 계산하기 위한 복셀 영역은 1024×992 영상을 기준으로 $420 \times 420 \times 60$ 복셀 이다.



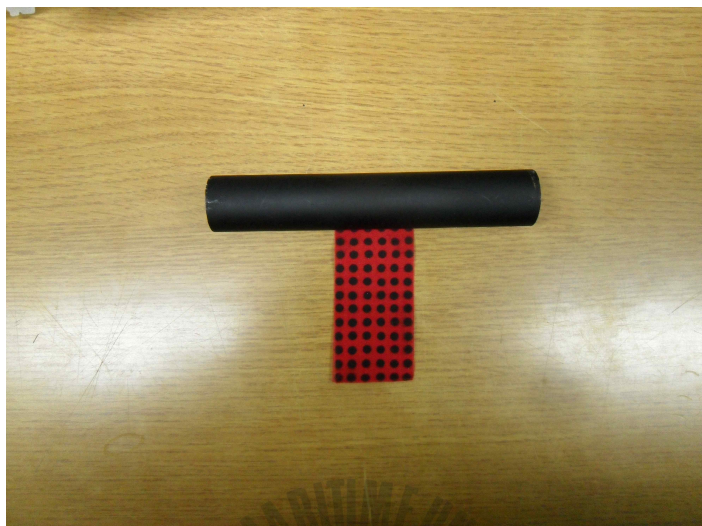


Fig 7.1.1 Cylinder with flag

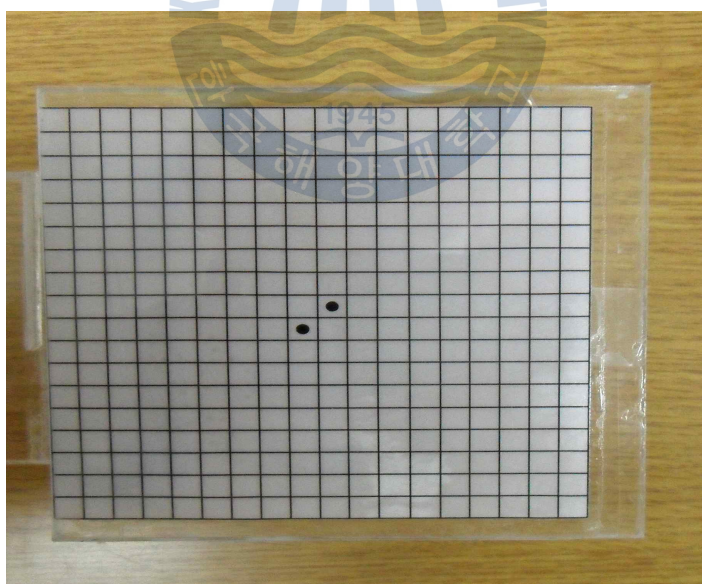


Fig 7.1.2 Calibrator

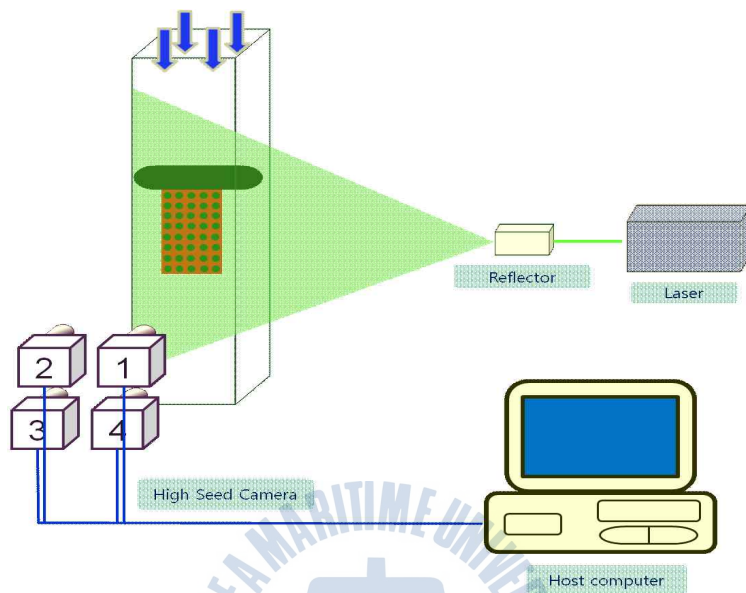
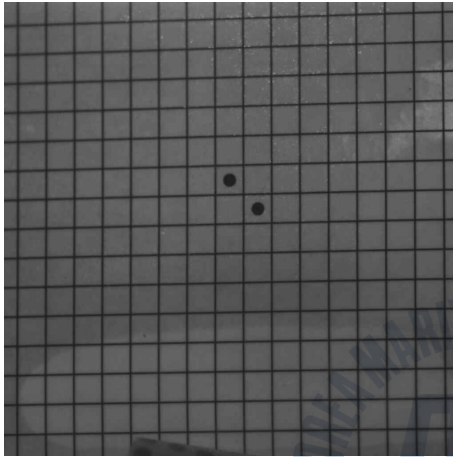


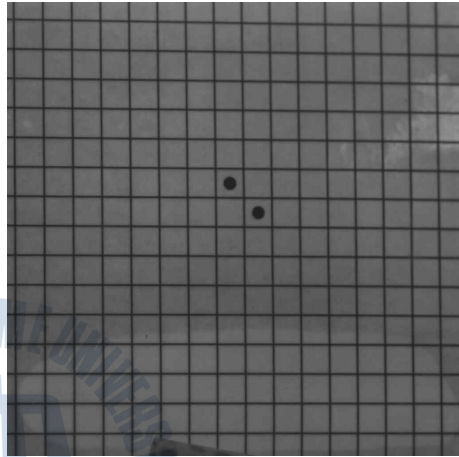
Fig 7.1.3 Schematic of experiment



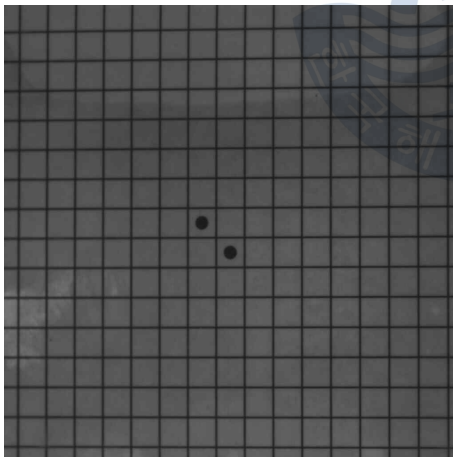
Fig 7.1.4 Experiment set up



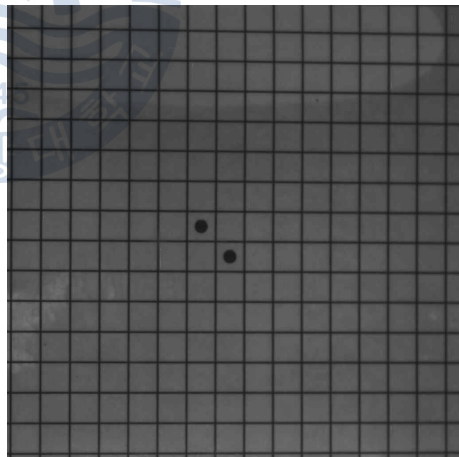
(i) Camera 2 image



(ii) Camera 1 image



(iii) Camera 3 image



(iv) Camera 4 image

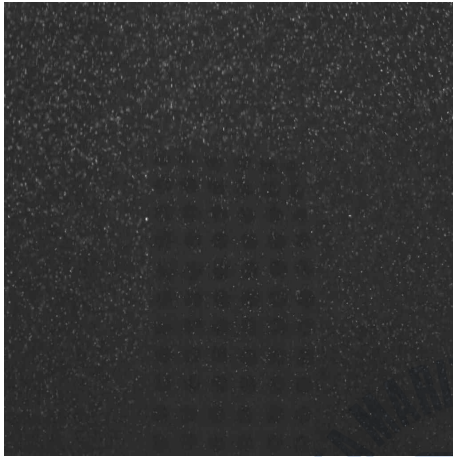
Fig 7.1.5 Calibrator for each cameras' position shown in

7.2 실험 결과 및 고찰

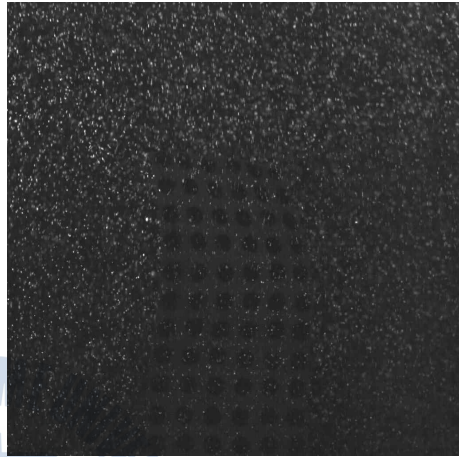
Tomography의 발전 배경 및 그 쓰임, 그리고 비접촉식 유동장 측정 기법인 PIV 기법에 Tomographic의 적용을 설명하였다. 그리고 Tomographic Imaging 기술을 바탕으로 연성판이 부착된 실린더 후류 및 깃발의 거동을 동시에 측정하는 실험을 수행하였다. 실험과정에서 고려한 인자들은 카메라 사이의 각도, 입자크기, 영상과 대비되는 심도, 그리고 광학적 요소를 추가하여 획득한 영상을 처리하는 기법 등이 있었다. 또한 장비의 특성상 저속에서 실험을 수행하였고, 유속이 빠르지 않더라도 연성판의 움직임이 크게 나타날 수 있어야 했기 때문에 재질 선택의 어려움이 있었다. 이에 실험으로 사용한 붉은색 천은 저속($0.058m/s$)에서 거동은 잘 관찰되었으나 물을 흡수함에 따라 그 특성이 다름으로 차후 실험에서 수정되어야 하는 사항으로 나타났다. Fig 7.2.1은 연성판과 유동장을 카메라 4대가 보는 영상 실험영상이다. 그리고 실험으로 얻어진 영상을 이용해 원본 영상에서 추적입자와 연성판을 분리하는데 미디언 필터를 사용하였다. Fig 7.2.2(0.4초)와 Fig 7.2.6(0.63초)처럼 실험을 통해 획득한 2차원 영상을 MART법을 기반으로 한 Tomographic PIV(Thinkers Eyes 프로그램)를 이용하여 3차원 유동장을 복원하였으며, Fig 7.2.5와 Fig 7.2.9는 양방향 운동 추적 알고리즘(Bidirectional Motion Tracking Algorithm)'을 사용하였다. 이러한 유동장 및 운동장의 표현은 Tecplot을 사용하였다. 붉은색 동그라미 부분(Point A, Point B)를 확대한 모습을 Fig 7.2.3과 Fig 7.2.7에 나타내었고, Fig 7.2.4와 Fig 7.2.8에 나타난 것처럼 와도장으로 표시하였다. 또한 와도장으로 표시한 Fig 7.2.4와 7.2.8은 연성판의 거동과 유사하다는 것

을 관찰할 수 있었다. 이러한 와도장의 결과로부터 실린더 후류는 연성관의 부착에 의하여 와도장이 하류로 감에 따라 확산되지 않고 그대로 대류 되어 가는 것이 확인되었다.

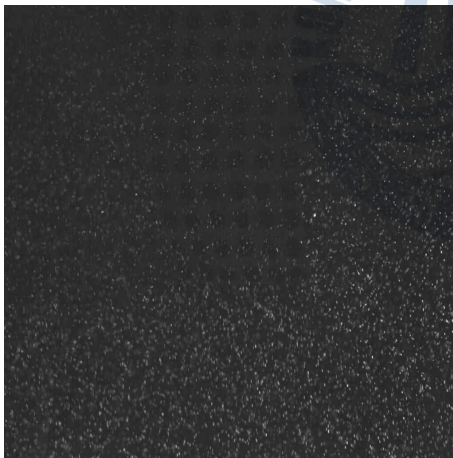




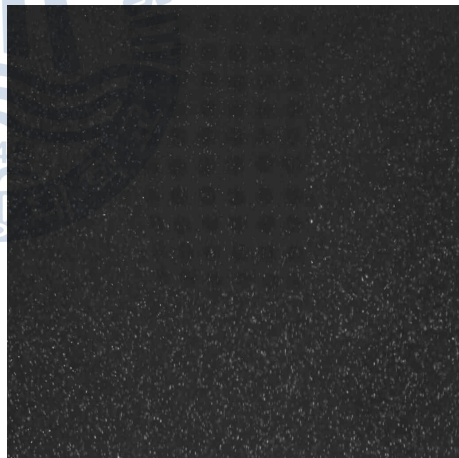
(i) Camera 2 image



(ii) Camera 1 image



(iii) Camera 3 image



(iv) Camera 4 image

Fig 7.2.1 Each cameras' flag and flow images

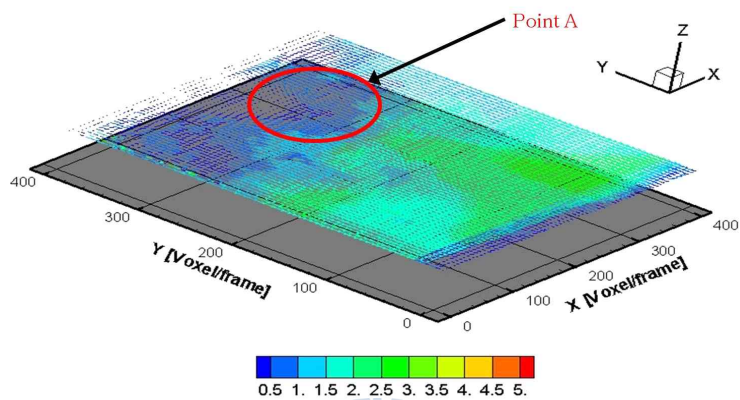


Fig 7.2.2 Instantaneous Z(voxel/frame) flow field at 0.4sec

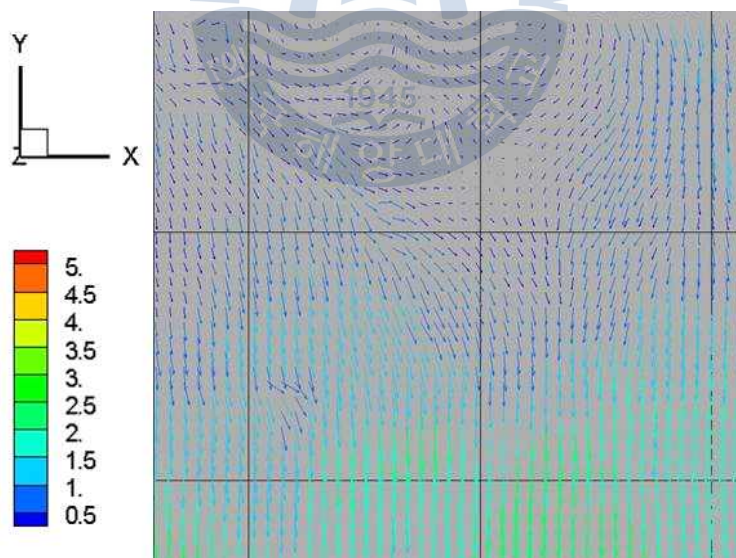


Fig 7.2.3 The extension point A flow field at 0.4sec

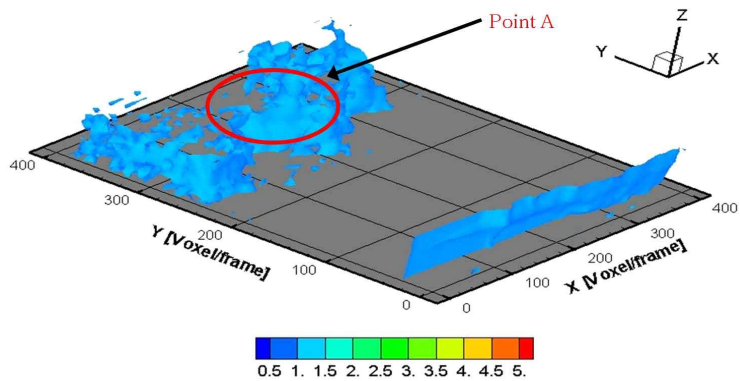


Fig 7.2.4 The vorticity in flow field at 0.4sec

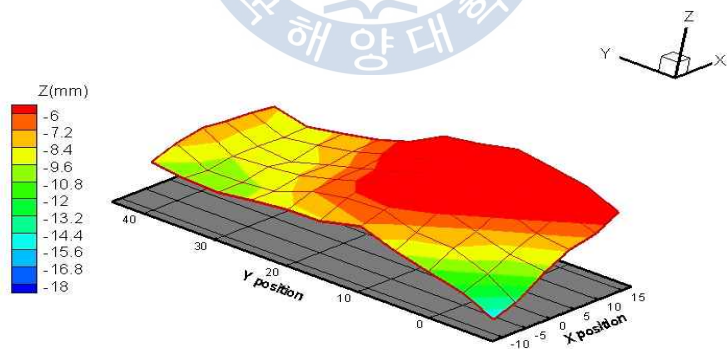


Fig 7.2.5 The flag motion at 0.4sec

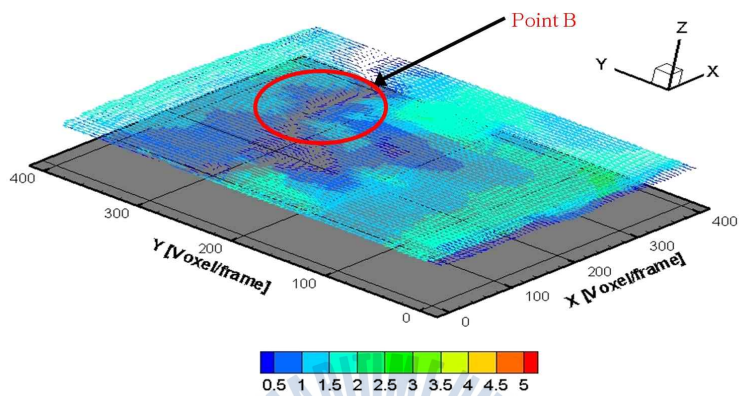


Fig 7.2.6 Instantaneous Z(voxel/frame) flow field at 0.63sec

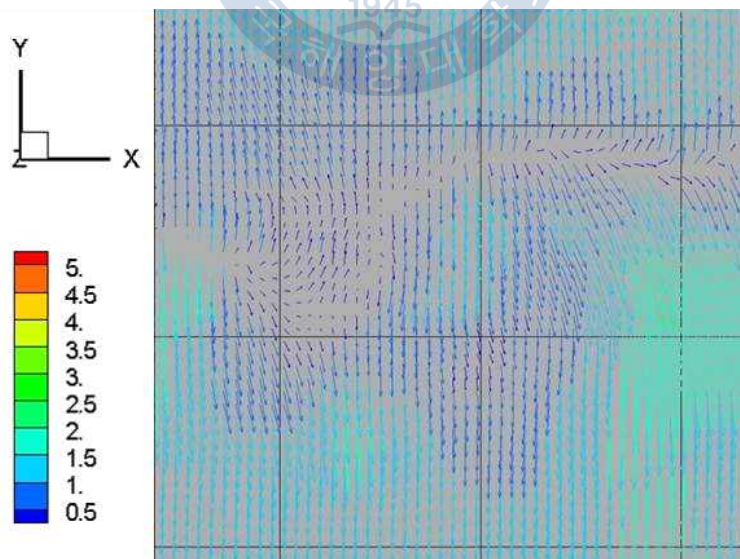


Fig 7.2.7 The extension point B flow field at 0.63sec

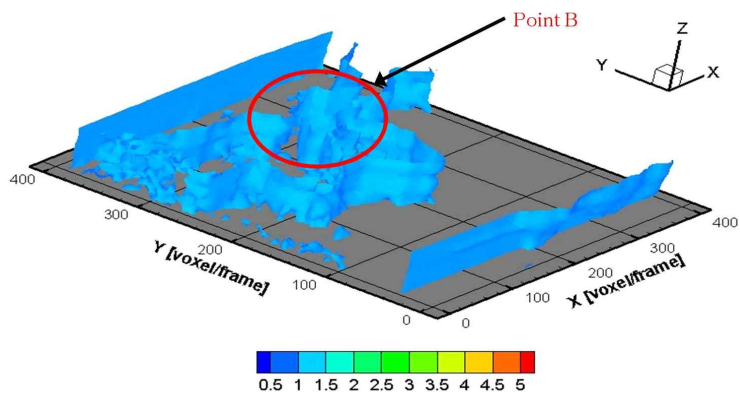


Fig 7.2.8 The vorticity in flow field at 0.63sec

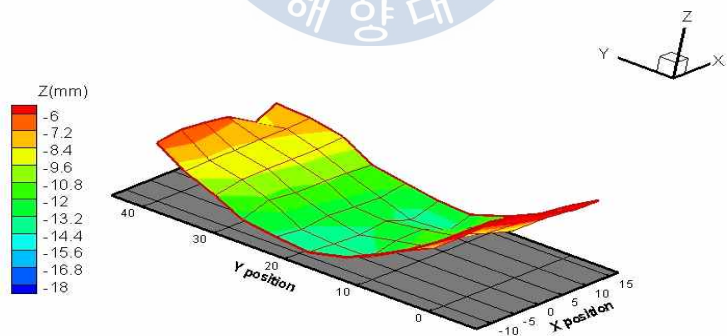
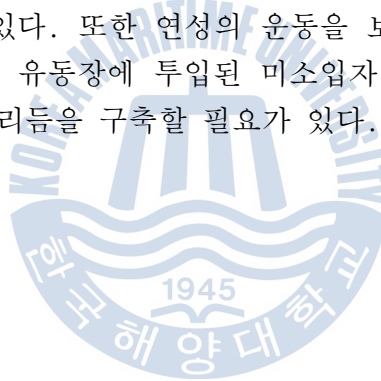


Fig 7.2.9 The flag motion in flow field at 0.63sec

제8장 결론

Tomographic 이미징(Imaging) 기술을 이용하여 연성판이 부착된 실린더 후류 측정을 통하여 다음과 같은 결론을 얻었다. 4대의 고속고해상카메라를 이용한 Tomographic-PTV시스템 구축을 통하여 유체유동과 연성체 운동에 대한 동시측정이 가능함을 확인할 수 있었다. 그리고 원주에 부착된 연성판은 원주 후류에 의하여 운동을 하게 되고, 이 운동에 의하여 원주에서 떨어져 나온 후류의 발달이 억제됨이 확인할 수 있었다. 이는 연성판의 부착으로 원주의 진동을 안정화시키는데 기여하게 됨을 의미한다고 볼 수 있다. 추후, 연성판으로 사용한 붉은색 천은 물을 흡수하는 성질을 가지기 때문에 물을 흡수하지 않는 재질을 이용한 연성판의 움직임 관찰할 필요가 있다. 또한 연성의 운동을 보다 정밀하게 측정하기 위하여 필름의 영상과 유동장에 투입된 미소입자 영상과의 분리를 고도화 시킬 수 있는 알고리즘을 구축할 필요가 있다.



참고논문

Amy S.T, Jeryl C.Jones, 1999, "Advanced imaging concept ; a pictorial glossary of CT and MRI technology", Clinical Technology in Small Animal Practice, Vol.14, No.2, pp.65-111.

Doh, D.H., Jo, H.J., Sang, J.W., Hwang, T.G., Cho, Y.B., Pyeon, Y.B, 2004, "A Study on the Development of a Three-Dimensional Measurement System for Flow-Structure Interaction Using Digital Image Processing", KSOE, Vol.18, No.4 pp.1-78.

Doh, D.H., Moon, K.R., Cho, G.R., 2009, "Development of a Pinhole-Model Volume-PIV and Measurements of a Cylinder Wake", The Korean Society of Visualization, pp.1-154.

Doh, D.H., Jo, H.J., Cho, G.R., Moon, K.R., 2010, " Tomo PIV," KSME 10FE96, pp.273~274.

Doh, D.H., Jo, H.J., Kwon, S.Y., Kim, H.J., Cho, G.R., Shin, B.R., 2011, "Investigations into the Cylinder Flow Stabilities with a Thin Film Attachment", Journal of the Korean Society of Marine Engineering Vol.35, No.7, pp. 957-965.

Elginga, G.E., Scarano, F., Wieneke, B., Van Oudheusden, B.W., 2006, "Tomographic particle image velocimetry" , Experiments in Fluids Vol.41, No.6, pp.933-947.

Hans-Gerd Maas, Torsten Putze, Patrick Westfield, 2009, " Recent Developments in 3D-PTV and Tomo-PIV", Imaging Measurement Methods, NNFM, Vol.106, pp.53-62.

Hinsch K.D., 2002, "Holographic particle image velocimetry",
Meas Sci Technol, Vol.13, No.7.

Moon, K.R., Doh, D.H., Jo, H.J., Cho, G.R., Kim, B.Y., Hwang,
T.G., 2009, "Wake Control Characteristics by a Flexible Flag",
KSME 09FE82, pp. 354~357.

구미란, 이강석, 강대성, 2010, “추정된 잡음의 표준편차에 의해 개선
된 가우시안 필터를 이용한 영상의 잡음제거”, 한국정보기술학회논문
지, Vol. 8권, No. 12호, pp.1~280.

김영환, 2010, “CT(Computed Tomography)의 기본원리”, 동물영상
의학, Vol.8, No.1, pp.6~90.

김재석, 정성욱, 오무송, 2002, “비임펄스 잡음이 포함된 이진영상의
잡음제거” 한국정보과학회, 가을 학술발표논문집, Vol.29, No.2,
pp.1~702.

문경록, 2010, “Tomographic-PIV와 Volume-PTV에 의한 실린더 후류
계측” , 석사학위논문, 한국해양대학교 대학원.

박정윤, 이상신, 김상철, 김중환, 2000, “가우시안 필터를 이용한 상향 표본추출모델”, 한국정보과학회 가을 학술발표논문집, Vol. 27. No. 2.

서진수, 유창동, 2003, “Radon 변환을 이용한 주기적인 워터마크 패턴의 동기 복원 방법”, 전자공학회논문지, SP편, Vol.40, No.1, pp.1-147

이임건, 2006, “잡음 검출기와 총변량 최적화를 이용한 영상의 임펄스 잡음제거”, 한국콘텐츠학회논문지, Vol. 6 No.4 pp.1-165.

이승준, 2009, “역사로 배우는 유체역학 2판”, GS 인터비전, 등록번호 제 2008 - 27호

조보호, 정성환, 2008, “라돈 변환을 이용한 회전된 물체의 효율적인 보정”, 정보과학회 논문지, 컴퓨팅의 실제 및 레터, Vol.14, No.3, pp.251-341.