



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](#)

2019년 2월  
박사학위 논문

# 광섬유 간섭계를 이용한 센서 및 광결맞음 단층영상기에 관한 연구

조선대학교 대학원

자연과학과(물리학전공)

이 승 석

# 광섬유 간섭계를 이용한 센서 및 광결맞음 단층영상기에 관한 연구

**A Study on Sensor and Optical Coherence Tomography System  
Using Fiber Optic Interferometer**

2019년 2월 25일

조선대학교 대학원

자연과학과(물리학전공)

이 승 석

# 광섬유 간섭계를 이용한 센서 및 광결 맞음 단층영상기에 관한 연구

지도교수 최 은 서

이 논문을 이학 박사학위신청 논문으로 제출함

2018년 10월

조선대학교 대학원

자연과학과(물리학전공)

이 승 석

## 이승석의 박사학위논문을 인준함

위원장	조선대학교	교수	<u>신용진 (인)</u>
위원	한국광기술원	센터장	<u>신인희 (인)</u>
위원	고등광기술연구소	연구원	<u>신준근 (인)</u>
위원	조선대학교	교수	<u>안태정 (인)</u>
위원	조선대학교	교수	<u>최은서 (인)</u>

2018년 12월

조선대학교 대학원

## 목 차

### ABSTRACT

제 1 장 서론 .....	1
제 1 절 연구 동기 .....	1
제 2 절 연구 범위 .....	4
제 2 장 연구 배경 이론 .....	7
제 1 절 광섬유 간섭계 .....	7
1. 간섭계의 종류 .....	7
2. 광섬유 간섭계를 위한 광섬유 소자 .....	9
3. 광섬유 간섭계의 구성 .....	13
제 2 절 광섬유 간섭계 센서 .....	15
1. 광섬유 패브리-페로 간섭계 센서 .....	15
2. 광섬유 마하젠더 및 마이켈슨 간섭계 센서 .....	16
3. 광섬유 샤펙 간섭계 센서 .....	20
제 3 절 광결맞음 단층영상기 .....	21
1. 광결맞음 단층영상기의 기본 원리 .....	21
2. 시간영역 광결맞음 단층영상기 .....	24
3. 푸리에영역 광결맞음 단층영상기 .....	25

제 3 장 광섬유 간섭계 기반의 센서 시스템 .....	29
제 1 절 광섬유 코일을 이용한 진동 센서 .....	29
1. 광섬유 코일을 이용한 진동 센서의 측정 원리 .....	29
2. 광섬유 코일을 이용한 진동 주파수 측정 실험 .....	32
3. 광섬유 센서 기반 진동 측정 결과 및 분석 .....	34
제 2 절 광섬유 간섭계 기반의 세포수 측정 .....	37
1. 세포수 측정을 위한 유세포 분석기 .....	37
2. 광경로차 변화를 이용한 세포수 계측 원리 .....	39
3. 광섬유 간섭계를 이용한 비드 계측 실험 .....	40
4. 비드 계측 실험 결과 및 분석 .....	44
제 3 절 광섬유 간섭계를 이용한 온도 센서 .....	48
1. 간섭계 기반의 굴절률 변화 측정 .....	48
2. 온도 변화에 따른 굴절률 변화 측정 실험 .....	51
3. 실시간 온도 측정 결과 및 분석 .....	55
제 4 장 광섬유 간섭계 기반의 광결맞음 단층영상기	59
제 1 절 자외선 직접 묘화 노광 샘플 검사 .....	59
1. 자외선 직접 묘화 노광 .....	59
2. 직접 묘화 노광 샘플 가공 및 노광된 패턴 측정 실험 .....	61
3. 비파괴적으로 측정된 노광 패턴 및 결과 분석 .....	64
제 2 절 공통경로 간섭계 기반의 광결맞음 단층영상기 .....	69
1. 부분 반사체 없는 공통경로 간섭계의 원리 .....	69
2. 공통경로 간섭계를 이용한 가공 단차 측정 실험 .....	72

3. 공통 경로 간섭계 기반 단차 측정 결과 및 분석 .....	73
<b>제 5 장 광섬유 간섭계 기반의 위상 이동 시스템 .....</b>	<b>77</b>
<b>제 1 절 도플러 효과를 이용한 위상 이동 시스템 .....</b>	<b>77</b>
1. 외부 진동에 의한 위상 이동 원리 .....	77
2. 진동 조건 제어에 따른 위상 이동 측정 실험 .....	78
3. 진동 주파수에 따른 위상 이동 측정 결과 및 분석 .....	80
<b>제 2 절 희토류 광섬유를 이용한 위상 이동 간섭계 .....</b>	<b>85</b>
1. 펄스광에 의한 희토류 도핑된 광섬유 굴절률의 변화 .....	85
2. 희토류 광섬유 위상 이동 간섭계의 위상 이동 실험 .....	86
3. 희토류 광섬유 위상 이동 측정 결과 및 분석 .....	88
<b>제 6 장 결론 .....</b>	<b>97</b>
<b>참고문헌 .....</b>	<b>101</b>



## List of Figures

그림 2-1. 영의 실험 .....	8
그림 2-2. 일반적인 마이켈슨 간섭계의 구조 .....	8
그림 2-3. 광섬유 커플러 .....	9
그림 2-4. 광섬유 서큘레이터. (a) 광섬유 서큘레이터의 광 흐름도, (b) 1번 포트에서 2번 포트로 광섬유 서큘레이터의 내부 동작 방법, (c) 2번 포트에서 3번 포트로 광섬유 서큘레이터의 동작 방법 .....	11
그림 2-5. 광섬유 콜리메이터. (a) 광섬유 콜리메이터 광 흐름도, (b) 광섬유 콜리메이터 내부 구조 .....	12
그림 2-6. 광섬유 간섭계의 개략도. (a) 마이켈슨 형, (b) 마하젠더 형 .....	14
그림 2-7. 패브리 페로 간섭계 센서. (a) 외부 패브리 페로 간섭계 센서, (b) 고유 패브리 페로 간섭계 센서 .....	15
그림 2-8. 광섬유 마하젠더 간섭계 센서의 개략도 .....	17
그림 2-9. 인라인 광섬유 마하젠더 간섭계 센서. (a) 장주기 광섬유 격자를 이용한 센서, (b) 광섬유 코어 크기가 다른 두 광섬유의 광응축을 통한 센서 .....	18
그림 2-10. 광섬유 마이켈슨 간섭계 센서의 개략도 .....	19

그림 2-11. LPG를 이용한 인라인 광섬유 마이켈슨 간섭계 센서 ..... 19

그림 2-12. 광섬유 사낙 간섭계 센서의 개략도 ..... 20

그림 2-13. 마이켈슨 간섭계의 개략도 ..... 21

그림 2-14. TD-OCT에서 기준단 스캔에 따른 간섭무늬 신호 변화 그래프 ..... 25

그림 2-15. FD-OCT의 간섭무늬 신호 푸리에역변환 그래프 ..... 27

그림 3-1. 광섬유 센서의 종류. (a) 광량변화에 따른 광섬유 센서의 개략도,  
                   (b) FPI 광섬유 센서의 개략도, (c) FBG 광섬유 센서의 개략도 ..... 31

그림 3-2. 단일 광섬유 센서 시스템의 개략도 ..... 33

그림 3-3. 단일 광섬유 센서 분석 결과 그래프 ..... 35

그림 3-4. 인가된 주파수에 대한 측정된 주파수의 선형성 그래프 ..... 36

그림 3-5. 제안된 광섬유 센서로 측정된 진동 신호의 3 dB에서 측정한  
                   대역폭 그래프 ..... 36

그림 3-6. 유세포 분석기의 일반적인 구조 ..... 38

그림 3-7. 간섭무늬를 이용한 세포수 계측 방법으로 ①는 물이 흐르지 않을 때  
                   ②는 물이 흐를 때. (a) 물이 흐르지 않을 때와 흐를 때의 간섭무늬  
                   신호 그래프, (b) 물이 흐르지 않을 때와 흐를 때의 간섭무늬

푸리에 변환 신호 그래프 .....	40
그림 3-8. 흐름 채널의 기하학적 구조 .....	41
그림 3-9. 흐름채널의 제어를 현미경을 이용하여 관찰한 사진 .....	42
그림 3-10. OSA를 이용하여 측정된 광원의 스펙트럼 그래프 .....	43
그림 3-11. 광섬유 간섭계 기반의 세포수 계측 시스템의 개략도 .....	44
그림 3-12. sample flow의 유속 변화에 따른 흐름 채널의 폭 변화 그래프 .....	45
그림 3-13. 비드 유무에 따른 푸리에 변환된 결과에서의 특성 피크의 위치 변화 그래프 .....	46
그림 3-14. LabVIEW 기반의 측정 인터페이스와 비드 측정 결과 .....	46
그림 3-15. 굴절률 측정 장비의 개략도. (a) 아베 굴절계의 개략도, (b) 프리즘 분광기의 개략도, (C) 타원계측기의 개략도 .....	48
그림 3-16. 간섭계를 이용한 굴절률 측정 원리 그림 .....	49
그림 3-17. 온도 변화에 따른 굴절률 변화 측정 원리 그림 .....	51
그림 3-18. 온도 측정을 위해 구현된 광섬유 기반 간섭계의 개략도 .....	52
그림 3-19. 샘플단에서 실리콘 웨이퍼를 가열하는 방법. (a) 샘플단의 실리콘 웨이퍼와 토치가 배치되어 있는 실험 장치 사진,	

(b) 실리콘 웨이퍼의 스캔 범위와 가열 위치를 표현한 그림 .....	53
그림 3-20. 굴절을 변화에 따른 실리콘 웨이퍼의 온도로 변환된 결과그래프 ....	54
그림 3-21. 실리콘 웨이퍼 샘플과 거울면의 간섭무늬 신호 분석 결과. (a) 푸리에 변환 신호 그래프, (b) 단층 영상 .....	55
그림 3-22. 실리콘 웨이퍼 가열 전후 간섭무늬 신호 분석 결과. (a) 가열 전과 후의 푸리에 변환 신호 위치 변화 그래프. (b) 가열 전후 변화된 단층 영상 .....	57
그림 3-23. 실리콘 웨이퍼 가열 5초 후 측정된 간섭무늬 신호를 분석한 온도구배 분포 그래프 .....	58
그림 3-24. 실리콘 웨이퍼 가열 중지 후 13초간 측정된 간섭무늬를 분석한 온도구배분포 그래프 .....	58
그림 4-1. 패턴 제작에 사용된 LDI 시스템의 개략도 .....	62
그림 4-2. LDI 시스템으로 광감성 유리에 제작한 패턴의 단면 사진. (a)는 후처리 전 광감성 유리의 단면 사진, (b)는 후처리 전 광감성 유리 단면의 현미경 사진, (c)는 후처리 후 광감성 유리의 단면 사진, (d)는 후처리 후 광감성 유리 단면의 현미경 사진 .....	65
그림 4-3. 노광 패턴에 대한 OCT 단층 영상. (a) 후처리 전 광감성 유리 패턴의 수평 방향 단층 영상, (b) 후처리 전 광감성 유리 패턴의 수직방향 단층 영상, (c) 후처리 후 광감성 유리 패턴의 수평 방향 단층 영상, (d) 후처리 후 광감성 유리 패턴의 수직 방향 단층 영상 .....	66

그림 4-4. 노광의 출력을 증가시켜가면서 만들어진 패턴의 깊이 차이에 대한 OCT 단층 영상. (a) 수직 방향 OCT 단층 영상, (b) ①번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상, (c) ②번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상. 화살표는 노광 출력이 감소하는 방향을 나타낸다. .... 67

그림 4-5. 노광의 출력을 감소시켜가면서 만들어진 패턴의 깊이 차이에 대한 OCT 단층 영상. (a) 수직 방향 OCT 단층 영상, (b) ①번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상, (c) ②번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상. 화살표는 노광 출력이 감소하는 방향을 나타낸다. .... 68

그림 4-6. 공통경로 간섭계의 개략도 ..... 70

그림 4-7. 제안한 부분 반사체를 이용하지 않는 공통경로 간섭계의 원리. a의 경우 OPD에 해당하는 간섭신호가 발생하지만 b의 경우 간섭이 발생하지 않고 DC 신호가 된다. .... 71

그림 4-8. 부분 반사체를 가지지 않는 공통경로 광섬유 간섭계 시스템의 개략도 ..... 73

그림 4-9. 미세 패턴 가공 샘플의 SEM 사진 ..... 74

그림 4-10. 미세 패턴이 가공된 실리콘 웨이퍼로부터 측정된 간섭신호 그래프. (a) 단차가 발생한 샘플 표면에서 발생한 간섭신호 그래프, (b) (a)에서 측정된 간섭신호의 푸리에 변환 그래프, (c) 단차가 발생한 샘플 표면에서 발생한 간섭신호 그래프, (d) (c)에서 측정된

간섭신호의 푸리에 변환 그래프 .....	74
그림 4-11. 간섭신호 분석을 통한 패턴의 간격과 깊이 정보로 해석된 결과 .....	76
그림 4-12. 해석된 내용을 바탕으로 재구성한 패턴의 단면 모습 .....	76
그림 5-1. 도플러 효과를 이용한 광섬유 위상 이동 간섭계의 개략도 .....	78
그림 5-2. BIF 광섬유 코일과 PZT로 구성된 광섬유 위상 이동자 .....	79
그림 5-3. 진동 주파수 변화에 따른 간섭신호의 장파장쪽으로 이동하는 결과 그래프. (a) 38.05 kHz, (b) 38.10 kHz, (c) 38.15 kHz, (d) 38.20 kHz, (e) 38.25 kHz, (f) 38.30 kHz, (g) 38.35 kHz, (h) 38.40 kHz. ....	81
그림 5-4. 진동 주파수 변화에 따른 간섭무늬 피크 이동 그래프 .....	82
그림 5-5. 진동 주파수 변화에 따른 간섭신호의 위상 변화 그래프 .....	83
그림 5-6. 진동 주파수 변화에 따른 간섭신호의 푸리에 변환 그래프. (a) 38.00 kHz, (b) 38.05 kHz, (c) 38.10 kHz, (d) 38.15 kHz, (e) 38.20 kHz, (f) 38.25 kHz, (g) 38.30 kHz, (h) 38.35 kHz, (i) 38.40 kHz. ....	84
그림 5-7. 전광섬유 위상 이동 간섭계의 개략도 .....	88
그림 5-8. 펄스광에 인가된 전류값에 따른 간섭신호의 이동 그래프. (a) 펄스광 전류가 50 mA에서부터 66 mA까지 2 mA 간격으로	

증가시키면서 측정한 간섭신호 그래프, (b) 펌프광 전류를  
 68 mA에서 84 mA까지 2 mA 간격으로 증가시키면서 측정한  
 간섭신호 그래프 ..... 89

그림 5-9. 광펌핑 전류 제어에 따른 복소 공액 신호 제거 효과. (a) 펌핑광이  
 인가되기 전 획득한 간섭신호의 푸리에 변환 그래프, (b) 펌핑광  
 전류값에 따른 두 특성 피크 높이의 변화 그래프 ..... 91

그림 5-10. 복소 공액 신호 제거 전 후 거울 대상의 OCT 단층영상. (a)  
 복소 공액 신호 제거 전 거울 단층영상 (b) 복소 공액 신호  
 제거 전 특성 피크 ① 주변에 대한 거울 단층영상을 확대한 영상,  
 (c) 복소 공액 신호 제거 전 특성 피크 ② 주변에 대한 거울  
 단층영상을 확대한 영상, (d) 복소 공액 신호 제거 후 거울  
 단층영상 (e) 복소 공액 영상 제거 후 특성 피크 ① 주변에 대한  
 거울 단층영상을 확대한 영상, (f) 복소 공액 영상 제거 후 특성  
 피크 ② 주변에 대한 거울 단층영상을 확대한 영상 ..... 93

그림 5-11. 위상 이동 간섭무늬를 이용하여 얻은 DC 신호 제거 효과 그래프 .... 95

그림 5-12. 펌프광 전류에 따른 특성 피크의 높이 변화 그래프 ..... 95

그림 5-13. DC 신호 제거 전 후 거울 단층영상. (a) DC 신호 제거 전  
 단층영상, (b) DC 신호 제거 후 단층영상 ..... 96

## ABSTRACT

### **A Study on Sensor and Optical Coherence Tomography System Using Fiber Optic Interferometer**

**Seung Seok Lee**

**Advisor : Prof. Eun Seo Choi, Ph.D.**

**Department of Physics**

**Graduate School of Chosun University**

In this paper, we studied a sensor system based on fiber optic interferometry and Optical Coherence Tomography system that can measure non-destructive tomographic images using an optical fiber optic interferometer. We have developed a phase shifting interferometer that can adjust the phase of the interferometer and could improve the performance of the tomographic imaging system.

The vibration, the temperature, and the number of cells were measured by using a fiber optic interferometer-based sensor system. Using a fiber-optic probe in the form of a coil, the external oscillation frequency could be measured with high accuracy at the error less than 1%. Based on the fiber optic



interferometer, cell counts were performed and 524 beads per second could be counted, which confirmed the capability of cell counts performed in flow cytometry. Using the interferometer, the temperature change by the external heat source could be measured in real time by the non-contact method. It was possible to measure the temperature on a silicon wafer at a temperature resolution of 11 K. By adding an scanner to high speed interferometer, the temperature distribution on the surface could be mapped in real time.

The optical coherence tomography (OCT) system was developed by using a fiber based interferometer and the pattern fabricated by direct imaging method using ultraviolet light showed the depth variation in the tomographic image according to the exposure power. It is expected to be useful in inspecting patterns in real time. Using a common path interferometer that does not use a partial reflector, it was possible to perform measurement of width and depth of the processed pattern with a high accuracy. The average error rate of 10% was achieved by using proposed method compared with an electron scanning microscope.

A fiber-based phase shifting interferometer has been developed using a Doppler effect via external vibration or all optical method using an optical fiber doped with ytterbium. By controlling the applied current or the pump current of PZT, precise control of phase shift was done properly. The complex conjugate signal and the DC signal generated in the Fourier transform of the interference signal in OCT can be effectively removed by using this characteristic

# 제 1 장 서론

## 제 1 절 연구 동기

광섬유 기반의 센서는 전자기파의 간섭현상에서 자유롭다는 장점으로 인해서 수많은 전자소자 기반의 센서를 대체할 것으로 예상되며, 그로 인해 다양한 연구주제로 광섬유 기반의 센서 개발이 활발하게 진행되고 있다. 그 중에서 진동을 측정하기 위한 센서는 상대적으로 연구개발이 활발하지 못하고 개발된 센서가 그리 많지 않은 것이 현실이다. 진동의 계측은 건물의 상태를 진단하는 중요한 요소들 중에 하나이며, 구조물 연결부의 안정성을 해치는 가장 큰 요인 중에 하나이다. 이러한 점에서 광섬유 간섭계 기반으로 진동을 계측하는 센서 개발은 유망한 연구 주제 중에 하나라고 판단된다. 진동 계측뿐만 아니라 온도의 계측분야에서도 센서의 활용은 매우 중요한 응용분야이다. 대부분 온도 변화가 오랜 시간에 걸쳐서 일어나는 현상을 관찰하기 때문에, 고속으로 변화되는 온도의 변화를 계측하기 위한 연구개발이 활발하게 진행되지 못하고 있다. 하지만 급격한 발화가 발생하는 것을 계측하는 것은 화재를 초기에 진압하는데 있어 매우 중요하므로, 고속의 온도 계측의 연구도 필요성이 여러 분야에서 요구되는 것이 현실이다. 이렇듯 온도를 고속, 고분해능으로 계측할 수 있다면 물리량을 계측하는 분야에서 다양한 응용이 가능할 것으로 예상된다. 또한, 센서는 바이오 분야에서도 중요한 소자이다. 세포에 대한 정보를 획득하여 관찰하는 기술은 바이오 분야에서 연구되고 있으며, 대량의 세포수를 고속으로 한 번에 측정하는 기법은 아직 발달할 여지가 많은 연구이다. 이에 따라 바이오 분야에서 세포에 대한 정보를 획득하여 관찰하는 기술은 많은 연구가 진행 중이다. 하지만 아직도 세포수를 측정하기 위해 현미경을 이용하는 방법이 일반적으로 사용되고 있다. 이러한 점을 고려 할 때, 고속의 광계측 기법을 활용하는 방법은 바이오 분야에서 매우 필요한 방법이다. 그러한 점에서 고속으로 계측이 가능한 광계측 기법을 기반으로 하는 세포수의 측정 및 세포의 특성을 분석할 수 있는 장비의 개발이 필요하다.

비파괴적으로 샘플의 표면 및 단층을 관찰하는 것은 생명과학분야 뿐만 아니라 산업적으로도 매우 유용한 기법이다. 하지만 기존 방법은 샘플을 물리적으로 절개하여 관찰하는 방법을 이용하고 있으며, 상황에 따라서는 전처리가 필요하여 샘플에 대한 훼손이 발생한다. 또한 이것은 실시간 관찰을 어렵게 만드는 요인이 되기 때문에, 이러한 문제를 해결 할 수 있는 방안의 모색이 필요하다. 보다 효율적인 방법으로 비파괴적으로 샘플의 내부 특징을 관찰하고 분석할 수 있게 함으로써 생물학에서의 여러 기작을 파악하고, 재료의 기계적 물리적 특성을 파악하는데 유용한 정보를 제공할 수 있을 것이다. 이러한 방법으로 광을 이용한 단층영상을 획득하는 방법이 여러 분야에서 그 필요성에 따라 개발되고 있다. 이러한 요구가 노광분야에까지 확장된다면 파급 효과가 클 것으로 예상된다. 노광 단계는 자외선 노광으로 가시광이 노출되지 않는 조건에서 이루어지고 있으며, 그로 인한 제한사항은 실시간 검사에 대한 여러 제약조건으로 연결된다. 또한 노광의 민감성을 실시간으로 관찰할 수 있는 방법이 아직까지 제시되지 못하고 있어 항상 파괴적인 방법이 노광 조건의 최적화에 사용되었다. 하지만 최근 발달된 광학 계측 기법을 활용한다면, 노광 조건에 따라 만들어진 패턴의 성능을 실시간으로 평가하고 문제점을 파악하는데 피드백이 가능한 대안 기술로써 활용이 가능할 것으로 기대된다.

이러한 요구조건을 고려할 때 광을 이용한 광계측 기법은 매우 유용한 대안기술이 될 것이다. 특히 고감도의 계측을 요구하는 분야에 파장 정보의 크기 변화에 민감하게 반응하는 간섭계를 활용한다면 다양한 요구조건을 수용하는 계측기로 개발이 가능할 것이다. 이를 이용하면 기존 센서를 대체할 수 있음은 물론 비파괴 검사에 대한 응용 분야에서도 간섭계를 기반으로 하는 광계측 기법은 좋은 대안을 넘어서 새로운 검사방법으로 개발될 수 있을 것이다. 이러한 점에서 광섬유를 기반으로 광정렬의 문제를 해소한 간섭계를 개발하고, 개발된 광섬유 간섭계를 물리량을 계측하는 센서 및 비파괴 검사 장비로 활용하고자 한다. 그리고 광섬유 기반의 간소화된 센서 헤드를 개발하고, 고속으로 물리량의 측정을 시각적으로 제시하여 측정 결과의 이해도를 향상시킬 수 있

도록 하고자 한다. 또한 비파괴검사를 위한 방법으로 광섬유 간섭계 기반의 광결맞음 단층영상기(optical coherence tomography; OCT)를 이용함으로써 노광으로 만들어진 샘플을 비파괴적으로 측정하고 분석하기 위한 대안기술로 개발하고자 하며 보다 간소화된 시스템으로 발전시켜 현장에서의 효용성을 향상시킬 수 있도록 하고자 한다. 이렇듯 기존 기술의 적용을 넘어서 새로운 기술요소가 접목된 위상 전이가 가능한 기법을 개발하고 간섭계에 적용함으로써 전광(all-optical) 소자 기반의 간섭계로 발전시키고자 하며, 이를 통해 비파괴적으로 샘플을 조영하기 위한 OCT의 단층영상을 향상시키고자 한다.

## 제 2 절 연구 범위

본 논문에서는 광섬유 광학소자로 구현된 광섬유 간섭계를 이용하여 광학적으로 물리량을 측정하기 위한 센서 연구 내용과 광섬유 간섭계 기반으로 개발된 OCT를 이용하여 가공된 샘플의 단층 모습을 비파과적으로 측정한 연구 내용을 소개하고자 한다. 또한 진동 및 비선형 현상을 이용하여 위상 이동 간섭계를 개발한 연구내용을 제시하고자 한다. 특히 히토류가 도핑된 광섬유에서 발생하는 비선형 광학 현상을 이용하여 광학적으로 위상 이동이 가능한 전광섬유 간섭계를 개발한 연구는 OCT의 단층 영상 개선에 적용할 수 있었다. 구체적인 연구 내용은 다음과 같이 구성되어 있다.

첫 번째 연구 주제는 광섬유 간섭계 기반 물리량 측정에 관한 연구로써 관련 측정 결과를 제시하였다. 광섬유 간섭계를 이용하여 외부 진동 신호를 높은 정확도로 측정하기 위한 방법과 측정한 실험 결과를 제시하였다. 진동 계측 실험을 위해서 외부 진동자를 이용하여 주파수 가변이 가능한 외부 진동을 발생시키고, 이 진동을 단일모드 광섬유로 만든 패치 형태의 프로브를 이용함으로써 진동 주파수를 매우 높은 정확도에서 측정할 수 있었다. 다음 물리량 측정에 대한 연구 내용은 외부 열원에 의해 실리콘 웨이퍼에서 발생하는 온도 변화를 비접촉 방법으로 측정하기 위한 실험에 대해서 소개하고 실시간 측정한 실험 결과를 제시하였다. 이를 위해서 파장 가변이 가능한 고속 파장 가변 광원과 광섬유 간섭계를 이용함으로써 실리콘 웨이퍼에 가해지는 열에 의한 광경로차의 변화를 실시간 측정하여 분석하였고, 그 결과 실리콘 웨이퍼에서의 온도 분포가 어떻게 변하는지 실시간으로 확인할 수 있었다. 또한 다른 광섬유 간섭계 기반 센서 활용 방안으로 흐름 채널 상에서 이동하는 비드를 측정한 결과를 제시하였다. 광섬유 간섭계를 유체가 흐르는 마이크로 채널과 접목함으로써 유체 속에서 흐르는 비드로 인해서 발생하는 간섭신호에서의 변화를 분석하였다. 이를 통해 흐름 채널을 흘러간 비드가 얼마나 되는지를 측정할 수 있는 유세포 계측기로 활용할 수가 있었다.

두 번째 연구 주제는 광섬유 간섭계를 기반으로 하는 OCT를 개발하고 이를 이용

하여 비파괴적으로 샘플의 단면 정보를 획득하여 분석하는 연구내용이다. OCT를 광섬유 간섭계 기반으로 개발하여 광정렬의 문제점을 최소화하고 간소화된 시스템으로 개발할 수 있었다. 개발된 OCT를 이용하여 자외선 직접 묘화 노광으로 만들어진 유리 내부 패턴을 관찰할 수 있었다. 기존 단층 정보를 얻기 위해서 전자주사현미경을 활용하는 경우, 단면 관찰을 위한 절개가 필수적이며, 샘플의 전처리 후 진공 챔버 안에서 측정이 필요하다. 하지만 개발된 OCT를 이용함으로써 이러한 단점을 극복하고 고해상도로 단층영상을 실시간으로 획득할 수 있었다. 또한 개발된 OCT에 공통 경로 간섭계 원리를 적용함으로써 기존 가공 깊이 측정에서의 한계를 극복하고 가공물의 단차 정보를 보다 간편하게 획득할 수 있었다. 공통 경로 형태로 구현한 OCT를 이용함으로써 간섭계 구성을 위한 기준단을 제거하였으며, 이로 인해 광경로차를 조절하기 위한 광정렬이 필요하지 않게 되었다. 샘플 표면과 가공 깊이에서의 표면에서 발생하는 자체 간섭 현상을 이용함으로써 광결맞음 단층영상기의 장점을 그대로 이용하면서도 보다 간소화된 시스템을 이용하여 가공 단차 측정할 수 있는 장점을 가질 수 있었다.

세 번째 연구 주제는 위상 이동 간섭계의 개발에 관한 연구내용이다. 외부 진동에 의한 도플러 효과를 이용하기 위해서, 광섬유 코일에 인위적인 진동을 인가하여 도플러 효과를 유도하였고, 이를 통해 위상 변화가 발생하는 위상 이동 간섭계를 개발하였다. 또한 비선형 굴절을 변화 현상을 기반으로 하는 위상 이동 간섭계를 개발하여, OCT의 기능을 향상시켰다. Er이나 Yb과 같은 희토류 물질이 도핑되어 있는 특수 광섬유에 펄스광이 인가되어 발생하는 비선형 굴절을 변화 효과를 이용함으로써 광섬유 간섭계의 한쪽 팔에 굴절을 변화를 유도할 수가 있다. 이 효과를 이용하여 펄스광의 세기를 조절하여 굴절을 변화량을 조절함으로써 광섬유 간섭계를 위상 이동 제어가 가능한 광학적 위상 이동 간섭계로 개발할 수 있었다. 이렇게 개발된 위상 이동 제어 효과를 광섬유 간섭계 기반 OCT에 적용함으로써 측정 신호에 포함된 비간섭신호를 효과적으로 제거할 수 있는 듀얼 발런싱 측정이 가능할 수 있었다. 또한 적절한 위상 변화를 제어함으로써 광결맞음 단층영상기의 영상 구현의 깊이를 효과적으로 확장할 수

있는 기법으로 활용할 수가 있었다. 듀얼 발렌싱 측정법에 의한 신호 대 잡음비 향상의 결과와 영상 구현 깊이의 확장 결과를 통하여 제안한 위상 이동 기법의 효용성을 제시하였다.

이러한 구체적인 연구 내용을 소개하기에 앞서 광섬유로 구현된 간섭계의 구성과 기본 원리에 대해 설명하였고, 이를 바탕으로 간섭신호로부터 물리량을 해석하기 위한 방법을 설명하고자 하였다. 이와 함께 광섬유 간섭계 기반의 OCT의 원리와 신호처리 방법 그리고 단층 영상을 구현하는 방법을 소개하여 연구 내용에 대한 기초적인 이론을 설명하고자 하였다.

## 제 2 장 연구 배경 이론

### 제 1 절 광섬유 간섭계

#### 1. 간섭계의 종류

간섭(interference)은 두 개 이상의 파동이 공간상의 한 점에 중첩되어 나타나는 현상을 말한다. 이러한 간섭을 발생하게 하는 장치를 간섭계(interferometer)라고 부른다. 간섭계는 광을 분할하는 방법에 따라 크게 파면 분리형 간섭계와 진폭 분리형 간섭계로 나뉘어진다. 파면 분리형 간섭계는 일차 파면에서 형성된 두 개 이상의 이차 파면들이 만났을 때 간섭이 발생하지만, 진폭 분리형 간섭계는 일차 파면 자체가 분리되어 서로 다른 경로를 진행하다 결합되었을 때 간섭이 발생한다.

파면 분리형 간섭계는 아주 미세한 구멍(aperture)이나 슬릿 slit 등을 이용하여 광을 회절(diffraction)시켜 공간 가간섭성(spatial coherent) 광을 만들어 간섭을 발생시키는 간섭계를 말한다. 대표적으로 영의 간섭계, 프레넬(Fresnel)의 이중 거울, 프레넬의 이중 프리즘(biprism), 로이드(Lloyd)의 거울 등이 있다. 기본적인 개념은 그림 2-1의 영의 실험 장치와 같다. 파장이  $\lambda$ 인 광은 단일 슬릿(S1)을 통과하여 회절에 의해 1차 광원이 되고, 이를 같은 거리에 있는 이중 슬릿(S2)에 입사되어 위상이 같은 두 개의 2차 광원을 만든다. 각각 2차 광원에서 발생된 두 광은 적당한 거리에 있는 스크린에서 중첩되어 만나면 위상차에 따라서 보강 간섭과 소멸 간섭이 발생하여 밝고 어두운 띠무늬를 만든다. 진폭 분리형 간섭계는 광이 특정 물체나 광학소자의 경계면에서 반사광과 투과광으로 전기장 진폭이 분리되어지고, 이를 다시 중첩시켜 간섭을 발생시키는 간섭계를 말한다. 대표적으로 마이켈슨(Michelson) 간섭계, 마하젠더(Mach-Zehnder) 간섭계 그리고 사낙(Sagnac) 간섭계 등이 있다. 진폭분리형 간섭계 중 가장 널리 알려지고 많이 사용되는 간섭계는 마이켈슨 간섭계로 그림 2-2와 같다. 광원에서 나오는 광은 광분리기를 통해 위상이 같고 진폭이 다른 광으로 분할되며, 각각 분할되어진 광은 각각의 거울에서 반사되고 되돌아와 다시 광분리기로 입사된다.



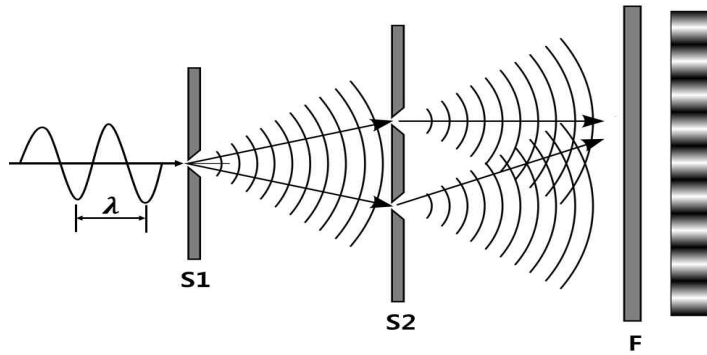


그림 2-1. 영의 실험

이때 각각 광 분리기로 입사된 광의 광경로차(optical path difference)가 가간섭 거리(coherence length) 보다 작은 경우 간섭이 발생한다. 이러한 간섭계 중에서도 가간섭광원인 레이저의 개발로 인해 광 정렬이 용이한 진폭분리형 간섭계가 많이 사용되고 있다. 진폭분리형 간섭계의 경우 광분리기를 사용하기 때문에 공간적인 제약이 생기고 광 정렬에 있어 외부요인의 영향을 받는 단점을 가진다. 본 논문에서는 이러한 단점을 개선하기 위해 시스템들의 간섭계를 광섬유와 광섬유 소자들로 구성하였다. 다음에서 이러한 광섬유 간섭계에 대해서 설명하였다[1].

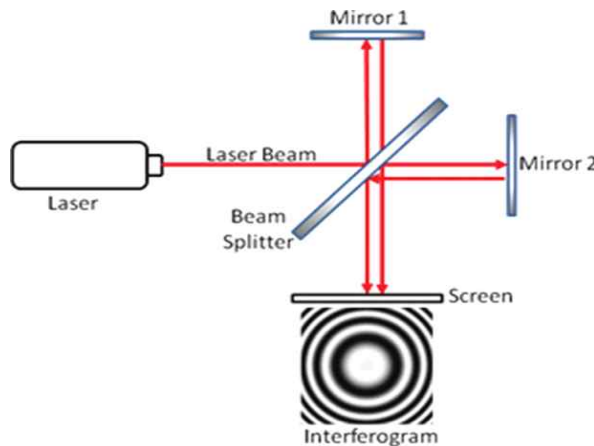


그림 2-2. 일반적인 마이켈슨 간섭계의 구조

## 2. 광섬유 간섭계를 위한 광섬유 소자

광섬유는 전반사(total reflection)의 원리를 이용하는 광도파로(optical waveguide)의 일종으로 일반적인 섬유와 같이 길고 가늘게 제작이 가능하며 광통신뿐만 아니라 광을 전달하는 다양한 분야에서 사용된다. 특히 광섬유의 손실률, 광세기를 반사되어 돌아오는 시간을 분석하여 온도와 압력 등을 측정하는 센서로써 사용되고 있다. 또한 간섭계로 구성되어진 다양한 측정 장비에 광섬유 간섭계를 이용함으로써 광 정렬의 이점과 소형화할 수 있는 장점을 가지고 있다.

대표적인 광섬유 광소자로는 광섬유 커플러(fiber optic coupler), 광섬유 서큘레이터(fiber optic circulator), 광섬유 콜리메이터(fiber optic collimator)가 있다. 그림 2-3은 광섬유 커플러 광을 분리하거나 분리되어진 광을 다시 하나로 합치는 역할을 한다. 일반적인 동작은 광이 1번이나 2번 포트에 입사되면 광결합 영역을 지나 3번과 4번 포트에 분리되어지거나 역으로 3번 또는 4번 포트에 입사된 광은 1번과 2번 포트에 분리되어 나오게 된다. 광섬유 커플러는 광을 분리시키는 비율을 다양하게 조절하도록 제작되어진다.

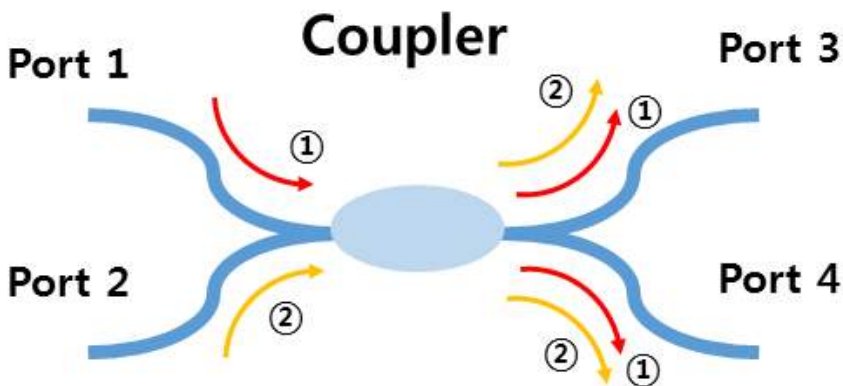


그림 2-3. 광섬유 커플러

광섬유 서큘레이터는 일반적으로 그림 2-4(a)와 같이 3개의 포트에 구성되어 있으며, 1번 포트에 입사한 광은 2번 포트에 진행하게 되고 2번 포트에 입사한 광은 3번 포트에 진행하게 된다. 결국 1번에서 2번 포트, 2번에서 3번 포트에 광을 순환시키는 장치이며, 역으로 2번 포트에서 1번 포트에 진행이 되지 않는다. 그림 2-4(b)는 1번 포트에서 2번 포트에 광이 진행하는 과정으로 1번 포트를 진행하는 광은 첫 번째 복굴절(birefringence) 물질에 입사하게 된다. 복굴절 물질에 입사한 광은 각각 직교 편광된 두 광으로 분리되고 패러데이 회전자와 위상 지연판을 지나가면서 편광이  $90^\circ$  회전한다. 편광이  $90^\circ$  회전된 두 광은 첫 번째 복굴절 물질과 같은 두 번째 복굴절 물질을 만나 결합하여 2번 포트에 출력된다. 그림 2-4(c)는 2번 포트에서 3번 포트에 광이 진행하는 과정이다. 2번 포트에 입사한 광은 두 번째 복굴절 물질을 지나 각각 직교 편광된 두 광으로 분리된다. 직교 편광된 두 광은 위상 지연자와 패러데이 회전자로 진행하게 된다. 이때 앞서 오는 다른 역과정으로 두 광은 변하지 않는다. 직교 편광된 두 광은 첫 번째 복굴절 물질을 만나 위쪽 광은 그대로 진행하고, 아래쪽 광은 경로가 변한다. 위쪽 광은 편광분리기로 진행하게 되고, 아래쪽 광도 편광 분리기로 진행시키기 위해 변경된 광경로에 반사면을 두어 편광분리기로 진행하게 한다. 두 광은 편광분리기에서 결합되어 3번 포트에 나오게 된다[2].

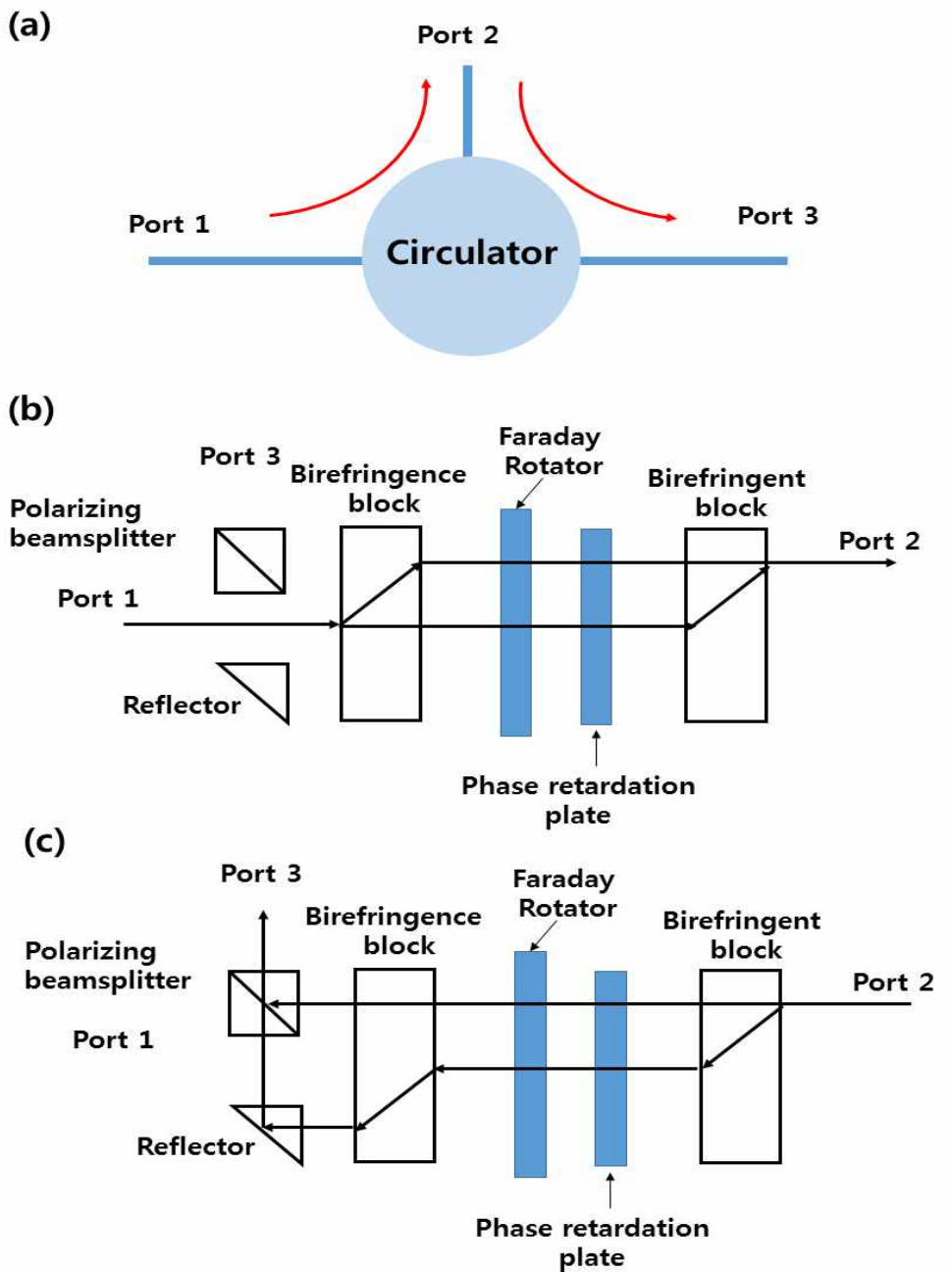


그림 2-4. 광섬유 서큘레이터. (a) 광섬유 서큘레이터의 광 흐름도, (b) 1번 포트에서 2번 포트에 광섬유 서큘레이터의 내부 동작 방법, (c) 2번 포트에서 3번 포트에 광섬유 서큘레이터의 동작 방법

광섬유 콜리메이터는 그림 2-5(a)는 같이 광섬유에서 진행하는 광이 광섬유 콜리메이터를 지나 광섬유 외부 공간으로 평행하게 진행하게 하는 장치이다. 일반적으로 광섬유 간섭계에서 샘플을 측정하기 위해선 광이 광섬유 외부로 나와야 한다. 이때 광섬유 콜리메이터를 사용하여 광섬유에서 진행하는 광을 외부로 출력시킨다. 또한 이때 발생하는 분산효과를 최소화하기 위해 기준단에서도 샘플이 아닌 거울로 진행하게 하기 위해 사용된다. 그림 2-5(b)는 광섬유 콜리메이터의 내부 구조로 입력단이 렌즈의 초점거리와 같은 위치에 구성되어 있다. 광섬유 콜리메이터의 입력단이 렌즈의 초점거리에 위치해 있기 때문에 입사된 광은 렌즈를 지나 평행하게 진행하고 역과정도 성립된다.

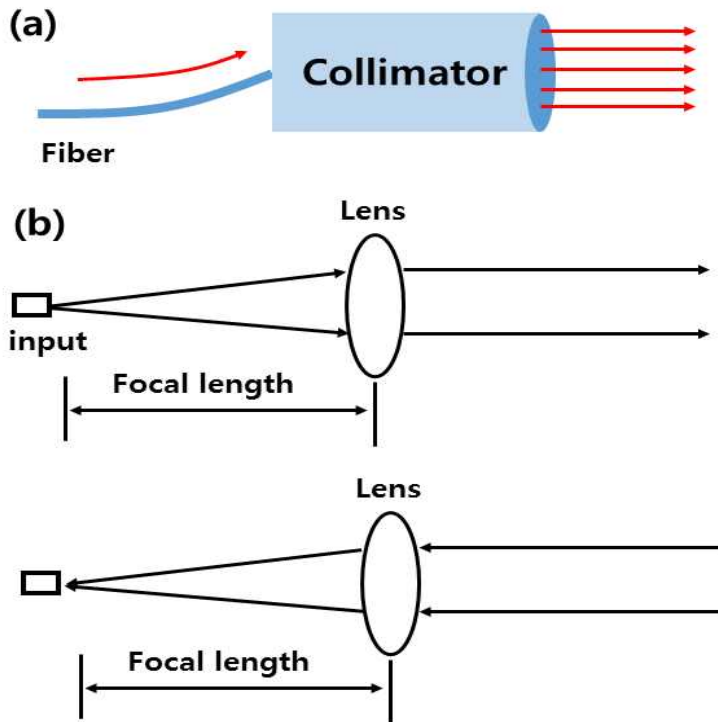


그림 2-5. 광섬유 콜리메이터. (a) 광섬유 콜리메이터 광 흐름도, (b) 광섬유 콜리메이터 내부 구조

### 3. 광섬유 간섭계의 구성

본 논문에서는 그림 2-6과 같이 크게 두 가지 형태의 간섭계를 구성하여 센서 및 단층영상 시스템을 개발하였다. 그림 2-6(a)는 광섬유 광학소자인 광섬유 커플러를 사용하여 구성한 마이켈슨 타입의 간섭계이다. 광원(source)에서 나온 광은 광섬유 커플러의 1번 포트에 진행하여 커플러에서 광이 분리되어 샘플과 거울로 진행하게 된다. 이 때 광이 샘플로 진행하는 경로를 샘플단(sample arm)이라고 부르며, 거울로 진행하는 경로를 기준단(reference arm)이라고 부른다. 샘플단과 기준단으로 진행한 광은 광섬유 콜리메이터를 통하여 자유공간으로 나오게 되며, 각각 샘플과 거울에 의해서 반사되어 다시 광섬유 커플러로 입사되어진다. 이때 광섬유 커플러에서 샘플단과 기준단의 광경로차(optical path difference; OPD)로 인해 간섭이 발생하게 되고, 간섭되어진 광정보는 광섬유 커플러의 1번과 2번 포트에 진행하게 된다. 최종적으로 광섬유 2번 포트에 연결되어진 수광소자(photodetector; PD)를 이용하여 간섭무늬 신호를 측정 한 뒤 이 신호를 분석한다.

그림 2-6(b)는 마하젠더 형태로 구성한 간섭계로 크게 광섬유 커플러와 광섬유 서큘레이터를 사용한다. 간섭이 발생하는 과정은 다음과 같다. 광원(source)에서 나온 광은 광섬유 커플러로 입사하게 되고 입사되어진 광은 광섬유 커플러의 분리 비율에 따라 분리되어진다. 샘플단과 기준단으로 분리 되어진 광은 각각의 광섬유 서큘레이터로 진행하며 광섬유 콜리메이터를 지난 두 포트에 자유공간으로 나오게 된다. 자유공간에서 진행된 광은 각각 샘플과 거울에 반사되어 역 과정을 거쳐 각각의 광섬유 서큘레이터의 3번 포트에 진행하게 된다. 최종적으로 각각의 광섬유 서큘레이터 3번 포트에 진행하는 샘플단과 기준단에서 반사광은 새로운 광섬유 커플러로 진행하게 되며, 샘플단과 기준단의 OPD에 따라서 간섭무늬 신호를 발생한다. 간섭무늬 신호는 광섬유 커플러 포트에 연결되어진 PD를 이용하여 측정한다.

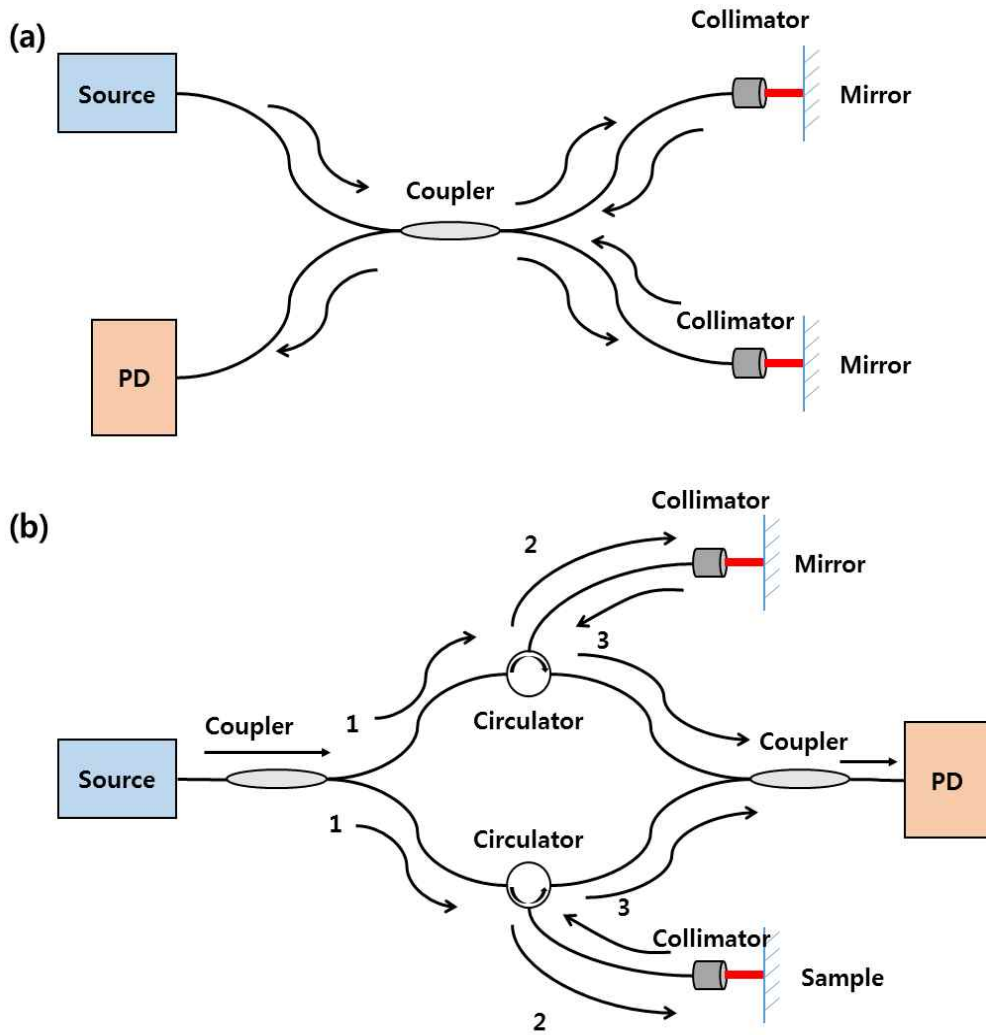


그림 2-6. 광섬유 간섭계의 개략도. (a) 마이켈슨 형, (b) 마하젠더 형

## 제 2 절 광섬유 간섭계 센서

### 1. 광섬유 패브리-페로 간섭계 센서

패브리-페로 간섭계(Fabry-Perot interferometer; FPI)는 다중광속 간섭계로 페브리(Charel Fabry)와 페로(Ferot)에 의해서 고안되었으며, 높은 분해능으로 인해 다양한 센서 분야에서 사용되고 있다. FPI는 일반적으로 일정한 거리에 떨어져있는 두 개의 평행 반사면으로 구성되며, 이때 평행 반사면에서의 다중반사로 인한 광의 중첩으로 간섭이 발생한다. 일반적으로 이를 광섬유에 적용할 경우 그림 2-7과 같이 외부 패브리 페로 간섭계(extrinsic Fabry-Perot interferometer; EFPI)와 고유 패브리 페로 간섭계(intrinsic Fabry-Perot interferometer; IFPI)로 분류할 수 있다[3-7].

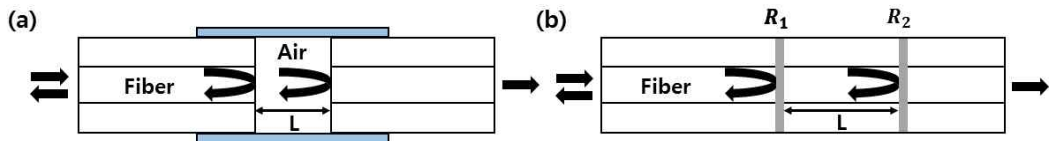


그림 2-7. 패브리 페로 간섭계 센서. (a) 외부 패브리 페로 간섭계 센서, (b) 고유 패브리 페로 간섭계 센서

EFPI는 그림 2-7(a)에서와 같이 광섬유와 광섬유를 거리  $L$ 만큼 두고 튜브로 연결하고, 그 사이 공간은 공기로 채워진다. 이때 첫 번째 광섬유의 끝면에서 반사된 광과 두 번째 광섬유의 시작면에서 반사된 광의 중첩에 의해서 간섭이 발생한다. EFPI는 구조상 반사도가 높은 거울을 사용하여 높은 예리도(finesse)를 가질 수 있다. 높은 예리도는 특정 신호만을 선형적으로 검출하는데 유리하다. 제작이 단순하여 제작시 고가의 장비가 필요하지 않는 장점을 가지고 있다. 하지만 광의 재결합 효율이 낮다는 점과 광 정렬과 패키징이 어려운 문제점을 가지고 있다[8].

IFPI는 그림 2-7(b)과 같은 구조를 가진다. 광섬유 내부에 반사면을 형성시키고,



$R_1$ 과  $R_2$  에서 반사된 광들의 중첩에 의해서 간섭이 발생한다. 이러한 구조는 마이크로머시닝(micromachining), 광섬유 브래그 격자(fiber bragg grating; FBG), 화학적 애칭, 박막 장착 등의 방법에 의해서 형성할 수 있다. 하지만 반사 구조 형성에 고비용의 제조 장비가 필요한 문제점을 가진다. FPI의 반사 및 투과 스펙트럼은 반사된 광들간의 위상차에 의해 결정된다. 또한 입사광 스펙트럼의 파장에 의존한다. FPI의 위상차는 다음 식 (2-1)과 같이 간단하게 주어진다[9-18].

$$\delta_{FPI} = \frac{2\pi}{\lambda} n2L \quad (2-1)$$

여기서  $\lambda$ 는 입사광의 파장,  $n$ 은 첫 번째 반사면과 두 번째 반사면 사이를 구성하는 물질의 굴절률,  $L$ 은 첫 번째 반사면과 두 번째 반사면 사이의 물리적 거리이다. 센서의 위상차는 두 반사면의 OPD의 변화량에 영향을 받는다. FPI 센서가 외부환경에 의해서 영향을 받게 되면 첫 번째 반사면과 두 번째 반사면 사이의 물리적 길이 및 굴절률이 변화하게 되어 그 결과 위상변화가 발생된다. 위상변화를 측정하여 정량적으로 분석함으로써 물리량의 변화를 검출할 수 있다.

## 2. 광섬유 마하젠더 및 마이켈슨 간섭계 센서

일반적으로 마하젠더 간섭계(Mach-Zehnder interferometer; MZI)는 시스템 구성이 유연하여 다양한 센서로 응용되어 사용된다. 초기의 MZI는 그림 2-8과 같이 기준단과 센싱단으로 구성이 된다. 광섬유로 입사된 광은 광섬유 커플러를 통하여 기준단과 센싱단으로 분리되어 각각의 광경로를 따라 진행한 후 다시 또 다른 광섬유 커플러에 의해 결합되어 기준단과 센싱단의 OPD에 따라서 간섭을 발생한다. 이때 기준단은 외부 영향을 받지 않게 격리시키고, 센싱단은 외부 영향을 받을 수 있게 노출시킨다.

외부 영향에 따라 센싱단의 광경로는 변화하게 되므로, 그로 인해 센싱단과 기준단의 OPD 또한 변화하게 된다. 이러한 OPD변화로 인해 간섭무늬 신호도 변화하게 되고, 이를 분석하여 온도, 압력 그리고 습도 등을 측정할 수 있다.

두 개의 분리된 팔을 사용하는 MZI 방법은 장주기 광섬유 격자(long period fiber grating; LPG)의 개발 이후 인라인 광섬유 간섭계 방법의 형태로 빠르게 대체되었다.

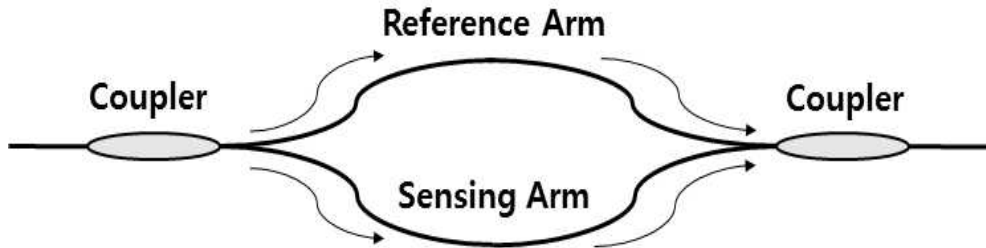


그림 2-8. 광섬유 마하젠더 간섭계 센서의 개략도

그림 2-9(a)는 단일 모드 광섬유(single mode fiber; SMF)에 일정한 거리를 두고 동일한 LPG가 새겨 넣어진 구조다. SMF에 입사된 광은 코어(core) 모드로 진행하다가 LPG를 만나 코어 모드와 클래딩(cladding) 모드로 분리되어 진행하게 되고 다시 동일한 LPG를 만나 코어 모드로 결합하게 된다. 이때 코어 모드와 클래딩 모드가 진행하는 물리적 길이는 같지만 굴절률이 차이로 인한 모드 분산(modal dispersion)효과로 OPD가 발생하여 간섭이 일어난다. LPG는 일반적으로 자외선광, CO<sub>2</sub> 레이저, 기계 프레스(mechanical press)를 이용하여 코어의 굴절률을 일정한 주기로 변조시켜 제작한다[19-24]. LPG를 이용한 MZI의 성능을 향상시키기 위해서는 두 LPG가 동일해야 한다. 또 다른 인라인 광섬유 마하젠더 간섭계는 그림 2-9(b)와 같으며 본 논문에서 광섬유 코일 진동 센서는 이 방법을 사용하였다. 기본적인 구조는 같은 코어 크기를 갖는 SMF사이에 코어 크기가 다른 광섬유를 광융착시킨 구조이다. SMF로 입사한 광은 코어 크기가 다른 광융착면에서 코어 모드와 클래딩 모드로 분리되어 진행하

고 다시 광융착면에서 코어 모드로 결합하게 된다. 이때 코어 모드와 클래딩 모드의 굴절률차이로 OPD가 발생하여 간섭이 일어난다. 인라인 MZI의 경우 기준단이 없이 센싱단만으로 물리량 측정이 가능한 장점을 가진다[25,26].

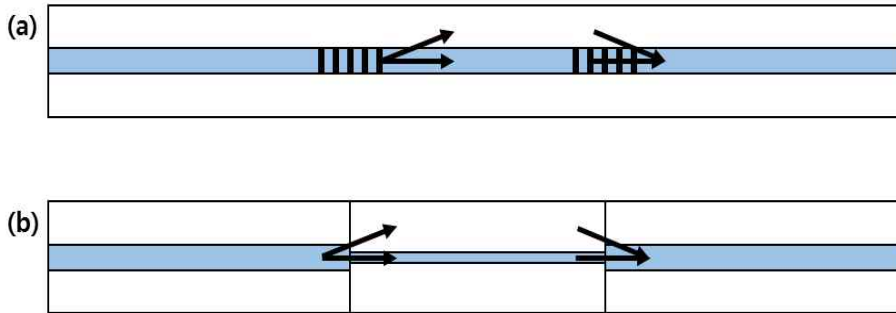


그림 2-9. 인라인 광섬유 마하젠더 간섭계 센서. (a) 장주기 광섬유 격자를 이용한 센서, (b) 광섬유 코어 크기가 다른 두 광섬유의 광융착을 통한 센서

마이켈슨 간섭계(Michelson interferometer; MI)기반의 광섬유 센서는 MZI 광섬유 센서와 매우 유사하고 그림 2-10과 같은 구조를 가진다. MZI의 경우 반사면이 없고 광이 투과하여 다시 결합되어 간섭이 발생하지만 MI의 경우는 각각의 팔에서의 반사면에서 반사된 광간의 OPD로 인해 간섭이 발생하는 구조를 갖는다. 이러한 구조로 인해 MI는 MZI에 비해 구성이 단순하고, 여러 센서의 병렬연결을 통한 다중화할 수 있는 장점을 가진다. 그림 2-11은 인라인 광섬유 MI의 또 다른 구조로 SMF에 중간에 LPG를 새겨 넣고 SMF 끝단에 거울을 장착시키거나 코팅을 하여 제작을 한다 [27-31].

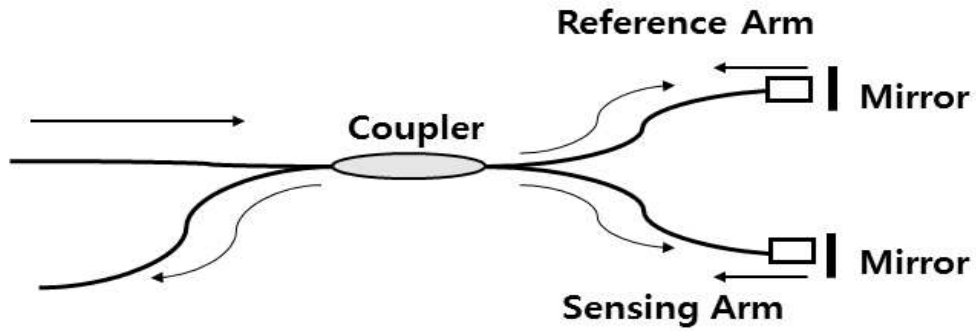


그림 2-10. 광섬유 마이켈슨 간섭계 센서의 개략도

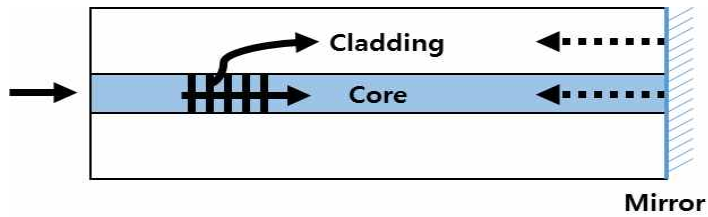


그림 2-11. LPG를 이용한 인라인 광섬유 마이켈슨 간섭계 센서

SMF로 입사한 광은 LPG에 의해서 코어 모드와 클래딩 모드로 분리되어 진행하다가 SMF 끝단의 거울에 의해 반사된다. 반사된 광은 다시 코어 모드와 클래딩 모드로 진행하게 되며, LPG를 만나 다시 결합된다. 이때 코어 모드와 클래딩 모드의 굴절률 차이로 인해 OPD가 발생하고 간섭이 일어난다[28].

### 3. 광섬유 샤낙 간섭계 센서

최근 샤낙 간섭계(Sagnac interferometer; SI)는 단순한 구조와 외부환경에 강한 장점으로 다양한 센서로 응용되고 있다. SI는 그림 2-10과 같이 광섬유 커플러를 통하여 서로 다른 방향으로 두 개의 광으로 분리되고 다시 결합되는 광섬유 루프를 가진다. SI는 다른 간섭계와 다르게 편광에 의존한 전파 속도의 차이로 OPD가 발생한다. 편광을 조절하기 위해 센싱 광섬유 시작 위치에 편광조절기(polarization controller; PC)를 연결시킨다. 또한 일반적으로 센싱 광섬유는 편광을 극대화하기 위해 복굴절 광섬유를 사용한다. 광섬유의 출력 신호는 광의 저속축과 고속축의 광의 위상지연에 따라 간섭이 발생한다[32].

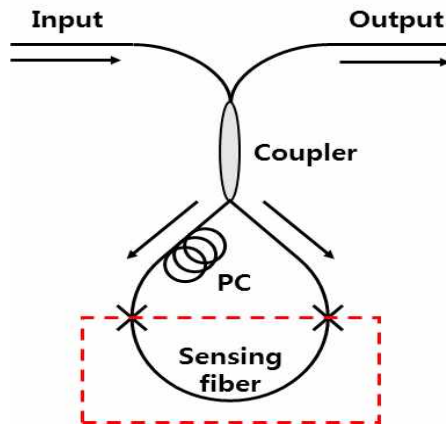


그림 2-12. 광섬유 샤낙 간섭계 센서의 개략도

$$\delta_{SI} = \frac{2\pi}{\lambda} BL, (\because B = |n_f - n_s|) \quad (2-2)$$

여기서,  $\delta_{SI}$ 는 SI의 위상차,  $B$ 는 센싱 광섬유의 복굴절 계수,  $L$ 은 센싱 광섬유의 길이,  $n_f$ 는 고속 모드의 실효 굴절률,  $n_s$ 는 저속 모드의 실효 굴절률,  $\lambda$ 는 광원의 파장이다.

### 제 3 절 광결맞음 단층영상기

#### 1. 광결맞음 단층영상기의 기본 원리

OCT는 저가간섭성 광원(low coherence light)과 간섭계를 이용하여 샘플의 깊이 정보를 측정하여 단층영상을 구현하는 장치이다[33-44]. 그림 2-13과 같이 광원에서 출력되는 광파는 50:50의 광 분리기(beam splitter)를 통하여 기준 거울과 샘플로 분리된다. 분리된 광들은 거울과 샘플에서 반사되어 다시 광 분리기로 진행하게 되며, 최종적으로 광 분리기에서 결합되어 검출기로 입사하게 된다. 이때 결합된 광은 간섭을 일으키고 다음과 같이 유도할 수 있다.

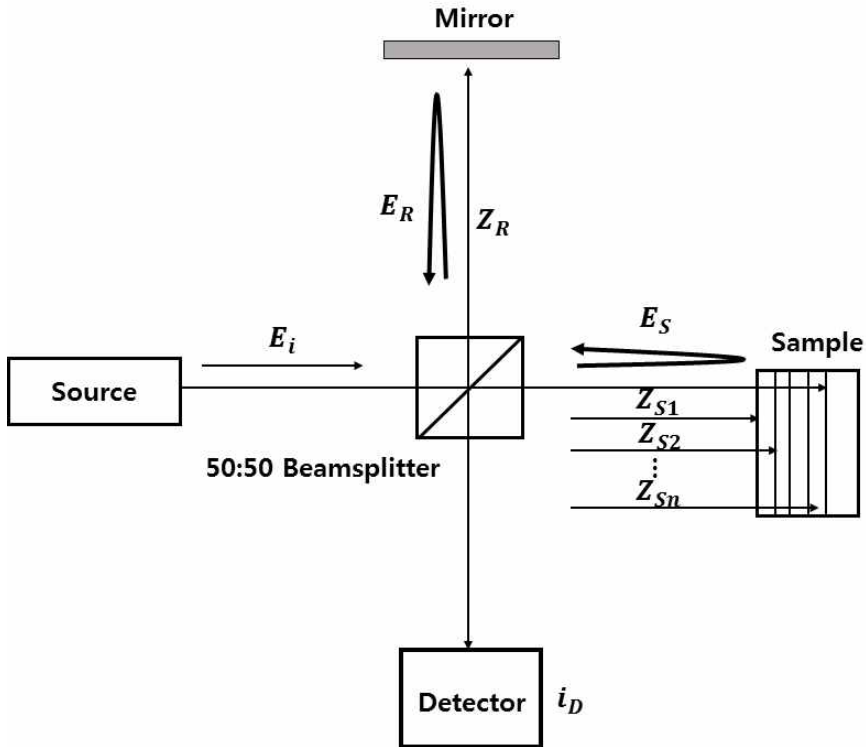


그림 2-13. 마이켈슨 간섭계의 개략도

$$E_i = s(k, w) e^{i(kz - wt)} \quad (2-3)$$

$$E_r = \frac{E_i}{\sqrt{2}} r_R e^{2kz_R} \quad (2-4)$$

$$E_s = \frac{E_i}{\sqrt{2}} \sum_1^n r_{S_n} e^{2kz_{S_n}} \quad (2-5)$$

여기서  $E_i$ 는 광원에서 출려된 광,  $E_r$ 는 기준거울에서 반사되어 돌아오는 광,  $E_s$ 는 샘플에서 반사되어 돌아오는 광,  $k$ 는 파수(wave number),  $w$ 는 각주파수(angular frequency),  $r_R$ 는 기준거울의 반사율,  $Z_R$ 은 광 분리기에서 기준 거울까지 거리,  $r_{S_n}$ 은 샘플 깊이에 따른 반사율,  $Z_{S_n}$ 은 샘플 깊이에 따른 광 분리기까지 거리이다. 식 (2-4)와 식 (2-5)를 복사조도를 이용해서 식 (2-6)과 같이 표현할 수 있다.

$$I_{D(k,w)} = \frac{\rho}{2} \left\langle \left| \frac{s(k,w)}{\sqrt{2}} r_R e^{i(2kz_R - wt)} + \frac{s(k,w)}{\sqrt{2}} \sum_{n=1}^N r_{S_n} e^{i(2kz_{S_n} - wt)} \right|^2 \right\rangle \quad (2-6)$$

여기서  $\rho$ 는 검출기의 응답성이고, 반사된 광들이 다시 광 분리기로 입사할 때 복사조도가 절반으로 줄어들게 된다. 이때 각주파수는  $w = 2\pi\nu$ 이고,  $\nu$ 가 검출기의 응답시간 보다 빠르게 진동하므로, 식 (2-6)에서 제거가 가능하다. 각주파수 부분을 제거한 후 식 (2-7)과 같이 유도하였다.

$$\begin{aligned}
 I_D(k) = & \frac{\rho}{4} [S(k)(R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] \\
 & + \frac{\rho}{4} \left[ S(k) \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} (e^{i2k(z_R - z_{S_n})} + e^{-i2k(z_R - z_{S_n})}) \right] \\
 & + \frac{\rho}{4} \left[ S(k) \sum_{m=1}^N \sqrt{R_{R1} R_{S_m}} (e^{i2k(z_{S1} - z_{S_m})} + e^{-i2k(z_{S1} - z_{S_m})}) \right]
 \end{aligned} \tag{2-7}$$

여기서  $S(k) = \langle |s(k, w)|^2 \rangle$ 는 광원의 스펙트럼과 유사한 가우시안 모양을 가진다. 정규화(normalization)된  $S(k)$ 의 역 푸리에변환(inverse Fourier transform)  $\gamma(z)$ 는 식 (2-8)과 같이 표현할 수 있다.

$$\gamma(z) = e^{-z^2 \Delta k^2} \xleftrightarrow{F} S(k) = \frac{1}{\Delta k \sqrt{\pi}} e^{-\left[\frac{(k-k_0)}{\Delta k}\right]^2} \tag{2-8}$$

여기서  $k_0$ 는 광원의 중심파수,  $\Delta k$ 는 최대 스펙트럼의 1/e 에서의 반치폭(full width at half maximum; FWHM)이다. 광원 스펙트럼의 푸리에역변환은 가간섭 길이(coherence length)로 표현할 수 있으며 식 (2-9)와 같이 나타낼 수 있다.

$$l_c = \frac{2\sqrt{\ln(2)}}{\Delta k} = \frac{2\ln(2)}{\pi} \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \tag{2-9}$$

여기서  $\lambda_0 = 2\pi/k_0$ 는 광원의 중심파장,  $\Delta \lambda$ 는 광원의 반치폭이다. 또한 가간섭 길이는 OCT의 축 방향 분해능(axial resolution)로 정의할 수 있다. OCT의 수평 분해능(lateral resolution)은 기존의 공초점 현미경에서와 같이 대물렌즈의 개구수(numerical aperture; NA)에 의해 결정되며, 식 (2-10)과 같다.



$$\delta x = 0.37 \frac{\lambda_0}{NA} \quad (2-10)$$

여기서  $\lambda_0$ 는 광원의 중심파장이다. 오일러 법칙을 이용하여 식 (2-7)을 단순하게 유도하여 축 방향 간섭 정보를 식 (2-11)과 같이 알 수 있다.

$$\begin{aligned}
 I_D(k) = & \frac{\rho}{4} [S(k)(R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] \\
 & + \frac{\rho}{4} \left[ S(k) \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} (\cos[2k(z_R - z_{S_n})]) \right] \\
 & + \frac{\rho}{4} \left[ S(k) \sum_{m=1}^N \sqrt{R_{R_n} R_{S_m}} (\cos[2k(z_{S_n} - z_{S_m})]) \right]
 \end{aligned} \quad (2-11)$$

## 2. 시간영역 광결맞음 단층영상기

시간영역 광결맞음 단층영상기(time domain optical coherence tomography; TD-OCT)는 기준단의 거울을 스캔하면서 샘플의 깊이 정보를 측정하여 단층영상을 구현하는 방법의 OCT이다. TD-OCT의 경우 식 (2-11)을 식 (2-12)와 같이 표현할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 I_D(z_R) = & \frac{\rho}{4} [S_0(R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] \\
 & + \frac{\rho}{2} \left[ S_0 \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} e^{-(z_R - z_{S_n})^2 \Delta k^2} \cos[2k_0(z_R - z_{S_n})] \right]
 \end{aligned} \quad (2-12)$$

여기서  $S_0 = \int_0^\infty S(k)dk$ 는 광원에서 방출되는 스펙트럼의 통합된 파워이다. 그림

2-14는 TD-OCT에서 기준단을 스캔하면서 얻은 간섭무늬 결과이다.

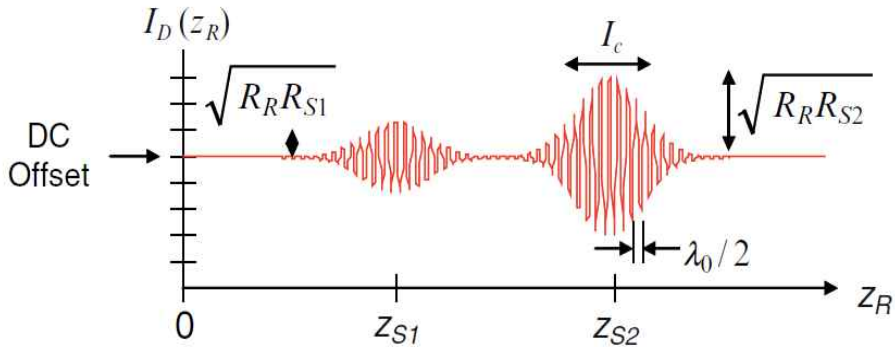


그림 2-14. TD-OCT에서 기준단 스캔에 따른 간섭무늬 신호 변화 그래프

이때 DC오프셋은 샘플과 기준단의 반사율의 합에 의해서 결정된다. 또한 샘플의 반사율은 기준단과 샘플단의 OPD와 광원의 중심파수에 비례하는 코사인 형태의 반송파의 변조에 의해 결정된다. 기준단의 길이는 일반적으로 TD-OCT에서 시간 함수로 스캔이 된다.

### 3. 푸리에영역 광결맞음 단층영상기

푸리에영역 광결맞음 단층영상기(fourier domain optical coherence tomography; FD-OCT)는 기준단의 스캔 없이 깊이 정보를 측정하여 단층영상을 구현하는 방법으로 분광기를 통하여 간섭무늬 신호의 깊이 정보를 파장대별로 분리하여 분석함으로써 단층영상을 구현하는 스펙트럼영역 광결맞음 단층영상기(spectral domain optical coherence tomograph; SD-OCT)와 파장가변광원(Swept Source)을 사용하여 파장변

화에 따른 깊이 정보를 습득하여 이를 분석함으로써 단층영상을 구현하는 파장가변 광결맞음 단층영상기(swept source optical coherence tomograph; SS-OCT)로 구분된다[45-51]. FD-OCT의 간섭무늬 신호를 분석하기 위해 식 (2-11)을 푸리에역변환을 하여 식 (2-13)을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned}
 I_D(k) = & \frac{\rho}{8} [\gamma(z)(R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] \\
 & + \frac{\rho}{4} \left[ \gamma(z) \otimes \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} (\delta(z \pm 2k(z_R - z_{S_n}))) \right] \\
 & + \frac{\rho}{8} \left[ \gamma(z) \sum_{m=1}^N \otimes \sqrt{R_{S_n} R_{S_m}} (\delta(z \pm 2k(z_{S_n} - z_{S_m}))) \right]
 \end{aligned} \tag{2-13}$$

여기서  $\otimes$ 는 합성곱(convolution)이고, 식 (2-13)의 합성곱을 풀면 식 (2-14)를 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned}
 I_D(k) = & \frac{\rho}{8} [\gamma(z)(R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] \\
 & \text{DC Terms} \\
 & + \frac{\rho}{4} \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} [\gamma[2(z_R - z_{S_n})] + \gamma[-2(z_R - z_{S_n})]] \\
 & \text{Cross-correlation Terms} \\
 & + \frac{\rho}{8} \sum_{m=1}^N \sqrt{R_{S_n} R_{S_m}} [\gamma[2(z_{S_n} - z_{S_m})] + \gamma[-2(z_{S_n} - z_{S_m})]] \\
 & \text{Auto-correlation Terms}
 \end{aligned} \tag{2-14}$$

식 (2-14)는 DC, 상호상관(cross-correlation), 자기상관(auto-correlation)의 3개의 항으로 분류되고 그림 2-13과 같이 나타낼 수 있다.

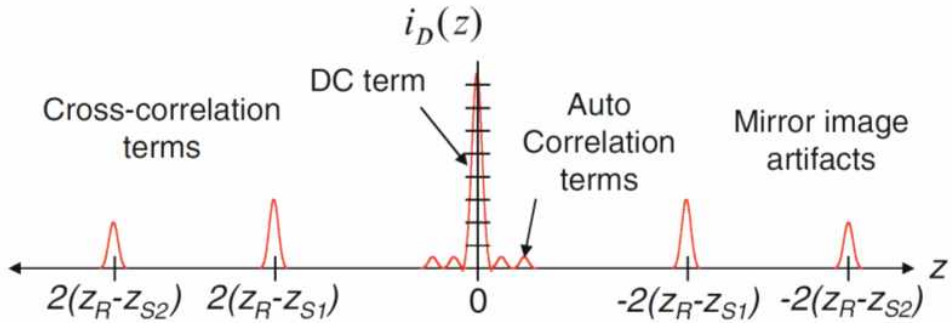


그림 2-15. FD-OCT의 간섭무늬 신호 푸리에역변환 그래프

그림 2-15에서 보는 바와 같이 FD-OCT에서 OPD 0을 기준으로 모든 항에 대해서 대칭적인 복소 공액 신호가 발생한다. 이는 FD-OCT에서 깊이정보 신호의 감도가 감소하는 문제점을 발생시킨다. 또한 실제 깊이정보를 가지고 있는 상호상관항외의 나머지 DC항과 자기상관 항은 깊이정보의 왜곡을 발생시킬 수 있는 문제점을 가지고 있다 [53-59]. 이러한 문제점들은 위상 이동 간섭계를 이용하여 해결을 할 수 있다.  $\pi$  위상( $\phi$ )차이가 발생하는 간섭무늬 신호를 이용하여 DC항과 자기상관 항을 식 (2-15)와 같이 제거할 수 있다.

$$i_D(z, \phi = 0) - i_D(z, \phi = \pi) = \frac{\rho}{2} \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} [\gamma[2(z_R - z_{S_n})] + \gamma[-2(z_R - z_{S_n})]] \quad (2-15)$$

또한  $\pi/2$  위상차이가 발생하는 간섭무늬 신호를 이용하여 식 (2-16)과 같이 복소 공액 신호를 제거할 수 있다.

$$\begin{aligned}
 i_D(z, \phi = 0) + j[i_D(z, \phi = \frac{\pi}{2})] &= \frac{\rho}{8}[\gamma(z)(R_R + R_{S1} + R_{S2} + \dots)] \quad (2-16) \\
 &+ \frac{\rho}{2} \sum_{n=1}^N \sqrt{R_R R_{S_n}} [\gamma[2(z_R - z_{S_n})]] \\
 &+ \frac{\rho}{4} \sum_{m=1}^N \sqrt{R_{S_n} R_{S_m}} [\gamma[2(z_{S_n} - z_{S_m})]]
 \end{aligned}$$

본 논문에서는 광학적인 위상 이동 간섭계를 개발하여 식 (2-15)와 식 (2-16)을 이용하여 FD-OCT의 이미지를 개선하는 방법을 제시하였다.

## 제 3 장 광섬유 간섭계 기반의 센서 시스템

### 제 1 절 광섬유 코일을 이용한 진동 센서

#### 1. 광섬유 코일을 이용한 진동 센서의 측정 원리

진동 센서는 건물이나 구조물의 내외부에서 발생하는 다양한 환경변화에 의해 발생하는 진동을 실시간으로 측정한다. 이러한 실시간 진동 측정은 기기의 오작동을 미연에 방지할 수 있다. 특히, 원동기를 이용하는 회전체 기기는 회전체의 운동조건에 따라 회전체 외부에 다양한 진동 효과를 발생시킬 수 있다. 원동기 회전체의 회전축이 초기 설계와는 달리 견고하게 고정되어 있지 않거나, 회전축 주변의 부품들의 이격이 발생하는 경우 결함의 원인마다 다른 고유 진동 주파수를 가지고 회전체 구조물 주변에 진동을 발생시킨다. 이러한 진동 현상을 진동 센서를 이용하여 측정함으로써 회전체의 운행 상태를 실시간 분석할 수 있을 뿐만 아니라 장치의 부품 마모 상태나 교체 시기를 적절하게 결정할 수 있다.

초기 진동 센서는 전자소자 기반의 소형 칩 형태로 개발되어 사용되었다. 하지만 제한된 좁은 공간 안에 여러 종류의 전자기기가 직접화되어 제작됨에 따라 각각의 전자기기가 발생시키는 전자기파의 간섭 현상으로 인해 장비 및 전체 시스템이 오작동을 일으키는 문제점이 발생하였다. 이러한 전자기파 간섭과 관련된 문제점을 해결하기 위해서는 전자기파의 간섭에 무관한 광을 이용한 광학식 진동 센서들이 연구되어졌다 [60-62].

광학식 진동 센서는 광섬유를 이용해서 광을 전송하고 수광하는 광측정법을 이용하므로, 다양한 전자기기들이 집약된 좁은 공간에서도 전자기파 간섭의 문제가 발생하지 않는다. 분포형 센서 기법을 활용하여 센서를 측정 범위를 확장이 용이하고 저렴하게 여러 포인트를 측정할 수 있어 효율적인 진동 측정을 실시간으로 수행할 수 있다. 이러한 광센서의 장점을 이용하여 기계적인 진동 특성을 고정도에서 측정하기 위한 다

양한 광섬유 기반의 진동 측정 기법이 연구되었다.

기본적인 방법으로는 진동하는 장치의 표면에 광을 입사하고 표면에서 발생하는 진동상태에 따라 광섬유 또는 벌크 광학계로 입사되는 광의 수광 효율의 차이를 가지도록 광정렬을 하는 방법이다. 하지만 이러한 방법은 기본적으로 광의 손실을 이용하는 원리이므로 광손실이 크다는 단점을 가지고 있다[63-65]. 다른 방법으로는 광세기 손실 측정 방법이 아닌 파장 특성을 이용하는 기능적 광소자 기반의 진동 측정법이 있다. 이 방법에 사용되는 대표적인 광소자로는 FBG가 있다. FBG는 광섬유 내부에서 굴절을 변화를 통해서 만들어지는 광섬유 소자이며, 특정 파장에 대해서만 거울과 같이 작동한다. 반사가 발생하는 특정 파장은 FBG 내부의 굴절을 변화가 가지는 공간적인 주기성에 의해서 결정되는데, 외부 진동에 의해서 수십 나노의 공간적 주기성에 변화가 발생되면 그 결과 특성 반사파장이 바뀌게 된다. 이렇게 변화된 반사 파장의 차이를 분석함으로써 외부에서 발생한 진동 특성을 파악할 수 있다. 또 다른 광섬유 소자를 이용하는 방법으로 FPI를 이용하는 방법이 있다. 이 방법은 FPI의 투과 특성이 광섬유 안에 형성된 내부 반사면 간의 떨어진 거리에 대한 의존성을 가지는 점을 이용한 방법이다. 외부 진동에 의해서 간격이 변화되면 그에 따라 특성 투과 파장의 변화가 발생하고 이를 측정하여 진동을 분석한다. 이러한 광섬유 소자를 이용하는 경우 광섬유 내부에 생성된 센서가 진동을 측정하게 되므로 광세기의 손실이 거의 없으면서도 고감도로 측정이 가능한 장점을 가질 수 있다[66-68]. 하지만 사용하는 광소자가 특정 반사파장에 맞게 디자인 되어야 하므로, 광원에 대한 의존성을 가지며 광소자 자체의 가격이 저렴하지 않아서 다른 광섬유 기반의 해결 방안을 찾을 필요성이 지속적으로 대두되고 있다[69-71].

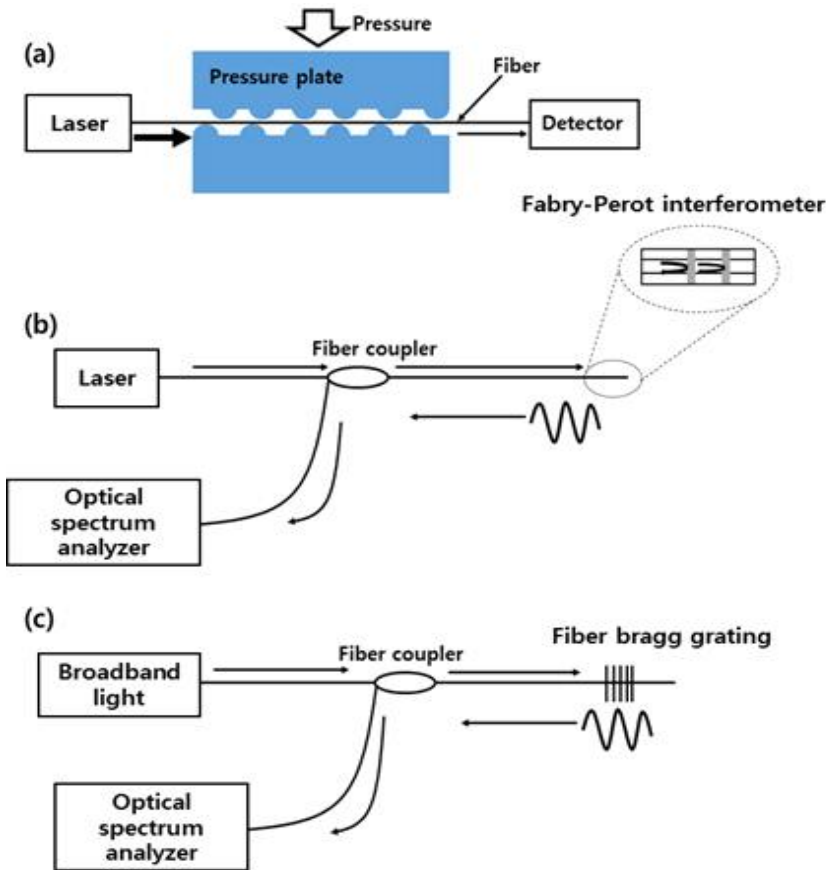


그림 3-1. 광섬유 센서의 종류. (a) 광량변화에 따른 광섬유 센서의 개략도, (b) FPI 광섬유 센서의 개략도, (c) FBG 광섬유 센서의 개략도

위에서 제시된 진동 측정 방법 이외에 간섭계를 이용한 방법이 제시되었다. 이 방법의 기본 원리는 진동에 의해 광섬유 내부에서 진행하는 광이 도플러 편이를 겪게 되고 발생하는 변화를 이용한 것이다. 간섭계의 두 팔 중에 하나는 진동을 측정하도록 센서 프로브 헤드를 위치시키고 나머지 다른 팔에는 위상 변조기를 이용하여 중심 주파수를 다른 주파수로 이동시킨다. 도플러 효과로 기준단의 광의 주파수와 위상 변조기로 변조된 광의 주파수 차이에 따른 간섭무늬 신호를 발생시켜 측정하고 이 신호를 분석함으로써 발생한 진동의 특성을 파악할 수 있다. 하지만 도플러 효과에 의한 주파



수 이동은 사용하는 광원의 파장에 대한 의존성을 가지므로, 사용하는 광원에 따라서 동일한 진동 효과가 다르게 측정될 수 있다. 그러므로, 파장에 따른 측정 결과의 적절한 보정이 필요하다. 특히, 다파장 광원을 이용하는 경우에는 다양한 파장에 대한 도플러 효과가 서로 다르게 측정되므로, 측정된 진동 특성의 신뢰성이 저하될 수 있다. 단일 파장의 광원을 이용하는 경우에는 가간섭이 높아 원치 않는 외부 외란에 대해서도 간섭계가 반응을 하여 간섭무늬 신호에 영향을 주게 되므로, 이러한 요소들을 배제하기 위한 방법이 동시에 고려되어 진동 계측 시스템 구현 과정에서 반영이 되어야 할 것이다. 다양한 진동 측정을 위한 광학식 센서가 제시되었지만, 고감도이면서도 범용으로 이용이 가능하고 소형화된 저렴한 광학식 센서의 부재로 인해 다양한 기술적 대안의 개발 필요성이 지속적으로 요구되고 있다[72].

앞에서 설명하였듯이, 기존에 제시된 진동 측정을 위한 광계측 기법은 광손실을 이용하거나 광소자의 특성이 진동에 의해서 변화를 측정하는 방법으로 구분할 수 있다. 광섬유 내부에서 발생하는 변화를 이용하여 광손실없이 진동을 측정하는 방법은 각각의 기술적인 장점과 함께 단점을 가지는데 고가의 시스템 구현 비용과 함께 측정된 신호의 정량적인 분석을 위해서는 제한된 범위 내에서 변환표를 이용해야 한다. 본 논문에서는 이러한 문제점에 대한 대안 기술을 제시함에 있어서 보다 간단한 측정 기법을 통해서 정확하면서도 고감도로 진동 특성을 측정할 수 있는 방법을 제시하고자 하였다.

## 2. 광섬유 코일을 이용한 진동 주파수 측정 실험

본 논문에서는 FBG 또는 벌크형의 간섭계를 이용하지 않고 광섬유 모드간의 간섭을 유도하고 도플러 효과에 의한 주파수 이동을 발생시킴으로써 외부 진동 주파수를 측정하기 위한 방법을 제시하였다. 진동 계측에 사용한 센서의 구성은 그림 3-2와 같다. 광원(중심파장: 1300 nm, 반치폭: 120 nm, 출력: 3.61 mW, EXS 210057-01,

Exalos)에서 출력된 광은 단일모드 광섬유(single mode fiber; SMF)로 진행하다가 BIF로 제작된 센서 헤드의 앞단의 코어 모드 차이로 인해 코어 모드와 클래딩 모드로 분리되어 진행이 된다. 사용한 센서 헤드는 굽힘에 강한 광섬유(bending insensitive fiber; BIF)를 10회를 감아 25.4 mm 직경을 갖는 코일 형태로 제작하였다. 여기에 사용되어진 BIF의 클래딩 직경은 125  $\mu\text{m}$  이며, 모드필드 직경은 1.3  $\mu\text{m}$ 에서 9  $\mu\text{m}$  사이였다. 간섭계 없이 간섭을 유도하기 위해 단일모드 광섬유(1260 ~ 1625 nm, 클래딩: 125  $\mu\text{m}$ , 모드필드 직경: 9.2  $\mu\text{m}$ , SMF28E, THORLABS)와 센서 헤드의 앞단과 끝단을 광융착하였다. 분리되어진 광은 코일 형태의 센서 헤드를 진행하면서 외부 진동에 의해 광변조가 발생한다. 이때 외부 진동은 함수 발생기를 이용하여 정현파(4.9 Vpp, 0 mV)를 10 kHz에서 100 kHz 까지 10 kHz 증가시키며 인가하였다. 광섬유 외부에서 특정한 진동을 발생시키기 위해 압전소자(piezoelectric transducer: PZT, 최대 전압: 150 V, 최대진폭: 4.6  $\mu\text{m}$ , 공진 주파수: 261 kHz, AE0203D04F, THORLABS), PZT 증폭기(MDT694A, THORLABS) 함수 발생기(3220A, Agilent)를 사용하였다. 광변조가 발생한 광들은 다시 센서 헤드의 끝단에서 SMF로 결합하여 광변조 차이에 의해 간섭무늬 신호가 발생하게 된다. 간섭무늬 신호는 광섬유 커플러를 진행하게 되고 증폭균형 광검출기에 의해서 전기신호로 변환이 된다.

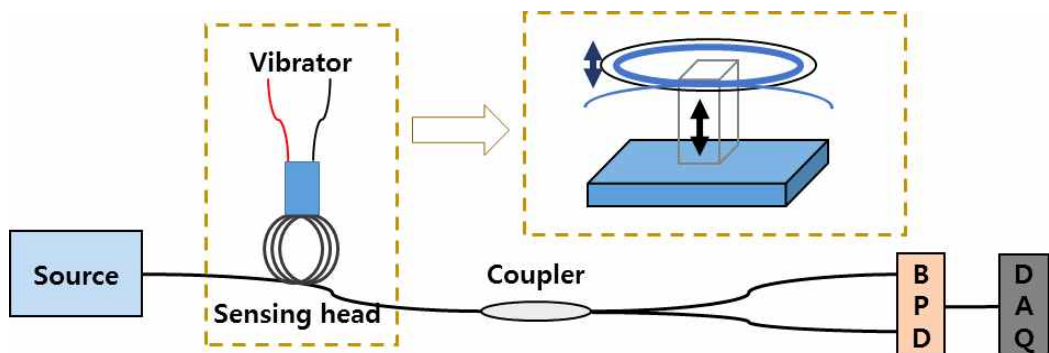


그림 3-2. 단일 광섬유 센서 시스템의 개략도

측정 신호에서 배경잡음을 최소화하기 위해 두 개의 수광소자로 구성되어진 증폭균형 광검출기(balanced photodetector, BPD, 800~1700 nm, 대역폭: 200 MHz, PDB460C, THORLABS)를 사용하였다. 측정된 전기 신호를 신호처리가 용이한 디지털 신호로 변환하기 위해 디지털타이저(100MS/s, 14-bits, PCI-5122, National Instrument)를 사용하였다. 변환된 전기 신호는 고속 디지털타이저(digital acquisition card; DAQ)를 통해 디지털 신호로 변환되고 변환된 간섭무늬 신호를 그래픽 기반 프로그램인 LabVIEW(LabVIEW 2012, National Instrument)를 이용하여 분석하였다.

### 3. 광섬유 센서 기반 진동 측정 결과 및 분석

본 논문에서는 PZT에 인가한 정현파의 주파수는 10 kHz에서부터 100 kHz까지 10 kHz씩 증가시켰다. 그림 3-3에서 볼 때 각각의 피크는 10 kHz에서부터 100 kHz에 이르기까지 매우 좁은 선폭을 가지며 인가된 주파수와 잘 대응됨을 확인할 수 있었다. 이 피크 주위에서는 배경잡음을 잘 억제되어 있어 다른 진동 주파수로 오인될 만한 피크는 발견되지 않았다. 각각의 결과에서 피크의 선폭이 달리 보이는 것은 설정한 전체 주파수 범위에서의 차이에 의한 효과로 절대적인 피크의 선폭 차이는 거의 유사함을 확인하였다. 각각의 피크별로 신호대잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)을 측정해 본 결과 50 kHz에서 가장 큰 값인 24.6 dB의 SNR를 보였다. 평균적으로 14.2 dB 정도의 SNR를 보였으며 가장 작은 경우에도 3 dB 이상으로 분석되어 전반적으로 매우 높은 감도로 외부 진동 주파수를 정확하게 측정할 수 있었다. 이 분석 결과로부터 제안한 광섬유 센서 헤드를 이용한 진동 계측 시스템이 고감도 진동 특성 계측이 가능함을 증명할 수 있었다. 사용한 PZT의 최대 진폭이 5  $\mu\text{m}$  미만의 작은 변위만을 가지는 점을 고려할 때 매우 고감도로 진동을 측정할 수 있음을 확인할 수 있는 실험 결과이다. 분석된 SNR의 편차는 측정 시스템의 의존성도 있겠지만 사용한 PZT가 동작하는데 있어서 인가 주파수에 따른 PZT의 반응 특성에서의 차이가 중요한 원인이 될 수

있으며 사용한 BPD의 주파수 반응 특성이 또 다른 원인이 될 수 있을 것이다. 이러한 점을 고려해서 진동 특성 분석에서 피드백이 필요할 것으로 생각된다.

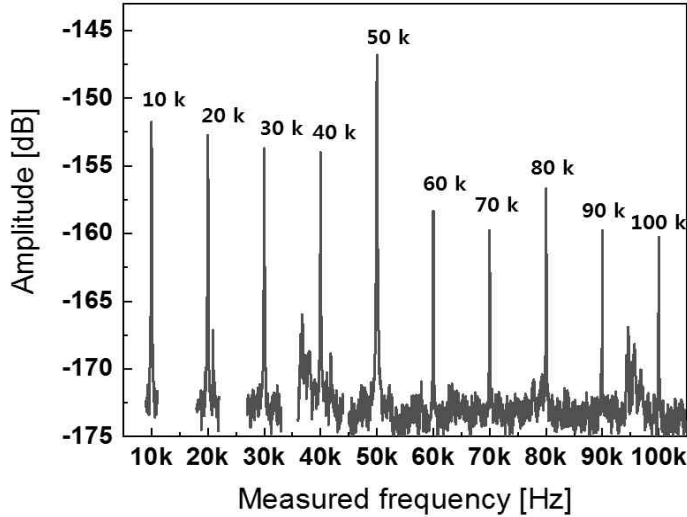


그림 3-3. 단일 광섬유 센서 분석 결과 그래프

외부에서 인가한 주파수에 따른 센서 시스템의 진동 주파수 분석 결과는 그림 3-4에서 보여주고 있다. 분석된 주파수 반응 특성의 선형성을 확인하기 위해 선형 피팅을 수행하였다. 피팅된 선형 그래프의 기울기는 1이었으며, 표준오차는  $5 \times 10^{-6}$ 으로 선형 응답성이 뛰어남을 확인할 수 있었다. 또한 PZT에 인가된 주파수에 대한 분석된 주파수가 매우 정확한 값이라는 것을 알 수 있었다. 이 결과는 외부 진동 계측시 오차가 거의 없이 계측이 가능함을 증명한 결과이다.

측정된 주파수의 오차값은 측정된 중심파장의 주파수 영역에서의 반치폭을 분석함으로써 보다 정확하게 확인할 수 있었다. 그림 3-5에서 보듯이 균일한 69 ~ 72 Hz 정도의 범위 내에서 균일한 반치폭을 가짐을 확인할 수 있었다. 이 결과를 통해 인가된 주파수에 대한 측정 오차 범위는 1% 미만이며 매우 신뢰성이 뛰어난 진동 계측이 가능하였다.

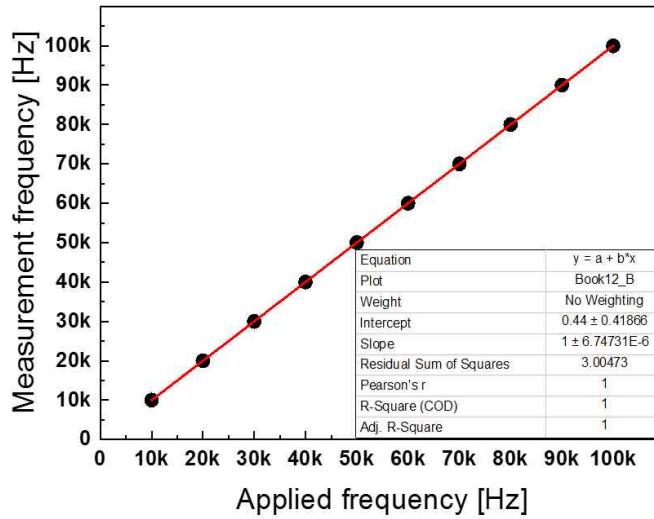


그림 3-4. 인가된 주파수에 대한 측정된 주파수의 선형성 그래프

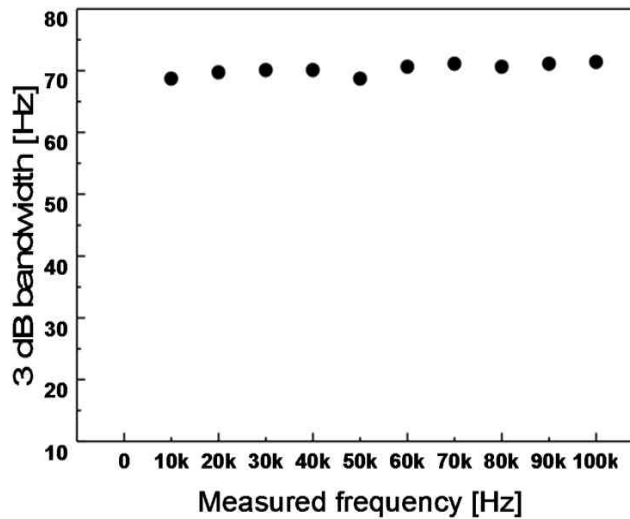


그림 3-5. 제안된 광섬유 센서로 측정된 진동 신호의 3 dB에서 측정된 대역폭 그래프

## 제 2 절 광섬유 간섭계 기반의 세포수 측정

### 1. 세포수 측정을 위한 유세포 분석기

유세포 분석기(flowcytometry)는 균일한 속도로 흐르도록 제어되는 흐름 채널 내부의 유체에 형광으로 염색된 세포를 흘려보내고 이 흐르는 세포에 광을 조사하여 산란된 광과 발현된 형광을 계측하여 세포수를 계수하거나 세포의 특징을 측정하는 기기이다. 주로 대량의 세포 수를 고속으로 측정하거나 각각의 세포의 크기, 구성 성분, 형광발현 특성을 분석하는 장비로써 분자생물학, 병리학, 면역학, 식물생물학, 해양생물학 등 다양한 바이오 영역에서 이용되고 있으며 바이오칩, 바이오센서, 나노바이오 기술, 생물정보학등의 기초 장비로 활용되고 있다. 이러한 유세포 분석기는 기존의 생명공학 기술과 정보통신기술과 나노기술과 같은 첨단 기술들이 서로 융합하여 개발되고 있으며 약물유전체학(pharmacogenomics), 줄기세포 연구와 같은 예방의학, 맞춤형약 그리고 재생의학에서도 중요한 장비로 이용되고 있다[73].

최초의 유세포 분석기는 미세 흐름 채널을 가지는 유리관에 세포를 흐르게 하여 전기적으로 부피를 측정하려는 시도로부터 시작되었다[74]. 하지만 초기에는 세포의 흐름을 자연적으로 흐르게 하였기 때문에 흐르는 속도가 느리고 부피가 다른 세포들에 의해서 미세 유리관이 자주 막히는 문제점이 발생하였다. 이러한 문제점을 해결하기 위해 유체를 일정하게 흐르게 하기 위한 층류(laminar flow)의 원리와 세포를 채널의 정중앙으로 정렬하여 흐르게 하는 유체역학적 노즐 효과(hydrodynamic focusing effect)를 이용하게 됨으로써 유세포 분석기의 유체 시스템(fluidic system)의 도입이 확립되었다[75]. 그 후 레이저, 수광소자, 형광물질의 꾸준한 개발로 인해 1970년대 초부터 실제 사용이 가능한 유세포 분석기가 개발되었다.

유세포 분석기의 기본적인 구조는 그림 3-6에서와 같다. 레이저광이 형광이 입혀진 세포를 조사되면서 발생한 형광 및 산란광을 측정하는 장비이다. 산란광은 크게 전면 산란체(forward scatter; FSC)에 의한 전면산란광과 측면 산란체(side scatter;

SSC)에 의한 측면산란광로 구분된다. 전면산란광은 세포의 크기에 비례하여 전면으로 산란되어 진행되는 광이며, 측면산란광은 세포의 구성성분에 의해서 발생하는 산란으로 주로 입사한 방향과는 수직인 방향에서 측정된다. 두 산란신호 모두 광증배관(photon multiplier tube; PMT)로 측정하고 AD 변환기(analog to digital converter; ADC)를 이용하여 디지털 신호로 변환한다. 이 신호를 분석하여 세포수와 종류를 상대적으로 분석한다.

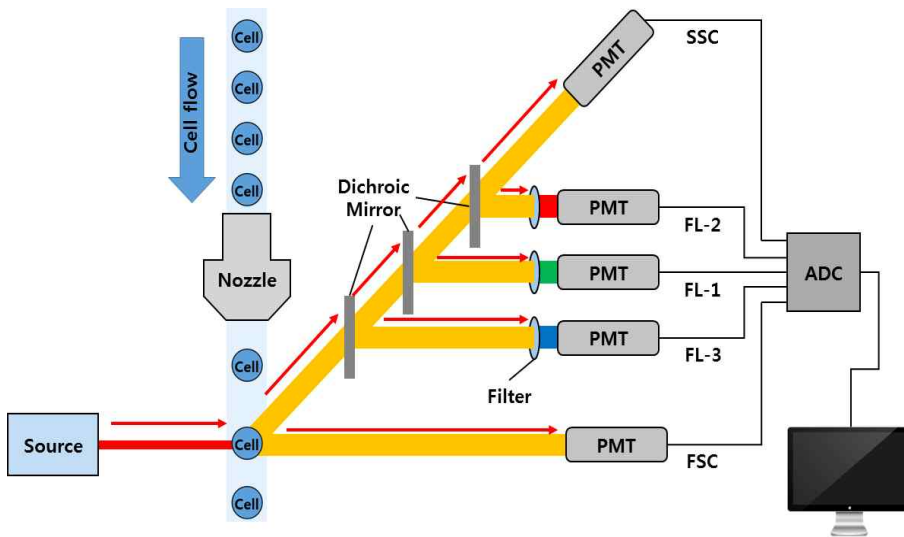


그림 3-6. 유세포 분석기의 일반적인 구조

일반적인 유세포 분석기는 그림 3-6에서 보는 바와 같이 레이저를 광원으로 사용하며 고감도의 PMT 광검출기를 형광파장별로 여러 개를 사용해야 하기 때문에 장비의 가격이 고가이다. 또한 주로 벌크 광학계로 광학계가 구성되어 있어 벌크한 장비의 크기가 필요하며 외부에서 유입되는 광에 의한 잡음신호가 쉽게 발생할 수 있는 단점을 가지고 있다. 또한 세포의 산란광의 광세기를 분석하는 원리상 정량적이지 못하고 상대적으로 데이터를 분석해야 하는 한계를 가지고 있다.

본 논문에서는 유세포 분석기의 핵심 기술 중에 하나인 세포수 계수기의 기능을

광섬유 간섭계를 기반으로 대치할 수 있는 아이디어를 제안하고 개발을 수행하였다. 기존 벌크 광학계가 거의 없이 광섬유 기반으로 개발된 간섭계를 사용함으로써 소형으로 개발이 용이하고 간편한 광정렬이 가능하다. 또한 광섬유로 광이 전달되기 때문에 외부에서 유입되는 광을 쉽게 차단할 수 있는 장점을 가진다. 측정 원리로는 전면 산란광의 광세기가 아닌 세포에 의한 간섭무늬에서의 변화를 측정하고 이로부터 광경로차에서의 변화를 분석함으로써 정량적인 세포 크기 분석이 가능한 방법을 제안하고자 한다.

## 2. 광경로차 변화를 이용한 세포수 계측 원리

간섭계를 이용하여 세포수를 헤아리는 방법은 매우 간단한 원리를 따른다. 세포가 흐르는 과정에서 광이 통과하는 영역에 놓이게 되면 세포가 없는 경우에 비해서 세포의 굴절률에 의해서 광경로는 증가하게 된다. 증가된 간섭무늬는 주파수 성분을 분석한 푸리에 변환한 결과에서 볼 때 특성 피크의 위치가 고주파수쪽으로 이동한 결과를 주게 될 것이다. 이렇게 특성 피크가 원래의 위치에서 이동하게 되면 세포가 광을 통과해서 지나가게 된 것이므로, 세포 하나를 측정하는 것이다. 이 과정을 흐름 채널의 흐름이 지속되는 동안 측정하여 반복하면 전체 흘러간 세포수를 계산할 수 있게 될 것이다. 이 때 푸리에 변환 결과에서 주파수 변화량을 분석함으로써 세포의 굴절률에 대한 정보를 알 수 있다면 흐르는 세포의 크기 정보를 동시에 획득할 수 있게 될 것이다. 이는 정성적인 유세포 분석기의 결과보다는 정량적인 분석이 가능하므로, 보다 유용하다고 할 수 있을 것이다. 그림 3-7은 실제 물이 흐를 때와 흐르지 않을 때의 간섭무늬 신호를 분석한 결과이다. 물이 흐를 때는 물에 의한 굴절률 증가로 인해 간섭무늬 신호 간격이 물이 흐르지 않을 때보다 줄어들게 된다. 이를 보다 정밀하게 분석하기 위해 그림 3-7(b)와 같이 푸리에 변환을 하였다. ①는 물이 흐르지 않을 때의 푸리에 변환 신호이고 ②는 물이 흐를 때의 푸리에 변환 신호이다. 물이 흐를 때 푸리에 변환



신호의 피크 위치가 고주파로 증가하는 것을 볼 수 있으며 이는 앞에서 예상했던바와 같은 결과이다. 이를 통하여 실제 세포가 흐를 때와 유액만 흐를 때의 간섭무늬 신호를 측정하여 분석함으로써 세포수의 계측이 가능하다는 것을 제시할 수 있다.

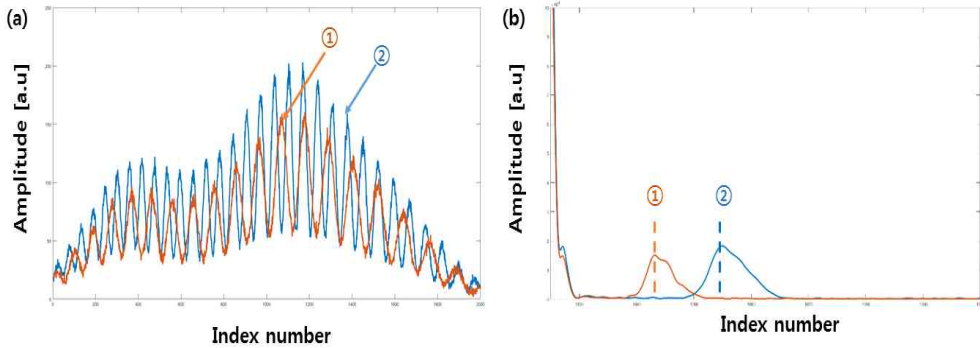


그림 3-7. 간섭무늬를 이용한 비드의 수를 계측한 방법으로 ①는 물이 흐르지 않을 때 ②는 물이 흐를 때. (a) 물이 흐르지 않을 때와 흐를 때의 간섭무늬 신호 그래프, (b) 물이 흐르지 않을 때와 흐를 때의 간섭무늬푸리에 변환 신호 그래프

### 3. 광섬유 간섭계를 이용한 비드 계측 실험

세포수 계측을 안정적으로 수행하기 위해서는 먼저 흐름 채널을 안정적으로 구동하는 것이 중요하다. 여기서 유체의 흐름을 제어하는 모듈을 흐름 채널이라고 부른다. 흐름 채널은 세포를 일정한 유속을 유지하면서 흐름 채널 길이 방향으로 균일한 폭에서 이동하도록 하는 것이 목적이다.

사용한 흐름 채널(cross-shaped channel chip, ChipShop)은 투명한 재질인 PMMA(polymethylmethacrylate)로 제작되었다. 유체가 흐를 수 있는 채널의 높이와 넓이는 각각 100  $\mu\text{m}$  이었다. 나머지 흐름 채널의 구체적인 수치는 그림 3-8에 제시하였다. 흐름 채널의 구성은 기본적으로 3개의 주입구와 1개의 배출구로 구성되어 있다. 3개의 주입구는 각각의 유연한 관으로 연결된다. 이 중 중앙의 주입구로는 세포가

섞여있는 액체가 유입되고 나머지 양쪽의 두 주입구로는 흐름 채널의 폭을 제어하기 위한 sheath 용액이 유입된다. 3개의 관으로 주입된 액체들은 하나의 채널에서 만나 층류 형태로 흐르게 된다. 이때 sheath 용액의 주입 압력과 유량에 따라서 흐름 채널 내부의 유체의 폭이 결정된다. 이 용액은 흐름 채널 끝단에서 1개의 관으로 모이게 되고 배출된다. 흐름 채널에서 그림 3-8을 기준으로 왼쪽에 있는 3개의 주입구 중 양 끝단의 2개의 주입구에 유입되는 유체의 흐름을 sheath flow라고 하며 가운데로 유입되는 유체의 흐름을 sample flow라고 한다.

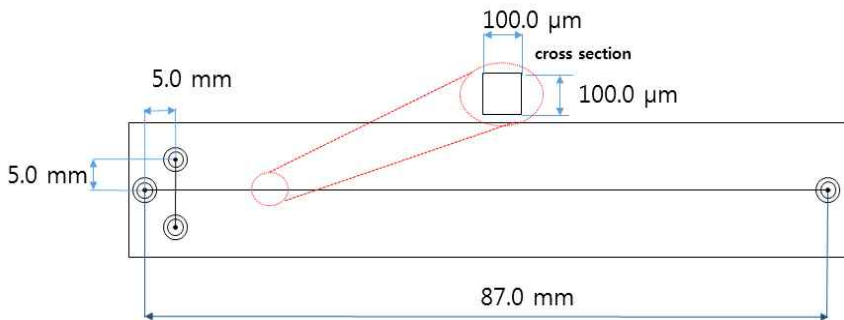


그림 3-8. 흐름 채널의 기하학적 구조

정밀한 흐름 채널을 제어를 위해서 sheath flow와 sample flow의 제어 조건을 정밀하게 조절하고자 하였다. 이를 위해서 마이크로 펌프(속도: 1.2초 ~ 20분 spm, 단위 분해능: 3000 steps ~ 24000 steps, C3000, TRICONTINENT)를 사용하였다. sheath flow를 제어하기 위해서 Y자형 분기관을 이용해서 1개의 마이크로 펌프로부터 나가게 되는 유속을 두 주입구에 동등하게 분배하여 주입되도록 하였고, sample flow의 제어는 또 다른 마이크로 펌프를 이용하여 제어하도록 하였다. 이 두 개의 마이크로 펌프를 제어함으로써 원하는 흐름 채널을 제어할 수 있었다. 흐름 채널에서 제어되는 유체의 폭을 구분하기 위해서 sample flow 유체와 sheath flow 유체의 색을 달리 하여 주입하고 이를 고배율의 현미경으로 관찰하면서 흐름 채널을 동적인 흐름을 제어하였다. 그림 3-11은 sheath flow 유속을 0.7 ml/h, sample flow 유속을 0.1 ml/h로

제어한 결과를 보여주고 있다. 영상에서 보이는 바와 같이 흐름 채널의 폭이  $11\ \mu\text{m}$ 가 유지되는 것을 관찰할 수 있었다.

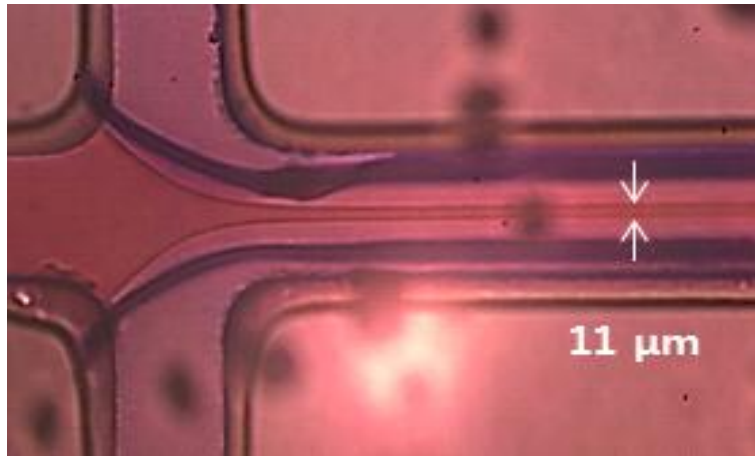


그림 3-9. 흐름채널의 제어를 현미경을 이용하여 관찰한 사진

실험에서는 샘플로 사용한 형광 비드의 직경이 약  $30\ \mu\text{m}$ 로 흐름 채널의 폭을 유지하도록 마이크로 펌프를 제어하였다. 그 이유는 비드를 투명한 구형의 형광 비드로 간주할 수 있는 형태를 가지고 있으며 또한 투명한 광학적 성질을 가지고 있기 때문에 형광 비드를 대상으로 실험을 수행하였다. 흐름 채널은 광이 투과도가 높은 PMMA로 제작되어 있어서 그림 3-11과 같이 흐름 채널을 가로질러 광이 투과가 가능하였다. 이러한 점들을 고려하여 광섬유 간섭계를 기반으로 비드가 통과한 여부를 파악할 수 있을 것으로 예상하였다.

세포수 측정 센서 제작에는 광섬유 pigtailed 광원(중심파장:  $855\ \text{nm}$ , 반치폭:  $55\ \text{nm}$ , 출력:  $3.11\ \text{mW}$ , EXS8510-8413, EXALOS), 광섬유 커플러(중심파장:  $850\ \text{nm}$ , 대역폭:  $\pm 100\ \text{nm}$ , 분배비: 50:50, TW850R5A2, THORLABS), 그리고 광섬유 콜리메이터(코팅파장:  $650\sim 1050\ \text{nm}$ , 초점거리:  $11.10\ \text{mm}$ , 빔사이즈:  $2.41\ \text{mm}$ , F220APC-850, THORLABS)을 이용하였다.

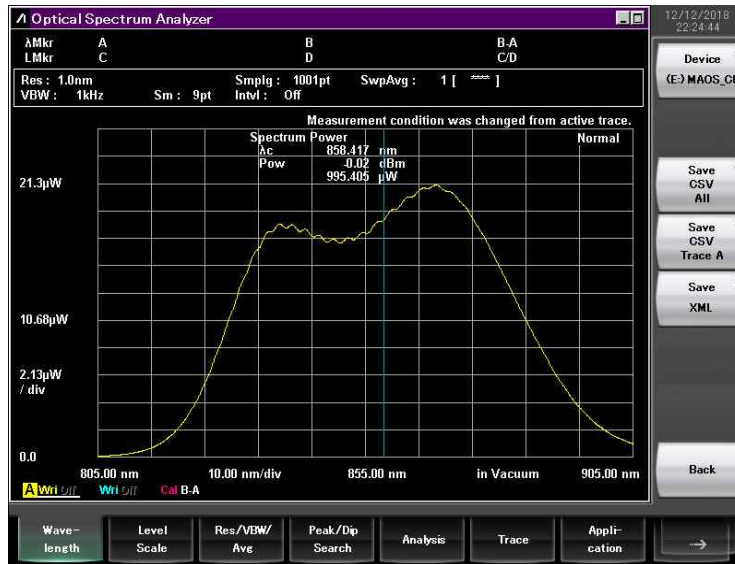


그림 3-10. OSA를 이용하여 측정된 광원의 스펙트럼 그래프

광원에서 출력된 광은 광섬유 커플러를 통하여 샘플단과 기준단으로 진행하게 된다. 이때 샘플단은 그림 3-11과 같이 투과 형태로 구성하여 광섬유 콜리메이터 사이의 자유공간에 흐름 채널을 위치시켰다. 광이 흐름 채널을 투과하여 다시 광섬유 콜리메이터로 입사할 수 있게 광정렬을 수행하였다. 분리된 각각의 광들은 샘플단과 기준단을 지나 다시 광섬유 커플러를 통해 결합하여 간섭무늬 신호를 발생시키며, 이를 분광기를 통하여 습득하여 분석함으로써 비드의 계수를 측정하였다. 여기서 사용한 분광기(파장범위: 800~900 nm, 대역폭: 100 nm, 픽셀수: 2048, 속도: 140 kHz)는 다파장 광원에 의해서 발생된 간섭무늬 신호를 파장영역에서 측정하였다.

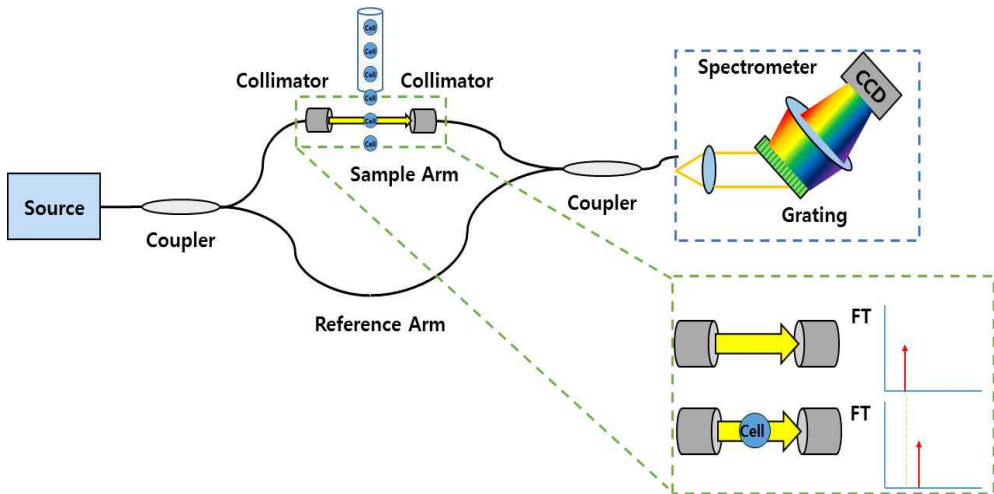


그림 3-11. 광섬유 간섭계 기반의 세포수 계측 시스템의 개략도

#### 4. 비드 계측 실험 결과 및 분석

흐름 채널의 원활한 제어를 위해 sheath flow 유속을 0.7 ml/h로 설정한 후 유지하면서 sample flow 유속만 0.7 ml/h에서 0.1 ml/h 까지 0.1 ml/h 간격으로 줄여가면서 흐름 채널의 폭을 측정하였다. 그 결과 그림 3-12와 같이 sample flow의 유속이 느려질수록 흐름 채널의 폭이 좁아지는 것을 알 수 있었다. 흐름 채널의 폭은 최대 33  $\mu\text{m}$ 에서부터 최소 8  $\mu\text{m}$ 까지 가변이 가능하였다. 그러므로, 실험에서 유속조건을 가변함으로써 원하는 세포의 크기에 따른 흐름 채널 폭의 가변이 가능함을 확인할 수 있었다.

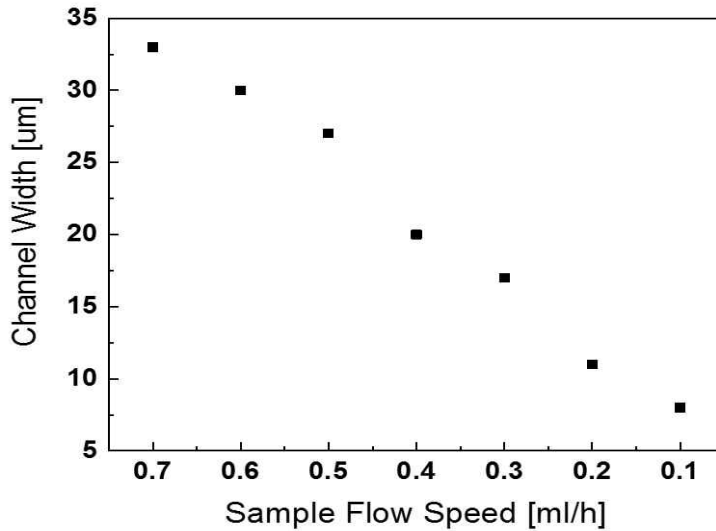


그림 3-12. sample flow의 유속 변화에 따른 흐름 채널의 폭 변화 그래프

그림 3-13은 개발한 광섬유 간섭계 기반의 세포수 계측기를 이용하여 측정한 푸리에 변환된 신호의 크기이다. 흐름 채널에 액체만 흐를 때와 세포가 채워져 흐를 때 각각 획득한 간섭무늬 신호의 푸리에 변환된 결과이다. 흐름 채널에 액체만 흐를 때는 푸리에 변환된 신호의 위치가 주파수 bin값이 1039였고, 세포가 흐를 때는 그 값이 1042였다. 세포가 흐를 경우에는 세포의 굴절률 차이로 인한 광경로 증가로 인해 푸리에 변환된 신호의 위치는 1039에서 1042로 작은 주파수 bin에서 높은 주파수 bin로 3만큼 증가하였다. 이 실험 결과를 기준으로 푸리에 변환된 특성 피크의 위치의 기준 위치를 주파수 index number를 1039로 설정하고 이보다 높은 주파수 index number로 이동하는 경우에만 세포수를 누적하도록 하였다.

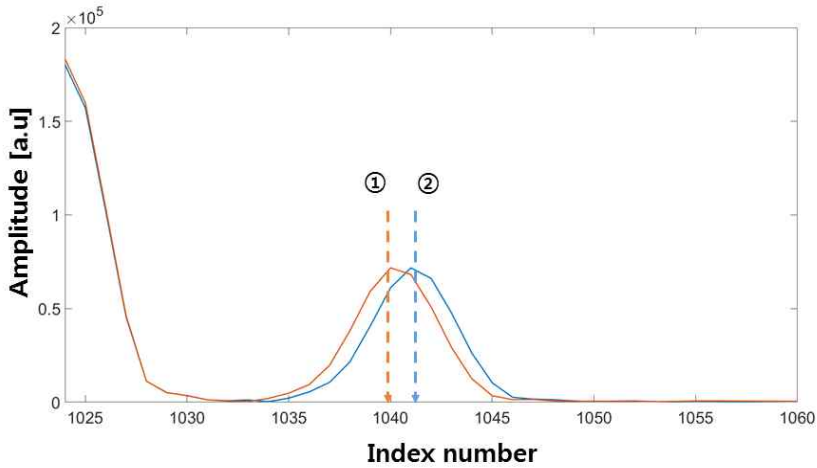


그림 3-13. 비드 유무에 따른 푸리에 변환된 결과에서의 특성 피크의 위치 변화 그래프

그 결과를 이용하여 흐르는 비드의 수를 측정해 보았다. 그림 3-14와 같이 LabVIEW 프로그램 기반으로 제어 프로그램을 개발하여 간섭계 기반 비드의 수 측정 시스템을 운영하였다. 비드가 흐름 채널에서 흐를 때 푸리에 변환 신호에서의 특성 피크의 위치 변화를 측정함으로써 그림 3-13에서 보듯이 흘러간 비드를 측정할 수 있었다. 그림의 왼쪽에서 보이는 히스토그램은 측정된 피크 이동 정도에 대한 분포도를 나타낸 것이다. 히스토그램의 전체 합이 누적된 비드와 같은 값이다. 비드의 수를 측정 속도는 초당 524개를 셀 수 있었고 누적 비드의 수는 총 10240개였다.

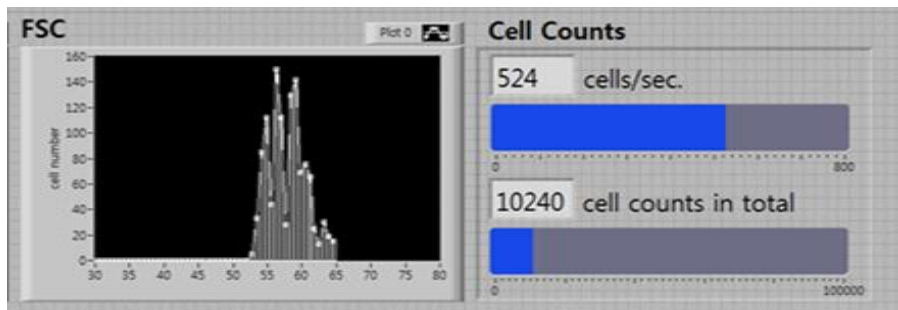


그림 3-14. LabVIEW 기반의 측정 인터페이스와 비드 측정 결과

고속으로 비드의 수를 측정하기 위해서는 현재보다 정밀한 흐름 채널 제어 및 그에 따른 채널 폭의 유지가 중요하다. 이를 위해서는 마이크로 모터로 제어되는 기계적인 움직임에 따른 진동문제가 흐름 채널의 유동에서 난류를 생성시킬 여지가 있어 보다 세심한 제어조건을 도출할 필요가 있다. 또한 비드의 수를 계측하기 위한 신호처리 과정에서 보다 많은 수의 비드를 측정하기 위해서는 고속의 샘플링과 함께 대용량 데이터 처리가 가능한 신호처리 기법이 중요하다. 기본원리가 간섭무늬를 측정하여 이 신호를 푸리에 변환하는데 있기 때문에 적어도 512개 또는 1024개 이상의 데이터를 하나의 비드의 수를 위해서 기록해야 하고 전체  $N$ 개의 비드의 수에 대한 총 데이터 수인  $512 \times N$  또는  $1024 \times N$ 개의 샘플링으로 증가된다. 그러므로, 매우 큰 데이터양을 다루어야 할 필요가 있게 된다. 이를 위해서 시스템을 개선하는데 있어서 고속 대용량 신호처리를 위해서 단일 신호처리 프로세스가 아니라 병렬 처리가 가능한 다중 루프 형태로 프로그램을 개선하여 계측과 신호처리 단계를 구분하여 처리하여 보다 향상된 비드의 수 계측이 가능하도록 개발하고자 한다. 또 다른 문제점은 세포의 크기가 작아 지면서 광경로차가 작아지게 되는 경우 픽셀의 움직임이 없이 푸리에 변환에서의 특성 피크가 처음 위치를 그대로 유지할 수 있게 될 것이다. 이러한 경우에 대해서는 위상 변화가 발생하면 간섭무늬의 공간적인 주파수값이 변하는 것 이외에 평행 이동하는 결과도 볼 수가 있다. 이러한 변화량은 위상의 변화량을 추출함으로써 유추가 가능하다. 그러므로, 특성 피크의 위치가 변경되는 것과 함께 특성 피크의 진폭 변화에 따른 비드의 수 계측의 방법도 동시에 고려하고 있다. 보다 고속을 신호처리를 위해서 주파수 값이 변하거나 진폭이 변하는 것을 동시에 분석하기 위한 방법으로 특성 피크의 최대 값 위치에서 진폭의 변화를 계측하고 이에 따른 대응함수를 이용하는 방법을 개발 중에 있다. 앞으로 비드 대신 실제 세포를 이용하여 분석함으로써 제안한 시스템의 유용성을 확인하고자 한다. 또한 제안한 시스템과 유세포분석기를 비교 분석하여 정밀도와 신뢰성을 확보하고자 한다.



### 제 3 절 광섬유 간섭계를 이용한 온도 센서

#### 1. 간섭계 기반의 굴절률 변화 측정

광계측에 있어서 굴절률 정보는 기초적인 정보로써 매질의 광학적인 특성을 결정하는 핵심적인 값이다. 일반적인 굴절률 측정에는 아베(Abbe) 굴절계, 프리즘 분광기, 타원계측기(ellipsometry)등의 장비를 이용하고 있으며 간섭계 기반의 장비도 병행해서 사용되고 있다[76]. 아베 굴절계와 프리즘 분광기는 조작성이 편리하지만 정밀도가 낮은 단점이 있고, 타원계측기는 정밀도는 높지만 편광을 이용하기 때문에 샘플의 상태에 따라 측정값에서의 신뢰도가 떨어지는 단점이 있다. 이에 반해 간섭계 기반의 굴절률 측정법의 경우 비접촉, 비파괴 측정이 가능하고 기존의 측정 장비들에 비해 높은 감도를 가지는 장점을 가지고 있다. 최근 비파괴 검사 분야에서 간섭계 기반의 측정을 통한 샘플의 두께와 굴절률을 동시에 측정한 연구결과들이 발표되어져 왔다[77-79].

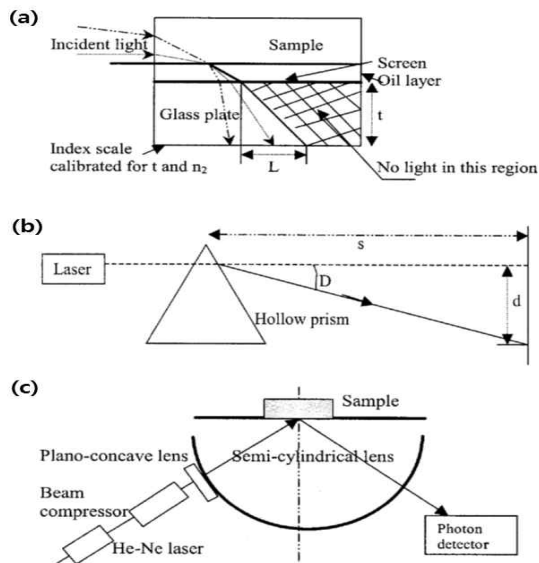


그림 3-15. 굴절률 측정 장비의 개략도.  
(a) 아베 굴절계의 개략도, (b) 프리즘 분광기의 개략도, (c) 타원계측기의 개략도

기준단과 샘플단으로 구성된 간섭계를 이용하여 굴절률을 측정하는 경우 투명한 샘플에 대해서는 두께와 굴절률을 동시에 측정할 수 있는 장점을 가진다.

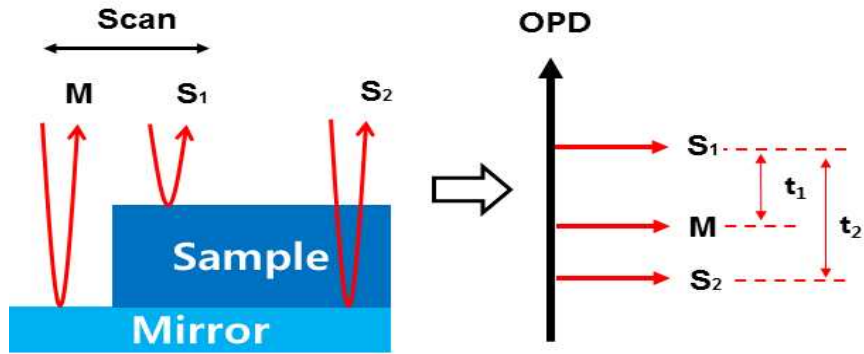


그림 3-16. 간섭계를 이용한 굴절률 측정 원리 그림

그림 3-16에서와 같이 측정하고자 하는 광학적으로 투명한 샘플을 거울 위에 올려두고, 거울에서 반사되는 광과 투명 샘플의 윗면과 밑면에서 발생하는 반사광 간에 발생하는 간섭무늬 신호로부터 푸리에 변환을 통해 경계면의 위치정보를 다음과 같이 계산할 수 있다. 먼저 실제 샘플의 물리적인 두께는 거울면에서 반사되는 광과 거울에 놓여있는 샘플의 윗면에서 반사된 광의 간섭무늬를 통해서 그림 3-16의 오른쪽에서 보이는 바와 같이 푸리에 변환에서 분석된 광경로차로부터 결정할 수 있다. 샘플의 광학적 두께는 샘플의 윗면과 밑면에서 반사된 광에 의해서 만들어진 간섭무늬 신호의 광경로차를 분석함으로써 결정할 수 있다.

$$t_1 = l_M - l_{S_1}, \quad (3-1)$$

$$t_2 = l_{S_2} - l_{S_1}$$

$$(t_2 = n_g t_1)$$

$$n_g = \frac{l_{S_2} - l_{S_1}}{l_M - l_{S_1}} \quad (3-2)$$

여기서  $M$ 은 거울에서 반사되어진 광을 의미하고  $S_1$ 과  $S_2$ 는 샘플의 윗면과 밑면에서 반사된 광을 의미한다.  $t_1$ 은 실제 샘플의 두께이고,  $t_2$ 는 샘플의 광학적 두께,  $n_g$ 는 샘플의 굴절률이다. 샘플의 물리적인 두께와는 달리 측정 결과는 광경로차에 대한 간섭무늬 신호를 측정하기 때문에 굴절률이 고려된 광경로를 고려해야 한다. 위의 식으로부터 두 개의 간섭무늬 신호로부터 샘플의 굴절률 정보를 얻을 수 있게 된다. 모든 물질은 온도가 올라갈 경우 물질을 구성하고 있는 분자들의 운동에너지가 증가한다. 이때 개별적인 분자가 운동하는 공간이 넓어지게 되고 그로 인해 물질의 부피는 증가하며 그 결과 굴절률도 영향을 받게 된다. 간섭계는 굴절률의 변화뿐만 아니라 물리적인 길이 변화에도 민감하게 반응한다. 실리콘의 경우 열에 의한 열팽창 계수 ( $4.3 \times 10^{-6}/K$ )보다 굴절률 변화 계수 ( $1.5 \times 10^{-4}/K$ )가 상대적으로 매우 크기 때문에 열에 의한 굴절률 변화량만을 고려하여 실리콘 웨이퍼의 온도 변화를 분석할 수 있다.

그림 3-17은 가열된 실리콘 웨이퍼의 굴절률 변화에 따른 광경로차의 변화를 표현한 그림이다. 실리콘 웨이퍼에 열이 가해지면 굴절률과 물리적 두께의 급인 광학적 두께는  $t_2$ 에서  $t_3$ 로 증가하게 될 것이다. 이 두께 증가량과 실제 두께인  $t_1$ 을 이용해서 다음과 같은 식을 유도할 수 있다. 이를 통해 실리콘 웨이퍼에 가해진 열에 의한 온도 변화를 계산할 수 있다. 온도 상승에 의한 굴절률 증가만을 고려하면 거울에서 반사된 광과 샘플 윗면에서 반사된 광의 광경로차는 그대로 유지한다고 가정할 수 있다. 하지만 가열에 의한 실리콘 웨이퍼의 굴절률 변화가 발생하면서 샘플의 광학적 두께는 영향을 받아 증가될 것이다. 온도에 의해서 바뀐 광학적 두께를  $t_3$ 라고 한다면, 앞서 설명한 물리적 두께  $t_1$ 과 광학적 두께  $t_2$ 와는 다음과 같은 관계를 가진다.

$$t_3 \cong n_g t_1 + \Delta n_g t_1 = (n_g + \Delta n_g) t_1 = t_2 + \Delta n_g t_1, \quad (3-3)$$

$$(\because t_2 = n_g t_1)$$

$$\Delta n_g = \frac{t_3 - t_2}{t_1} \quad (3-4)$$

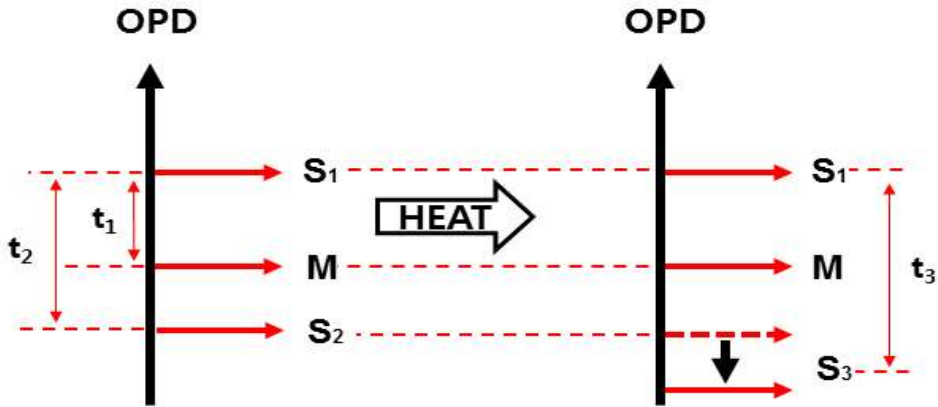


그림 3-17. 온도 변화에 따른 굴절을 변화 측정 원리 그림

본 논문에서는 광섬유 간섭계를 이용하여 가열된 실리콘 웨이퍼의 온도변화를 실시간으로 간섭무늬 신호 측정 및 푸리에 변환을 통해서 굴절을 변화로 분석을 수행하고 이 결과를 이용하여 실리콘 웨이퍼 온도 변화를 유추하고자 하였다. 여러 포인트에서의 온도의 변화를 고속으로 측정함으로써 실시간 실리콘 웨이퍼의 온도 구배분포를 측정하고자 하였다.

## 2. 온도 변화에 따른 굴절을 변화 측정 실험

온도 측정을 위해 구성한 광섬유 간섭계의 개략도는 그림 3-18과 같다. 파장가변 레이저(중심파장: 1310 nm, 반치폭: 100 nm, 반복률: 50 kHz, A11070046, AXSUN)에서 출력된 광은 광섬유 커플러(중심파장: 1300 nm, 대역폭: ± 100 nm, 분배비:

50:50, TW1300R5A2, THORLABS)를 통해 분기되고 일부는 광섬유 서큘레이터(파장범위: 1280~1340 nm, CIR1310-APC, THORLABS)를 통해, 광섬유 콜리메이터(코팅파장: 1050~1620 nm, 초점거리: 18.67 mm, 빔사이즈: 3.4 mm, F280APC-C, THORLABS)를 통해 샘플과 기준단 거울에 입사하였다. 각각 샘플과 거울에서 반사된 광은 광섬유 서큘레이터의 출력단을 통해 광섬유 커플러로 진행하고 두 광이 중첩되어 간섭무늬 신호를 발생시킨다. 이때 샘플인 실리콘 웨이퍼에 가해진 온도에 따라서 간섭무늬의 변화가 발생한다. 이 간섭무늬 신호를 측정하기 위해서 BPD(파장범위: 800~1700 nm, 대역폭: 200 MHz, InGaAs/PIN, PDB460C, THORLABS)를 사용하였다. 파장가변레이저와 동기화된 BPD는 1024개의 샘플링을 50 kHz의 속도로 수행하였고, 이를 DAQ를 통해 디지털 신호로 변환하여 푸리에 변환을 수행하였다. 수행된 결과를 분석하여 2차원 OPD에 대한 영상으로 구현하여 온도분포의 변화를 관찰하는데 활용하였다. 보다 온도 측정의 정확도를 향상시키기 위해 측정된 간섭무늬 신호를  $2^{15}$ 개의 zero-padding을 한 뒤 푸리에 변환을 수행하였고, 미디언 필터를 적용한 뒤 특성 피크의 위치를 결정 하였다. 이 특성 피크들의 위치 차이로부터 온도 변화에 따른 실리콘 웨이퍼의 실제 두께를 계산하여 실리콘 웨이퍼의 온도로 환산하였다.

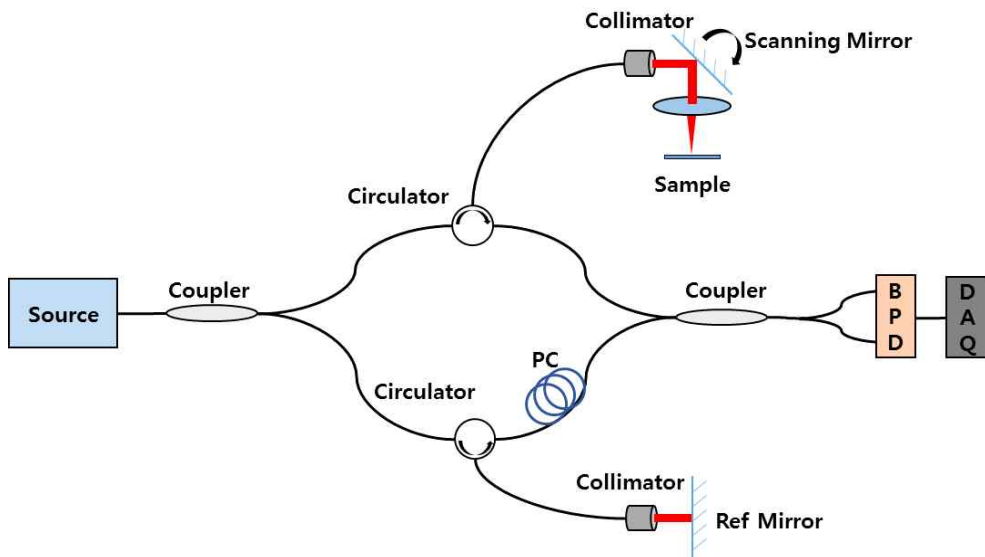


그림 3-18. 온도 측정을 위해 구현된 광섬유 기반 간섭계의 개략도

2차원 표면에서의 온도분포를 확인하기 위해서 갈바노스캐너를 샘플단에 장착하여 파장가변레이저와 동기화시켜 스캐닝을 수행함으로써 다중 포인트에서의 온도를 측정할 수 있었다.

샘플의 열팽창에 의한 광학적 두께 변화를 무시하기 위해서 열팽창계수 ( $4.3 \times 10^{-6}/K$ )보다 열광학계수( $1.5 \times 10^{-4}/K$ )가 상대적으로 큰 실리콘 웨이퍼를 샘플로 사용하였고, 사용한 실리콘 웨이퍼의 물리적 두께는 0.47 mm이었다. 실리콘 웨이퍼에 국소적인 열을 가열하기 위해 그림 3-18과 같이 샘플로부터 약 10 mm 떨어진 곳에 최대 가열온도가 1300 °C까지 가능한 미니 토치를 설치하여 실험을 수행하였다. 거울면에 실리콘 웨이퍼를 위치시키고 거울과 실리콘 웨이퍼의 윗면과 밑면에서 반사된 신호로 인해 발생한 간섭무늬 신호에 열을 가하기 전에 측정하여 기록하였다.

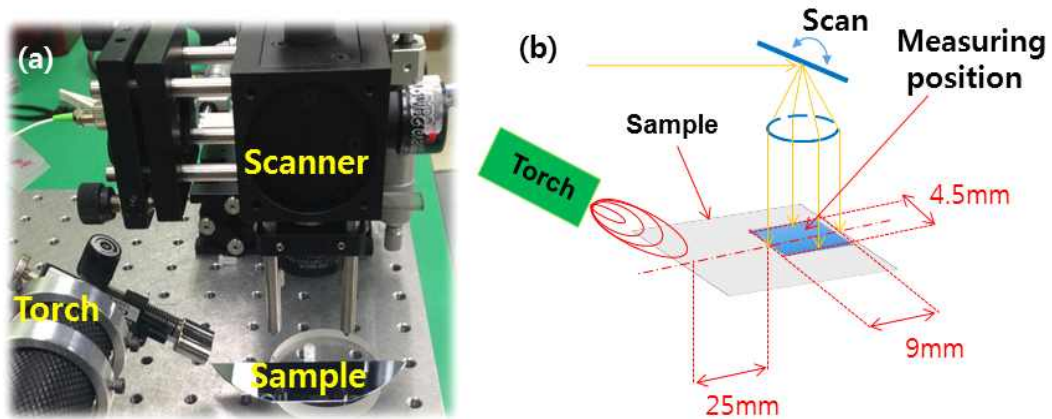


그림 3-19. 샘플단에서 실리콘 웨이퍼를 가열하는 방법. (a) 샘플단의 실리콘 웨이퍼와 토치가 배치되어 있는 실험 장치 사진, (b) 실리콘 웨이퍼의 스캔 범위와 가열 위치를 표현한 그림

실리콘 웨이퍼를 국소적으로 가열하기 위해 그림 3-19와 같이 샘플단에서 미니 토치를 설치하였다. 실리콘 웨이퍼를 가열하는 동시에 실시간으로 온도변화에 따른 간섭무늬 신호로부터 측정하고 획득한 간섭무늬 신호로부터 실리콘 웨이퍼의 굴절을 변

화량을 계산하였다. 굴절을 변화량을 온도 변화량으로 변환하기 위해서 식 3-5로 주어지는 변환식을 이용하였다[80]. 참고문헌에서 주어진 이산적인 데이터로부터 굴절을 변화에 대한 연속적인 온도값으로 환산하기 위해서 아래와 같은 피팅 함수를 이용하여 변환식으로 이용하였다. 여기서,  $T$ 는 실리콘 웨이퍼의 온도,  $\Delta n$ 은 실리콘 웨이퍼의 굴절을 변화,  $a, b, c, d$ 는 피팅 함수의 계수값으로 각각 294.0365, 527.65078, -17285.12759, 그리고 79366.65498이다.

$$T = a + b\Delta n + c\Delta n^2 + d\Delta n^3 \quad (3-5)$$

그 결과 그림 3-20과 같이 굴절을 변화량으로부터 실리콘 웨이퍼의 온도값을 얻을 수 있었다. 이 변환 테이블을 이용하여 실시간 온도 분포를 계산하는데 활용하였다.

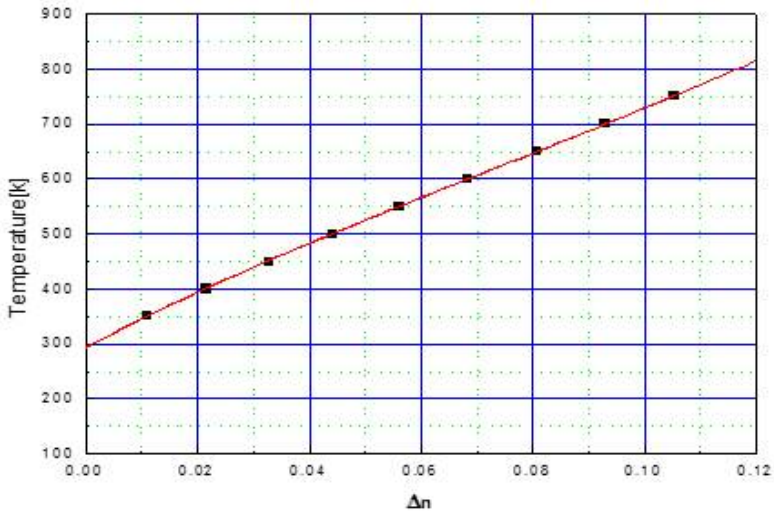


그림 3-20. 굴절을 변화에 따른 실리콘 웨이퍼의 온도로 변환된 결과 그래프

### 3. 실시간 온도 측정 결과 및 분석

그림 3-21은 열을 가하지 않은 실리콘 웨이퍼에 대해서 측정한 간섭무늬 신호를 분석한 결과이다. 그림 3-21(a)는 실리콘 웨이퍼로부터 측정한 간섭무늬 신호를 푸리에 변환한 결과이다. 기준단의 거울에 대한 광경로차에 따라서 실리콘 웨이퍼의 윗면과 밑면에 대한 특성 피크가 보이며 그 중간에 실리콘 웨이퍼 아래에 위치한 거울면에 해당하는 특성 피크가 보인다. 실리콘 웨이퍼가 가지는 굴절률은 공기의 굴절률보다 매우 큰 값을 갖기 때문에 물리적인 두께보다도 큰 광경로차를 가지게 된다. 그로 인해 샘플의 밑면의 특성 피크는 거울에 해당되는 특성 피크보다도 더 멀리 떨어져 있게 된다. 이 결과를 단층영상으로 재현한 결과가 그림 3-21(b)에서 보인다. 단층영상을 얻기 위해서 실리콘 웨이퍼에 조사하는 광을 갈바노스캐너를 이용해서 수평방향으로 일직선상에서 스캔을 수행하였다. 그로 인해 거울면만 있는 경우와 실리콘 웨이퍼만 있는 경우로 구분되어 보인다. 실리콘 웨이퍼와 거울 사이의 공기층은 관찰되지 않았다.

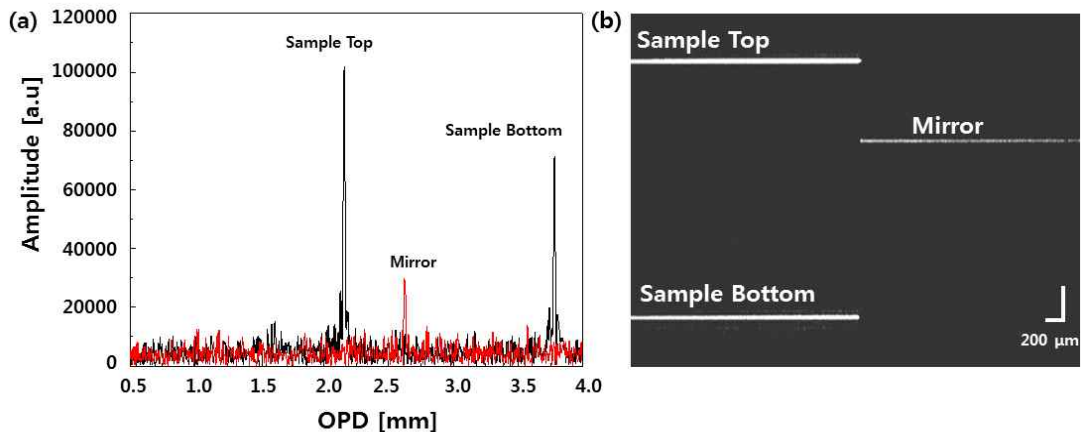


그림 3-21. 실리콘 웨이퍼 샘플과 거울면의 간섭무늬 신호 분석 결과. (a) 푸리에 변환 신호 그래프, (b) 단층 영상



OPD를 계산하기 위해서 개별 픽셀이 가지는 광경로차를 실험적으로 결정하여 이 값을 기준으로 픽셀값을 변환하여 OPD로 계산하였다. 그 결과 실리콘 웨이퍼의 윗면의 OPD는 2.165 mm이었고, 밑면의 OPD는 3.796 mm, 그리고 거울의 OPD는 2.632 mm이었다. 이 계산값으로부터 실리콘 웨이퍼의 두께는 0.467 mm로 계산되었다. 이 때 실리콘 웨이퍼의 윗면의 OPD와 실리콘 웨이퍼의 밑면의 OPD의 차는 광학적 두께이고 1.631 mm로 계산되었다. 실리콘 웨이퍼의 물리적 두께를 확인하기 위해 버니어 캘리퍼를 이용하여 두께를 측정하였다. 실제 실리콘 웨이퍼 두께가 0.470 mm인 점을 고려하면 측정결과와의 오차율은 1% 미만으로 정확함을 확인할 수 있었다. 이 결과로부터 간섭계 기반으로 두께 측정한 결과의 정확성을 확보할 수 있음을 확인할 수 있었다. 앞서 제시했던 굴절률 계산방법을 이용해서 광학적 두께와 실제 두께를 굴절률을 계산해 보았다. 그 결과 실리콘 웨이퍼의 균굴절률값으로 3.49를 구할 수 있었으며 이 값은 실제 잘 알려진 실리콘의 굴절률보다 0.01 정도 작은 값이며 오차율은 0.03%로 매우 높은 정확도를 보였다.

그림 3-22는 실리콘 웨이퍼에 토치를 이용하여 열을 가열하면서 측정한 간섭무늬 신호를 분석한 결과이다. 그림 3-22(a)는 가열 전후의 OPD 변화를 보여준다. 가열 전 실리콘 웨이퍼의 밑면에 해당하는 OPD는 3.721 mm이었고, 가열 후는 밑면의 OPD가 3.767 mm로 이동되었다. 결과적으로 가열에 의해서 OPD가 0.046 mm 증가하였다. 이를 통하여 가열에 의한 OPD 변화량으로 굴절률 변화를 계산하였다. 계산된 굴절률의 변화는 0.098501이었는데 온도 변화에 따른 굴절률 변화로 인한 결과로 해석하였다. 이러한 이유는 앞서서도 언급했듯이 열광학계수가 열팽창계수보다 상대적으로 35배 큰 값을 가지기 때문에 열팽창 효과는 여기서 무시하고 분석을 수행하였다. 그림 3-22(b)는 실리콘 웨이퍼의 가열 전후 단층 영상에서의 차이를 보여준다. 가열 후 굴절률 증가로 인해 실리콘 웨이퍼의 밑면이 아래로 이동한 결과를 쉽게 확인할 수 있었다. 이 결과는 그림 3-22(a)에서 피크가 이동한 결과와 일치한다.

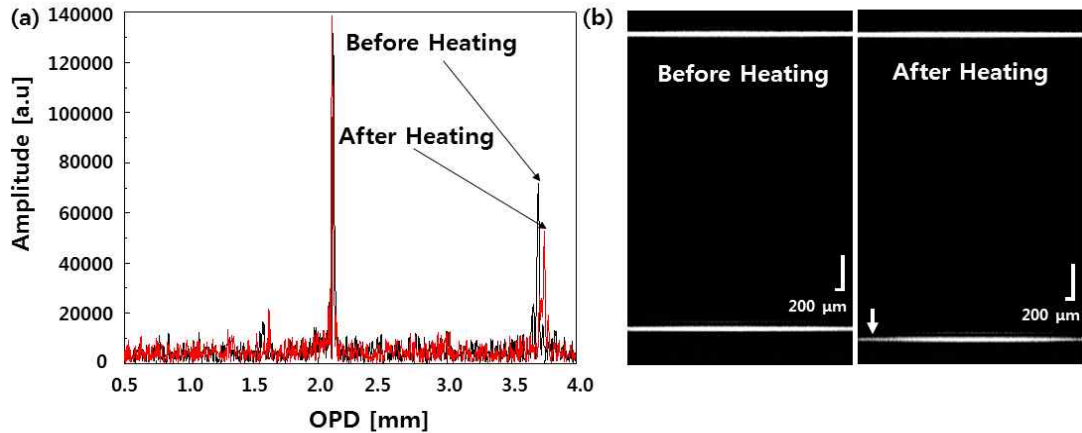


그림 3-22. 실리콘 웨이퍼 가열 전후 간섭무늬 신호 분석 결과. (a) 가열 전과 후의 푸리에 변환 신호 위치 변화 그래프. (b) 가열 전후 변화된 단층 영상

실리콘 웨이퍼의 표면(4.5 mm x 9.0 mm)을 고속으로 스캔하여 표면에서의 온도 변화를 측정하고자 하였다. 그림 3-23는 가열하고 온도가 어느 정도 안정적으로 분포한다고 판단된 5초 후에 실리콘 웨이퍼 표면에서의 온도 분포도로 4.5 mm 측정 범위 내에서 110 K의 온도 차이를 가짐을 확인 할 수 있었다. 최대 온도는 804 K이었고, 최소 온도는 692 K으로 토치와 가까운 부분에서 고온이 분포하고 멀어질수록 온도가 낮은 결과를 보여주고 있었다. 그림 3-24는 실리콘 웨이퍼에 열을 가하는 것을 중지하고 13초 동안 공기 중에서 냉각시키면서 스캔 영역에서 토치와 가장 먼 위치에서 B-scan을 수행하면서 온도 변화를 측정한 결과이다. 최대 온도 653 K에서 최소 온도 378 K으로 냉각되어짐을 확인할 수 있었다. 냉각 시 전체 측정 면적에 대해 온도가 균일하게 감소하는 경향을 확인할 수 있었다. 또한 온도 분해능은 11 K으로 계산되었다. 이는 일반적인 온도계와 비교 했을 때 매우 낮은 분해능이다. 하지만 제시한 분석방법 이외에 간섭무늬 신호의 위상을 면밀하게 분석하여 보다 정밀한 굴절률 변화를 측정할 수 있을 것으로 예상하는 바이다.

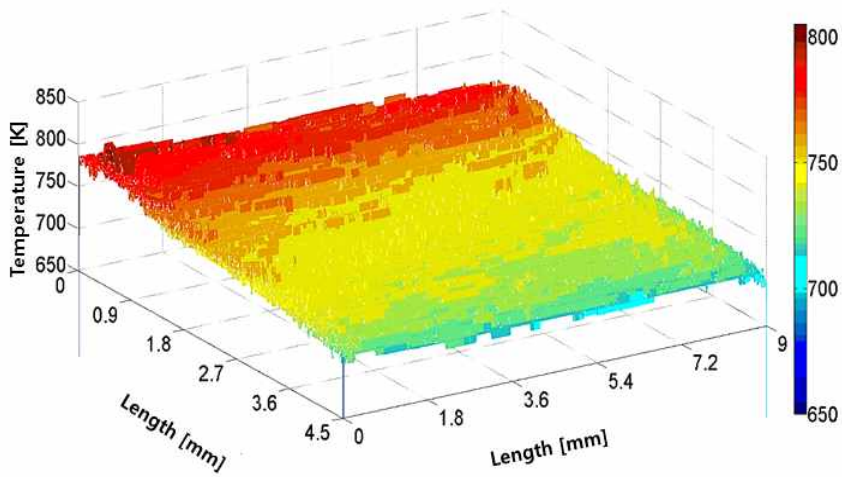


그림 3-23. 실리콘 웨이퍼 가열 5초 후 측정된 간섭무늬 신호를 분석한 온도구배분포 그래프

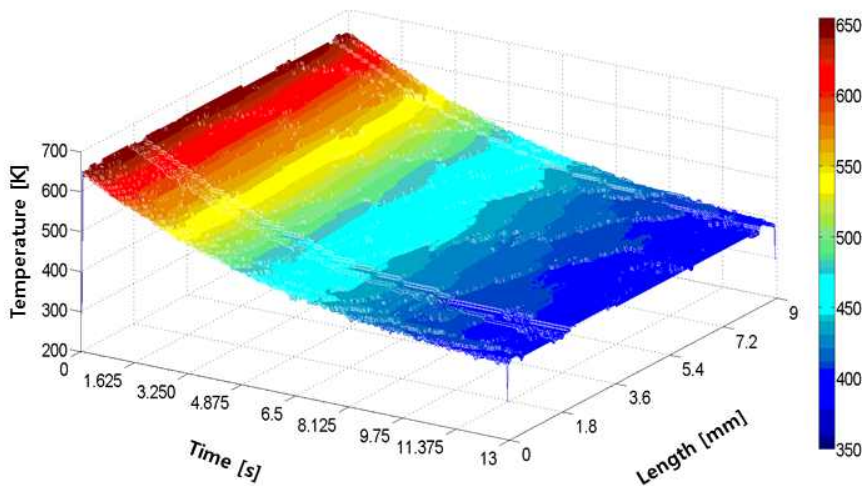


그림 3-24. 실리콘 웨이퍼 가열 중지 후 13초간 측정된 간섭무늬를 분석한 온도구배분포 그래프

## 제 4 장 광섬유 간섭계 기반의 광결맞음 단층영상기

### 제 1 절 자외선 직접 묘화 노광 샘플 검사

#### 1. 자외선 직접 묘화 노광

최근 들어 포토 마스크를 이용하는 기존의 노광법 대신에 자외선광으로 직접 패턴을 그리는 LDI(laser direct imaging; LDI)를 이용하고 있다[81-84]. LDI는 포토 마스크가 필요 없는 노광방법으로 새로운 노광패턴을 개발할 때마다 필요한 포토 마스크를 제작하지 않기 때문에 포토 마스크 제작에 소요되는 기간과 비용을 절약할 수 있다. 또한 레이저 정밀 가공법을 적용하여 높은 정밀도를 가지고 노광을 수행할 수 있게 되었다. 그 결과 미세한 선폭을 가지는 인쇄회로기판을 개발할 수 있게 되어 고정밀 제어 회로 개발에 있어서 질적 향상을 이룰 수 있게 되었다. LDI 기술개발에는 기존 노광 광학계를 바탕으로 레이저 가공기 제조사들의 특화된 기술요소들이 접목되었다. 이로 인해 정밀 위치 결정 성능과 실시간 영상의 왜곡 보정 기술이 적용되어 고밀도 프린트 기술에 적합한 기술로 성장하였고, 인쇄회로기판 개발에서의 생산성을 향상시키는데 크게 기여할 수 있게 되었다.

LDI에서 가장 핵심적인 광학 기술 중에 하나는 자외선 레이저와 고정밀도 레이저 가공방법을 접목하여 노광 패턴을 직접 그리는 것이다. 이때 레이저 가공으로 형성된 결과물은 기본적인 점과 선으로 구성된 패턴이다. 하지만 LDI로 그리는 대면적의 패턴은 대상 샘플의 전체 면적에 걸쳐 동일한 조건에서 수행되어야 하므로, 패턴이 그려진 직후 고속으로 노광 효과에 대한 평가가 필요하다. 이러한 노광 직후 실시간 평가를 수행하기 위해서 여러 측정방법이 도입되어 적용되었다. 일반적으로 샘플의 단면을 직접적으로 관찰하기 위해서는 가공단면을 파괴적인 방법으로 절개하고 절개된 단면을 고배율의 현미경으로 관찰하였다. 전자주사방법을 이용하여 고배율로 샘플 가공 단면을 관찰하거나 고배율 광학 현미경을 이용하는 방법 모두 오랫동안 사용된 관측 방법이다. 하지만 샘플의 단면을 보기 위해 사용한 샘플은 적어도 샘플 일부분의 훼손이

불가피하다는 단점을 가지고 있었다. 노광된 샘플 중 일부는 샘플링을 통해 노광 효과에 대한 평가가 가능하지만 전체 샘플에 대한 전수 조사는 불가능할 뿐만 아니라 샘플링 조건에 따라서 검사 결과에 대한 왜곡된 결론이 제시될 수 있는 문제점을 가지고 있다. 이를 극복하기 위해서는 비파괴적인 방법을 통해서 노광된 샘플의 단면 조영이 가능한 방법이 필요하게 되었다. 이를 위해서 대면적을 가시광 대역에서 동작하는 CCD(charge coupled device) 카메라를 이용하는 방법이 제시되었다[85]. 실제로 이 방법은 대면적으로 제작된 인쇄기판회로상의 구리선 회로와 부품의 납땜에서의 문제점 등을 검사하기 위해서 주로 사용되었다. 하지만 이 기법은 노광된 샘플의 내부 특징을 조영하는데 적절하지 못하였다. 광을 비추는 각도에 따라서 음영 지역이 발생하였고, 좁은 면적으로 광의 조사영역을 제한하는 경우라고 하더라도 특정 각도에서 CCD 카메라를 고정하고 관찰하는 방법이기 때문에 노광된 내부 모습의 관찰이 극히 제한적이었다. 이 방법은 관찰 가능한 노광 샘플의 깊이가 노광된 선폭의 크기에 의존하므로, 수십  $\mu\text{m}$  정도 선폭으로 노광된 경우 깊이 노광된 곳까지 도달하기 힘들어 좁은 선폭으로 가공된 샘플에 대해서는 거의 효용성이 없었다. 결론적으로 2차원의 표면 형상을 관측하는데 있어서는 활용이 가능하지만 수십  $\mu\text{m}$  정도의 매우 좁은 선폭을 가지며 수백  $\mu\text{m}$  정도의 깊이로 노광된 패턴의 내부를 조사하는데 적절하지 못하였다. 이와는 달리 공초점 현미경을 이용한 검사방법은 CCD카메라를 이용하는 방법 보다 유용한 방법이다[86,87]. 하지만 공초점 현미경 방법은 고배율의 이미징 렌즈를 이용한 영상 구현에서의 장점이 오히려 단점으로 작용하게 되었다. 노광된 패턴을 통과해서 광을 입사시켜서 반사되는 광을 다시 측정하여 영상으로 구현해야 하는 원리를 고려할 때 많은 양의 광이 노광된 패턴 안으로 조사되어야 하는 것은 당연하다. 하지만 고배율의 높은 개구수를 통해서 입사된 광은 좁은 패턴 안으로 광을 입사시키는데 유리할 수 있지만 깊은 바닥에까지 광을 전달하는데 광의 발산이 너무 커서 적절치 않다. 일반적으로 광의 초점 크기와 초점심도깊이는 서로 반비례하는 렌즈의 광학적 특징으로 인해 깊게 노광된 샘플에 대해서는 초점심도깊이가 수십  $\mu\text{m}$  정도로 제한되는 공초점 현미

경 방법은 그 사용이 극히 제한적일 수밖에 없다. 이를 극복하기 위해서 공초점 현미경에서 광축 방향으로 샘플과 대물렌즈 사이의 거리를 변화시키는 z-스캔 방법을 이용한다고 하더라도 수백  $\mu\text{m}$ 에 이르는 노광 깊이에 대해서는 동일한 한계를 가진다.

본 논문에서는 기존의 파괴적인 노광 패턴의 평가 방법을 극복하고 실시간으로 노광 패턴의 내부를 관찰하기 위하여 OCT를 이용하여 단층영상을 실시간으로 측정된 결과를 제시하고자 한다. OCT는 비파괴적으로 광의 간섭효과를 이용하여 샘플의 단층 구조를 조영할 수 있는 방법이다. 투명한 샘플뿐만 아니라 광투과가 잘 일어나지 않는 불투명한 생체 조직에 대해서도 광원의 조건에 따라서 수 mm의 깊이에 이르는 단층 영상을 구현할 수 있는 장점을 가지고 있다. 최근 들어 FD-OCT로 발전한 OCT는 높은 감도와 고속 영상 구현이 가능하게 되어 실시간 LDI 성능을 비파괴적으로 관찰하는데 유용할 수 있다. 가간섭길이가 매우 짧은 광대역광원과 광섬유 광학계로 구현된 간섭계를 이용하여 샘플의 깊이 정보에 대한 단층 정보를 획득하고 단층영상을 구현하여 LDI 가공 성능을 시각적으로 확인하고자 하였다.

## 2. 직접 묘화 노광 샘플 가공 및 노광된 패턴 측정 실험

본 실험에 사용한 LDI 시스템은 공동 연구를 진행하고 있는 애니모션텍 주식회사에서 자체 개발한 시스템으로 구성은 다음과 같다. 샘플 가공에 사용한 레이저(중심파장: 355 nm, 반복률: 100 kHz, 평균출력: 2 W, 펄스폭: 10 ps, Explorer One-XP, Spectraphysics)에서 출력된 광은 반파장판과 두 장의 편광자로 구성된 광감쇄기를 통과시켜 샘플에 노출되는 광량을 미세하게 조절할 수 있도록 하였다. 자외선 가변형 빔 익스팬더(beam expander, 2-10x, Jenoptik)를 이용해 빔의 크기를 확대하였고, 355 nm 전용 반사 거울로 광의 경로를 90° 꺾어 스캐너에 입사시켰다. 광학 스캐너(AGV10-HPO, Aerotech)를 통해서 레이저 광을 샘플에 주사하였고, 동시에 XY 선형 스테이지(제Aerotech)와 Z축 볼 스크루 스테이지(ball screw stage)를 구동시켜 패턴

을 그리도록 하였다. 광학 스캐너의 경우 외장형 제어 보드를 가지며 최대 속도 5 m/s의 폐쇄루프방식(closed loop Type)의 스캐너를 사용하여 제어 보드에서 발생하는 열적지터(thermal jitter)값을 최소화할 수 있었다. 샘플에 조사되는 레이저 광은 telecentric f-theta lens(working distance: 136 mm, field of view: 50 × 50 mm<sup>2</sup>)를 사용하여 집속하였으며, Z축 스테이지를 연동하여 노광 패턴에 따라 실시간 디포커스(defocus)를 조정하여 시료에서의 초점 크기를 능동적으로 제어할 수 있도록 하였다. 또한 스캐너의 인코더(encoder) 신호와 스테이지의 위치를 동기화시키는 2D on-the-flying 방법을 이용하여 스캐너의 FOV를 벗어나는 영역을 연속적인 동작으로 구현하여 스캐너의 FOV를 순차적으로 가공하는 step-by-step 방법에서 발생하는 스티칭 에러를 없앴다.

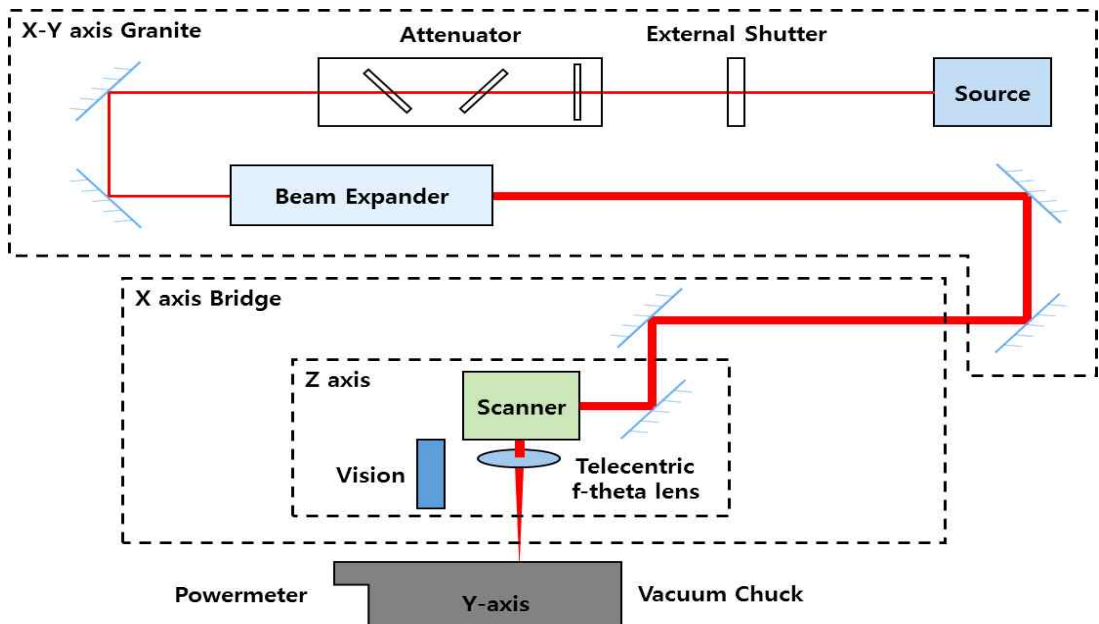


그림 4-1. 패턴 제작에 사용된 LDI 시스템의 개략도

가공된 샘플은 광감성 유리(FORTTRAN II, Schott)로써 표면에 아무런 처리 없이

자외선 레이저를 직접 노광하여 가공이 가능하였다. 광감성 유리의 굴절률은 546.1 nm에서 1.515이고, 노광 레이저의 파장 대역에서 샘플의 투과도는 약 80% 정도로 높은 투과도를 보였다. 광감성 유리의 두께는 대략 0.74 mm 정도이고, 크기는 1×1 mm<sup>2</sup> 이었다. 광감성 유리는 노광 후에 아무런 후처리를 하지 않은 것과 노광 후 고온 처리와 에칭 과정을 거친 것으로 각각 준비하였다. 광감성 유리의 고온 처리는 585°C 에서 1시간 동안 수행하였고, 에칭은 7% 불산을 이용하여 5분 동안 수행하였다. 또한 노광 출력을 변화시키면서 광감성 유리를 가공하였다.

본 논문에 사용한 OCT는 구동 원리로 볼 때 파장 가변 광원(A11070046, AXSUN)을 이용한 광섬유 기반 간섭계이다. 광대역 파장 대역을 고속으로 파장가변하는 광원을 이용하는 OCT 시스템으로 SS-OCT 시스템이다. 사용한 광원은 110 nm 넓은 파장대역을 가지는 광대역 광원으로써 반도체 공정을 통해서 만들어진 고속 파장 가변 소자가 집적화되어 있고 0.1 nm 순간 파장 선폰을 가지고 50 kHz의 반복률로 광원의 전체 파장 대역을 고속으로 스캔한다. 각각의 스캔 시간마다 출력 파장이 가변되는 광원으로부터 방출된 광은 광섬유 마하젠더 간섭계로 입사된다. 광섬유 커플러(TW1300R5A2, THORLABS)를 통과한 후 입사광은 샘플단과 기준단으로 동등한 광세기로 분배되어 진행한다. 여기서 사용한 광섬유 커플러는 50:50 광세기 분배비를 가지며 광대역 광원의 파장 대역에 걸쳐서 거의 균일한 비율로 간섭계 양팔로 광을 분배하는 역할을 한다. 각각의 샘플단과 기준단으로 진행한 광은 광섬유 서큘레이터(CIR1310-APC, THORLABS)를 통해서 광섬유 콜리메이터(F280APC-C, THORLABS)로 향하게 된다. 샘플단에서는 광섬유 콜리메이터에서 자유 공간으로 진행한 광이 관심의 대상이 되는 광감성 유리 패턴에 입사되어 표면과 내부에서 반사되어 다시 광섬유 콜리메이터로 향해 광결합의 효율에 따라서 광섬유 서큘레이터로 되돌아오게 된다. 이와는 달리 기준단의 자유공간으로 진행한 광은 렌즈 초점거리에 놓여있는 알루미늄 금속 코팅된 거울의 표면에서 반사되어 다시 광섬유 콜리메이터로 되돌아온다. 이때 각각의 샘플단과 기준단에서 광이 진행한 경로에서의 차이에 따라서 간섭의 효율이 결



정된다. 샘플단과 기준단의 광섬유 콜리메이터에서 각각 재결합된 반사광은 광섬유 서큘레이터를 통해서 또 다른 광섬유 커플러로 진행하게 한다. 여기서 사용한 광섬유 커플러는 광원에서 입사된 광원을 처음으로 균등한 비율로 분할하던 소자와 동일한 사양을 가지고 있는 광섬유 소자를 이용하였다. 이 광섬유 커플러에서 샘플단과 기준단으로부터 재결합된 광이 각각의 파장별로 다른 간섭의 효율을 가지는 간섭무늬를 형성하게 된다. 간섭신호는 증폭균형 광검출기(PDB460C, THORLABS)를 통해서 DC 성분이 크게 줄어든 간섭신호로 가공되고 이 가공된 간섭신호는 다시 고속 디지털라이저(500M Samples/s, ATS9350, Alazartech)를 통해서 디지털 신호로 변환된다. 이 변환된 신호는 LabVIEW 프로그램으로 구현한 신호제어 및 신호처리 프로그램에 의해서 단층영상으로 구현되고 영상 파일로 저장된다. 간섭신호를 측정함에 있어서 광원에서 파장가변 신호에 맞추어 발생시킨 트리거 신호를 고속 디지털라이저에서 받아 신호 취득의 트리거로 활용하였다. 각각의 파장대역 스캔 한주기당 1024개의 데이터를 취득하여 샘플의 깊이 방향에 대한 정보를 획득하였고, 2차원 단층영상을 구현하기 위해서 갈바노 스캐너를 이용하였다. 2차원 단층영상은 500개의 간섭신호로 구성되도록 하였으며, 스캔 영역은  $5 \times 6 \text{ mm}^2$ 이었다. 단층 영상은 매 초당 20장 구현하도록 하여 실시간 단층 모니터링이 가능하였다.

### 3. 비파괴적으로 측정된 노광 패턴 및 결과 분석

그림 4-2에서 보듯이 패턴이 노광된 샘플의 단면을 물리적으로 절개하여 관찰한 결과 노광 후 패턴이 형성되는데 있어서 후처리는 큰 영향이 있음을 알 수 있었다. 결과적으로 후처리 공정에 의해서 노광 패턴의 유무가 명확하게 구분되었다. 광감성 유리에 자외선으로 패턴을 그린 후 후처리를 하지 않은 경우에는 절개된 단면에서 패턴이 보이지 않았다. 이러한 결과는 그림 4-2(b)에서 쉽게 확인할 수 있었다. 그림 4-2(d)에서와 같이 후처리된 패턴은 광감성 유리의 윗면과 밑면 부근에서는 명확하게

구분되었다. 노광된 광감성 유리의 내부 깊이까지는 자외선 광이 노출되지 않은 이유로 인해서 내부 패턴은 전혀 관찰되지 않았다. 파괴적 방법을 이용하는 단면 영상 관찰법은 샘플의 단층을 확인하는데 있어서 현재까지 가장 선호되는 방법이기도 하지만 샘플의 전처리 과정에서 샘플을 조심스럽게 취급하지 않게 되면 가공된 패턴이 훼손되어 정확한 패턴을 관찰하지 못하는 문제는 해결되어야 할 점이다.

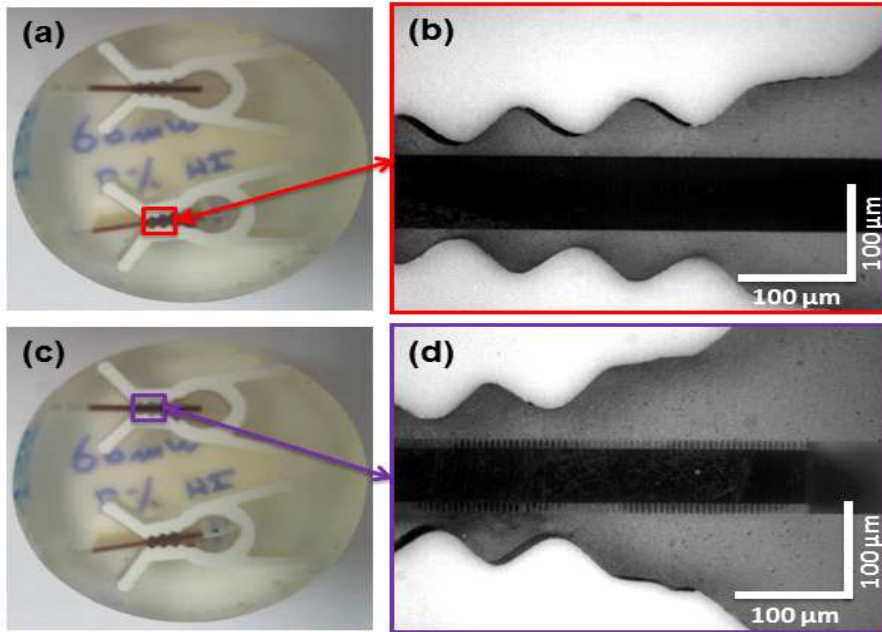


그림 4-2. LDI 시스템으로 광감성 유리에 제작한 패턴의 단면 사진. (a)는 후처리 전 광감성 유리의 단면 사진, (b)는 후처리 전 광감성 유리 단면의 현미경 사진, (c)는 후처리 후 광감성 유리의 단면 사진, (d)는 후처리 후 광감성 유리 단면의 현미경 사진

그림 4-3은 OCT를 이용해서 획득한 간섭신호로부터 단층 영상을 재구성하여 만든 수평 방향 단층영상과 수직방향 단층영상을 보여주고 있다. 광감성 유리의 수직방향 단층영상에서도 노광된 패턴이 깊이방향으로 균일하게 형성된 점을 잘 보여주었다. 표면에서 보이던 격자패턴이 후처리 이후에도 내부에서 잘 유지되고 있음을 확인할 수

있었는데 그림 4-3(a)와 그림 4-3(c)는 표면이 아니라 동일한 광감성 유리의 중간 깊이에서 재구성된 수평 방향 단층 영상으로 이 영상을 통해서 패턴의 모습이 잘 유지되고 있음을 명확하게 시각화할 수가 있었다. 후처리에 의해서 노광된 격자 패턴의 선폭이 더 넓어진 점도 광감성 유리의 깊이와는 무관하게 잘 유지됨을 그림 4-3(c)를 통해서 확인할 수 있었다. 수직 방향으로 재구성된 단층 영상인 그림 4-3(d)를 보면 알 수 있듯이 후처리에 의해서 선폭이 넓어지면서 일부분이 좁아진 점을 확인할 수 있었다. 이것은 조사된 자외선광이 깊이 투과를 하지 못하고 중간에서 산란되어 노광되지 못한 것으로 판단된다. 후처리 공정 이후 광감성 유리의 표면의 반사도가 향상되어 원하지 않는 중복 반사가 발생되어 OCT 영상에서 고스트 영상이 보였다. 이러한 문제는

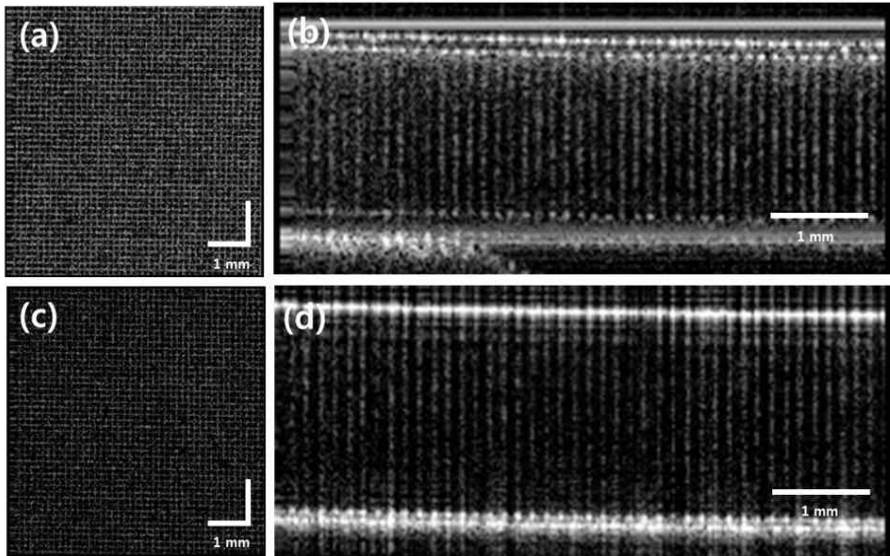


그림 4-3. 노광 패턴에 대한 OCT 단층 영상. (a) 후처리 전 광감성 유리 패턴의 수평 방향 단층 영상, (b) 후처리 전 광감성 유리 패턴의 수직방향 단층 영상, (c) 후처리 후 광감성 유리 패턴의 수평 방향 단층 영상, (d) 후처리 후 광감성 유리 패턴의 수직 방향 단층 영상

입사광의 광세기와 기준광의 광세기를 적절하게 조절한다면 고스트가 제거되거나 크

게 줄어든 보다 깨끗한 단층 영상을 획득할 수 있었을 것이다. 또한 OCT 샘플단에 결상용 렌즈로 고배율 렌즈를 이용하거나 주사광을 수직으로 조사하기 위한 광학계를 이용하는 방법들을 도입함으로써 영상의 contrast를 크게 향상 시킬 수 있을 것으로 예상하는 바이다.

그림 4-4는 자외선 레이저의 출력을 40 mW에서 80 mW로 10 mW씩 증가시키면서 왼쪽에서 오른쪽 방향으로 가공한 광감성 유리 패턴의 OCT 영상이다. 그림 4-4(a)는 수직 방향으로 재구성된 OCT 단층 영상이다. ①번 위치와 ②번 위치는 서로 다른 깊이를 나타내고 있으며 ①번 위치는 윗면에 가까운 깊이이고 ②번 위치는 아랫면에 가까운 깊이이다. 노광으로 인해 모든 깊이에서 균일하게 노광이 수행된 것으로 보이지만 ②번 위치의 깊이에서는 오른쪽 방향으로 갈수록 패턴이 만들어진 깊이가 깊어지는 것을 확인할 수 있다. 이러한 자외선 광의 출력 변화에 따른 가공된 패턴의 깊이 변화에 대해 정확하게 분석하기 위해 ①번 깊이와 ②번 깊이에서 수평 방향 단층영상을 재구성하였다. 그림 4-4(b)는 ①번 깊이에서의 수평 방향 단층영상이다. 이 깊이에서는 노광으로 생성된 직각 패턴들이 모두 선명하게 보인다. 하지만 ②

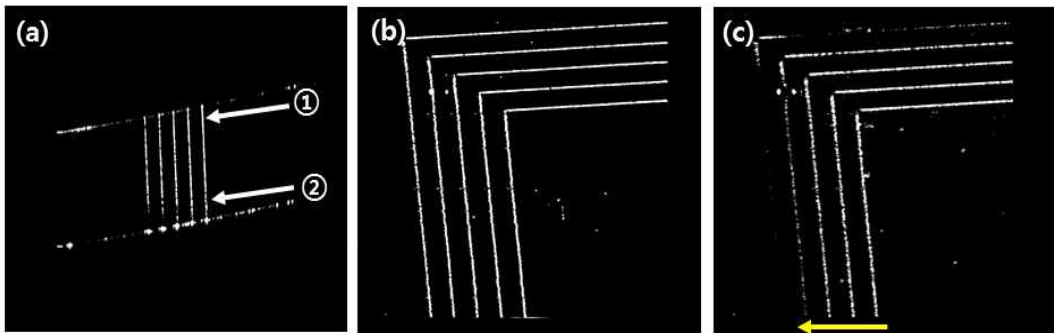


그림 4-4. 노광의 출력을 증가시켜가면서 만들어진 패턴의 깊이 차이에 대한 OCT 단층 영상. (a) 수직 방향 OCT 단층 영상, (b) ①번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상, (c) ②번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상. 화살표는 노광 출력이 감소하는 방향을 나타낸다.

번의 깊이에서의 재구성된 수평 방향 단층영상인 그림 4-4(c)에서는 그림 4-4(b)와는 다르게 오른쪽에서 왼쪽 방향으로 갈수록 생성된 직각 패턴들이 점차 희미하게 보이는 것을 확인할 수 있었다. 단층영상을 통해서 볼 때 노광조건에 따른 패턴이 생성되는 깊이가 차이가 있음을 비파괴적으로 확인이 가능하였다.

그림 4-5는 앞서 노광을 수행한 것과는 반대로 자외선 광의 출력을 80 mW에서 40 mW로 10 mW씩 감소시키면서 가공한 광감성 유리를 대상으로 측정을 수행하였다. OCT로 측정한 결과는 그림 4-4에서 확인한 결과와 반대의 결과로 노광시 출력에 따라서 패턴의 깊이가 결정됨을 확인할 수 있었다. 이 결과를 통해 OCT 기법이 비파괴적 단층영상 기법으로 충분한 가능성을 가짐을 확인할 수 있었다. 향후에 OCT를 LDI 장비와 함께 이용함으로써 노광 효과를 비파괴적으로 검사하는데 유용함을 확인할 수 있었다.

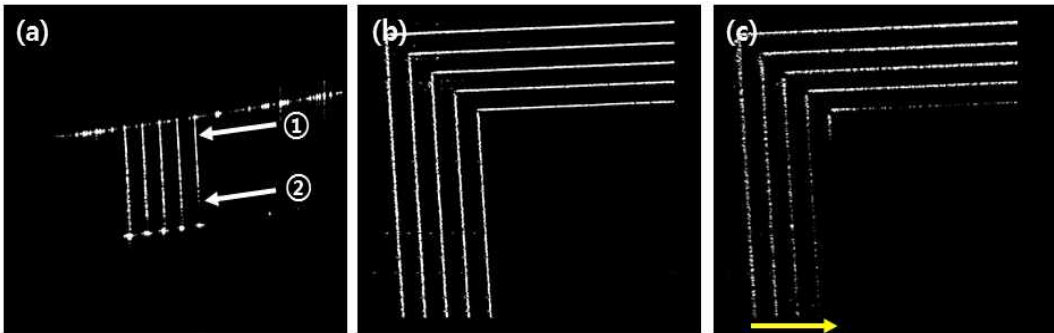


그림 4-5. 노광의 출력을 감소시켜가면서 만들어진 패턴의 깊이 차이에 대한 OCT 단층 영상. (a) 수직 방향 OCT 단층 영상, (b) ①번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상, (c) ②번 깊이에서 재구성된 수평 방향 OCT 단층 영상. 화살표는 노광 출력이 감소하는 방향을 나타낸다.

## 제 2 절 공통경로 간섭계 기반의 광결맞음 단층영상기

### 1. 부분 반사체 없는 공통경로 간섭계의 원리

스마트 장치의 발전과 수요증가로 인해 내부 부품품 중에 하나인 인쇄회로기판 (printed circuit board ; PCB)을 고속으로 검사하는 방법이 중요시되고 있다. 또한 PCB는 스마트 장치의 직접화와 소형화로 인해 광학 리소그래피(lithography)나 이온 에칭방법으로 패턴 가공이 미세하고 정밀하게 이루어진다. 이러한 PCB의 미세 패턴을 검사하는 방법에는 샘플의 일부를 훼손하는 파괴적인 방법과 샘플을 훼손하지 않고 광을 이용하는 비파괴적인 방법이 있다. 하지만 샘플을 고속으로 검사하기 위해서는 파괴적인 검사방법은 적합하지 못하고 비파괴적인 방법이 적합하다[88,89].

광을 이용하는 간섭계의 경우 비접촉 및 비파괴적인 방법으로 샘플의 미세 패턴을 검사할 수 있고, 고속으로 실시간 검사가 가능한 장점을 가지고 있다. 기본적으로 검사하고자 하는 샘플에 광을 조사시켜 반사되어 돌아오는 광을 수광소자를 이용하여 획득하여 분석함으로써 검사할 수 있다. 일반적인 간섭계의 경우 광원에서 발광된 광이 광분할 소자를 통과 후 기준단과 샘플단으로 광세기가 분배되어 진행하다 다시 광결합 소자를 이용하여 중첩되어 진행하면서 간섭무늬가 발생된다. 이때 샘플단으로 진행하는 광은 외부의 영향에 의해 광경로 변화, 광의 분산, 그리고 편광 등의 원인으로 인해서 미세하게 위상이 변화되어 간섭무늬가 유지되지 못하고 광세기가 연속적으로 변하면서 안정화가 되지 못한다. 이러한 점은 대량 생산을 위한 자동화 설비로 인하여 외부 진동에 취약한 환경에서 샘플을 실시간으로 검사하기에는 어려움을 갖는다.

공통경로(common path) 간섭계는 기존 간섭계가 가지는 이러한 단점을 개선하기 위한 방법으로 기준단을 별도로 두지 않고 샘플단과 경로를 같이 하면서 샘플단 경로에 부분 반사체를 위치시켜 간섭계를 구성한다. 공통경로 간섭계는 외부 환경 조건과는 무관하게 광출력의 안정성을 이룰 수 있으면서 동시에 시스템의 구성을 단순화시킬 수 있는 장점을 가질 수 있다. 기존의 공통경로 간섭계의 경우 그림 4-6과 같이 샘플

단의 콜리메이션 렌즈(Collimation lens; CL)와 샘플 사이에 빔분할기(beam splitter; BS)의 역할을 하는 부분 반사체를 위치시켜 이 부분 반사체의 표면에서 반사되는 신호를 기준단 반사광을 만든다. 그리고 이 반사광이 샘플에서 반사되는 반사광과 중첩되어 간섭신호를 발생시킨다[90]. 이러한 공통경로 간섭계의 경우 부분 반사체의 유한한 두께로 인한 다중 반사가 발생하여 고스트 영상이 발생할 수 있고 기준단 반사도가 변이 되지 않고 고정되어 있어 간섭무늬의 visibility를 최적화하지 못하는 문제점을 가지고 있다.

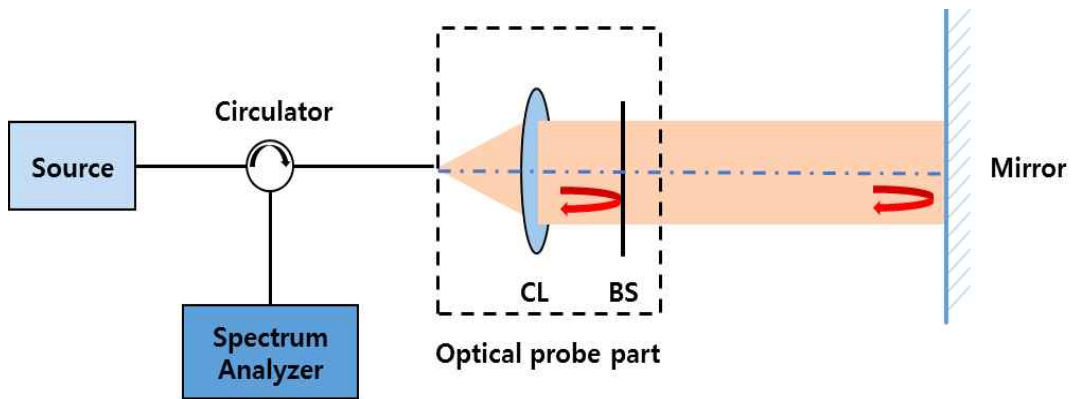


그림 4-6. 공통경로 간섭계의 개략도

부분 반사체가 없이도 공통경로 간섭계의 역할을 할 수 있는 원리에 대해서 설명하고자 한다. 간섭신호를 발생시키기 위해서는 광경로차를 가지는 기준단과 샘플단을 가지고 있어야 한다. 공통경로 간섭계에서는 기준단의 역할을 부분 반사체가 수행하였다. 하지만 제안한 방법에서는 이러한 부분 반사체도 사용하지 않았다. 단지 입사광은 샘플단으로 향하였고, 샘플에서만 반사하는 구조이다. 그러나 그림 4-7에서 보듯이 샘플이 단차를 가지고 있게 되면 가공되지 않은 곳과 가공된 곳이 자연스럽게 광경로차를 가지게 된다. 이러한 광경로차를 가지는 가공되지 않은 표면에서 반사된 광과 가공된 단차를 가지는 깊이 아래의 표면에서 반사된 광을 동시에 측정할 수 있다면 이 자체가 광경로차를 가지는 간섭신호를 발생시킬 수 있을 것이다. 하지만 이 방법의 장점

은 부분 반사체가 필요하지 않은 구조뿐만 아니라 단차가 발생한 위치에서 광이 분할  
 되어야만 간섭이 일어나는 특징이다. 단차가 없는 표면의 경우 광경로차가 어디에서도  
 발생하지 않기 때문에 간섭이 발생하지 않고 일반 간섭계에서 얻는 DC 신호가 될 것  
 이다. 그러기 때문에 단차에서만 간섭신호가 발생하므로, 단차가 있는 곳만 선택적으  
 로 구분할 수 있다. 그러므로, 제안한 방법은 한 번의 스캔만으로도 가공된 경계면만  
 을 손쉽게 확인할 수 있는 장점을 가진다. 제안한 방법은 기준단 뿐만 아니라 부분 반  
 사체를 필요로 하지 않으면서도 샘플 자체의 OPD를 이용하기 때문에 간섭계 및 단층  
 영상을 위한 시스템을 최소화할 수 있는 방법으로 활용이 가능하다.

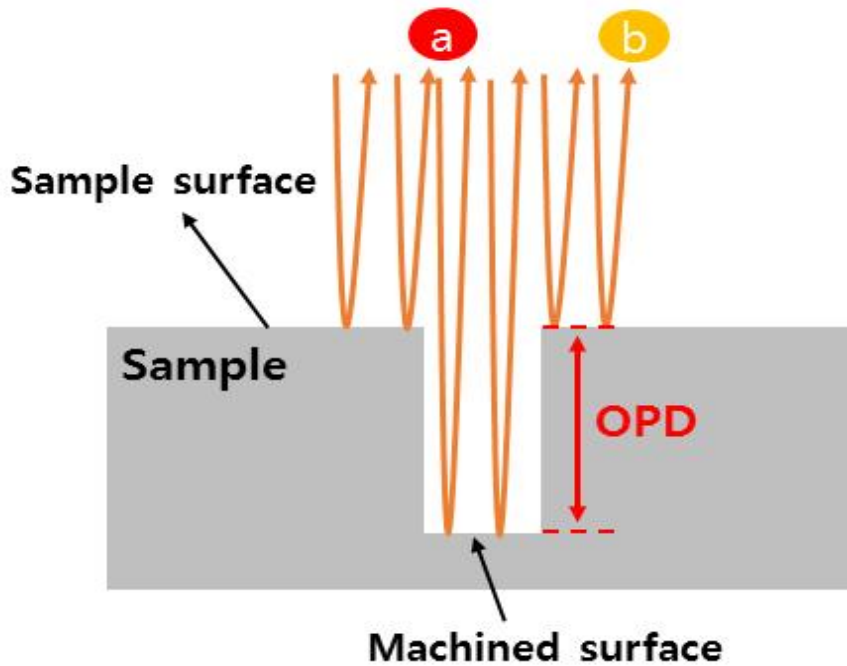


그림 4-7. 제안한 부분 반사체를 이용하지 않는 공통경로 간섭계의  
 원리. a의 경우 OPD에 해당하는 간섭신호가 발생하지만 b의 경우  
 간섭이 발생하지 않고 DC 신호가 된다.

본 논문에서는 비파괴적이며 비접촉인 방법으로 실시간 가공물의 형상 측정을 수



행하기 위해서 OCT를 이용하였다. 기존 공통경로를 이용하는 OCT를 이용한 측정방법과는 달리 단차 정보를 얻기 위한 방법으로 기준단 역할을 하는 부분 반사체를 사용하지 않는 공통경로 간섭계를 구성하였다. OCT 시스템에서 기준단을 사용하지 않고도 간섭계를 구성하였다. 이렇게 기준단이나 부분 반사체가 없이 샘플단만을 이용하여 샘플의 단차 정보를 획득한 결과를 제시하고자 한다.

## 2. 공통경로 간섭계를 이용한 가공 단차 측정 실험

제안한 공통경로 간섭계 시스템은 그림 4-8과 기존의 SD-OCT에서 기준단을 제외한 간섭계를 기반으로 한다. 단지 샘플단만으로 구성된 공통경로 OCT 시스템으로 표현이 가능할 정도로 매우 단순하게 구성되어 있다. 이 시스템을 구성하는데 사용된 광원(중심파장: 1320 nm, 반치폭: 100 nm, 출력: 12 mW, SLD1325, THORLABS)은 적외선 광원으로 광대역 광원이다. 이 광원에서 발광한 빔은 광섬유 서큘레이터(파장 범위: 1280~1340 nm, CIR1310-APC, THORLABS)를 지나 샘플로 향하게 된다. 이 빔은 렌즈(초점거리 30 mm, C코팅, AC254-30-C-ML, THORLABS)를 샘플에 조사된다. 가공된 샘플의 표면에 스캐너(갈바노미터, 최대 빔 사이즈: 5 mm, 2축, 최대 스캔 각:  $\pm 12.5^\circ$ , 코팅: 실버 코팅, GVS002, THORLABS)를 사용해 수평 방향에서의 빔의 조사 위치를 바꾸면서 간섭무늬를 획득하였다. 이때 샘플의 표면과 미세 패턴 가공에 의해 생긴 가공면의 단차로 인한 광경로차이로 인하여 간섭신호가 발생된다. 반사된 빔은 다시 광섬유 서큘레이터를 통해 간섭신호가 전달되고 이 신호는 광섬유 콜리메이터(코팅파장: 1050~1620 nm, 초점거리: 18.67 mm, 빔사이즈: 3.4 mm, F280APC-C, THORLABS)를 통해 수평빔으로 진행하게 된다. 이 빔은 회절격자를 포함하는 분광기(파장범위: 1235~1385 nm, 대역폭: 150 nm, 픽셀수: 2048, 속도: 147 kHz, C-1235-1385-GL2KR, WASATCHPHOTONICS)로 입사되어 파장영역에서 간섭신호를 발생시킨다. 이 간섭신호는 분광기와 연결된 프레임 그래버(PCIe-1433,

National Instrument)를 통하여 간섭신호를 디지털 신호로 변환한다. 이 데이터를 실험실에서 자체 개발한 OCT 프로그램을 이용하여 단층영상으로 구현하고자 하였다.

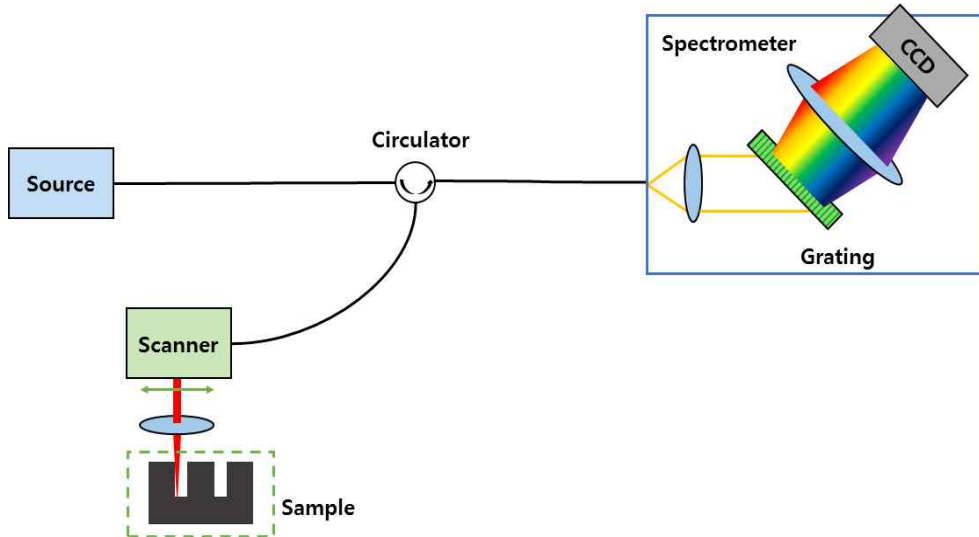


그림 4-8. 부분 반사체를 가지지 않는 공통경로 광섬유 간섭계 시스템의 개략도

### 3. 공통 경로 간섭계 기반 단차 측정 결과 및 분석

실험에 사용한 샘플은 실리콘 웨이퍼에 에칭을 통해서 단순한 직선으로 가공을 하였다. 그림 4-9는 실리콘 웨이퍼 패턴의 SEM 사진으로 각각의 가공된 패턴의 특징은 그림에 표시된 수치를 통해서 파악할 수 있을 것이다. 그림 4-10(a)는 샘플에서 단차가 발생하는 경계면에서 발생된 간섭신호이다. 이와 달리 그림 4-10(c)는 샘플 표면에서 반사된 광신호로 간섭신호가 발생되지 않은 DC 신호이다. 그림 4-10(b)는 단차에 해당하는 OPD로 인한 간섭신호를 푸리에 변환한 결과로 OPD에 해당하는 특정 피크가 하나 보인다. 이 피크의 위치가 OPD에 대응될 것이다. 하지만 그림 4-10(d)는 DC 신호에 대한 푸리에 변환 결과이기 때문에 특정 피크가 보이지 않는다. 그림에서는 보

이제 않지만 0에 해당하는 index number 값에서 DC 신호에 포함되어 있을 것이다.

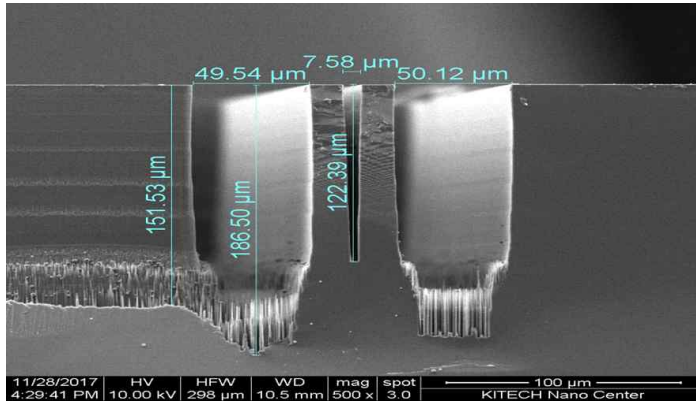


그림 4-9. 미세 패턴 가공 샘플의 SEM 사진

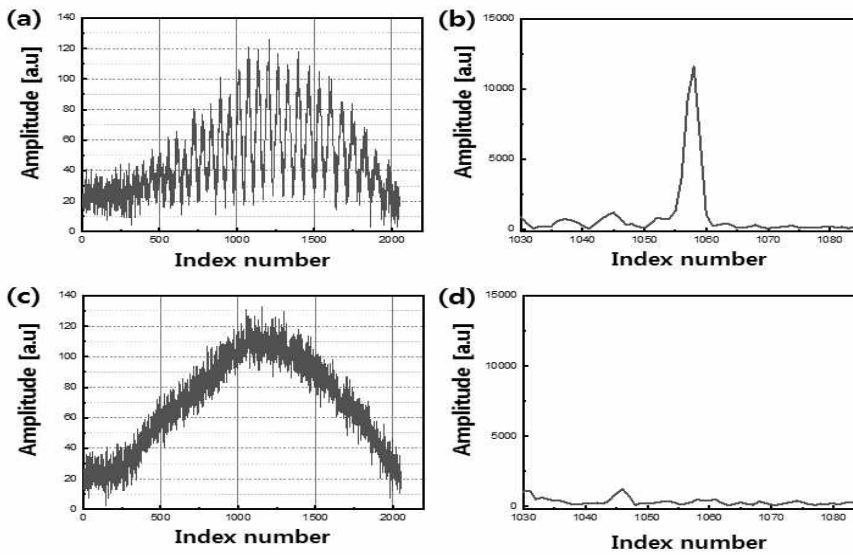


그림 4-10. 미세 패턴이 가공된 실리콘 웨이퍼로부터 측정된 간섭신호 그래프. (a) 단차가 발생한 샘플 표면에서 발생한 간섭신호 그래프, (b) (a)에서 측정된 간섭신호의 푸리에 변환 그래프, (c) 단차가 발생한 샘플 표면에서 발생한 간섭신호 그래프, (d) (c)에서 측정된 간섭신호의 푸리에 변환 그래프

이러한 실험결과를 바탕으로 실리콘 웨이퍼에 가공된 미세 패턴의 폭과 단차 정보를 알기 위해 실리콘 웨이퍼의 표면을 스캐닝하면서 간섭신호를 측정하였다. 실리콘 웨이퍼 표면과 단차를 가지지 않는 평면에서는 간섭신호가 발생하지 않았고, 단차가 발생하는 곳에서만 간섭신호가 발생하였다. 이 결과를 푸리에 변환한 결과를 그림 4-11에 나타내었다. 이 결과를 통해서 가공된 패턴의 단차와 패턴의 폭을 예측할 수 있었다. 실리콘 웨이퍼에서 가장 깊은 단차는  $170\ \mu\text{m}$ 이었고, 가장 낮은 단차는  $110\ \mu\text{m}$ 이었다. 그리고 처음 패턴간의 폭은  $45\ \mu\text{m}$ 이었고, 마지막 패턴간의  $46\ \mu\text{m}$ 임을 분석을 통해서 확인 할 수 있었다. 하지만 중간에 위치한 패턴 간격은 제안한 시스템의 수평방향 분해능보다 높아 정확하게 측정하지 못하였다. 획득한 결과는 일반적인 단차의 프로파일을 그린 결과와는 다른 해석을 필요로 한다. 먼저 OPD가 발생한 곳이 경계면이 있는 곳이다. 그러므로, 아래의 그림에서 경계면은 크게 4개가 있는 것을 알 수 있다. 패턴이 만들어져 트렌치를 형성하는 경우 트렌치 중앙은 깊게 가공되지만 트렌치의 경계면은 단차가 발생된다. 그러므로, 깊이가 OPD에 해당되는 두 개의 큰 트렌치가 있다는 것을 해석할 수 있을 것이다. 하지만 중간에 애매하게 측정된 부분이 있는데 이것은 수평방향 분해능이 충분하지 않기 때문에 발생한 부정확성에 의한 것이다. 하지만 가공된 작은 트렌치의 깊이는  $110\ \mu\text{m}$ 로 측정되었지만 트렌치의 폭은 측정이 불가능하였다. 이 결과를 직관적으로 설명하기 위해서 해석된 정보를 바탕으로 그려본 그림은 그림 4-12와 같다. 그림 4-12에서는 두 개의 패턴이 가운데 좁은 폭을 가지는 패턴에 대칭적으로 위치하여 있는 것을 확인할 수 있다. 바로 분석된 결과를 관찰하게 되는 경우에는 가공 단면에 대한 정보를 왜곡하여 해석할 수 있는 문제점이 있지만 충분한 패턴 및 가공 단차에 대한 정보를 제공할 수 있기 때문에 이 정보를 올바르게 해석한다면 가공된 샘플의 형상을 재구성하는데 문제가 되지는 않는다.

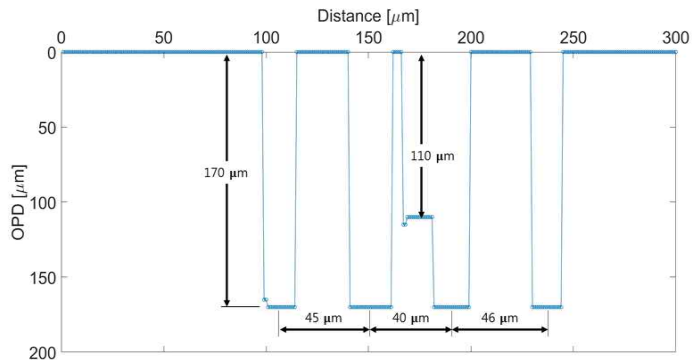


그림 4-11. 간섭신호 분석을 통한 패턴의 간격과 깊이  
 정보로 해석된 결과

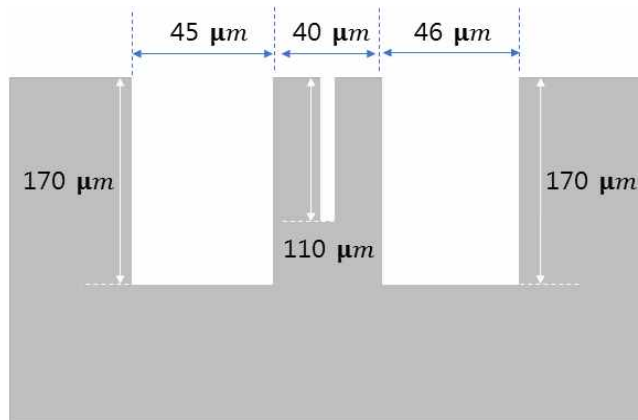


그림 4-12. 해석된 내용을 바탕으로 재구성한 패  
 턴의 단면 모습

## 제 5 장 광섬유 간섭계 기반의 위상 이동 시스템

### 제 1 절 도플러 효과를 이용한 위상 이동 시스템

#### 1. 외부 진동에 의한 위상 이동 원리

물체 표면에서 반사되어 되돌아오는 광은 물체의 동적인 움직임에 따라서 파장 특성이 바뀌는데, 이러한 효과를 도플러 효과라고 부른다. 이러한 특징을 이용하여 샘플에서 발생하는 동적인 움직임을 분석하여 혈류의 흐름이나 유체의 특성을 분석하는데 활용되기도 한다.

간섭신호 측정에서 흔히 보이는 간섭신호의 평형이동은 위상 이동에 의한 것으로 파장 이하의 매우 작은 광경로차의 변화에 의해서 발생한다. 이러한 광경로차의 변화는 주변 환경의 변화에 의한 것으로 간섭계 주변의 온도나 진동 등의 여러 요인에 의해서 발생할 수 있다. 이러한 간섭신호의 평형이동은 간섭신호의 시간에 따른 변화를 야기하므로, 정확한 계측을 위해서는 미세한 위상 이동마저도 제어할 필요가 있다. 안정적으로 간섭신호를 얻기 위해서 간섭계를 외부 실험 환경에 가능한 노출되지 않도록 하면서 신호의 안정성을 확보하기 위한 다양한 기법을 활용해야 한다. 이러한 외부 조건에 따른 간섭신호의 변화를 유도함으로써 센서로 유용하게 활용이 가능하기도 하다. 외부에서 발생한 진동을 광섬유를 통해서 계측함으로써 광섬유 외부로 광을 노출하지 않고도 진동 특성의 계측이 가능하였다[69-75]. 이 효과를 이용하고자 외부 진동조건을 제어하여 도플러 효과를 인위적으로 발생시킴으로써 광섬유 내부에서 진행되는 광의 미세 위상 이동을 조절할 수 있을 것이다. 이러한 제어를 통하여 간섭계의 위상차를 조절할 수 있을 것이고 간섭신호의 제어가 가능할 것이다.

본 논문에서는 광섬유로 구성된 마하젠더 간섭계의 기준단에 BIF(bending insensitive fiber)를 이용하여 광섬유 코일을 구성하였고, 코일에 PZT를 장착시켜 외부 진동자 역할을 하게 하였다. 이 PZT에 의한 미세진동이 광섬유 내부에서 진행되는

광에 대해서 도플러 편이를 유도하고 위상차를 제어하도록 하였다. 위상차의 원활한 제어가 가능한 광섬유 기반 위상차 간섭계를 진동자를 이용해서 구현하고, 구현된 간섭계를 활용하여 OCT의 성능을 향상시키는데 활용하고자 하였다[97-99].

## 2. 진동 조건 제어에 따른 위상 이동 측정 실험

제안된 도플러 효과를 이용하는 위상 이동 광섬유 간섭계는 마하젠더 타입의 간섭계로 그림 5-1과 같이 구성하였다. 도플러 효과를 이용하기 위해 그림 5-2와 같이 BIF(사용파장: 1260~1625 nm, 클래딩: 125  $\mu\text{m}$ , 모드필드 직경: 1.3~9  $\mu\text{m}$ )를 27 mm의 직경으로 10회 감아 코일 형태로 제작하였다. 광섬유 코일을 PZT(최대전압: 150 V, 최대진폭: 4.6  $\mu\text{m}$ , 공진 주파수: 261 kHz, AE0203D04F, THORLABS)에 그림과 같이 부착시켜 수직으로 움직이는 PZT의 움직임으로 인해 광섬유 내부에서 진행되는 광에 도플러 효과를 유도하고자 하였다. 제작한 광섬유 코일은 기준단의 광섬유 서클레이터(파장범위: 1280~1340 nm, CIR1310-APC, THORLABS)의 3번 포트와 광섬유 커플러 사이에 광융착을 통해 연결하였다.

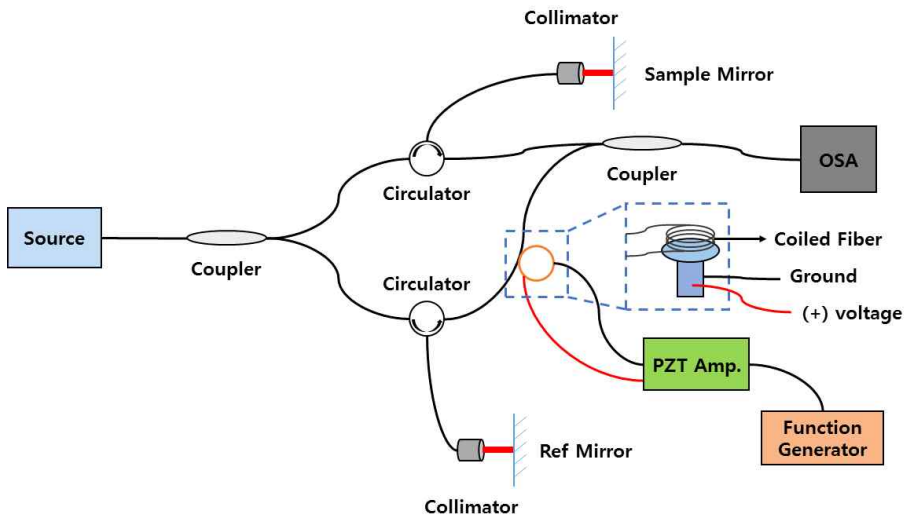


그림 5-1. 도플러 효과를 이용한 광섬유 위상 이동 간섭계의 개략도

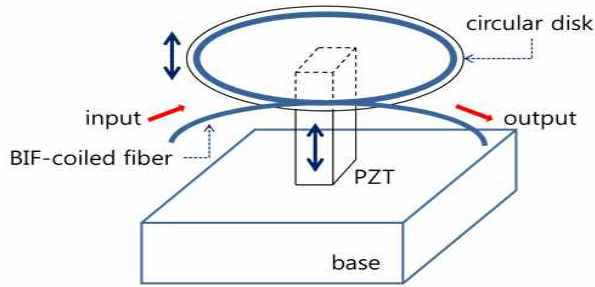


그림 5-2. BIF 광섬유 코일과 PZT로 구성된 광섬유 위상 이동자

광원(중심파장: 1300 nm, 반치폭: 120 nm, 출력: 3.61 mW, EXS 210057-01, Exalos)에서 출력된 광은 광섬유 커플러(중심파장: 1300 nm, 대역폭:  $\pm 100$  nm, 분배비: 50:50, TW1300R5A2, THORLABS)를 지나 기준단과 샘플단으로 분리된다. 샘플단으로 진행하는 광은 광섬유 서큘레이터의 1번 포트에서 2번 포트로 진행하게 되며, 광섬유 콜리메이터(코팅파장: 1050 - 1620 nm, 초점거리: 18.67 mm, 빔사이즈: 3.4 mm, F280APC-C, THORLABS)를 통해 자유공간으로 나와 거울로 진행하게 된다. 거울에서 반사된 광은 다시 광섬유 콜리메이터로 입사하여 광섬유 서큘레이터의 2번 포트를 지나 3번 포트를 통하여 광섬유 커플러로 진행하며 기준단의 광과 다시 결합하여 간섭신호가 발생한다. 광섬유 커플러를 통해 기준단으로 진행한 광은 기준단의 거울에서 반사되어 광섬유 서큘레이터의 3번 포트로 진행하기까지 샘플단의 광과 동일한 진행을 한다. 광섬유 서큘레이터의 3번 포트에 진행하는 광은 코일 형태의 진동자를 지나 광섬유 커플러로 진행하게 된다. 진동자에 진동을 인가하기 위해 함수발생장치를 이용하여 정현파 함수( $4.8 V_{pp}$ ,  $2 V_{offset}$ )를 발생시켰고, 이를 PZT 증폭기를 이용하여 100 V까지 증폭시켰다. 이때 진동자의 진동에 따라 도플러 효과가 발생하여 샘플단과 기준단의 광경로차가 미세하게 변하게 되어 위상 이동이 발생한다. 진동자의 진동 주파수는 38.05 kHz에서부터 38.40 kHz까지 0.05 kHz 간격으로 증가시켰다. 진동자의 진동 변화에 따른 간섭신호를 OSA(optical spectrum analyzer, 분해능: 0.5



nm, 샘플링 수: 1001, 감도 표준)로 측정하였고, MATLAB을 이용하여 푸리에 변환을 수행하여 위상 이동 특성을 분석하였다.

### 3. 진동 주파수에 따른 위상 이동 측정 결과 및 분석

광섬유 코일에 진동 주파수를 달리 인가하면서 위상 이동자에 도플러 효과를 유도하고자 하였다. 간섭신호의 이동은 PZT 주파수가 38 kHz 이상으로 인가하였을 때 발생하였다. 간섭신호 이동이 확연하게 관찰되기 시작한 것은 PZT 주파수가 38.5 kHz였다. 이를 통하여 기준 간섭신호로 설정하고 이로부터 간섭신호를 평행 이동시키기 위해 초기 주파수 38.0 kHz에서 0.5 kHz씩 증가시키면서 간섭신호를 측정하였다. 그 결과를 그림 5-3과 같이 정리하였다. 38.0 kHz를 기준으로 진동 주파수가 증가할수록 간섭신호가 장파장방향인 오른쪽으로 이동하는 것을 확인할 수 있었다. 0.5 kHz 증가에 따라 일정하게 간섭신호가 장파장쪽으로 이동하는 것을 볼 수 있었다. 그림 5-3(f)와 같이 진동 주파수가 38.30 kHz일 때 기준 간섭신호와 비교해 볼 때 위상 차이가  $\pi$ 만큼 발생한 것을 알 수 있었다. 이를 통해 진동 주파수가 38.15 kHz에선 기준 간섭무늬와 위상 차이가  $\pi/2$ 가 될 것임을 예상할 수 있었다. 이를 정확하게 분석하기 위해 다음과 같이 진행을 하였다.

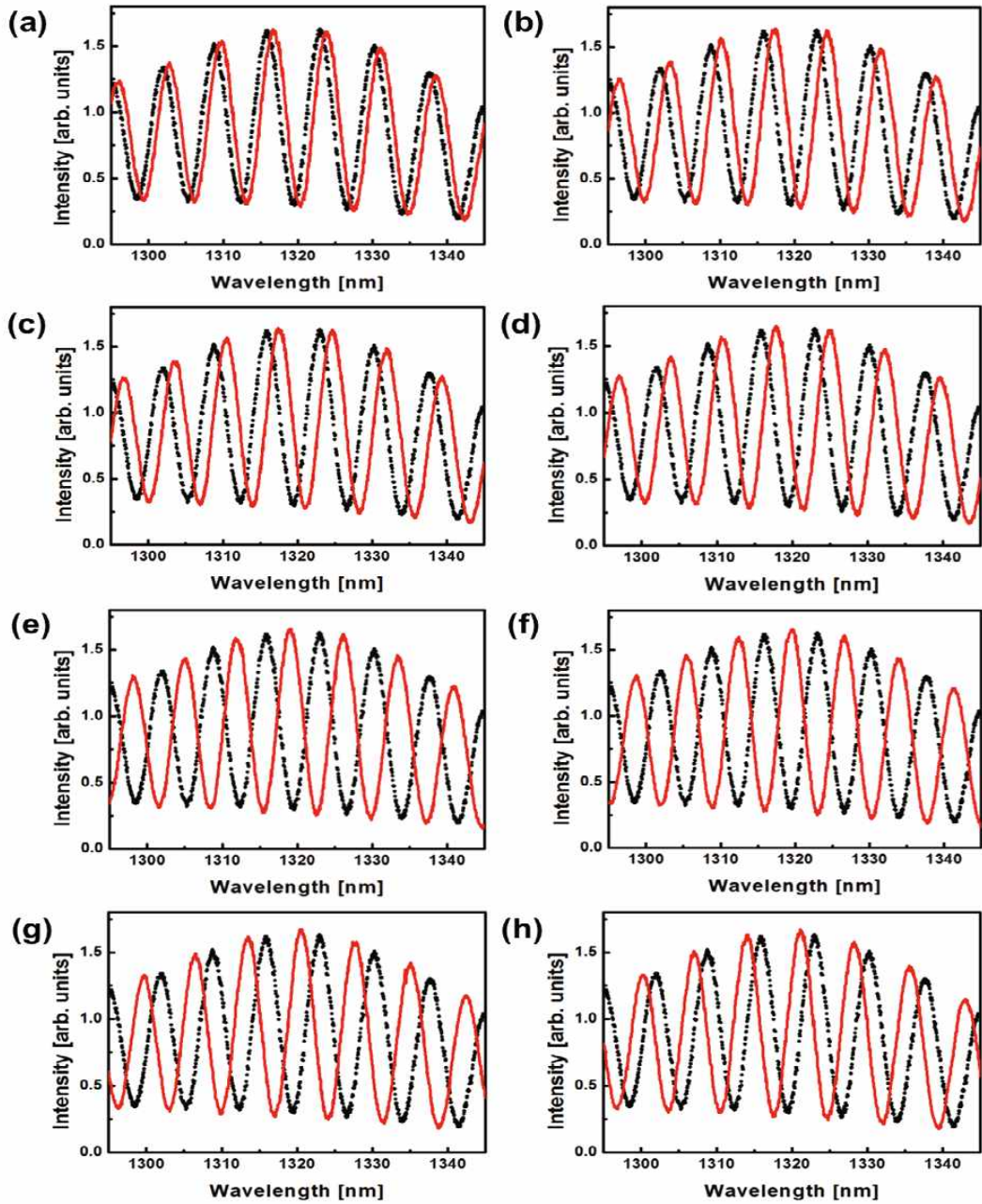


그림 5-3. 진동 주파수 변화에 따른 간섭신호의 장파장쪽으로 이동하는 결과 그래프. (a) 38.05 kHz, (b) 38.10 kHz, (c) 38.15 kHz, (d) 38.20 kHz, (e) 38.25 kHz, (f) 38.30 kHz, (g) 38.35 kHz, (h) 38.40 kHz.

먼저 간섭신호 이동이 간섭신호의 주기를 유지한 채 발생하는가를 확인하고자 개별 간섭신호에서 6개의 피크로 선정하여 진동 주파수 변화에 따른 파장영역에서의 위치를 조사하였다. 그 결과는 그림 5-4와 같았다. 그림에서 보듯이 진동 주파수 변화에 따라 간섭신호의 초기 주기는 변하지 않고 유지됨을 확인할 수 있었다. 만약 주기가 달라진다면 피크의 간격이 서로 달라질 것이고 그로 인해 그래프에서 보이는 점들의 간격이 수직축인 파장축에서 달라져야 한다. 하지만 그러한 변화는 두드러지게 나타나지 않는다. 이 결과로부터 위상변화를 추출하여 그림 5-5와 같이 진동 주파수 변화에 따른 위상 변화 그래프를 그려보았다. 그림 5-5를 통하여 선형 피팅의 기울기는  $3.59 \pi$  kHz로 진동 주파수가 38 kHz에서 38.5 kHz로 변할 때 위상이  $2\pi$  만큼 변한다는 것을 확인할 수 있었다.  $\pi/2$  및  $3\pi/2$  만큼의 위상 이동이 주어지려면, 진동 주파수를 처음 간섭신호 이동이 발생하는 주파수에서 각각 0.139 kHz, 0.278 kHz, 0.417 kHz 만큼 증가시켜주어야 한다는 것을 의미한다. 이 값은 매우 작은 주파수 차이로 미세한 진동 주파수의 차이만으로도 간섭신호의 이동을 제어할 수 있음을 확인할 결과이다.

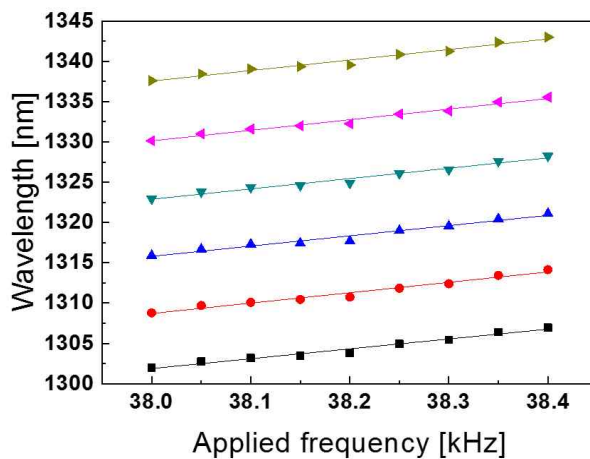


그림 5-4. 진동 주파수 변화에 따른 간섭무늬 피크 이동 그래프

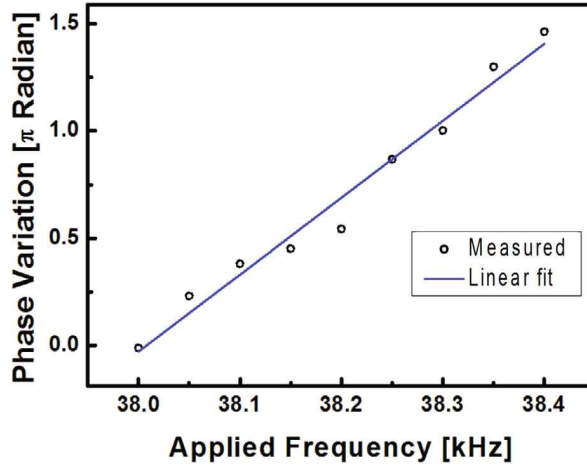


그림 5-5. 진동 주파수 변화에 따른 간섭신호의 위상 변화 그래프

획득한 간섭신호로부터 푸리에 변환을 수행하여 위상 이동에 따른 변화를 보다 효과적으로 분석할 수 있었다. 그림 5-6은 간섭신호를 푸리에 변환한 결과로 하나의 OPD에 의해서 주어지는 두 개의 특성 피크를 볼 수 있다. 중앙에 있는 높이가 가장 큰 피크는 DC에 의해서 발생하는 피크로 간섭에 의한 효과는 아니다. 두 개의 특성 피크가 하나의 간섭무늬로 발생하는데 이것은 앞의 원리부분에서 설명한 바와 같이 하나의 OPD의 방향성을 구분할 수 없기 때문에 발생한 결과로 OCT 영상에서는 두 신호가 필요하지 않기 때문에 음의 주파수 영역에 해당되는 왼쪽 부분은 제외하고 단층 영상을 구현한다. 하지만 기준단 거울의 위치에 따라서 음의 주파수 영역에 신호가 실제 의미있는 특성 피크인 경우도 있기 때문에 두 특성 피크 중에 하나를 제거하고자 한다. 이러한 효과를 제안한 위상 이동자를 이용해서 획득할 수가 있었다.

진동 주파수가 증가함에 따라 위상 차이도 변화하게 되며, 그림 5-6(d)에서와 같이 위상차이가  $\pi/2$  만큼 발생할 때, 푸리에 변환에서 보이던 특성 피크 중 하나는 사라지게 된다. 그만큼 다른 한쪽의 특성 피크의 높이가 증가하게 되어 피크의 높이가 2 배 정도 증가하게 됨을 알 수 있었다. 그림 5-6 (i)는 푸리에 변환 결과가 그림

5-6(d)와는 정반대의 경향을 보이고 있는데 이것은 위상 차이가  $3\pi/2$  만큼 발생했기 때문이다. 이 결과들로부터 제안한 위상 이동자를 이용하여 위상 이동 간섭계를 제어함으로써 광섬유 간섭계에서 정확한 위상 제어와 특성 피크 중 하나를 정확하게 제거할 수 있음을 확인하였다. 이를 OCT에 적용하게 된다면 full range 영상을 획득하기 위한 복소수 진폭을 생성하는데 유용하게 사용될 수 있을 것으로 예상된다. 제안한 기법을 이용함으로써 원활한 위상 제어가 가능하고 위상 이동 간섭계의 정확한 제어가 가능하므로, 위상 제어된 간섭신호를 기반으로 하는 기능을 수행하는데 도움이 될 것이라고 생각된다.

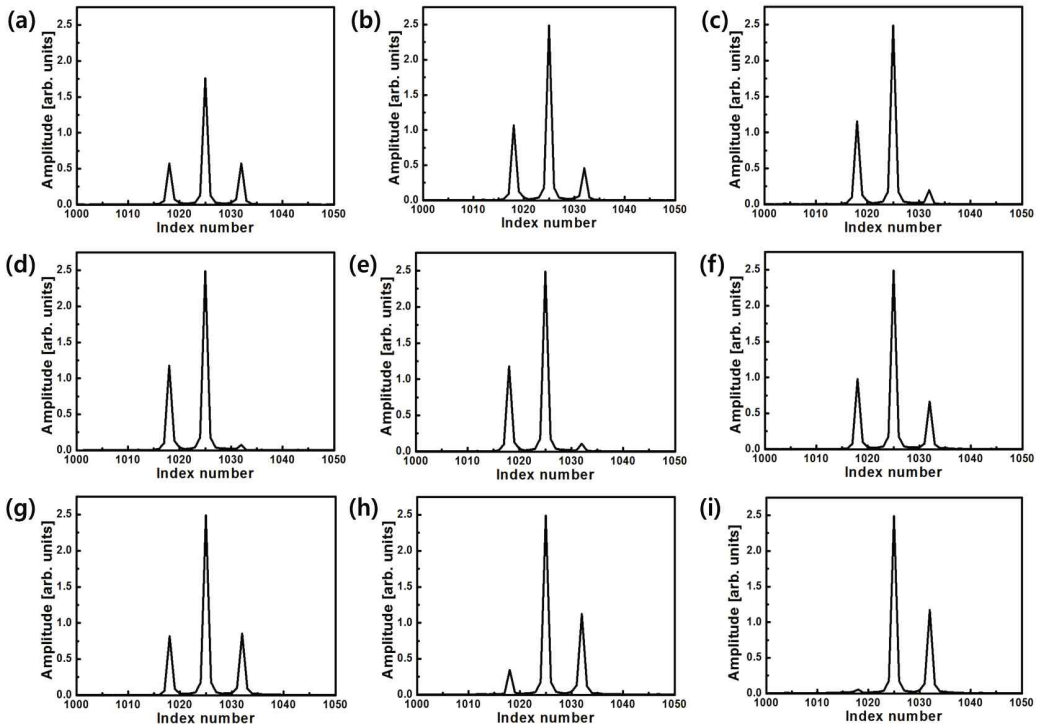


그림 5-6. 진동 주파수 변화에 따른 간섭신호의 푸리에 변환 그래프. (a) 38.00 kHz, (b) 38.05 kHz, (c) 38.10 kHz, (d) 38.15 kHz, (e) 38.20 kHz, (f) 38.25 kHz, (g) 38.30 kHz, (h) 38.35 kHz, (i) 38.40 kHz.

## 제 2 절 희토류 광섬유를 이용한 위상 이동 간섭계

### 1. 펌프광에 의한 희토류 도핑된 광섬유 굴절률의 변화

일반적인 광섬유의 굴절률은 파장에 따라 다른 값을 가지는 분산 특징을 가진다. 그리고 광섬유에 고출력의 광을 입사한다고 해도 고유한 굴절률의 변화가 유도되지는 않는다. 하지만 희토류 물질이 도핑되어 있는 광섬유의 경우 입사되는 펌프광의 광세기에 의존하여 굴절률이 변하는 현상을 보인다. 이러한 광섬유들은 이득 물질로 작용하여 입사한 광과는 다른 장파장에서 증폭되는 특성을 나타낸다. Er, Yb, Tm과 같은 희토류가 도핑된 광섬유는 특수한 용도로 광통신에서 인라인 펌프 역할을 하기 위해 개발되었다. 즉, 초고속 광통신 기술에서 광도파로 내부에서 광이 진행하는 과정에서 발생하는 광세기의 감소를 광섬유 내부에서 보상하기 위한 목적에서 개발이 진행되었다. 광섬유의 코어는 일반적인 단일모드 광섬유의 경우 Ge만으로 이루어져 있으나 광섬유의 이득 특성을 향상시키기 위해서 희토류를 도핑한 광섬유가 개발되었고, 광섬유 내부에서 광세기의 보상이 가능하게 되었다. 이후에는 광섬유 내부의 이득 특성을 보다 향상시켜 광섬유 형태의 레이저로 개발로 연결되어 최근 시장에서 선보이는 고출력의 광섬유의 기술적인 토대가 되었다. 이러한 특성과는 별도로 희토류가 도핑된 광섬유에서 증폭을 위해 입사시킨 펌프광의 광세기에 의존해서 광섬유 내부의 비선형적인 메커니즘에 의해 굴절률의 변화가 발생하였다. 비선형적 굴절률 변화가 발생하는 현상은 흡수가 일어나는 공명 파장대역에서 매우 크게 향상되는 것을 확인할 수가 있다. K-K relation으로 알려져 있는 광흡수와 굴절률과의 관계로부터 광흡수가 발생하는 파장대역에서는 굴절률의 변화가 비흡수 대역과는 달리 역전되어 파장이 증가되면서 굴절률 값이 증가되는 특성을 나타낸다. 이 구간을 비정상 분산(abnormalous dispersion)이라고 한다. 이 공명파장과 주로 사용하는 적외선 파장 간에는 수백 nm 정도의 파장 차이를 두고 떨어져 있어 공명파장대역에 비해서는 작은 값이지만 여전히 광섬유 도파로를 통해서 진행하는 광의 위상 이동을 발생시키는데 있어서 충분한 굴절

를 변화를 유지할 수 있다. 더욱이 공명파장 대역과 멀리 떨어진 파장대역에서는 굴절률의 변화가 파장별로 차이가 심하지 않고, 균일한 변화를 나타내는 것으로 알려져 있어 분산효과도 크지 않은 장점을 가진다. 또한 광섬유 내부에서 작동하는 거울과도 같은 기능을 수행할 수가 있다. 이때 굴절률 변화를 유도하기 위해서 입사시키는 광은 위상영상을 위해서 사용하는 프로브광이 아니라 광섬유의 굴절률 변화를 유도하기 위한 펌프광이 되고 이 두 광의 파장차이는 수백 nm 이상이 되므로, 서로 간에 영향을 미치지 않는 장점을 가진다[91-96].

본 논문에서는 이러한 Yb가 도핑된 광섬유에 광펌핑을 하여 광섬유 내부에서 굴절률 변화를 유도하고 이를 이용한 위상 이동 간섭계를 개발하였다. 그 결과 광학적으로 제어가 가능한 위상 이동 간섭계를 개발하였고, 기존 방법과는 달리 기계적인 미세 움직임 제어를 위한 소자의 도움이 없이도 원하는 위상 이동을 정확하게 발생시킬 수 있었다. 이 효과를 이용함으로써 OCT 단층영상 구현을 위해 필요한 신호처리 과정에서 발생하는 복소 공역 신호와 DC 신호를 제거할 수 있는 기반 기술을 마련할 수 있었다[57-58][97-99].

## 2. 희토류 광섬유 위상 이동 간섭계의 위상 이동 실험

제안한 위상 이동 광섬유 간섭계는 마하젠더 타입으로 되어 있으며 그 구성은 그림 5-7과 같다. 광원에서 출력된 1310 nm 중심파장을 가지는 광대역 광원(중심파장: 1300 nm, 반치폭: 120 nm, 출력: 3.61 mW, SLD1325, THORLABS)은 OCT 프로브광으로 광섬유 커플러(중심파장: 1300 nm, 대역폭:  $\pm 100$  nm, 분배비: 75:25, TW1300R3A2, THORLABS)를 지나 샘플단과 기준단으로 75:25의 비율로 광세기가 분배되어 나누어진다. 샘플단으로 진행하는 광은 WDM(Wavelength Division Multiplexing) 커플러를 지나 코일 형태로 감겨있는 180 mm 길이의 Yb 도핑된 광섬유(코어 직경: 10  $\mu\text{m}$ , 클래딩 직경: 125  $\mu\text{m}$ , Yb 도핑, YB1200-10/125DC,

THORLABS)로 진행하게 된다. Yb 도핑 광섬유가 가지는 광학적인 분산효과를 최소화 하기 위해 기준단에도 이터븀 도핑 광섬유를 같은 길이만큼 연결하였다. 펌프 광원(중심파장: 976 nm, 최대출력: 300 mW, BL976-SAG300, THORLABS)에서 출력된 펌프 광은 WDM 커플러를 지나 OCT 프로브 광과 같이 샘플단의 Yb 도핑된 광섬유로 진행하게 된다. 이때 Yb 도핑된 광섬유는 펌프광에 의해 비선형적인 굴절률 변화를 겪게 된다. OCT 프로브 광은 펌프광에 의해 변화된 굴절률을 가지는 광섬유 내부를 통과하면서 광경로차가 변화된 환경으로 느끼게 될 것이다. 광섬유 서큘레이터(파장범위: 1280~1340 nm, CIR1310-APC, THORLABS)와 광섬유 콜리메이터(코팅파장: 1050 - 1620 nm, 초점거리: 18.67 mm, 빔사이즈: 3.4 mm, F280APC-C, THORLABS)를 통해 자유 공간으로 진행한 뒤 스캔 거울을 지나 이미징 렌즈(초점거리 30 mm, C 코팅, AC254-30-C-ML, THORLABS)로 진행한다. OCT 프로브 광은 이미징 렌즈를 통하여 집광된 뒤 샘플에 반사되어 앞서 설명한 과정과는 역으로 진행하여 다시 광섬유 서큘레이터에 입사하게 된다. OCT 프로브 광은 광섬유 서큘레이터를 통해 진행하여 50:50 비율의 광섬유 커플러(중심파장: 1300 nm, 대역폭:  $\pm 100$  nm, 분배비: 50:50, TW1300R5A2, THORLABS)에 의해서 기준단의 OCT 프로브 광과 결합하여 간섭을 발생시킨다. 광섬유 커플러에서 결합되어 발생된 간섭신호는 분광기(파장범위: 1235~1385 nm, 대역폭: 150 nm, 픽셀수: 2048, 속도: 147 kHz, C-1235-1385-GL2KR, WASATCHPHOTONICS)를 통해 파장영역 간섭신호로 측정되고 이후 프레임 그래버(NI PCIe-1433, National Instrument)를 통하여 디지털 신호로 저장된다. 저장된 간섭신호는 MATLAB으로 프로그램된 분석 프로그램을 통하여 푸리에 변환 이후에 정량적인 분석을 수행하였다. 실험에서는 펌프광의 전류를 50 mA에서 84 mA 까지 2 mA 간격으로 증가시키며 광섬유 내부에서 발생한 위상 이동 효과를 간섭무늬를 통해 관찰하였다.



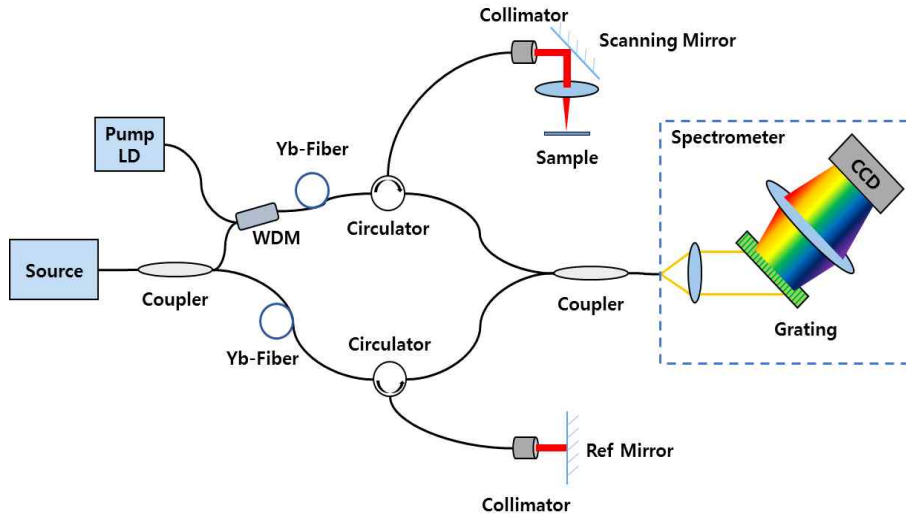


그림 5-7. 전광섬유 위상 이동 간섭계의 개략도

### 3. 희토류 광섬유 위상 이동 측정 결과 및 분석

980 nm 펌프광의 전류를 일정하게 증가시켜 가면서 Yb 도핑된 광섬유 내부에 비선형 굴절을 변화를 유도하였고, 샘플단의 광경로 변화를 미세하게 제어하고자 하였다. 미세 광경로 제어를 위해 펌프광 전류를 50 mA에서 부터 2 mA 간격으로 증가시켜 가면서 간섭신호를 측정하였다. 그림 5-8은 펌프광 전류 증가에 따른 간섭신호의 변화를 보여주고 있다. 펌프광 전류값이 증가할수록 짧은 파장쪽으로 균등하게 이동하는 것을 볼 수 있었다. 펌프광 전류를 50 mA로 하였을 때 그림 5-8(b)와 같이 펌프광 전류가 74 mA일 때 간섭신호가 역전된 것과 같이 보이는  $\pi$  만큼의 위상 이동이 관측되었다. 펌프광 전류가 62 mA일 때와 84 mA일 때 또 다시  $\pi$  만큼의 위상 차이를 보이는 효과가 관찰되었다. 측정 결과로 볼 때 펌프광 전류값에 대해서 간섭신호가 이동하는 양은 선형적인 반응을 나타내는 것으로 보였다. 이러한 효과를 확인하기 위해서 푸리에 변환을 수행하면서 전류값에 따른 특성 피크의 변화를 확인하고자 하였

다. 또한 이 효과를 확인하고자 위상 이동을 통해서 특성 피크 중 하나를 제거하기 위한 복소 공액 신호 제거 효과와 DC 신호의 제거효과를 분석해 보았다.

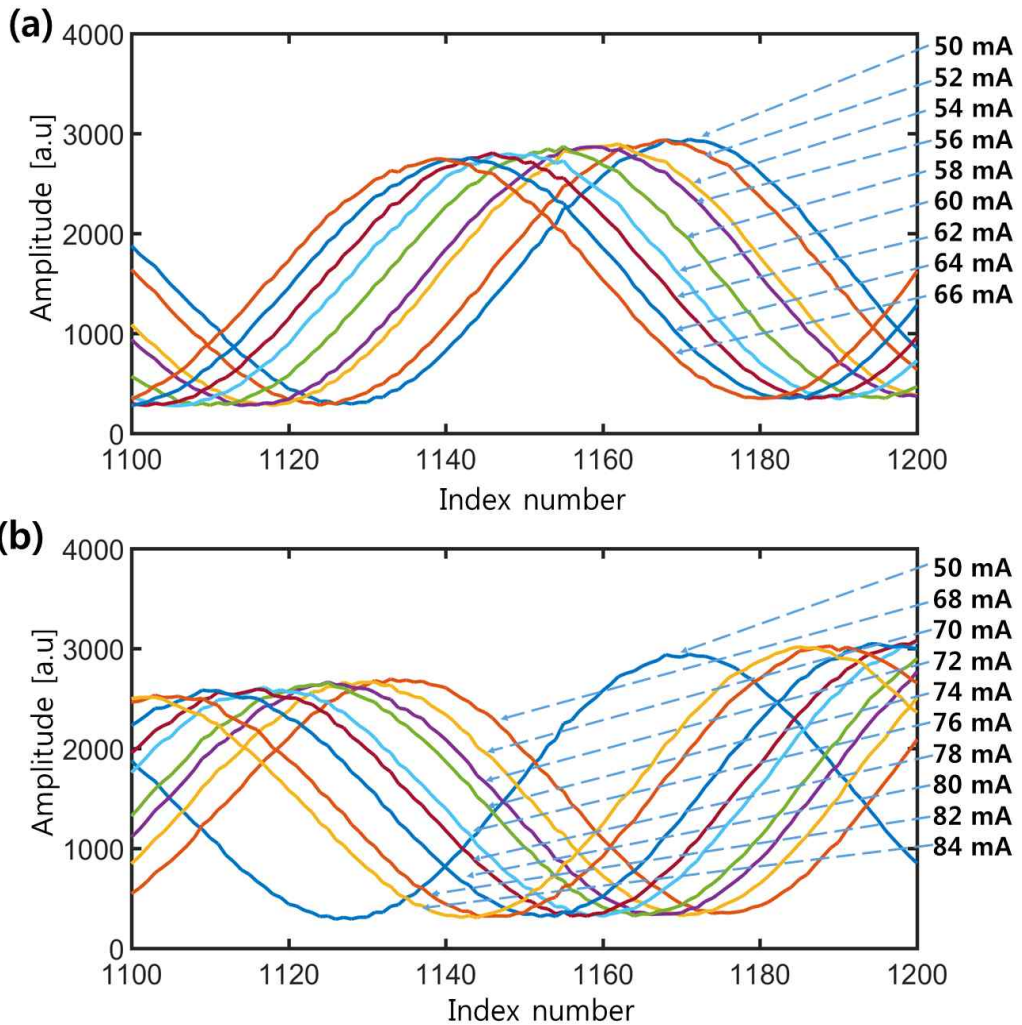


그림 5-8. 펌프광에 인가된 전류값에 따른 간섭신호의 이동 그래프. (a) 펌프광 전류가 50 mA에서부터 66 mA까지 2 mA 간격으로 증가시키면서 측정된 간섭신호 그래프, (b) 펌프광 전류를 68 mA에서 84 mA까지 2 mA 간격으로 증가시키면서 측정된 간섭신호 그래프

먼저 간섭신호의 푸리에 변환 결과에서 발생하는 복소 공액 신호 제거 효과를 확인하

고자 두 개의 간섭신호를 이용하여 복소수 간섭신호로 만든 뒤 이 복소수 진폭을 푸리에 변환을 수행하였다. 복소수 간섭신호는 기준 간섭신호(복소수 간섭신호 = 기준 간섭신호 +  $i$  위상 이동 간섭신호)를 실수항로 위상 이동 간섭신호를 허수항으로 가지는 것이다. 여기서 기준 간섭신호는 위상 이동이 발생하지 않은 펌프광의 전류값이 50 mA인 경우 측정된 간섭신호이다. 그림 5-9에서 복소 공액 신호가 제거되는 효과를 확인할 수 있었다. 기준 간섭신호는 펌프광의 전류가 50 mA에서 획득한 것으로 위상 이동이 발생하기 전의 간섭신호이다. 펌프광의 전류가 50 mA에서 62 mA 까지 증가할 때 간섭신호의 푸리에 변환 결과에서는 중앙에 위치한 DC 신호에 대한 피크를 대칭으로 위치했던 두 특성 피크의 높이가 서로 다르게 변하는 모습을 보여주었다. 피크 B의 높이가 서서히 감소하면서 동시에 왼쪽의 피크 A 높이는 증가하는 경향을 보여주었다. 이는 펌프광의 전류가 50 mA에서 60 mA로 증가하면서 기준 간섭무늬와의 위상차이가  $\pi/2$ 에 가까워지고 있기 때문이며, 60 mA에서는  $\pi/2$  위상 차이가 발생했기 때문에 한쪽의 특성 피크가 완전하게 제거된 결과를 나타내는 것이다. 피크 높이의 변화를 측정해보면 약 1.99배 증가하였고, 이론적인 2배 증가와 거의 일치하는 결과를 보여주고 있다. 그림 5-9(b)를 보면 펌프광의 전류가 82 mA일 때 피크 B 높이는 처음에 비해 1.85배 증가하였는데 이 결과는 앞서 예측한  $\pi/2$  위상 차이보다 다소 작은 위상 변화로 인해서 발생한 차이로 예상된다. 그러므로, 펌프광의 전류값이 84 mA인 경우에는 위상 차이가 정확하게  $3\pi/2$ 를 만족하지 못하는 것으로 예상된다. 이러한 결과들로 판단할 때, 제안한 전광섬유 기반의 위상 이동 간섭계는 복소 공액 신호를 효과적으로 제거할 수 있는 기술로 활용이 가능하며 펌프광의 정밀 피드백 제어를 이용한다면 간섭신호의 복소 공액 신호를 능동적으로 완전히 제거할 수 있을 것으로 예상된다. 이렇게 됨으로써 OCT에서 획득되는 신호에서 거울 이미지에 대한 문제점을 광섬유 내부에서 광학적인 방법으로 제거가 가능할 것으로 예상되므로, 효율적으로 OCT 영상의 folding 문제를 해결할 수 있는 방안으로 고려할 필요가 있다.

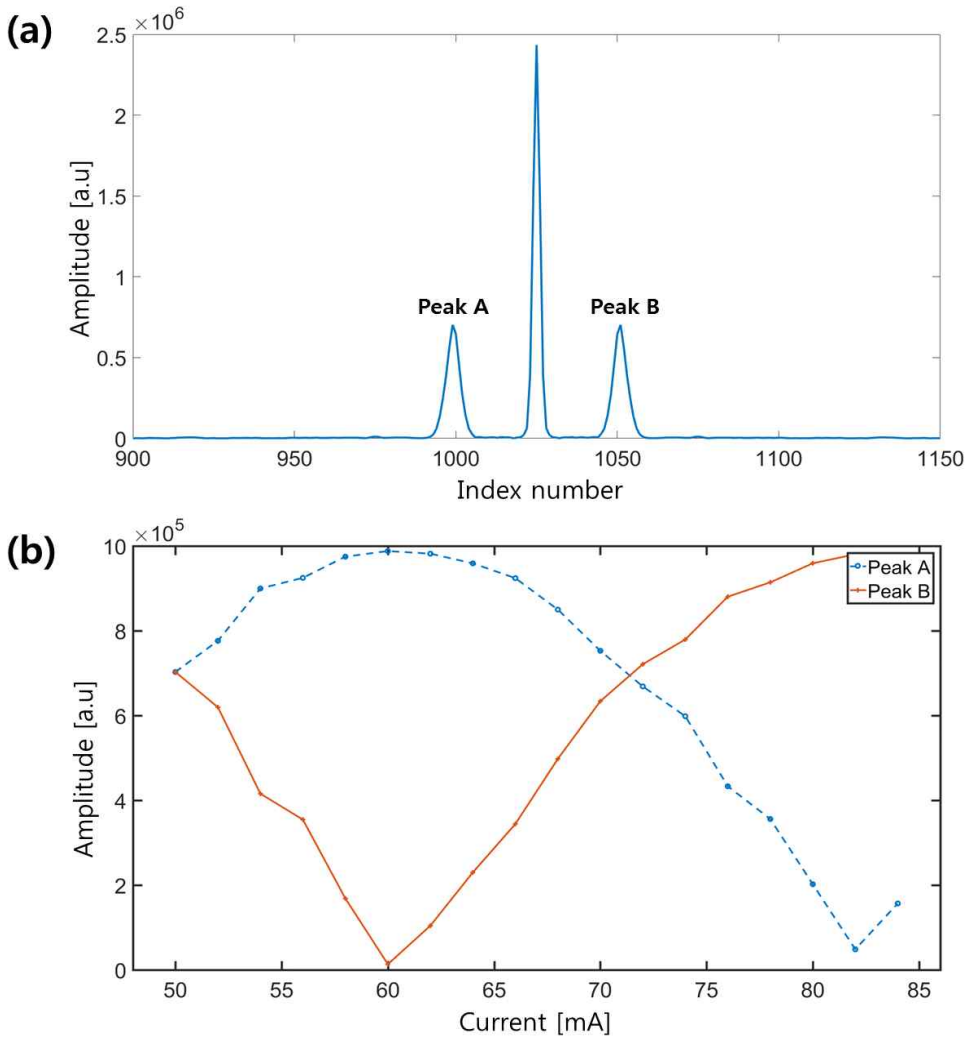


그림 5-9. 광펌핑 전류 제어에 따른 복소 공액 신호 제거 효과. (a) 펌핑광이 인가되기 전 획득한 간섭신호의 푸리에 변환 그래프, (b) 펌핑광 전류값에 따른 두 특성 피크 높이의 변화 그래프

전광섬유 위상 이동 간섭계의 샘플단에 스캐너를 구성하여 거울의 OCT 영상을 획득하였다. 그림 5-10과 같이 거울의 단층영상을 복소 공액 신호 제거 전 후로 비교해 보았다. 그림 5-10(a)는 복소 공액 신호를 제거하기 전의 거울 단층영상으로 단순하지만 영상의 중앙을 기준으로 양끝에 대칭되는 하얀색 선을 볼 수 있다. 이 선이 거울면

에 대한 OPD를 나타내는 것이다. 앞에서 확인한 바와 같이 실수로 측정되는 간섭신호는 푸리에 변환을 하게 되면 두 개의 동일한 특성 피크를 보여준다. 그림 5-10(d)는 복소 공액 신호를 제거한 후의 거울 단층영상으로 완벽하게 복소 공액 신호를 제거하지는 못하였지만 그림 5-10(a)에 비해 복소 공액에 의한 피크는 줄어든 것이 확인 가능하다. 그림 5-10(b)와 5-10(c)는 피크 A 주변과 피크 B 주변에서의 거울 신호 부분을 확대한 그림이다. 두 영상이 동일하게 보이고 아직은 특성 피크가 그대로 남아 있으나 반사체 하나로부터 발생된 동일한 두 신호로 인해서 영상만으로는 반사체가 하나라고 해석하기 어렵다.

하지만 복소 공액 신호가 제거된 그림 5-10(d)를 보면 이러한 혼동은 사라지게 된다. 그림 5-10(e)를 보게 되면 거울 신호가 제거되어 이전과는 달리 아무 정보가 보이지 않게 된다. 좀 더 확대를 하게 되면 거울의 반사율이 높아서 발생된 고스트 영상들이 보이긴 하지만 완벽하게 제거되지 않은 경우라고 하더라도 이전과는 달리 상당히 영상에서 구분이 잘 되어 하나의 반사체만 위치하고 있음을 구분할 수 있을 것이다. 이 효과는 사라지지 않은 그림 5-10(f)에서 보이는 특성 피크에 해당되는 영상에서도 반영되어 있다. 복소 공액 신호를 제거함으로써 두 신호가 가지고 있던 에너지가 하나의 특성 피크로 전달되기 때문에 남아있는 특성 피크의 크기가 두 배로 증가하게 되는데 이 결과로 영상에서 보이는 선이 보다 명확하고 밝게 보이는 것을 확인할 수 있었다.

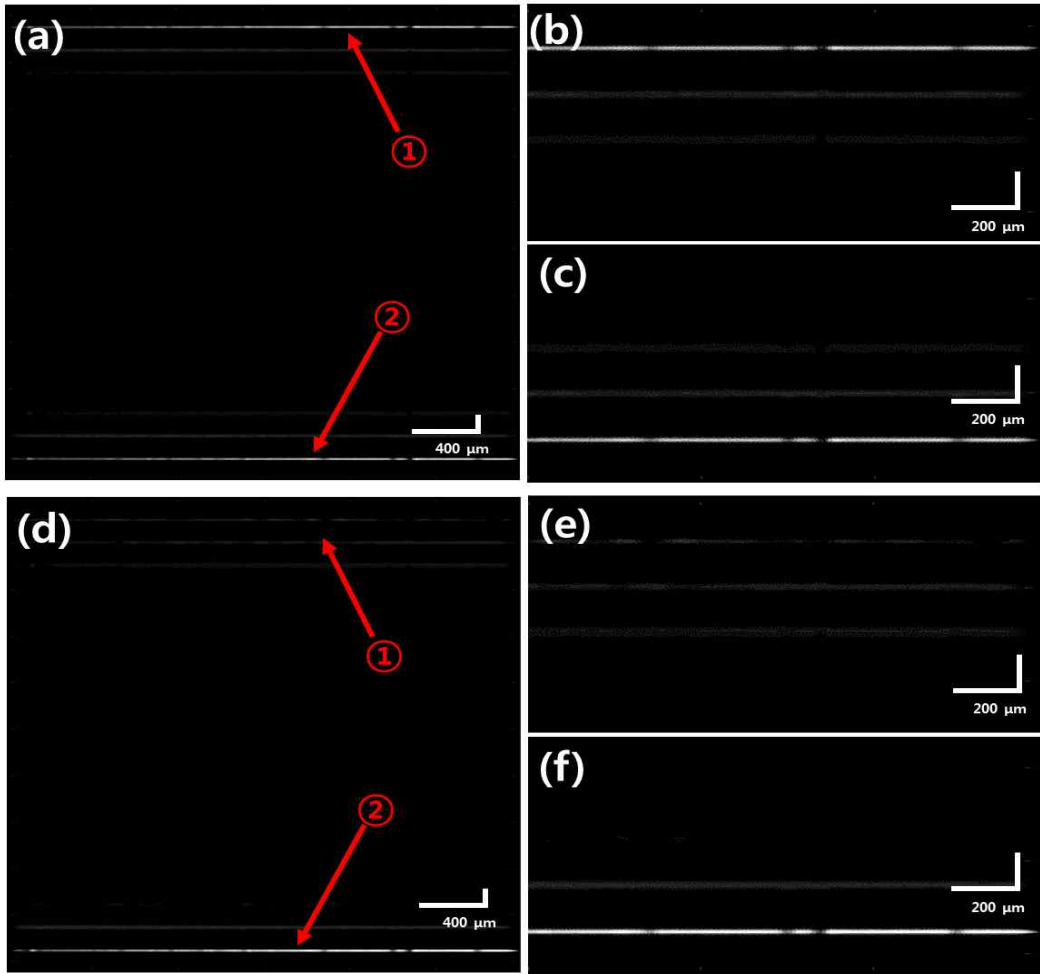


그림 5-10. 복소 공액 신호 제거 전 후 거울 대상의 OCT 단층영상. (a) 복소 공액 신호 제거 전 거울 단층영상, (b) 복소 공액 신호 제거 전 특성 피크 ① 주변에 대한 거울 단층영상을 확대한 영상, (c) 복소 공액 신호 제거 전 특성 피크 ② 주변에 대한 거울 단층영상을 확대한 영상, (d) 복소 공액 신호 제거 후 거울 단층영상 (e) 복소 공액 영상 제거 후 특성 피크 ① 주변에 대한 거울 단층영상을 확대한 영상, (f) 복소 공액 영상 제거 후 특성 피크 ② 주변에 대한 거울 단층영상을 확대한 영상

다음으로 전광섬유 위상 이동 간섭계를 이용하여 OCT 영상에서 DC 신호를 제거하는데 이용하고자 하였다. DC 신호를 제거하기 위해서는 두 신호의 크기가 동일하지만 부호가 서로 다른 신호가 필요하다. 일반적으로 파장가변 광원을 이용하는 경우 두 개의 위상이 반전되어 있는 수광소자를 이용하여 DC 성분을 측정과정에서 제거할 수 있다. 하지만 분광기를 이용하는 SD-OCT에서는 이러한 방법을 이용하기 어렵다. SD-OCT에서 DC 성분을 제거하기 위해서 위상 이동을 이용하여 동일한 효과를 얻고자 하였다. 이를 위해서는 동일한 기준 간섭신호를 펌프광 전류 50 mA에서 측정하였다. 기준 간섭신호와 펌프광 전류 증가에 따라 위상 이동된 간섭신호와의 차를 계산하고 이 결과를 다시 푸리에 변환을 수행한다. 위상 이동이  $\pi$ 만큼 이루어진 경우 간섭신호의 차이는 DC 성분을 정확하게 제거하고 주파수 성분의 진폭을 2배 증가시켜주게 될 것이다. 그렇게 해서 얻은 결과는 그림 5-11에서 확인할 수 있다. DC 신호가 제거되었으며 두 개의 특성 피크는 여전히 같은 높이로 남아있다. 여기서 가장 효율적인 결과는 앞에서 이야기한 바와 같이 특성 피크의 신호가 증가한 결과를 나타내야 한다. DC 신호는 임의의 위상 이동된 간섭신호 두 개의 차를 구하면 쉽게 완전히 제거될 수 있다. 그 이유는 DC 신호는 말 그대로 주파수 성분이 없는 신호이므로, 간섭신호의 특성피크와는 무관하게 동일한 값을 가지기 때문이다. 하지만 특성 피크의 높이는 위상 이동 정도에 따라서 다른 결과를 주게 된다. 이러한 특징을 고려하여 펌프광의 전류를 변화시키면서 얻은 위상 이동 간섭신호를 기준 간섭신호와의 차를 구한 후 푸리에 변환을 수행하여 그 결과를 그림 5-12에 나타내었다. 기준 간섭신호의 푸리에 변환 신호의 높이를 기준으로 펌프광의 전류가 58 mA전까지는 기준 간섭신호에 대한 간섭신호의 위상 이동이  $\pi/2$ 에 미치지 못했기 때문에 낮게 계산되었다. 펌프광의 전류가 58 mA일 때는 푸리에 변환에서 피크의 높이는 약 1.15배 증가하였다. 펌프광의 전류가 52 mA에서 70 mA까지는 특성 피크 높이가 지속적으로 증가하였고, 70 mA에서는 최대값을 보이고, 72 mA에서는 미세하게 감소하였다. 기준 간섭신호의 특성 피크 높이에 비해 1.98배 증가한 높이를 보여주었다. 이는 펌프광의 전류가 70 mA 로

증가 하였을 때  $\pi$  에 가장 가까운 위상 이동이 발생했기 때문으로 해석된다.

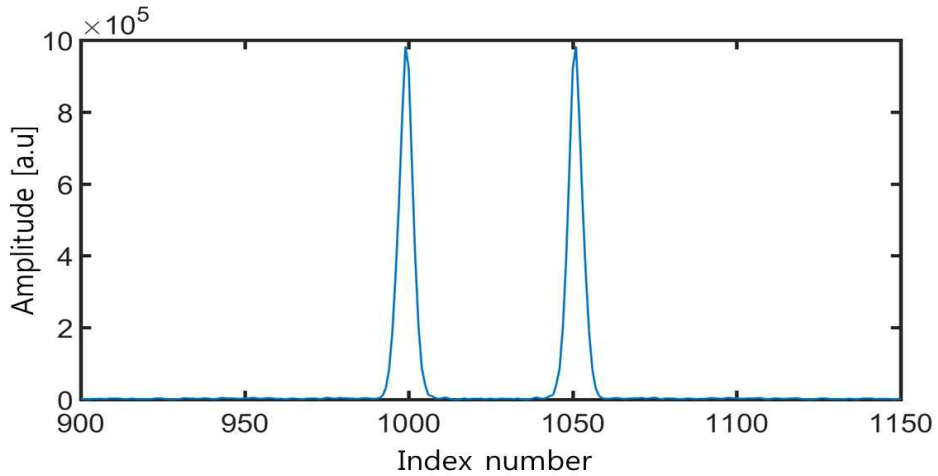


그림 5-11. 위상 이동 간섭무늬를 이용하여 얻은 DC 신호 제거 효과 그래프

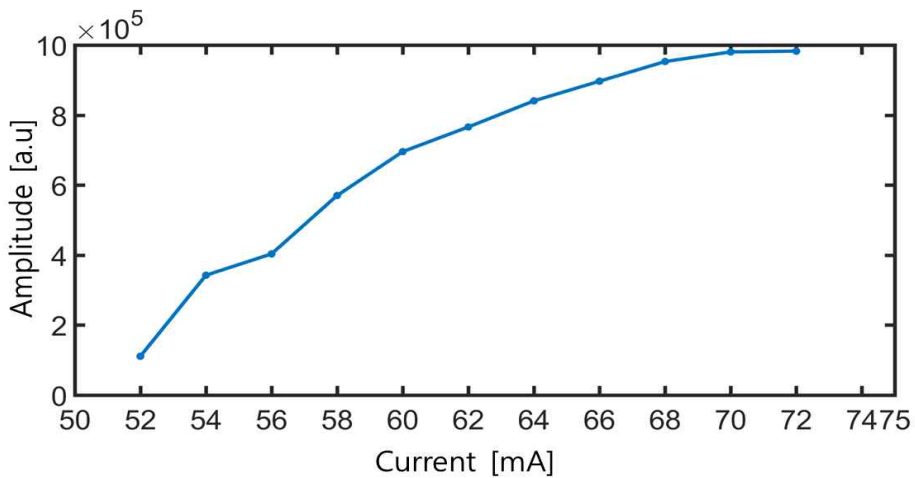


그림 5-12. 펌프광 전류에 따른 특성 피크의 높이 변화 그래프

그림 5-13은 제안한 DC 제거 방법을 이용하고 샘플단에 스캐너를 장착하여 빔을 주사하면서 얻은 거울의 OCT 단층영상이다. 그림 5-13(a)에서 보듯이 가운데 중앙에 놓여있는 진한 직선이 DC 신호이다. 이 신호는 영상에서 항상 중앙에 위치하며 강한 신호값을 가지고 있다. 제안한 방법을 통해서 재구현된 영상은 그림 5-13(b)와 같은



데 DC 신호 제거를 통하여 가운데 진한 직선이 사라지고 주변의 대칭적인 거울 단층  
 영상이 선명도가 크게 향상된 것을 확인할 수 있었다. 제안한 방법은 SD-OCT에서 활  
 용이 가능한 DC 신호의 제거가 가능한 방법으로 SNR을 향상시킬 수 있는 방법이며  
 광섬유 내부에서 발생하는 위상 이동을 이용하기 때문에 고속으로 실시간 수행도 가능  
 하다. SS-OCT에서 BPD의 역할을 수행할 수 있게 됨으로써 SD-OCT의 효용성을 향  
 상시키고 또한 영상의 대비도를 향상시킬 수 있기 때문에 유용하게 활용이 가능할 것  
 으로 예상된다.

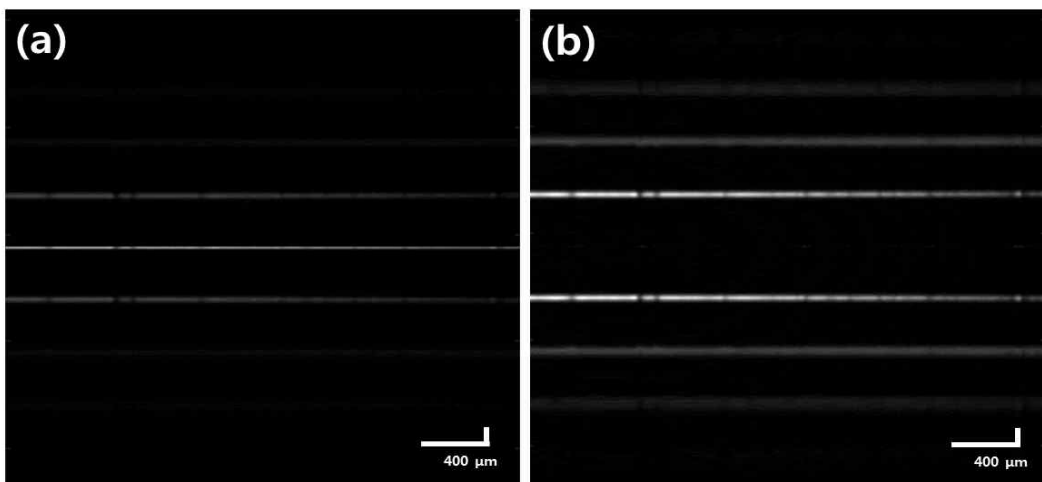


그림 5-13. DC 신호 제거 전 후 거울 단층영상. (a) DC 신호 제거 전 단층영상,  
 (b) DC 신호 제거 후 단층영상

## 제 6 장 결론

본 논문에서는 광섬유 기반의 간섭계를 이용하여 물리량을 측정하는 센서 시스템과 비파괴적인 방법으로 가공된 샘플의 단층영상을 측정할 수 있는 영상 시스템에 대해서 연구하였다. 또한 새로운 기법을 이용하여 간섭계의 위상을 이동할 수 있는 위상 이동 간섭계를 개발하였고, 이를 OCT에 적용함으로써 단층영상의 이미지를 개선할 수 있음을 확인할 수 있었다. 본 논문에서 구체적인 연구 결과는 다음과 같다.

첫 번째는 광섬유 간섭계 기반의 센서 시스템을 이용하여 진동, 비드의 수 그리고 온도를 측정하는 연구 결과이다. 진동측정을 위해 단일모드 광섬유를 이용하여 코일형태의 진동자를 개발하였고, 정밀한 측정을 위해 외부에서 수십 kHz의 진동을 진동자에 인가하고, 크기를 일정하게 증가시키며 실험을 진행하였다. 또한 간섭계의 기준단 없이 진동자만을 이용하여 광섬유 코어 모드차이로 인한 간섭을 유도하였다. 분석 결과 외부 진동 주파수와 측정 주파수의 측정 오차 범위가 1% 미만의 정확성을 확인할 수 있었고, 이를 통하여 개발한 진동 센서의 신뢰성을 확보할 수 있었다. 다음으로는 광섬유 간섭계 기반으로 OPD를 이용하여 비드의 수를 분석하는 시스템을 개발하였다. 정밀한 세포수를 측정을 위해서는 유액에 세포를 일정폭을 유지하면서 흐르게 해야 한다. 이를 위해 마이크로 펌프를 이용하여 흐름채널을 제어하였고, 비드가 흐르는 특정 위치에 광섬유 간섭계를 설치하였다. 흐름채널의 폭은 8~33  $\mu\text{m}$ 로 가변이 가능하게 제어를 하였다. 유액 상태의 비드가 간섭계의 샘플단 위치에 흐를 때 비드에 의한 굴절률 증가로 인해 OPD가 발생하고 이를 분석함으로써 비드의 수를 측정할 수 있었다. 비드의 수 측정 결과 초당 524개를 측정할 수 있었으며, 이를 통해 유세포분석기의 세포수 측정을 대체할 수 있는 가능성을 확인할 수 있었다. 보다 정밀하게 비드의 수를 측정하기 위해서 마이크로 펌프의 제어와 신호처리에서 병렬처리 방법을 개선해야 할 것을 판단된다. 또한 앞으로 광량과 간섭신호를 분석함으로써 세포의 크기를 분류하면서 세포의 수를 동시에 측정할 수 있는 시스템을 개발하고자 한다.

마지막으로 센서 시스템에서의 외부 열원에 의한 온도변화를 비접촉방법으로 측정하였다. 실험에는 파장 가변 광원과 광섬유 간섭계를 이용하였고, 측정하고자 하는 샘플은 열팽창 효과를 최소화하기 열팽창계수가 열광학계수보다 높은 실리콘 웨이퍼를 사용하였다. 온도 변화 분석에 앞서 개발한 간섭계를 이용하여 굴절률 변화를 측정하였고, 이를 바탕으로 실리콘 웨이퍼의 굴절률 변화에 따른 온도 변화 테이블을 이용하여 온도변화분포를 분석하였다. 그 결과, 개발한 간섭계로 측정한 온도 분해능이 11 k였고, 최대 온도 804 K과 최소 온도 378 K을 측정할 있음을 확인하였다. 이는 일반적인 접촉식 온도계에 비해서는 낮은 분해능이지만, 온도변화에 따른 굴절률 변화를 분석하는 새로운 접근 방법으로 온도를 측정할 수 있었다. 앞으로 간섭신호의 위상을 분석을 통하여 분해능을 향상시키고자 한다.

두 번째는 광섬유 기반 간섭계를 이용하여 OCT를 개발하였고, 이를 산업분야에 응용하는 연구 결과이다. 샘플을 자외선으로 직접적 묘화 노광으로 패턴을 가공하였고, 이를 개발한 OCT를 이용하여 측정하였다. 비교분석을 위해 현미경을 이용하여 동일한 샘플을 측정하였고, 분석 결과 현미경에서와 같은 노광 패턴을 확인할 수 있었다. 또한 개발한 시스템의 성능을 확인하기 위해 노광 출력을 변화시키며 샘플을 가공하여 측정을 반복하였다. 이 결과 노광 출력에 따른 단층영상의 깊이변화가 노광 출력과 일치함을 확인하였다. 앞으로 실제 LDI장비에 의한 노광된 패턴을 실시간으로 검사하고자 할 때, OCT를 접목시킴으로써 현장에서 검사 장비로써의 유용하게 사용될 수 있음을 확인하고자 한다. 일반적인 간섭계의 경우 샘플단과 기준단으로 분리되어 구성되어 있기 때문에 외부의 진동에 취약한 단점이 있다 특히 산업현장의 경우 자동화 설비로 인한 외부 진동에 쉽게 노출된다. 이러한 외부 진동을 최소화하기 위해 공통경로 간섭계를 개발하였고, 이를 OCT에 적용하였다. 개발한 공통경로 간섭계는 기준단 없이 샘플의 단차 표면에서 반사되어 돌아오는 광의 자체 간섭을 이용하였다. 개발한 공통경로 시스템을 이용하여 특정 패턴으로 가공된 샘플을 측정하였고, 전자주사현미경을 이용하여 비교분석을 실시하였다. 그 결과 전자주사현미경과 평균적으로 10% 오차

율이 발생하였다. 이는 샘플의 가공된 단차의 아랫면이 깔끔하게 가공이 되지 않아서 발생하는 문제와 단차의 간격이 수평방향 분해능보다 작았기 때문으로 보인다. 앞으로 샘플의 미세 패턴 가공을 정밀하게 하고 NA가 높은 이미징 렌즈를 사용하여 보다 정밀한 측정을 하고자 한다.

세 번째는 광섬유 기반 위상 이동 간섭계를 개발하였고, 이를 OCT에 적용한 연구 결과이다. 외부 진동에 의한 도플러 효과를 이용하기 위해 제3장 1절에서 개발한 광섬유 코일 진동자를 광섬유 간섭계의 기준단에 구성하였다. 기준단의 진동자는 도플러 효과로 인해 내부에서 위상내의 광경로 변동이 일어나고, 간섭무늬는 이동하게 된다. 이러한 위상 이동을 정략적으로 유도하기 위해 진동자에 진동을 일정한 간격으로 증가시키며 위상 이동을 측정하였다. 그 결과 주기변화 없이 일정한 간격으로 이동하는 간섭신호를 획득할 수 있었으며, 이러한 간섭신호들을 푸리에 변환하여 복소 공액 연산을 수행하였다. 복소 공액 신호는 복소 공액 연산을 통해 한쪽의 복소 공액 신호가 감소하면 다른 한쪽의 복소 공액 신호는 상대적으로 감소한 만큼 증가하게 된다. 최종적으로 한쪽의 복소 공액 신호가 없어지게 되면 다른 한쪽의 복소 공액 신호는 원래 신호의 2배의 값을 가지게 된다. 이때 간섭무늬의 위상 차이는  $\pi/2$  만큼 발생하게 된다. 이러한 복소 공액 연산을 이용하면 OCT에서 full-range 영상을 얻을 수 있다. 또 다른 위상 이동 광섬유 간섭계는 이터븀으로 도핑된 광섬유를 이용하는 방법으로 간섭계 기준단에 이터븀 광섬유를 구성시켰고, 980 nm의 광원을 이용하여 이터븀 광섬유를 펌핑하였다. 펌핑으로 인해 이터븀 광섬유 내부에서 굴절률이 변화하게 되고, 이로 인해 기준단의 광경로가 변화하게 되어, 간섭무늬의 위상 이동이 발생한다. 펌프광 전류에 증가에 따른 위상 이동 변화를 측정하였고, 이를 이용하여 대칭되는 복소 공액 신호를 제거하였다. 또한 푸리에 변환에서 발생하는 DC 신호를 제거하기 위해 위상 차이가  $\pi$  만큼 발생하는 간섭신호를 이용하였고, 이를 통해 DC 신호가 제거되어 푸리에 변환 신호가 2배 증가하는 것을 확인하였다. 최종적으로 제안한 위상 이동 간섭계의 샘플단을 스캔하여 full range 영상과 DC 제거 영상을 얻을 수 있었다. 앞으로 다양

한 샘플을 이용하여 측정함으로써, 개발한 위상 이동 시스템의 유용성을 확인하고자 한다.

## 참고문헌

- [1] Born, Max. "E. Wolf Principles of optics." Pergamon Press 6 (1980): 188-189.
- [2] Mizumoto, T., et al. "Verification of waveguide-type optical circulator operation." Electronics Letters 26.3 (1990): 199-200.
- [3] Rao, Yun-Jiang. "Recent progress in fiber-optic extrinsic Fabry-Perot interferometric sensors." Optical Fiber Technology 12.3 (2006): 227-237.
- [4] Sirkis, J. S., et al. "In-line fiber etalon for strain measurement." Optics letters 18.22 (1993): 1973-1975.
- [5] Pedrotti, F.L.; Pedrotti, L.M.; Pedrotti, L.S. Introduction to Optics; Pearson International: Upper Saddle River, NJ, USA, 2007.
- [6] Tsai, Woo-Hu, and Chun-Jung Lin. "A novel structure for the intrinsic Fabry-Perot fiber-optic temperature sensor." Journal of Lightwave Technology 19.5 (2001): 682-686.
- [7] Kim, Sang-Hoon, et al. "A study on the development of transmission-type extrinsic Fabry-Perot interferometric optical fiber sensor." Journal of lightwave technology 17.10 (1999): 1869-1874.
- [8] Hunger, David, et al. "A fiber Fabry-Perot cavity with high finesse." New Journal of Physics 12.6 (2010): 065038.

- [9] Ran, Zengling, et al. "A miniature fiber-optic refractive-index sensor based on laser-machined Fabry-Perot interferometer tip." *Journal of Lightwave Technology* 27.23 (2009): 5426-5429.
- [10] Rao, Yun-Jiang, et al. "Micro Fabry-Perot interferometers in silica fibers machined by femtosecond laser." *Optics express* 15.21 (2007): 14123-14128.
- [11] Ran, Zeng Ling, et al. "Laser-micromachined Fabry-Perot optical fiber tip sensor for high-resolution temperature-independent measurement of refractive index." *Optics express* 16.3 (2008): 2252-2263.
- [12] Wei, Tao, et al. "Miniaturized fiber inline Fabry-Perot interferometer fabricated with a femtosecond laser." *Optics letters* 33.6 (2008): 536-538.
- [13] Wan, Xiaoke, and Henry F. Taylor. "Intrinsic fiber Fabry-Perot temperature sensor with fiber Bragg grating mirrors." *Optics letters* 27.16 (2002): 1388-1390.
- [14] Wang, Zhuang, et al. "Multiplexed fiber Fabry-Perot interferometer sensors based on ultrashort Bragg gratings." *IEEE Photonics Technology Letters* 19.8 (2007): 622-624.
- [15] Zhang, Y.; Chen, X.; Wang, Y.; Cooper, K.L.; Wang, A. Microgap multicavity Fabry-Pérot biosensor. *J. Lightw. Techol.* 2007, 25, 1797-1804.
- [16] Machavaram, V. R., R. A. Badcock, and G. F. Fernando. "Fabrication of intrinsic fibre Fabry-Perot sensors in silica fibres using hydrofluoric acid etching." *Sensors and Actuators A: Physical* 138.1 (2007): 248-260.

- [17] Zhao, Jia-Rong, et al. "High-resolution and temperature-insensitive fiber optic refractive index sensor based on Fresnel reflection modulated by Fabry-Perot interference." *Journal of lightwave technology* 28.19 (2010): 2799-2803.
- [18] Morris, Paul, et al. "A Fabry-Pérot fiber-optic ultrasonic hydrophone for the simultaneous measurement of temperature and acoustic pressure." *The Journal of the Acoustical Society of America* 125.6 (2009): 3611-3622.
- [19] Lim, Jong H., et al. "Mach-Zehnder interferometer formed in a photonic crystal fiber based on a pair of long-period fiber gratings." *Optics Letters* 29.4 (2004): 346-348.
- [20] Kim, Young-Jae, Un-Chul Paek, and Byeong Ha Lee. "Measurement of refractive-index variation with temperature by use of long-period fiber gratings." *Optics letters* 27.15 (2002): 1297-1299.
- [21] Allsop, T., et al. "A high sensitivity refractometer based upon a long period grating Mach-Zehnder interferometer." *Review of scientific instruments* 73.4 (2002): 1702-1705.
- [22] Kim, Young-Ho, et al. "Hydrogen sensor based on a palladium-coated long-period fiber grating pair." *Journal of the Optical Society of Korea* 12.4 (2008): 221-225.
- [23] Kim, M. J., et al. "Simultaneous measurement of temperature and strain based on double cladding fiber interferometer assisted by fiber grating pair." *IEEE Photonics Technology Letters* 20.15 (2008): 1290-1292.



- [24] Ding, Jin-Fei, et al. "Fiber-taper seeded long-period grating pair as a highly sensitive refractive-index sensor." *IEEE Photonics Technology Letters* 17.6 (2005): 1247-1249.
- [25] Nguyen, Linh Viet, et al. "High temperature fiber sensor with high sensitivity based on core diameter mismatch." *Optics express* 16.15 (2008): 11369-11375.
- [26] Zhu, Jing-Jing, et al. "Fiber-optic high-temperature sensor based on thin-core fiber modal interferometer." *IEEE Sensors Journal* 10.9 (2010): 1415-1418.
- [27] Kim, Dae Woong, et al. "In-fiber reflection mode interferometer based on a long-period grating for external refractive-index measurement." *Applied optics* 44.26 (2005): 5368-5373.
- [28] Tian, Zhaobing, Scott SH Yam, and Hans-Peter Loock. "Single-mode fiber refractive index sensor based on core-offset attenuators." *IEEE Photonics Technology Letters* 20.16 (2008): 1387-1389.
- [29] Van Brakel, Adriaan, and Pieter L. Swart. "Temperature-compensated optical fiber Michelson refractometer." *Optical Engineering* 44.2 (2005): 020504.
- [30] Park, Kwan Seob, et al. "Temperature robust refractive index sensor based on a photonic crystal fiber interferometer." *IEEE sensors journal* 10.6 (2010): 1147-1148.
- [31] Yuan, L.; Yang, J.; Liu, Z. A compact fiber-optic flow velocity manufacture, 2005, Vol. 219, No. 7, pp. 565-569.

- [32] Fu, H. Y., et al. "Pressure sensor realized with polarization-maintaining photonic crystal fiber-based Sagnac interferometer." *Applied optics* 47.15 (2008): 2835-2839.
- [33] Schmitt, Joseph M., et al. "Optical-coherence tomography of a dense tissue: statistics of attenuation and backscattering." *Physics in Medicine & Biology* 39.10 (1994): 1705.
- [34] Izatt, Joseph A., et al. "Optical coherence microscopy in scattering media." *Optics letters* 19.8 (1994): 590-592.
- [35] Pan, Yingtian, et al. "Low-coherence optical tomography in turbid tissue: theoretical analysis." *Applied optics* 34.28 (1995): 6564-6574.
- [36] Izatt, Joseph A., et al. "Optical coherence tomography and microscopy in gastrointestinal tissues." *IEEE Journal of Selected topics in quantum electronics* 2.4 (1996): 1017-1028.
- [37] Schmitt, Joseph M., and A. Knüttel. "Model of optical coherence tomography of heterogeneous tissue." *JOSA A* 14.6 (1997): 1231-1242.
- [38] Dolin, L. S. "A theory of optical coherence tomography." *Radiophysics and quantum electronics* 41.10 (1998): 850-873.
- [39] Podoleanu, Adrian Gh, and David A. Jackson. "Noise analysis of a combined optical coherence tomograph and a confocal scanning ophthalmoscope." *Applied Optics* 38.10 (1999): 2116-2127.
- [40] Rollins, Andrew M., and Joseph A. Izatt. "Optimal interferometer designs for optical coherence tomography." *Optics letters* 24.21 (1999): 1484-1486.

- [41] Podoleanu, Adrian Gh. "Unbalanced versus balanced operation in an optical coherence tomography system." *Applied Optics* 39.1 (2000): 173–182.
- [42] Leitgeb, R., C. K. Hitzenberger, and Adolf F. Fercher. "Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography." *Optics express* 11.8 (2003): 889–894.
- [43] Choma, Michael A., et al. "Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography." *Optics express* 11.18 (2003): 2183–2189.
- [44] De Boer, Johannes F., et al. "Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography." *Optics letters* 28.21 (2003): 2067–2069.
- [45] Fercher, Adolph F., et al. "Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry." *Optics communications* 117.1–2 (1995): 43–48.
- [46] Häusler, Gerd, and Michael Walter Lindner. "" Coherence radar" and "spectral radar"—new tools for dermatological diagnosis." *Journal of biomedical optics* 3.1 (1998): 21–31.
- [47] Wojtkowski, Maciej, et al. "In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography." *Journal of biomedical optics* 7.3 (2002): 457–464.
- [48] Chinn, S. R., E. A. Swanson, and J. G. Fujimoto. "Optical coherence tomography using a frequency-tunable optical source." *Optics letters* 22.5 (1997): 340–342.

- [49] Golubovic, B., et al. "Optical frequency-domain reflectometry using rapid wavelength tuning of a Cr 4+: forsterite laser." *Optics letters* 22.22 (1997): 1704–1706.
- [50] Lexer, F. C. K. H., et al. "Wavelength-tuning interferometry of intraocular distances." *Applied Optics* 36.25 (1997): 6548–6553.
- [51] Haberland, Udo, Vladimir Blazek, and Hans Juergen Schmitt. "Chirp optical coherence tomography of layered scattering media." *Journal of Biomedical Optics* 3.3 (1998): 259–267.
- [52] M. Wojtkowski, A. Kowalczyk, R. Leitgeb, A.F. Fercher, Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging. *Opt. Lett.* 27(16), 1415–1417 (2002)
- [53] Wojtkowski, Maciej, et al. "Full range complex spectral optical coherence tomography technique in eye imaging." *Optics letters* 27.16 (2002): 1415–1417.
- [54] Choma, Michael A., Changhuei Yang, and Joseph A. Izatt. "Instantaneous quadrature low-coherence interferometry with 3× 3 fiber-optic couplers." *Optics letters* 28.22 (2003): 2162–2164.
- [55] Yun, Seok-Hyun, et al. "Removing the depth-degeneracy in optical frequency domain imaging with frequency shifting." *Optics Express* 12.20 (2004): 4822–4828.
- [56] Götzinger, Erich, et al. "High speed full range complex spectral domain optical coherence tomography." *Optics express* 13.2 (2005): 583–594.

- [57] Sarunic, Marinko V., et al. "Instantaneous complex conjugate resolved spectral domain and swept-source OCT using 3×3 fiber couplers." *Optics express* 13.3 (2005): 957–967.
- [58] Maheshwari, Anjul, Michael A. Choma, and Joseph A. Izatt. "Heterodyne swept-source optical coherence tomography for complete complex conjugate ambiguity removal." *Journal of Biomedical Optics* 10.6 (2005): 064005.
- [59] Zhang, Jun, J. Stuart Nelson, and Zhongping Chen. "Removal of a mirror image and enhancement of the signal-to-noise ratio in Fourier-domain optical coherence tomography using an electro-optic phase modulator." *Optics letters* 30.2 (2005): 147–149.
- [60] M. Lequime, in *Proceedings of the 12th International Conference on Optical Fibre Sensors*, OSA Technical Digest Series, Vol. 16, (1997): 66–71.
- [61] Perrone, Guido, and Alberto Vallan. "A low-cost optical sensor for noncontact vibration measurements." *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement* 58.5 (2009): 1650–1656.
- [62] Bucaro, J. A., and T. R. Hickman. "Measurement of sensitivity of optical fibers for acoustic detection." *Applied optics* 18.6 (1979): 938–940.
- [63] Bucaro, J. A., and T. R. Hickman. "Measurement of sensitivity of optical fibers for acoustic detection." *Applied optics* 18.6 (1979): 938–940.
- [64] Murtaza, G., et al. "Loss behavior of single-mode optical fiber microbend sensors." *Fiber & Integrated Optics* 20.1 (2001): 53–58.

- [65] Pandey, N. K., and B. C. Yadav. "Embedded fibre optic microbend sensor for measurement of high pressure and crack detection." *Sensors and Actuators A: Physical* 128.1 (2006): 33–36.
- [66] Yoshino, Toshihiko, et al. "Fiber-optic Fabry-Perot interferometer and its sensor applications." *IEEE Journal of quantum electronics* 18.10 (1982): 1624–1633.
- [67] Laudati, A., et al. "A fiber-optic Bragg grating seismic sensor." *IEEE Photonics Technology Letters* 19.24 (2007): 1991–1993.
- [68] G. Thursby, B. Soranzu, D. Bets, W. Staszewski and B. Culshaw, in *The Proceeding of Smart Structures and Materials 2004: Smart Sensor Technology and Measurement Systems*, edited
- [69] Kageyama, Kazuro, et al. "Acoustic emission monitoring of a reinforced concrete structure by applying new fiber-optic sensors." *Smart Materials and Structures* 14.3 (2005): S52.
- [70] K. Kageyama, H. Murayama, I. Ohsawa, M. Kanai and T. Motegi et al., in *Proceeding of Struct. Health Monitoring*, (2003): 1150.
- [71] Kageyama, Kazuro, et al. "Doppler effect in flexible and expandable light waveguide and development of new fiber-optic vibration/acoustic sensor." *Journal of lightwave technology* 24.4 (2006): 1768.
- [72] Lee, Seung Seok, Ju Ha Kim, and Eun Seo Choi. "Phase shifting interferometry based on a vibration sensor—feasibility study on elimination of the depth degeneracy." *Journal of the Korean Physical Society* 70.7 (2017): 687–692.

- [73] Suh, Dong Hwan, Byung Woon Min, and Keon Boo Yoo. "Principles and Clinical Applications of Flow Cytometry." *Korean J Clin Lab Sci* 28.1 (1996): 242–255.
- [74] From Moldovan, A. Photoelectric Technique For The Counting of Microscopical Cells. *Science* (1934): 188–189.
- [75] Crosland–Taylor, P. J. "A device for counting small particles suspended in a fluid through a tube." *Nature* 171.4340 (1953): 37.
- [76] Singh, Shyam. "Refractive index measurement and its applications." *Physica Scripta* 65.2 (2002): 167.
- [77] Na, Jihoon, et al. "Self–referenced spectral interferometry for simultaneous measurements of thickness and refractive index." *Applied optics* 48.13 (2009): 2461–2467.
- [78] Sorin, W. V., and D. F. Gray. "Simultaneous thickness and group index measurement using optical low–coherence reflectometry." *IEEE Photonics Technology Letters* 4.1 (1992): 105–107.
- [79] Moore, Eric D., and Robert R. McLeod. "Phase–sensitive swept–source interferometry for absolute ranging with application to measurements of group refractive index and thickness." *Optics express* 19.9 (2011): 8117–8126.
- [80] Frey, Bradley J., Douglas B. Leviton, and Timothy J. Madison. "Temperature–dependent refractive index of silicon and germanium." *Optomechanical Technologies for Astronomy*. Vol. 6273. International Society for Optics and Photonics, 2006.

- [81] M. Vernackt, M. B. NV, US Patents 6560248 B1.
- [82] E. J. Hansotte, E. C. Carignan and W. D. Meisburger, in Proceeding of Emerging Digital Micromirror Device Based Systems and Applications III, edited by M. R. Douglass, P. I. Oden (Feb. 11, 2011), p. 793207.
- [83] Barbucha, R., et al. "Laser Direct Imaging of tracks on PCB covered with laser photoresist." TECHNICAL SCIENCES 56.1 (2008).
- [84] Cheng, Pi-Ying, et al. "Laser direct imaging of transparent indium tin oxide electrodes using high speed stitching techniques." Optical Review 21.5 (2014): 732-735.
- [85] Loh, Horng-Hai, and Ming-Sing Lu. "Printed circuit board inspection using image analysis." IEEE Transactions on industry applications 35.2 (1999): 426-432.
- [86] Hamilton, D. K., and T. Wilson. "Surface profile measurement using the confocal microscope." Journal of Applied Physics 53.7 (1982): 5320-5322..
- [87] Lin, Paul C., et al. "Single-shot depth-section imaging through chromatic slit-scan confocal microscopy." Applied optics 37.28 (1998): 6764-6770.
- [88] Born, Max, and Emil Wolf. "Elements of the theory of diffraction." Principles of optics (1980): 412-516.
- [89] Chen, K. R. "Focusing of light beyond the diffraction limit of half the wavelength." Optics letters 35.22 (2010): 3763-3765.



- [90] Jin, Jonghan, et al. "Fizeau-type interferometric probe to measure geometrical thickness of silicon wafers." *Optics express* 22.19 (2014): 23427–23432.
- [91] Arkwright, John W., et al. "Experimental and theoretical analysis of the resonant nonlinearity in ytterbium-doped fiber." *Journal of lightwave technology* 16.5 (1998): 798.
- [92] Arkwright, J. W., et al. "Nonlinear phase changes at 1310 nm and 1545 nm observed far from resonance in diode pumped ytterbium doped fiber." *IEEE Photonics Technology Letters* 8.3 (1996): 408–410.
- [93] Bochove, Erik. "Nonlinear refractive index of a rare-earth-doped fiber laser." *Optics letters* 29.20 (2004): 2414–2416.
- [94] Garcia, Hernando, et al. "Pump-induced nonlinear refractive-index change in erbium-and ytterbium-doped fibers: theory and experiment." *Optics letters* 30.11 (2005): 1261–1263.
- [95] Fotiadi, Andrei A., Oleg L. Antipov, and Patrice Mégret. "Dynamics of pump-induced refractive index changes in single-mode Yb-doped optical fibers." *Optics express* 16.17 (2008): 12658–12663.
- [96] Janos, Mark, and Stephen C. Guy. "Signal-induced refractive index changes in erbium-doped fiber amplifiers." *Journal of lightwave technology* 16.4 (1998): 542.
- [97] Bradu, Adrian, and Adrian Gh Podoleanu. "Fourier domain optical coherence tomography system with balance detection." *Optics express* 20.16 (2012): 17522–17538.

- [98] Kuo, Wen-Chuan, et al. "Balanced detection for spectral domain optical coherence tomography." *Optics express* 21.16 (2013): 19280–19291.
- [99] Drexler, Wolfgang, and James G. Fujimoto, eds. *Optical coherence tomography: technology and applications*. Springer Science & Business Media, 2008.

## Publication

### Journal Papers

1. 이승석, 권다음, 최은서, “Optical design method of a spectrometer for spectral domain optical coherence tomography” , New Physics: Sae Mulli, Vol. 68, No. 5, pp. 570-577, May 2018.(SCOPUS)
2. 김은선, 김주하, 이승석, 최은서, “Analysis of the trapping efficiency of optical tweezers in the region of geometrical optics” , New Physics: Sae Mulli, Vol. 67, No. 6, pp. 786-792, April 2017.(SCOPUS)
3. 이승석, 김주하, 최은서, “Phase shifting interferometry based on a vibration sensor - feasibility study on elimination of the depth degeneracy” , Journal of the Korean Physical Society, Vol. 70, No. 7, pp. 687-692, April 2017.(SCI)
4. 이승석, 김주하, 이동현, 최은서, “Non-Destructive Investigation of a Laser Direct Imaging Pattern by Using Optical Coherence Tomography” , New Physics: Sae Mulli, Vol. 66, No. 10, pp. 1325-1331, October 2016.(SCOPUS)
5. 이승석, 김주하, 최남건, 최은서, “Thickness Measurement of a Transparent Sample by Using a Compact Spectrometer-Based Interferometer” , New Physics: Sae Mulli, Vol. 66, No. 9, pp. 1162-1167, September 2016.(SCOPUS)

6. 이승석, 김주하, 최은서, “단일 광섬유 진동 센서”, 새물리, Vol. 65, No. 10, pp. 1028-1034, October 2015.(등재지)
  
7. 김주하, 이승석, 최은서, “가간섭성 광원과 광섬유 마하-젠더 간섭계를 이용한 외부 진동자의 도플러 주파수 편이 계측”, 새물리, Vol. 64, No. 9, pp. 928-933, September 2014.(등재지)
  
8. 이승석, 최은서, 신용진, “전산모사를 통한 LED조명용 산란체의 광학적 패턴 설계”, 새물리, Vol. 63, No. 9, pp. 1027-933, September 2014.(등재지)
  
9. 김상우, 최은서, 이승석, 임원봉, 김지선, 전상미, 최홍란, 김병국, 차현록, 임대영, “Optical Coherence Tomography-Piezoelectric Transducer Probe를 이용한 치과 영역 광단층법 적용”, 대한구강악안면병리학회지, Vol. 37, No. 2, pp. 39-50, April 2013.(SCI)
  
10. 이승석, 마혜준, 신용진, 최은서, “플라스틱 광섬유 측면 발광 광원을 이용한 도광판의 성능 평가”, 새물리, Vol. 62, No. 9, pp. 994-999, September 2012.(등재지)
  
11. 마혜준, 이승석, 신용진, 최은서, “플라스틱 광섬유 측면 가공 특성 평가를 위한 광단층법의 응용”, 새물리, Vol. 62, No. 9, pp. 988-993, September 2012.(등재지)

### Conference Papers

1. 이승석, 권다움, 송우섭, 최은서, “픽셀 윈도우 함수에 따른 감도 roll-off 특성

변화” , 제 25회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), WP-E-1 , p. 67 2018.

2. 이승석, 김주하, 마혜준, 권다움, 최은서, “Direct depth detection method based on self-interference in common-path interferometry” , The 7<sup>th</sup> Asia Pacific Optical Sensors Conference, Wed\_P28, p. 36, 2018.

3. 김주하, 이승석, 강희원, 최은서, “Feasibility study of distributed sensing based on optically tunable fiber Bragg gratings” , The 7<sup>th</sup> Asia Pacific Optical Sensors Conference, Wed\_P29, p. 36, 2018.

4. 김주하, 강희원, 이승석, 최은서, “아크 방전에 조건에 따른 측면 발산 광소자의 특성 변화” , 한국물리학회 봄학술논문발표회, P2-Op.007, p. 201, 2018.

5. 마혜준, 이승석, 권다움, 최은서 “특수 광섬유를 이용한 광섬유 디지털 홀로그래피 시스템 구현” , 한국광학회 동계학술발표회, WP-III-2, p. 78, 2018.

6. 이승석, 김주하, 마혜준, 최은서, “Balanced detection for spectral-domain optical coherence tomography with fiber-based phase shifter”, Photonics West(SPIE Proceeding),10488-42, pp. 1-6, 2018.

7. 마혜준, 이승석, 권다움, 최은서 “간섭계 기반 위상 안정화를 위한 광학적 제어 기법” , Photonics Conference , TP-VII-3, p. 331, 2017.

8. 김주하, 이승석, 강희원, 최은서 “단일 광섬유 격자를 이용한 온도와 압력 동시 측정 기법” , Photonics Conference , TP-IV-5, pp. 298-299, 2017.

9. 송우섭, 이승석, 이병일, 최은서, “Nanosphere characterizations with spectroscopic optical coherence tomography ” , Nanopia, p. 25, 2017.
10. 이승석, 권다움, 김주하, 강희원, 최은서, “Flow channel dynamics monitoring with interferometry” , Annual Biophotonics Conference, WP-VI-2, p. 37, 2017.
11. 마혜준, 이승석, 김주하, 최은서, “특수광섬유를 적용한 반사형 디지털 홀로그래피 구현” , 한국물리학회 가을학술논문발표회, P2-0P.009, p. 197, 2017.
12. 이승석, 김주하, 마혜준, 김영섭, 신동혁, 최은서 “선택적 간섭무늬 발생에 따른 가공 깊이 계측 방법” , 한국광학회 하계학술발표회, WP-II-9, p. 60, 2017.
13. 이승석, 김주하, 마혜준, 최은서 “소형 스펙트로메터를 이용한 형광 및 세포수 동시 분석 방법” , 한국광학회 하계학술발표회, WP-VI-2, p. 62, 2017.
14. 이승석, 마혜준, 김주하, 최은서, “광평핑을 이용한 광학 듀얼 밸런싱 시스템” , 제 24회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), WP-E-2 , p. 22, 2017.
15. 마혜준, 이승석, 김주하, 최은서, “광섬유 위상 천이 간섭계를 이용한 투과형 디지털 홀로그래피” , 제 24회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), WP-D-4 , p. 21, 2017.
16. 마혜준, 이승석, 김주하, 최은서, “특수 광섬유 기반 위상 천이 홀로그래피 구현” , 한국물리학회 봄학술논문발표회, P2-0P.26, p. 200, 2017.

17. 이승석, 김주하, 최은서, "Cell counting system by using single fiber interferometer", Photonics West(SPIE Proceeding), 10058-40, pp. 10058161-10058166, 2017.
18. 김주하, 이승석, 신용진, 최은서, "전기적 초점조절 렌즈를 이용한 광학 영상 시스템", 한국광학회 동계학술발표회, FP-VI-15, p. 74, 2017
19. 이승석, 김주하, 곽우섭, 박소희, 김영섭, 신동혁, 최은서, "간섭계 기반 비파괴 광학 절개법을 이용한 자외선 직접 묘화된 샘플의 검사", Photonics Conference, TP-II-2, p. 259, 2016.
20. 김은선, 이승석, 김주하, 이동현, 최은서, "기하 광학을 이용한 광 포획 안정성 분석", Photonics Conference, WP-VI-4, p. 160, 2016.
21. 이승석, 김주하, 최은서, "Cell counting technique implemented with the spectral domain interferometry", Annual Biophotonics Conference, Tissue Biophotonics-10, p. 48, 2016.
22. 김주하, 이승석, 김영섭, 신동혁, 최은서, "광단층영상을 이용한 자외선 광감성 유리의 노광 패턴 관찰", 한국물리학회 가을학술논문발표회, P1-0P.017, p. 157, 2016.
23. 김은선, 이승석, 김주하, 최남건, 이동현, 최은서, "레이저 빔 프로파일에 따른 광 포획 효율의 변화", 한국물리학회 가을학술논문발표회, P2-0p.023, p. 203, 2016.

24. 이승석, 김주하, 송우섭, 최은서, “Complex Conjugate Optical Tomography Imaging by using Vibration-induced Phase shift” , The 6<sup>th</sup> Asia Pacific Optical Sensors Conference, W4A.4, p. 1, 2016.
25. 이승석, 김주하, 최은서, “소형 스펙트로메터를 이용한 투명한 샘플 두께 측정 시스템” , 한국광학회 하계학술발표회, WP-11-17, pp. 330-331, 2016.
26. 김주하, 이승석, 최남건, 이동현, 최은서, “전광 위상 안정화를 위한 광학적 피드백 방법” , 제 23회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), TP-VI16, p. 219, 2016.
27. 이승석, 김주하, 김은선, 최은서, “백색광 간섭계 기반 세포수 측정방법” , 제 23회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), WP-V-13, p. 115, 2016.
28. 이승석, 김주하, 최은서, “광학적 거울 제거기법을 이용한 광계측에서의 응용” , 한국물리학회 봄학술논문발표회, P2-0p.026, p. 190, 2016.
29. 이승석, 김주하, 최은서, “진동자 기반 도플러 편이 제어를 통한 광학 영상 깊이 향상” , 한국물리학회 봄학술논문발표회, P2-0p.027, p. 190, 2016.
30. 이승석, 김주하, 임태중, 최은서, “Optical coherence tomography application by using optical phase shift based on fiber optic sensor”, Photonics West(SPIE Proceeding), 9702-42, p. 1-6, 2016.
31. 이승석, 김주하, 임태중, 최은서, “도플러 편이를 이용한 광섬유 간섭계 내부의 광학 위상 지연자” , 한국물리학회 가을학술논문발표회, P2-0p.029, p. 182, 2015.



32. 이승석, 김주하, 김은선, 최남건, 엄태중, 최은서, “비선형 굴절을 제어를 이용한 간섭계 안정화 기법”, 제 22회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), TP-VI18, p. 218, 2015.
33. 김주하, 이승석, 엄태중, 최은서, “광학 위상 지연자를 이용한 위상 안정화 기법”, 한국물리학회 봄학술논문발표회, pp. 152-152, 2015.
34. 이승석, 김주하, 김복현, 엄태중, 최은서, “All-optical phase stepping for optical imaging with nonlinear in specialty”, Photonics West(SPIE Proceeding), 9317-39, V.10, p.1-6, 2015.
35. 이승석, 김주하, 김복현, 최은서, “비선형 광섬유 굴절을 변화의 주파수 영역 광 계측 기법”, 한국물리학회 가을학술논문발표회, P2-Op.029, p. 170, 2014.
36. 김주하, 이승석, 문대승, 최은서, “굽힘에 둔감한 광섬유를 이용한 진동 계측”, 한국광학회 하계학술발표회, pp. 172-173, 2014.
37. 김주하, 이승석, 최동춘, 김인수, 정성준, 최은서, “회전체 진동 계측을 위한 광학 센서 시스템”, 제 21회 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), pp. 330-331, 2014.
38. 김주하, 이승석, 최은서, “광섬유 헤테로다인 간섭계를 이용한 진동센서”, 한국물리학회 봄학술논문발표회, p. 103, 2014.
39. 이승석, 김주하, 최은서, “Full-field optical coherence tomography system

implemented with fiber-optic components", Photonics West(SPIE Proceeding), 8938-44, V. 1, p. 115, 2014.

40. 이승석, 김주하, 엄태중, 최은서, “파장 가변 OCT를 이용한 온도 변화에 따른 굴절을 측정”, 한국광학회 동계학술발표회, pp. 221-222, 2014.

41. 이승석, 최은서, “광섬유 광학계로 구현된 전역광단층촬영기 시스템”, 한국물리학회 가을학술논문발표회, p. 149, 2013.

42. 마혜준, 이승석, 김주하, 신용진, 최은서, “미세 단층촬영기법을 이용한 박막의 두께 측정”, 한국물리학회 가을학술논문발표회, p. 149, 2013.

43. 김주하, 이승석, 최은서, “이중 슬릿을 이용한 광학적 두께 측정법”, 한국광학회 하계학술발표회, p. 27, 2013.

44. 이승석, 김주하, 최은서, 박형주, “광섬유 광학계를 이용한 SD-OCT 시스템”, 20주년 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), pp. 274-276, 2013.

45. 이승석, 김주하, 박형주, 김현식, 김상우, 김옥준, 최홍란, 최은서, “PZT 스캐너를 이용한 OCT영상 획득”, 20주년 광전자 및 광통신 학술회의(COOC), pp. 269-271, 2013.

46. 최은서, 이승석, 김주하, 김현식, 박형주, “회절격자 기반의 광단층법 성능 향상을 위한 Background noise 제거방법:Proof-Of-Concept 실험”, 한국물리학회 봄학술논문발표회, pp. 172-173, 2013.

47. 이승석, 김주하, 최은서, “The performance evaluation of the Mach-Zehnder type Full-field optical coherence imaging”, Photonics West, p. 113, 2013.
48. 이승석, 신용진, 최은서, “측광방식의 LED조명시스템에서 도광판의 산란패턴”, 한국물리학회 봄학술논문발표회, p. 173, 2013.
49. 최은서, 이승석, 김주하, 김현식, 박형주, “Phase-sensitive interferometer를 이용한 광섬유 굴절을 분포 영상화”, 한국물리학회 가을학술논문발표회, p. 136, 2012.
50. 신용진, 최은서, 이승석, 김주하, “LED 조명시스템에서 도광판의 산란패턴 설계”, 한국물리학회 가을학술논문발표회, p. 136, 2012.