

# THz 분광/이미징의 현황

진경환 · 예종철

한국과학기술원

## I. 서 론

테라헤르츠(terahertz, THz) 영역은 전자기파의 한 영역에 해당하며, 이는 적외선(infrared)과 극초단파(microwave) 사이의  $0.1 \sim 10 \text{ THz}(10 \times 10^{12})$ 에 해당한다. 이 영역의 전자기파는 물에 흡수성이 매우 높고, 여러 가지 화학 물질들과 분자들의 회전이나 진동의 공명 주파수에 부합하며, 스펙트럼 상에 흡수선 또한 많이 물질들의 스펙트럼 성질을 분석하는데 많이 이용되어 왔다<sup>[1]</sup>.

이러한 성질들에 바탕을 두어 여러 가지 상업적 용도와 군사적 용도에서 많이 적용되었으며, 아직도 많은 분야에서 적용되길 기대하고 있다. 더욱이 의료 분야, 반도체 분야, 제조업 분야, 방위 산업 분야에 대한 활용이 활발히 연구되고 있다<sup>[2]~[4]</sup>.

분석학적인 측면에서 보면 terahertz파는 X선, 레이저 광보다 비교적 안전하며, 물질마다 고유 투과, 흡수, 반사 특성을 가지므로 다양한 광학상수로의 영상을 보여줄 수 있다<sup>[5]</sup>.

테라헤르츠를 이용한 분야는 다양하지만, 이 논문에서는 테라헤르츠를 이용한 분광과 이미징 시스템들의 설명에 중점을 둘 것이다. 특히나 분광이나 이미징 분야의 경우, 이미 유의미한 결과를 보여주는 시스템들이 계속해서 제안되고 있다. 우리는 테라헤르츠 이미징 시스템에서 데이터 수집 방법과 복원하는 방법을 집중적으로 살펴볼 것이다<sup>[3],[6]~[13]</sup>. 테라헤르츠 펄스를 수집하여 영상화하는 기법은 매우 넓은

스펙트럼 대역폭을 가짐으로써, 각 주파수에 해당하는 흡수나 반응 영상을 보여줄 수 있다. 이러한 기법은 의료 영상 분야에서 별도의 염색이나 준비 없이 특정 병변에 대하여 테라헤르츠 스펙트럼만으로도 진단을 할 수 있는 가능성을 보여 준다<sup>[14]</sup>.

이외에도 테라헤르츠 분광/이미징 특성을 이용한 예로는 고전 유화에 대한 보존 및 수정에 관한 적용이 있다<sup>[15],[16]</sup>. 고전 유화에 사용되는 색료나 고정 화학 물질(binder)들은 테라헤르츠 영역에서 그 고유의 특성이 나타남으로써 이들을 분석하여 전에 볼 수 없었던, 수정된 부분들을 발견하거나, 수정되기 이전의 과거 밀그림들을 관찰할 수 있다.

## II. THz 영상 기법

테라헤르츠 발생 방법은 크게 두 가지 원리에 의해 구분되고, 이는 펄스를 발생하는 방법과 연속파(CW; Continuous Wave)를 발생시키는 방법이다<sup>[2]</sup>.

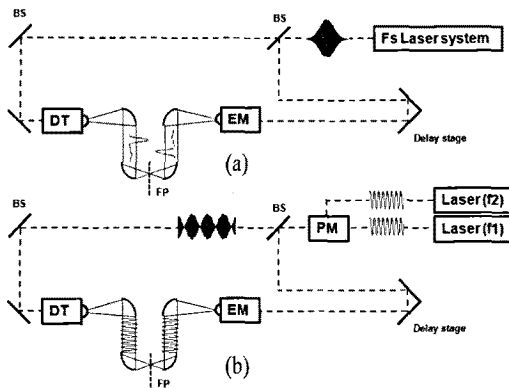
수 피코초( $10^{-12}$ s)의 너비를 가지는 펄스는 넓은 영역의 대역폭을 가지며, 이는 보통 100 GHz에서 수 THz에 이른다. 이 영역 내에서의 스펙트럼을 한번의 시간 도메인 펄스를 얻음으로써 반응을 관찰할 수 있다. 반면에 연속파(CW)에 의한 방법은 대역폭은 펄스파에 비해 매우 좁지만, 주파수 영역의 해상도가 수 MHz( $10^6$ )에 이르며, 펄스에 의해서 얻어진 스펙트럼에 비해 세밀한 주파수 특징들을 관찰할 수 있다([그림 1]).

본 논문은 지식경제부 산업원천기술개발사업으로 지원된 연구임(KI001889, 주파수빔 기술 기반 THz/NIR 복합 고속 분광 내시경 개발).

### 2-1 CW Imaging & Pulsed Terahertz Time-Domain Imaging

테라헤르츠는 두 개의 독립적인 연속파(CW) 레이저에서 나오는 빔을 이용한, 차주파수 테라헤르츠 연속파(CW) 레이저를 구성할 수 있다<sup>[2]</sup>. 연속파(CW) 레이저를 이용하는 영상화 장치는 [그림 1](b)의 형태의 시스템으로 두 개의 포물면거울 초점 거리에 이동 스테이지(translation stage)로 샘플을 고정시켜 한 초점마다 전기장의 세기를 측정하여 기록한다.

펄스 형태로 이미징을 하는 시스템은 [그림 1](a)와 같고, 이 또한 초점 평면에 스테이지를 위치하여 샘플의 각 위치마다의 시간 도메인상의 펄스를 측정한다. 연속파(CW) 영상이 펄스에 의해서 측정된 2D 영상보다 더 좋은 공간상 해상도를 보이며, 측정 시간도 짧다<sup>[17]</sup>. 이는 샘플을 투과하고 난 후 측정되는 정보에서 차이가 생기는데, CW 영상의 경우 단순히 통과된 에너지만을 보여주지만, 펄스 영상의 경우 광학거리와 흡수율 및 위상차와 펄스 형태의 변형까지 모두 반영한다. 또한 사용하는 렌즈에 따라서 CW는 수차가 적게 발생하지만, 펄스 영상은 수차의 조정이 필요하다<sup>[17]</sup>.



[그림 1] (a) Pulse형 THz발생 방법<sup>[2]</sup>. (b) CW형 THz발생 방법. DT: detector, EM: emitter, BS: beam splitter, FP: focal plane.

Hu와 Nuss는 테라헤르츠 펄스를 사용하여 일반적인 8f 시스템을 구성, 처음으로 물체를 2D 영상화하였다<sup>[3]</sup>. 또한 테라헤르츠 영역 고유의 특징인 물에 대한 흡수도를 이용한 영상 또한 측정하였다. 또한, 이러한 방식으로 다른 많은 물체에 대한 영상화가 이루어졌다. 같은 방식으로 비교적 얇은 샘플에 대해서 층별 영상화도 가능하다<sup>[18]</sup>. 펄스는 물질 내부에서 굴절율이 불연속을 이룰 때, 반사가 이루어지고, 에너지가 나뉜다. 하나의 물체에 여러 성분이 분포해 있는 경우 펄스의 모양이 변하거나 세기가 감소하게 되고, 이러한 정보를 통해 층별 물질의 분포를 확인할 수 있다<sup>[18]</sup>.

### 2-2 Interferometric Synthetic Aperture Imaging

테라헤르츠 광원을 연속파(CW)로 사용할 경우, 위의 경우와 같이 단순히 초점에 있는 샘플을 측정하는 방법 외에 일정거리에 위치하는 산란되는 샘플을 측정할 수 있는 시스템이 제안되었다. 이 시스템은 간섭계 합성 개구 영상 장치(interferometric synthetic aperture imaging)이다. Van-Cittert-Zernike theorem을 이용하여 2D 푸리에 도메인 상에서의 데이터를 측정하여 기존의 원거리의 영상을 복원하는 것이다<sup>[7]</sup>.

$$C_{1,2}(u, v) = \exp(id) \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} d\xi d\eta \times \sigma_E(\xi, \eta) \exp[-j2\pi(u\xi + v\eta)], \quad (1)$$

$$r_j = [(x' - x_j)^2 + (y' - y_j)^2 + Z_0^2]^{1/2}, \quad (2)$$

$$u = k(x_1 - x_2)/2\pi, \quad v = k(y_1 - y_2)/2\pi, \quad (3)$$

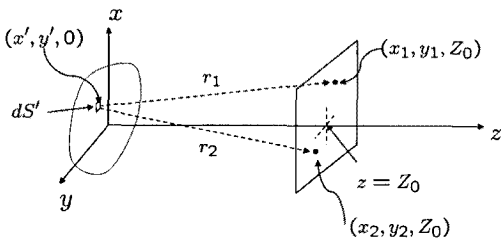
Van-Cittert-Zernike theorem([그림 2])에 따르면 식 (1)은 Fresnel approximation에 의해서 단순화 되어 푸리에 변환과 동일하게 된다<sup>[19]</sup>. 이때  $C_{1,2}(u, v)$ 은 측정하는 위치 사이(식 (3))의 상관계수(cross correlation)

이다. 이때 사용되는 광원은 단일 파장(quasi-monochromatic)에 가까울수록 위의 식에 수렴된다. 식 (3)에 따르면  $(u, v)$ 가 2D 푸리에 공간 주파수 도메인의 위치를 나타내며, 이는 측정된 두 개의 각 위치에서의 신호 사이의 조합별로 표현된다. 따라서 쌍의 측정 위치(ex.  $(r_1, r_2)$ )의 상관계수를 구해서 역 푸리에 변환을 하면 본래의 샘플 평면(2D)이 복원된다.

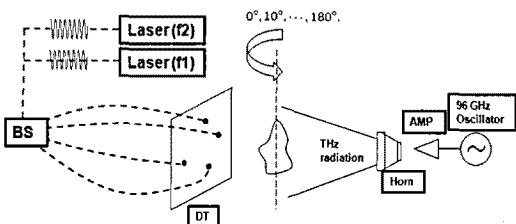
실제 실험 시스템 [그림 3]에서는 많은 수의 샘플 수를 얻음으로써 복원율을 높일 수 있었는데, 이는 샘플을 회전시킴으로써 디텍터의 위치를 바꾸는 효과로 인해 가능했다<sup>[6]</sup>. 실제 실험 장치에서는 0도 부터 10도의 간격으로 180도까지 샘플을 회전시켰고, 디텍터를 4개 사용하여 6개의 조합수를 만들었으므로, 총 측정된 2D 계수는 108개에 달하였다.

### 2-3 THz Near-Field Imaging

기존의 근접장(near-field) 영상 장치들은 기존의 회절 한계(diffraction limit,  $\sim \lambda/2$ )를 극복하기 위해 주



[그림 2] Van-Cittert-Zernike 이론에 해당하는 개념도<sup>[7]</sup>.



[그림 3] 간섭계 합성 개구 영상 장치 실험 시스템<sup>[6]</sup>. (BS: beam splitter, DT: detector, AMP: amplifier.)

로 사용되었다. 테라헤르츠 영역의 경우, 파장의 길이가  $30 \mu\text{m} \sim 3 \text{mm}$ 에 해당하므로 일반적인 광학 현미경에 비해 해상도가 낮다. 따라서 이를 극복하기 위해 near-field 기술들을 적용하였다. 기본적으로 near-field 기술은 파장보다 작은 개구(aperture)에 집중적인 전기장을 통과시켜 이를 바로 샘플에 조사한후, 여기서 산란되는 전기장들을 모두 합산하여 측정한다<sup>[8]</sup>. 시스템의 구성은 [그림 1](a)의 경우와 일치하며, 초점 평면에 파장보다 작은 개구를 위치시킴으로써 기존의 시스템과 차이를 둔다. 테라헤르츠 펄스로 근접장을 구현한 시스템이  $\lambda/4$ 에 해당하는 해상도의 영상을 보여주었다<sup>[8]</sup>. 여기에 더하여 개구(aperture)의 모양을 변화시켜 좀더 나은 해상도를 구현하는 연구도 진행되었다<sup>[20]</sup>. 최근에는 나노 사이즈의 틱을 이용하여 나노 미터( $10^{-9}$ m)의 해상도를 가지는 THz 전기장 영상을 제공하는 시스템을 제안하였다<sup>[21]</sup>.

### 2-4 Terahertz Kirchhoff Migration & Time of Flight Synthetic Aperture Terahertz Imaging

앞의 2-1과 2-3의 경우, 두 개의 시스템은 8f 시스템을 기본으로 하였다. 이외는 다른 방식들에는 원거리 이미징 시스템이 있다. 광원과 물체 사이의 일정거리를 두고 반사되어 나오는 펄스를 이용하여 원 물체의 반사 계수를 복원하는 방식이다.

일반적으로 샘플이나 물체가 측정부(detector) 안에 위치시키기 어려운 경우, 반사형의 구조로써 대형의 물체를 영상화한다. 대표적으로 지질 연구가 이에 속하는데, 이때 키르히호프 이동(Kirchhoff migration)이라는 복원 방식을 사용하여 찾고자 하는 물체의 위치를 찾아낸다<sup>[9]</sup>. 이 방식을 테라헤르츠 펄스를 이용하여 시스템을 구성하였다([그림 4]). 키르히호프 이동 방식의 경우, 송신 안테나를 고정된 한 곳에 위치시키고, 이를 중심으로 대칭으로 디텍터를 많은 수를 위치시킨다. 그리고 한 사이클의 주기를 가지는 펄스를 조사하여 반사되는 펄스를 시간에 따라

측정한다. 수집되는 펄스는 포물면(식 (4))의 모양대로 시간이 지연되어 측정된다.

$$D(x) = (x_0^2 + z_0^2)^{1/2} + [(x - x_0)^2 + z_0^2]^{1/2} \quad (4)$$

따라서 측정된 한 사이클의 펄스들의 포물선의 초점들의 모음이 보이면, 이 위치는 반사 물질의 예상 위치와 일치하게 된다<sup>[9]</sup>.

이와 비슷한 시스템으로는 SAR 구조를 이용한 원거리 이미징 시스템이 있다<sup>[22]</sup>. 테라헤르츠 펄스를 자유 공간상에 조사하면서 물체를 회전시킨다(그림 5). 일정한 각도로 회전된 물체에 의해서 산란된 테라헤르츠 펄스는 측정부에서 일괄적으로 측정되어 이를 위치를 회전해 가며 송신하여, 역 SAR 과정을 거쳐서 복원한다. 복원하는 과정에서 위상 차이를 보정하는 과정도 필요하다. 복원되는 영상에서 두 축

(x, y)에 따라 해상도(FWHM: Full Width Half Maximum)가 다르게 도출된다. 이때 x축에 해당하는 해상도는 회전각도의 기본각도가 작을수록 해상도가 좋아지고, y축에 해당하는 해상도는 테라헤르츠 펄스 폭이 좁아질수록 좋아진다.

### 2-5 Time Reversal Terahertz Imaging

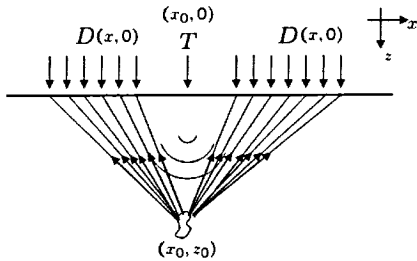
회절 이론에 따르면 파장이 파장과 비슷한 개구를 통과할 때 개구(aperture)의 각 자유 공간을 하나의 점 광원으로 근사하여 이들 점 광원 사이의 간섭 현상에 의해 일정거리에서 관찰하면 간섭 무늬가 나타나는 것으로 설명하고 있다<sup>[23]</sup>. 단일 슬릿 회절의 경우에 호이겐스-프레넬 원리(Huygens-Fresnel principle)에 의해서 설명될 수 있으며, 이 경우는 [그림 6]과 같이 테라헤르츠 펄스에서도 시간 도메인상에서 회절이 관찰된다<sup>[24]</sup>.

단일 슬릿에 의해 회절된  $P_0$ 에서의 파형은 호이겐스-프레넬식(식 (5))에 의해서 계산된다<sup>[24]</sup>.

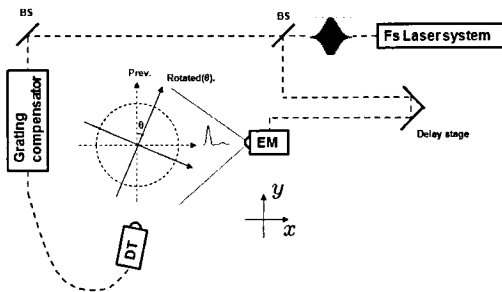
$$u(P_0, t) = \iint_{\Sigma} \frac{\cos(\hat{n}_0, \vec{r}_{01})}{2\pi d r_{01}} \frac{\partial}{\partial t} U(P_1, t - \frac{r_{01}}{c}) d\sigma \quad (5)$$

식 (5)와 같은 식은 푸리에 변환을 이용하여 역 호이겐스-프레넬식으로 바꿀 수 있다.

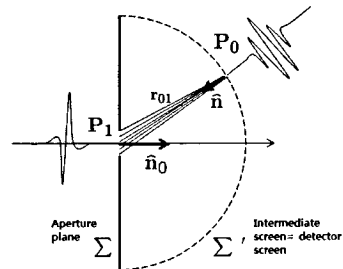
역 호이겐스-프레넬 식 (6)에 의해서 복원될 수 있는 개구 평면( $\Sigma$ )은 우리가 영상화 하고자 하는 샘플



[그림 4] 키르히호프 이동 개념도<sup>[9]</sup>(D: detector, T: transmitter)



[그림 5] Terahertz SAR 개념도<sup>[22]</sup>



[그림 6] 테라헤르츠 펄스의 단일 슬릿에서의 회절<sup>[24]</sup>

$$U(P_1, t) = -\frac{1}{4\pi c} \iint_{\Sigma'} \frac{\cos(\widehat{n_0, r_{01}}) + 1}{|r_{01}|} \times \frac{\partial}{\partial t} u(P_0, t + \frac{r_{01}}{c}) d\sigma' \quad (6)$$

이 된다. 식 (6)은 각  $P_0$ 에서 측정된 시간상의 간섭된 필드들의 미분된 값들로 위치 변수들을 적용하여 모두 합하는 과정이다. 이러한 적분 과정으로 인해 본래의 샘플을 복원하게 되면, 영상은 광원의 대역폭과 측정하는 파형의 개수에 의해 해상도가 결정된다. 실험과 시뮬레이션 결과, 이 시스템은 회절 한계에 가까운 해상도를 보일 수 있다.

### 2-6 Terahertz Imaging with Compressed Sensing

테라헤르츠 이미징의 장치나 구성에 대한 부분은 앞에서 주로 서술되었다. 위의 방식들은 테라헤르츠 파형을 측정할 때 일정 간격(등간격)의 거리에 측정부를 위치하여 파형을 측정하였다. 하지만 무작위적인 위치에서의 파형을 측정하면, 측정된 파형의 수가 적어도 기존의 방식으로 복원한 영상 결과와 큰 차이를 보이지 않는 결과를 도출할 수 있다. 이러한 이론적 배경은 압축 센싱 이론(compressed sensing)에서 비롯되었다<sup>[25]</sup>.

샘플링 수를 감소시킴으로써, 하드웨어적인 부분의 부족함을 복원 알고리즘으로 보완하는 시스템들이 제안되었다<sup>[10],[11]</sup>.

반사되는 필스를 본 산란 근사식(식 (7))에 따라 본래의 물체를 복원하는 시스템이 제안되었다<sup>[10]</sup>.

$$\psi(r, r^s; k) \approx k^2 S(k) \int dr' f(r'; k) g_k(r|r') g_k(r'|r^s). \quad (7)$$

$$g_k(r|r') = \frac{e^{ik|r-r'|}}{4\pi|r-r'|}. \quad (8)$$

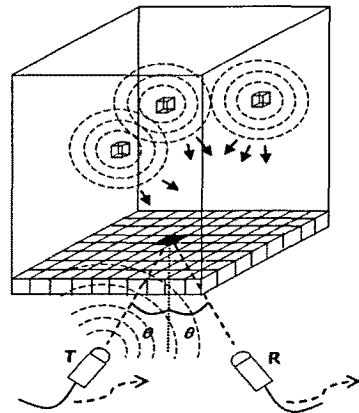
시스템은 기존의 반사형 SAR와 비슷한 구조를 보

이지만, 압축 센싱 이론을 이용하여 더욱 명확한 결과를 보인다<sup>[10]</sup>.

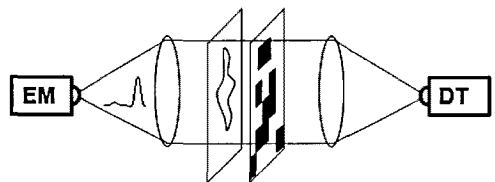
$$(P_0) : \min \|f\|_0, \text{ s.t. } \eta = Gf. \quad (9)$$

식 (9)는 Born approximation(식 (7))에 해당하는 이산화된 식이고, 이들을  $l_1$  최적화 방식을 통해서 최소의 요소를 갖는  $f$ 를 추정한다. 이때 센싱 행렬이 되는  $G$  행렬은 각 기저 벡터 간의 동일성이 최대한 적어야 한다<sup>[25]</sup>.

Single pixel camera라는 개념<sup>[12]</sup>은 압축 센싱 이론을 광학영역에 적용함으로써 구축된 시스템이다. 랜덤한 마스크를 이용하여, 계속해서 변하는 램던 마스크와 초점의 전자장의 세기를 측정하여, 여러 개의 마스크와 측정된 데이터를 이용하면, 본래의 2D 영상을 복원할 수 있음을 보였다.



[그림 7] 반사형 테라헤르츠 장치의 개념도<sup>[10]</sup>



[그림 8] Single pixel camera의 개념도<sup>[10]</sup>

식 (9)에서  $G$  행렬이 바이너리 랜덤 마스크와 이미지를 통과한 영상을 초점으로 모두 합해 주는 행렬이 된다. 나머지 과정은  $l_1$  최적화 알고리즘을 이용한다. 이를 테라헤르츠 영상 부분에 도입하였다<sup>[11]</sup>. 이 방식은 기존의 pixel마다 모든 데이터를 측정하는 개념에서 벗어나 점 측정의 수를 조절함으로써 측정 파형의 수를 줄여 기존의 기계적인 스캐닝(raster scanning) 없이 적은 시간으로 비슷한 해상도 수준의 복원된 결과를 보여줄 수 있음을 보였다.

### 2-7 Coherent Optical Computing

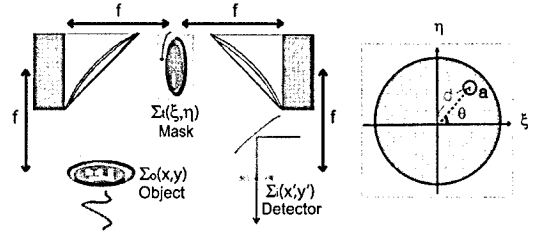
기존의 terahertz-TDS를 이용한 펄스 이미징은 하나의 펄스를 측정하는 데, 시간 지연을 이용하여 optical sampling을 통하여 펄스를 얻으므로, 많은 시간을 소요한다<sup>[2],[3]</sup>. 이와 함께 초점 위치에 있는 샘플을 기계적으로 스캐닝(raster scanning)을 통해 영상화를 해야 되므로, lock-in amp를 사용하여 SNR을 높여도 측정시간의 최소 소요 시간을 줄이지는 못하였다.

하지만 새로 제안된 연구에서 기존의 TDS 방식을 이용하는 동시에, 2D의 기계적인 스캐닝하는 대신 라돈 변환을 이용하여 raster scanning없이 하나의 파형(waveform)에서 한 개의 각도에 대한 투영(projection) 이미지를 얻음으로써 영상화하는 시간을 단축하였다<sup>[13]</sup>.

$$S(u, \theta) = \int_{\Sigma_0} dx dy U(x, y) \times \delta\left(x \cos\theta + y \sin\theta - \frac{fu}{d}\right), \quad (10)$$

식 (10)은 일반적인  $4f$  시스템에서 푸리에 도메인 개구가 있는 필터를 위치시키면, 이 위치를 통과한 펄스가 공간상의 정보를 시간 도메인상으로 옮긴다.

렌즈(혹은 포물면 거울)를 푸리에 연산자로 가정하여, 구멍이 있는 필터를 넣어서 전개하면 측정부에서 수집되는 시간 도메인 펄스는 구멍의 기울어진  $\theta$ 에 해당하는 물체의 투영 데이터가 기존의 광원의



[그림 9] Coherent optical computing 시스템의 개념도<sup>[13]</sup>.

펄스에 컨볼루션(convolution)의 형태로 측정된다. 따라서 역 라돈 변환을 통하여 본래의 샘플 마스크를 복원할 수 있다.

## III. THz Spectroscopy

### 3-1 THz-Time Domain Spectroscopy

THz-TDS(주파수 해상도 50 GHz)는 2~5 THz의 주파수 대역폭을 갖는 펄스를 광원으로 사용하여, 샘플에 이를 투과시켜, 펄스의 변형을 분석하는 분광 기술이다<sup>[1]</sup>. 이러한 기술은 주파수를 바꿀 수 있는 연속파(CW) 레이저를 사용하는 것보다 주파수 해상도(수 MHz)는 좋지 않지만, TDS의 경우 위상(phase)에 대한 정보를 매우 정확하게 얻을 수 있다. 이 위상 정보는 굴절율과 흡수율을 구하는데 사용이 된다<sup>[26]</sup>. 복소 굴절율(complex refractive index)은  $\tilde{n} = n - i\kappa$ 로 표현된다. 이는 다시 다음과 같은 수식으로 표현될 수 있다.

$$n(\omega) = \frac{c}{\omega d} \left\{ \phi(\omega) + \arg \left[ \frac{\tilde{n}(\omega) [\tilde{n}_q(\omega) + 1]^2}{[\tilde{n}_q(\omega) + \tilde{n}(\omega)]^2} \right] \right\} + 1$$

$$\kappa(\omega) = -\frac{c}{\omega d} \ln \left\{ \sqrt{T(\omega)} \left| \frac{\tilde{n}(\omega) [\tilde{n}_q(\omega) + 1]^2}{[\tilde{n}_q(\omega) + \tilde{n}(\omega)]^2} \right| \right\}$$

여기서  $T(\omega)$ 는 샘플을 투과된 펄스와 참조 펄스의 스펙트럼상의 투과율 비율이고,  $\Phi(\omega)$ 는 샘플을 투

과된 펄스와 참조 펄스의 스펙트럼 상의 위상 차이를 나타낸다.  $d$ 는 샘플의 두께,  $\tilde{n}_q$ 는 quartz(샘플 윈도우)의 미리 측정된 굴절율이다<sup>[26]</sup>. 흡수율( $\alpha(\omega)$ ) 또한 위에서 유도된 상수들에서 도출된다.

$$\alpha(\omega) = \frac{2\omega\kappa(\omega)}{c} \log_{10}e$$

위의 complex 굴절율과 흡수율은 수식적으로 한번에 구해질 수 없다(회귀적 형태, 변수를 정의하는데 식에 그 변수가 포함됨). 따라서 최적화 과정을 통해 데이터에 수식적으로 에러가 없을 때까지 반복적으로 계산된다.

### 3-2 Signal Processing on Noise and Fabry Perot Artifact

Terahertz-TDS 신호에서 노이즈가 발생하는 환경은 다양하다. 가장 우세한 노이즈는 PCA(Photo Conductive Antenna)에서 테라헤르츠 펄스가 발생하고, 측정될 때 자유 전자를 여기시키는 펄스 레이저의 펄스가 무작위적 진동하는 특성이 있으므로 테라헤르츠 펄스 신호에 가우시안(Gaussian) 노이즈가 첨가된다<sup>[31]</sup>. 또한 TDS 시스템의 정렬(alignment)이 잘 안 되었을 경우, 자연 스테이지, PCA의 입사 각도, 포물면 거울의 정렬 등에 노이즈가 발생한다. 또한, 공기 중의 수증기에 의한 흡수 등도 무작위적인 노이즈를 발생시킨다<sup>[31]</sup>. 이와 같은 노이즈들을 웨이블릿 노이즈 제거법(Wavelet denoising)을 통해 본래의 신호에 가깝도록 제거시킨다<sup>[32],[33]</sup>. 웨이블릿 변환은 테라헤르츠 펄스와 같이 신호상에서 특이점으로 간주되는 값들이 있는 경우에 푸리에 변환보다 유용하다<sup>[31]</sup>.

노이즈에 더하여 Fabry perot 현상 역시 THz-TDS의 경우에 자주 발생한다. THz-TDS는 보통의 경우, 샘플 홀더를 사용하여 고체나 액체의 샘플을 초점 평면에 고정한 후 이들을 8f 시스템으로 펄스 데이터를

측정한다. 샘플 홀더에서 주로 Fabry perot 현상이 발생하게 된다. 이를 측정하려는 물체의 전이 함수(transfer function) 추정을 통해 알려지지 않은 물체의 측정 펄스파에서 Fabry perot 현상을 제거할 수 있다<sup>[34]</sup>. Fabry perot이 제거된 과정에서 굴절률과 흡수 계수 등의 광학상수들을 최적화 과정을 통해 물질의 본질에 가깝게 측정해 낸다. 이와 마찬가지로 Fabry perot 현상 자체를 고려하여 광학상수를 구하기도 한다<sup>[35]</sup>.

## IV. THz Spectroscopic Imaging Application

### 4-1 Bio-sample(Cancer, Porcine Tissue)

테라헤르츠 펄스는 수분에 대한 흡수율이 상당히 높다. 따라서 테라헤르츠 펄스로 이미징할 때에 있어서 수분을 다량 포함하고 있는 생물 샘플에 대해서는 부적합하다. 이를 극복하고 처음으로 생체 샘플 중에 병변(암)이 있는 샘플에 대해 측정할 사례가 있다<sup>[36]</sup>. 이 논문에서는 basal cell carcinoma를 반사형 THz-TDS를 통해 이미징하였고, 측정 방법은 펄스의 변형되는 정도(TPP; Time Post Pulse)로 암 조직의 유무를 판단하였다. 21개의 표본에 대해서 테라헤르츠 이미징을 하였는데, 21개 모두 실제 암 조직의 유무와 테라헤르츠에서 판단한 암 조직의 예상 유무가 일치하였다.

위에서 언급하였듯이 테라헤르츠는 수분에 매우 흡수가 잘 되기 때문에, 생체 샘플을 얼려서 측정하는 경우도 있다<sup>[26]</sup>. 이 논문에서는  $-33^{\circ}\text{C}$ 의 온도에서 돼지 슬라이스 조직을 영상화하였다. 슬라이스에는 지방 조직과 근육 조직, 두 종류가 섞여 있는 부분 등의 다양한 조직이 분포해 있었고, 이를 테라헤르츠 펄스 이미징을 통해서 특정 주파수(1 THz)에서의 흡수 분포와 각 위치에서의 시간 도메인 피크의 크기 분포도 영상화 할 수 있었다.

위와 같은 대표적인 생체 샘플에 대한 테라헤르츠 영상화 장치로 미루어 볼 때 머지않아 형광 염료

나 레이블링 없이 조직의 병변 소견이나 조직의 판명등의 기능적(functional, non-labeling) 영상화가 가능해질 것이다<sup>[1]</sup>.

#### 4-2 Chemical Gas & Drug Chariterization

일본의 RIKEN 그룹에서는 비파괴 방식의 약물 검사 Terahertz 시스템을 구성하였다<sup>[37]</sup>. 우선 여러 가지 약물에 대한 Terahertz 데이터 베이스를 구축하여, 이들의 유무를 판단하는 수준이다. THz 펄스 이미징시스템을 사용하였다.

Methamphetamine(각성제), MDMA(마약), 아스피린 세 가지 물질에 대해서 공간적으로 분리하는 분광 영상을 구현하였는 데, 세 가지 물질이 terahertz 스펙트럼 상에서 각각 상이한 스펙트럼을 가짐으로써 이들을 분리한다. 스펙트럼 영역에서의 특수한 fingerprint에 의해서 3가지 약물은 각 종류별로 구분됨을 보였다.

이 외에도 물질의 스펙트럼 정보를 이용하여 구분하는 것 중에는 가스 상태의 화학 물질을 구분하는 시스템이 있다<sup>[30],[31]</sup>.

#### 4-3 Art Conservation & Hidden Paint Layers

Terahertz spectroscopy 기술을 이용하여 물감의 구성 성분을 분석할 수 있다. 이러한 기술을 적용한 대표적인 예로 고전 유화들의 보존하는 것을 들 수 있다<sup>[15]</sup>. Terahertz는 물감(pigment), 바인더(binder)와 혼합물을 구분할 수 있다. 기존의 유화 색료들에 대한 데이터 베이스를 구축하여, 여러 고전 유화 작품들을 분석할 수 있다. 하나의 예로 혼합물의 terahertz 스펙트럼의 혼합되어 있는 색료들의 합으로 관찰되므로, 작품을 복원하거나 관리할 때 이러한 정보를 이용할 수 있다.

또한 덮어 씌어진, 현재로써는 알 수 없는 작품들의 과거 정보들도 알아낼 수 있다<sup>[16]</sup>. 특히, lead white pigment의 경우 X-ray를 강하게 반사하지만, 적외선

영역에 해당하는 테라헤르츠는 용이함으로 X-ray를 대체하여 숨겨진 캔버스의 과거 정보를 알아낼 수 있다.

### V. 결 론

우리는 테라헤르츠를 이용한 분광과 이미징 시스템들에 대해서 살펴보았다. 분광이나 이미징 분야의 경우, 다양한 시스템이 구성되어 있고, 이들을 이용한 테라헤르츠 영상들은 생체 샘플이나 화학 물질 등의 분석에서 의미있는 결과를 보였다. 테라헤르츠 분광 기술 역시 많은 화학 물질을 분석하는데 사용되고 있다.

### 참 고 문 헌

- [1] X. C. Zhang, B. Ferguson, "Materials for terahertz science and technology", *Nature Materials*, vol. 1, pp. 26-33, Sep. 2002.
- [2] Christian Jansen et al., "Terahertz imaging: applications and perspectives", *Applied Optics*, vol. 49, no. 19, pp. 48-57, Jul. 2010.
- [3] B. B. Hu, M. C. Nuss, "Imaging with terahertz waves", *Optics Letters*, vol. 20, pp. 1716-1718, Aug. 1995.
- [4] M. Tonouchi, "Cutting-edge terahertz technology", *Nature Photonics*, vol. 1, no. 2, pp. 97-105, Feb. 2007.
- [5] 최용석, 김창주, "테라헤르츠 (THz) 파 기술 동향", *한국전자과학회지*, 19(4), pp. 89-96, 2008년 7월.
- [6] K. Su et al., "Two-dimensional interferometric and synthetic aperture imaging with a hybrid terahertz/millimeter wave system", *Applied Optics*, vol. 49, no. 19, pp. 13-19, Jul. 2010.
- [7] A. Bandyopadhyay et al., "Terahertz interferometric and synthetic aperture imaging", *Journal of the*



- Optical Society of America A*, vol. 23, no. 5, pp. 1168-1178, May. 2006.
- [8] S. Hunsche et al., "THz near-field imaging", *Optics Communications*, vol. 150, pp. 22-26, May. 1998.
- [9] T. D. Dorney et al., "Terahertz reflection imaging using Kirchhoff migration", *Optics Letters*, vol. 26, no. 19, pp. 1513-1515, Oct. 2001.
- [10] K. H. Jin et al., "Compressed sensing pulse-echo mode terahertz reflectance tomography", *Optics Letters*, vol. 34, no. 24, pp. 3863-3865, Dec. 2009.
- [11] W. L. Chen et al., "A single-pixel terahertz imaging system based on compressed sensing", *Applied Physics Letters*, vol. 93, p. 121105, 2008.
- [12] M. F. Duarte et al., "Single-pixel imaging via compressive sampling", *IEEE Signal Processing Magazine*, vol. 25, no. 2, pp. 83-91, Mar. 2008.
- [13] K. Lee et al., "Coherent optical computing for T-ray imaging", *Optics Letters*, vol. 35, no. 4, pp. 508-510, Feb. 2010.
- [14] R. M. Woodward, "Terahertz pulsed imaging of skin cancer in the time and frequency domain", *Journal of Biological Physics*, vol. 29, no. 2, pp. 257-261, 2003.
- [15] K. Fukunaga et al., "Terahertz spectroscopy for art conservation", *IEICE Electronics Express*, vol. 4, no. 8, pp. 258-263, Apr. 2007.
- [16] A. J. L. Adam et al., "Terahertz imaging of hidden paint layers on canvas", *Optics Express*, vol. 17, no. 5, pp. 3407-3416, Mar. 2009.
- [17] N. Karpowicz et al., "Comparison between pulsed terahertz time-domain imaging and continuous wave terahertz imaging", *Semiconductor Science and Technology*, vol. 20, pp. 293-299, Jun. 2005.
- [18] D. M. Mittleman et al., "T-ray tomography", *Optics Letters*, vol. 22, no. 12, pp. 904-906, Jun. 1997.
- [19] J. W. Goodman, *Statistical Optics*, Wiley-Interscience, vol. 20, pp. 207-222, 1985.
- [20] K. Ishihara et al., "Terahertz-wave near-field imaging with subwavelength resolution using surface-wave-assisted bow-tie aperture", *Applied Physics Letters*, vol. 89, pp. 201120-1-201120-3, Nov. 2006.
- [21] H. T. Chen et al., "Terahertz imaging with nanometer resolution", *Applied Physics Letters*, vol. 83, no. 15, pp. 3009-3011, Oct. 2003.
- [22] K. McClatchey et al., "Time resolved synthetic aperture terahertz impulse imaging", *Applied Physics Letters*, vol. 79, pp. 4485-4487, Dec. 2001.
- [23] E. Hecht, *Optics 4th ed*, Addison-Wesley, chapter 10, 2010.
- [24] A. B. Ruffin et al., "Time reversal terahertz imaging", *IEEE Journal of Quantum Electronics*, vol. 38, no. 8, pp. 1110-1119, Aug. 2002.
- [25] E. J. Candes et al., "Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information", *IEEE Transactions on Information Theory*, vol. 52, no. 2, pp. 489-509, Feb. 2006.
- [26] H. Hoshina et al., "Terahertz pulsed imaging of frozen biological tissues", *Applied Physics Letters*, vol. 94, p. 123901, Mar. 2009.
- [27] O. Morikawa et al., "Sub-THz spectroscopic system using a multimode laser diode and photoconductive antenna", *Applied Physics Letters*, vol. 75, pp. 3772-3774, Dec. 1999.
- [28] S. Matsuura et al., "High-resolution terahertz spectroscopy by a compact radiation source based on photomixing with diode lasers in a photoconductive antenna", *Journal of Molecular Spectroscopy*, vol. 187, no. 1, pp. 97-101, 1998.
- [29] D. S. Yee et al., "Fourier-transform terahertz spec-

- troscopy using terahertz frequency comb", *OSA/CLEO/IQEC*, 2009.
- [30] A. Schliesser et al., "Frequency-comb infrared spectrometer for rapid, remote chemical sensing", *Optics Express*, vol. 13, no. 22, pp. 9029-9038, 2005.
- [31] B. Ferguson, D. Abbott, "De-noising techniques for terahertz responses of biological samples", *Microelectronics Journal*, vol. 32, no. 12, pp. 943-953, 2001.
- [32] Y. Chen et al., "Frequency-wavelet domain deconvolution for terahertz reflection imaging and spectroscopy", *Optics Express*, vol. 18, pp. 1177-1190, 2010.
- [33] S. G. Mallat, *A Wavelet Tour of Signal Processing*, Academic Pr, chapter 10, 1999.
- [34] W. Withayachumnankul et al., "Direct Fabry-Perot effect removal", *Fluct. Noise Lett*, vol. 6, no. 2, pp. 227-239, 2006.
- [35] L. Duvillaret et al., "A reliable method for extraction of material parameters in terahertz time-domain spectroscopy", *IEEE Journal of Selected Topics in Quantum Electronics*, vol. 2, no. 3, pp. 739-746, Sep. 1996.
- [36] R. M. Woodward et al., "Terahertz pulse imaging of *ex vivo* basal cell carcinoma", *Journal of Investigative Dermatology*, vol. 120, no. 1, pp. 72-78, Feb. 2003.
- [37] K. Kawase et al., "Non-destructive terahertz imaging of illicit drugs using spectral fingerprints", *Optics Express*, vol. 11, no. 20, pp. 2549-2554, Oct. 2003.

≡ 필자소개 ≡

진 경 환



2008년 2월: 한국과학기술원 바이오 및 뇌공학과 (공학사)  
 2008년 3월~현재: 한국과학기술원 바이오 및 뇌공학과 석·박사 통합과정  
 [주 관심분야] Terahertz TDS, Compressed sensing, Signal processing, Ultraband pulse propagation, THz spectroscopy,

Time reversal imaging 등

예 증 철



1993년 2월: 서울대학교 제어계측과 (공학사)  
 1995년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학석사)  
 1999년 2월: Purdue 대학교 전자컴퓨터 공학과 (공학박사)  
 2001년~2003년: Philips Research Center, Senior Member Research Staff

2003년~2004년: X-ray CT Technology Group, GE Global Research Center, Senior Researcher

2004년 8월~2008년 2월: 한국과학기술원 조교수

2008년 3월~현재: 한국과학기술원 부교수

[주 관심분야] Compressed Sensing for Biomedical Applications, Diffuse Optical Tomography for Molecular Imaging Applications, MRI Signal Processing, Near Infrared Spectroscopy (NIRS) for Brain Imaging, CT Conebeam Reconstruction Algorithm, Statistical Signal Processing, Inverse Problem.