

반도체 테라헤르츠 집적회로 기술 동향 및 이미징 응용

윤종원** · 김정수* ·
Dietmar Kissinger** · 이재성*

*고려대학교 · **IHP

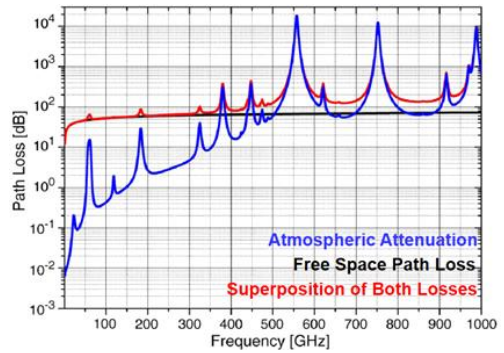
I. 서 론

테라헤르츠(Terahertz: THz) 대역은 넓게 0.1~10 THz(파장 기준: 0.03~3 mm) 사이의 주파수 대역으로 정의되며, 테라헤르츠파(terahertz wave)의 여러 독특한 특성들로 인해 다양한 분야에서의 응용 가능성을 두고 관심이 집중되고 있다^[1]. 기존의 마이크로파 혹은 밀리미터파(millimeter wave, 30~300 GHz) 대역 대비 테라헤르츠 대역은 보다 넓은 광대역 특성을 갖는다(그림 1). 이런 광대역 특성을 통신 시스템에 활용하면 초고속 데이터 통신이 가능하고 동일 통신 속도 기준으로 시스템의 복잡도를 낮출 수 있다는 장점도 있다. 또한 FMCW(frequency-modulated continuous-wave) 레이더 시스템에서 테라헤르츠 대역의 넓은 대역폭을 이용하면 더욱 높은 공간 분해능/해상도 특성을 얻을 수 있다^[2]. 하지만 테라헤르츠파는 [그림 2]와 같이 지구 대기 중 높은 감쇠 특성을 보이고, 높은 주파수로 인해 자유 공간 경로 손실(free space path loss)이 높은 편으로 중, 장거리 통신보다는 칩간 통신(chip-to-chip communication)과 같은 초단거리 통신에 적합하다^[3].

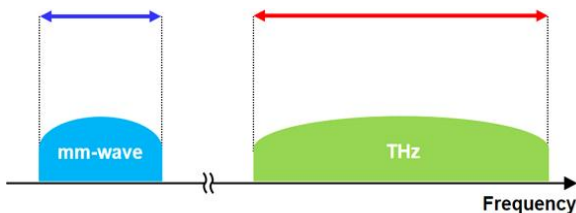
테라헤르츠파는 또한 다양한 비전도성 물질에 대한 투과도가 높고, 금속과 같은 전도성 물질에 완전히 반사되며, 액체 물질에 대한 흡수 및 반사도가 높다. 더 나아가 다양한 생체 분자의 회전 및 진동 전이 에너지가 테라헤르츠 주파수에 대응되어 생체 분자의 고유한 분광 정보를 얻을 수 있

는 장점이 있다. 게다가 테라헤르츠파는 낮은 광 에너지(1 THz에서 4.1 meV) 특성을 지니고 있어 의료 이미징(imaging)에 널리 사용되는 X선과 비교 시 상대적으로 인체에 무해한 것으로 알려져 있다. 따라서 테라헤르츠파를 활용하는 기술은 여러 물질에 대한 높은 선택성, 생체 분자의 전이 에너지 특성, 그리고 인체에 무해한 특성을 통해 다양한 응용 분야에 적용 가능하며, 특히 보안(그림 3) 및 의료/생체(그림 4) 이미징과 분광(그림 5) 응용에 최적화 되어 있다^{[2],[4],[5]}.

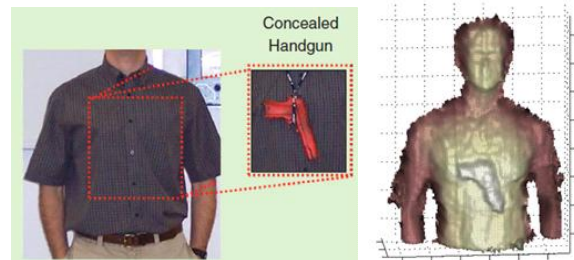
테라헤르츠파의 발생과 관련된 시스템은 광학 소자, 진공 전자소자, 그리고 반도체 전자소자 등의 기술들을 기반으로 구현이 가능하다. 이 중 광학 소자와 진공 전자소자 기



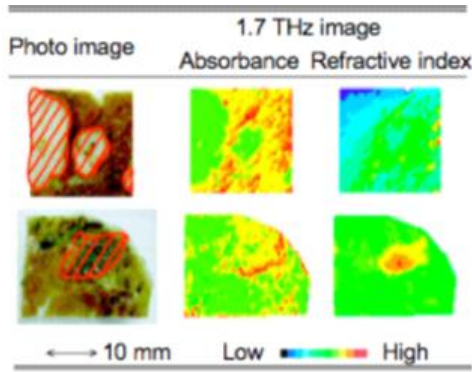
[그림 2] 테라헤르츠 대역의 대기중 감쇠 특성^[3]



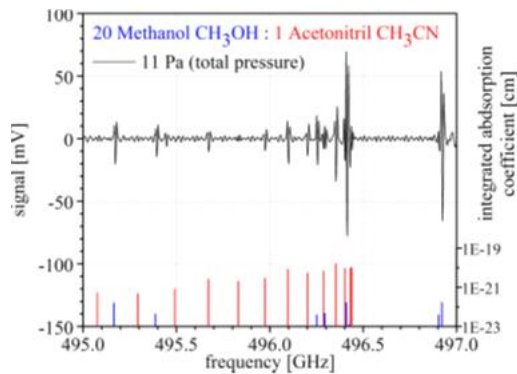
[그림 1] 테라헤르츠 대역의 광대역 특성



[그림 3] 테라헤르츠 대역 보안 이미징^[2]



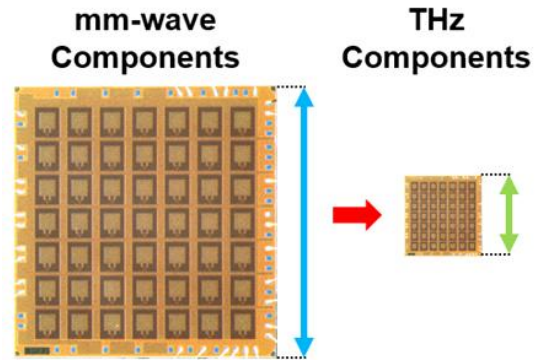
[그림 4] 테라헤르츠 대역 의료/생체 이미징^[4]



[그림 5] 테라헤르츠 대역 가스 분광^[5]

반의 시스템들은 테라헤르츠파를 구현하는데 있어 우수한 성능을 보이지만, 높은 전력 소모, 큰 부피, 높은 제작단계와 같은 한계로 연구 실험실 내의 연구 단계로 적합하지만 상용화 단계로 진입하는데 난점이 있다. 반면에 반도체 전자소자 기반의 시스템은 저전력, 초소형, 저비용 등의 장점으로 휴대성이 높은 보급형 제품으로서 대량 생산 및 상용화에 유리하다. 특히 [그림 6]과 같이 동작 주파수가 테라헤르츠 대역으로 증가하면서 파장이 짧아져 반도체 회로 및 칩 크기가 감소하여 초소형 집적 시스템의 구현이 가능하다.

반도체 전자소자 기술은 크게 다이오드 기반과 트랜지스터 기반 기술로 나눌 수 있으며, 두 가지 모두 테라헤르츠파를 발생시키는 신호원을 개발하는데 이용된다. 이 중 트랜지스터 기반의 신호원은 상용 반도체 공정 기술 기반으로 제작이 가능하여 다양한 전자 회로 및 부품과의 호환에 있어 강점을 지닌다. 테라헤르츠 신호원은 크게 초고주파 발



[그림 6] 동작 주파수의 증가에 따른 반도체 칩의 소형화

진기(oscillator)에 기반한 방식과 저주파 발진기에 전력 증폭기(power amplifier) 및 주파수 체배기(frequency multiplier)를 집적한 주파수 체배기 체인(frequency multiplier chain) 방식으로 구현이 가능하다. 최근 반도체 트랜지스터 기술의 발전으로 최대 발진 주파수가 1 THz를 상회하는 우수한 성능의 테라헤르츠 발진기를 개발한 사례들이 보고되고 있으며^[6-9], 또한 주파수 체배기 체인 방식에 기반하여서도 다양한 테라헤르츠 신호원을 구현한 결과들이 보고되고 있다^{[10],[13]}.

초고주파 발진기 기반의 신호원은 단일 회로라는 측면에서 주파수 체배기 체인 대비 전력소모가 적고 간소화된 신호원으로서의 장점이 있다. 하지만 안정적인 신호를 얻기 위해서는 PLL(phase-locked loop)을 구성하는 추가 회로들이 필요하여 전력 소모가 증가하고 발진 주파수 튜닝을 위한 버랙터(varactor)의 고주파 특성의 한계로 주파수 튜닝 대역폭이 저주파 발진기/PLL 기반의 주파수 체배기 체인 대비 좁은 편이다. 주파수 체배기 체인은 저주파 발진기의 튜닝 대역폭이 체배되어 광대역 특성을 갖지만, 주파수 체배에 의해 발생하는 원치 않는 고조파 신호들이 기본 신호에 간섭을 일으키기 때문에 고조파 신호들을 충분히 억제하는 필터 회로들이 요구되고 전체 칩 크기가 증가한다. 따라서 위상 잡음이 상대적으로 중요하지 않고, 단일 주파수 혹은 협대역 특성을 요구하는 응용에서는 초고주파 발진기가 신호원으로서 적합하며(안정적 신호 필요시 PLL 구성), 안정적 신호와 광대역 특성을 요구하는 응용에서는 주파수 체배기 체인의 이용이 적절하다.

테라헤르츠파의 발생 이외에 테라헤르츠파를 수신 혹은

검출하는 회로들의 연구 활동도 활발히 진행 중이다^{[14],[17]}. 고주파(RF) 신호의 수신 혹은 검출에는 응용에 따라 다양한 방식이 존재하는데, 일반적으로 RF 신호를 바로 DC 신호 혹은 베이스밴드(baseband) 신호로 변환하는 직접 수신 방식(direct detection)과 RF 신호를 IF(intermediate frequency) 대역으로 변환해서 처리하는 헤테로다인 수신 방식(heterodyne detection)으로 나눌 수 있다. 직접 수신 방식은 RF 신호를 혼합기(mixer) 혹은 직접 검출기(direct detector)를 통해 중간 단계 없이 바로 DC/베이스밴드 신호로 변환하기 때문에 필요한 회로의 수가 상대적으로 적어 전력 소모가 낮고 이를 통해 시스템을 간소화시킬 수 있는 장점이 있지만, 수신기의 고주파 - 베이스밴드 영역 간의 격리 특성이 좋지 않고, 고주파 신호를 필터링하거나 증폭하는 회로의 요구 성능이 높은 단점이 있다. 반면에 헤테로다인 수신기는 RF 신호를 혼합기를 통해 IF 신호로 변환하고 IF 대역에서 추가 회로들을 통해 수신되는 신호의 필터링 혹은 증폭을 비교적 쉽게 할 수 있으며, IF 대역의 회로들로 인해 고주파-베이스밴드 포트간의 격리 특성이 우수하지만, 필요한 회로가 많아 전력 소모가 상대적으로 높고 칩의 크기가 크다.

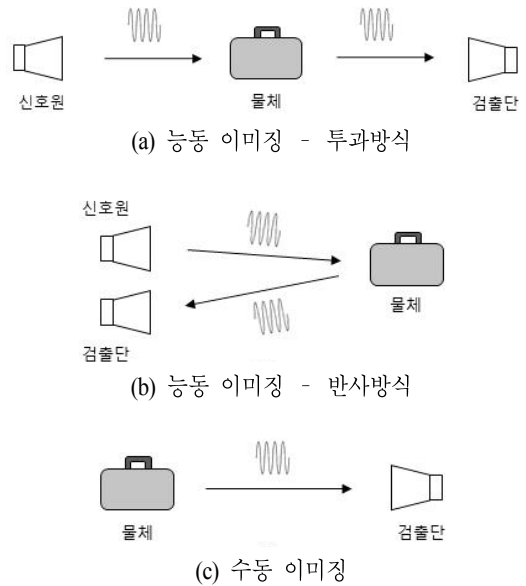
본 연구진은 테라헤르츠 신호의 발생과 검출을 위한 집적회로 및 프론트엔드(front end) 시스템을 연구 개발했으며, 제작된 시스템을 통해 의료 및 보안 응용을 위한 테라헤르츠 반사 방식 이미징과 토모그래피(tomography) 투과 방식 이미징을 시연했고, 그 결과를 지면을 통해 소개하고자 한다.

II. 테라헤르츠 이미징의 개요

기술적 의미에서의 이미징이란 주어진 물체에 반사되거나 투과된 전자기파, 혹은 물체로부터 자연 방사된 전자기파의 패턴을 형상화하여 해당 물체에 대한 구조적 혹은 재료적 정보를 얻는 방식을 의미한다. 이러한 이미징을 위해서 여러 다양한 대역의 전자기파 활용이 가능한데, 예를 들어 가장 일반적이며 최근 들어 우리들 삶의 일부로 자리매김한 사진 기술은 가시광선 주파수 대역을 사용한 가시광선 이미징으로 분류될 수 있겠다. 그러나 가시광선 이미징이 제공하지 못하는 특성을 얻기 위해 여러 다른 주파수 대역이 활용되고 있으며, 특히 테라헤르츠 대역의 주파수를 활용한 경우 테라헤르츠 이미징이라 일컫는다.

테라헤르츠 대역의 주파수는 전술한 바와 같이 종이, 가죽, 천 등 여러 포장성 물질에 대해 투과성이 강하고, 금속 물질에 대해서는 대부분 반사되며, 또한 수분 함유 물질에 대해서는 낮은 투과성을 보이는 특성이 있는데, 이러한 주파수 특성이 테라헤르츠 이미징의 고유한 특성으로서 활용 가능하다. 은닉 물체의 탐지에 적용 가능하다는 측면에서는 X-ray 이미징과 공유되는 응용 범위가 있으나, 테라헤르츠 이미징은 상대적으로 해상도가 낮다는 단점에도 불구하고, 인체에 거의 무해하다는 특성으로 인체 대상 응용에 상대적 인 강점을 갖는다. 마이크로파 이미징에 대비하여서는 상대적으로 짧은 주파수로 높은 해상도를 얻을 수 있고, 직진성이 강하다는 측면에서 광학 이미징의 여러 기법을 적용할 수 있다는 점이 상대적 인 강점으로 꼽을 수 있다.

테라헤르츠 이미징은 선택된 기준에 따라 여러가지로 분류될 수 있다. 먼저 능동 이미징과 수동 이미징으로 대별될 수 있다. 능동 이미징은 테라헤르츠파를 인위적으로 발생하여 이를 대상 물체에 조사한 후 투과 혹은 반사된 신호를 검출하여 영상화하는 방식이다([그림 7](a) 및 [그림 7](b) 참조). 수신단에 검출되는 신호에 대한 강도(신호대잡음비) 및 신호 주파수 등에 대한 통제가 가능하다는 측면에서 보다 유연성이 강한 기법이라 할 수 있으나, 이미징 과정에 신호원이 반드시 필요하다는 점, 그리고 대상 물체까지의 거



[그림 7] 테라헤르츠 이미징 시스템 구성

리가 큰 경우, 매우 큰 신호 출력이 요구된다는 점 등은 단점이라 할 수 있다. 수동 이미징은 대상 물체가 자체 방사하거나 주변 존재하는 자연광을 반사시킨 신호를 검출하여 영상화하는 방식이다(그림 7(c) 참조). 별도의 신호원이 필요하지 않다는 장점이 있으나, 검출되는 신호가 일반적으로 미약하기 때문에 감도가 매우 높은 검출단을 필요로 하고, 넓은 주파수 대역의 신호를 수신하기 위해 광대역 검출 특성이 요구된다는 어려운 점이 있다.

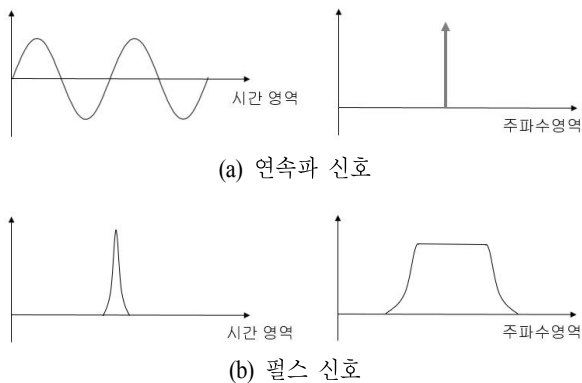
테라헤르츠 능동 이미징은 다시 투과 이미징과 반사 이미징으로 다시 나누어 볼 수 있다. 앞서 간략하게 언급된 바와 같이 투과 이미징은 대상 물체에 조사된 후 투과된 신호를 검출하여 영상화하는 기법이고(그림 7(a) 참조), 반사 이미징은 대상 물체에서 반사된 신호를 검출하여 영상화하는 기법이다(그림 7(b) 참조). 투과 이미징은 물체의 내부 구조에 대한 정보를 획득할 수 있다는 점에서 그 장점이 있으나, 신호원과 검출단이 물체의 서로 다른 방향에 위치해야 한다는 점에서 제한이 있고, 따라서 실험실 환경에 보다 적합한 방식이라 할 수 있겠다. 또한, 인체나 바이오 샘플 등의 경우 수분 함량이 높아 투과 이미징의 적용에 난점이 있는 것 또한 사실이다. 이에 반해 반사 이미징은 영상 정보가 물체의 표면 근처에 국한된다는 단점이 있으나, 두께가 큰 바이오 샘플 등의 경우에 적용하기 유리하고, 또한 신호원과 검출단이 같은 방향에 위치하여 함께 집적될 수 있으므로 시스템의 간편성 및 활용성에 장점이 있을 수 있다.

테라헤르츠 이미징은 또한 신호의 특성에 따라 펄스 이미징과 연속파(CW) 이미징으로 분류가 될 수 있다(그림

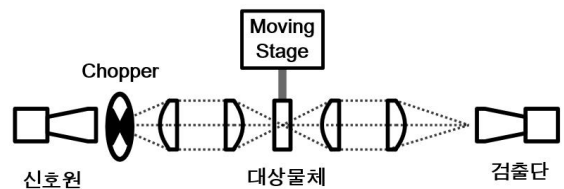
8]). 펄스 신호는 시간 영역에서 1 ps(pico second) 혹은 그 이하의 짧은 파형을 갖는 경우 주파수 영역에서 테라헤르츠 대역의 범위를 가지게 되고, 그 범위가 넓은 영역에 걸쳐지게 되어 이러한 특성을 활용할 경우, 여러 주파수에서의 이미지를 동시에 얻을 수 있다는 장점이 있다. 반면, 이러한 짧은 신호의 파형 검출을 위해서는 샘플링 기법에 기반한 검출단이 필요하여 검출 시스템이 복잡해지고, 실시간 검출이 어렵다는 단점이 있다. 이에 반해 연속파 이미징은 검출단의 구조가 간단하고, 실시간 검출이 가능하다는 장점이 있으나, 사용되는 신호의 주파수에 해당하는 이미징 검출만이 가능하므로 신호원에서의 주파수 튜닝을 감안하더라도 그 제한성으로 인해 협대역 이미징의 한계를 가지고 있다. 일반적으로 펄스 이미징은 광학소자 기반 테라헤르츠 이미징에, 연속파 이미징은 전자소자 기반 테라헤르츠 이미징에 적용이 되고 있다.

마지막으로 테라헤르츠 검출단은 단일 픽셀 혹은 배열 형식으로 구성될 수 있으며, 이에 따라 이미징 방식이 결정될 수 있다. 단일 픽셀 검출기는 기본적으로 대상 물체 혹은 검출단을 2차원적으로 움직여가며 순차적으로 얻은 데이터에 기반을 하여 영상을 구성하는 스캔 이미징에 적용이 된다. 배열 검출단은 다수의 픽셀이 1차원 혹은 2차원적으로 배열된 검출단 구조에 기반하므로, 스캔 시간이 단축될 뿐 아니라, 픽셀 수가 많은 2차원 배열의 경우에는 실시간 이미징이 가능하다. 실시간 테라헤르츠 이미징이 가능한 배열 검출기는 통상적 의미의 카메라와 동일한 기능을 수행하며, 따라서 ‘테라헤르츠 카메라’로 지칭되기도 한다. 이러한 실시간 이미징은 스캔 이미징이 제공할 수 없는 테라헤르츠 동영상 정보를 제공하므로, 그 활용 범위가 크게 확대될 수 있다.

[그림 9]는 전형적인 테라헤르츠 이미징 시스템을 보여주고 있다. 단일 픽셀 검출단에 기반한 연속파 능동 투과 이



[그림 8] 시간 영역 및 주파수 영역에서의 테라헤르츠 신호 파형



[그림 9] 테라헤르츠 이미징 시스템 구성도

미징이 가정되었으나, 일부의 구조 변경을 통해 다른 방식의 이미징에도 적용이 가능하다. 신호원에서 발생된 테라헤르츠 신호는 한 쌍의 렌즈를 통해 초점에 위치한 대상 물체에 조사가 되며, 물체를 투과한 신호는 다시 한 쌍의 렌즈를 통해 검출단에 모여진 후 그 신호 크기가 전기 신호로 전환이 된다. 보여진 구성에서는 물체가 2차원 스캔(raster scan)을 거치게 되며, 이를 위한 moving stage의 동작 및 검출 신호의 2차원 영상화는 연결된 컴퓨터에 의해 관할된다. 저주파 잡음의 억제에 위해 많은 경우에 사용되는 연속파 신호의 변조(modulation)가 이루어지는데, 그림에서 보이는 바와 같이 mechanical chopper를 사용하거나, 신호단에서의 전기적 변조를 사용한다.

양질의 영상 획득을 위해서는 검출단에서의 높은 신호대 잡음비(SNR)가 필수적이며, 이를 위해서는 높은 성능의 신호원과 검출단이 필요하다. 신호원의 경우, 높은 신호 출력이 기본적으로 요구가 되며, 이를 위해 다양한 전력 결합 기법이 개발되어 신호원에 적용이 된다. 통신 응용과는 달리 신호원의 위상잡음 특성에 대한 요구는 상대적으로 작은 편이라 할 수 있겠다. 검출단의 경우, NEP(Noise Equivalent Power)와 반응도(responsivity)에 의해 특성이 기술이 되며, 특히 NEP에 대한 높은 성능이 크게 요구된다. 낮은 NEP를 위해 검출단 최선단에 저잡음 증폭기를 삽입하는 방법이 있으나, 구성이 비교적 간단한 반면, 저잡음 증폭기의 동작 주파수의 한계로 인해 테라헤르츠 이미징에의 적용이 제한적이다. 다른 방법으로는 검출단을 냉각시키는 cryogenic 기법이 있으나, 그 구성이 복잡하고 액체 질소(경우에 따라 액체 헬륨)가 필요하여 상용 제품에의 적용에는 어려움이 있다. 검출단의 회로적 구성은 앞서 기술한 바와 같이 직접 검출 방식과 헤테로다인 방식이 있을 수 있다. 성능면에서는 헤테로다인 방식이 유리하나, 구성의 복잡도와 상대적으로 높은 전력 소모의 단점이 있고, 직접 검출 방식에 비해 대역폭이 좁아지는 경향이 있는 것으로 보여진다.

다음 두 절에서는 반사 이미징과 투과 이미징 두 가지 방식에 대해 본 연구진에서 수행한 실험을 그 예시로서 보이고자 한다. 반사 이미징의 경우, 바이오 샘플을 대상 물체로 사용한 의료/생체 이미징 실험이 진행되었고, 투과 이미징의 경우 다수의 2차원 이미지를 결합하여 구성된 3차원 토모그래피 이미징 실험이 진행되었다. 두 경우 모두 본 연구

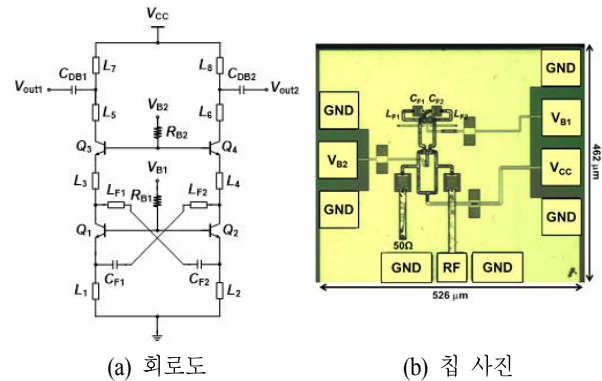
진에서 개발한 테라헤르츠 신호원과 검출단 회로를 활용하여 이미징이 이루어졌다.

III. 테라헤르츠 반사 방식 의료/생체 이미징

본 절에서는 InP HBT 공정을 이용하여 제작된 회로에 기반한 테라헤르츠 반사 이미징 시스템 및 이를 활용한 이미징 실험 결과를 기술한다^{[7],[18]}. 이미징 시스템은 300-GHz 신호원과 300-GHz 검출기에 기반하고 있으며, 각각 고정 주파수 발진기와 직접 검출기로 구현되었다. 신호원과 검출기 모두 텔레다인(Teledyne)사의 250-nm InP HBT 공정^[19]을 기반으로 설계 및 제작되었다.

3-1 테라헤르츠 신호원

[그림 10]은 본 연구에서 개발된 300-GHz 고정 주파수 발진기 신호원의 회로도 및 칩 사진을 나타낸다. 제작된 발진기는 고전적으로 사용되는 공통 이미터(Common-Emitter: CE) 크로스-커플드(cross-coupled) 토폴로지(topology) 대신 새로 제안된 공통 베이스(Common-Base: CB) 크로스-커플드 토폴로지 기반으로 설계되었다. CB 크로스-커플드 발진기는 CE 크로스-커플드 발진기와 비교 시 더욱 높은 주파수에서 음수값의 컨덕턴스(conductance) 특성을 갖기 때문에 높은 발진 주파수를 얻는데 상대적으로 유리하다고 알려져 있다^[7]. 발진 조건을 만족시키기 위한 LC(인덕턴스, 커패시턴스) 공진 탱크(tank)는 마이크로스트립(microstrip) 전송선로와 트랜지스터의 기생 인덕턴스 및 커패시턴스로 구성되었다. 또



[그림 10] 개발된 300-GHz 고정 주파수 발진기^{[7],[18]}

한, 발진기 코어 위의 출력 버퍼(buffer)로서 CB 증폭기를 채택했다. 일반적으로 CB 증폭기는 테라헤르츠 대역과 같은 초고주파 대역에서 CE 증폭기 대비 더 높은 MAG(maximum available gain) 특성을 보여 발진 신호의 전력을 추가로 증폭하는 역할을 수행한다. 본 연구에서 진행된 이미징 실험은 제작된 발진기 회로의 단일 출력으로부터의 발진 신호를 온-웨이퍼(on-wafer) 환경에서 RF 프로브(probe)를 통해 추출하는 형태로 진행되었다. 따라서 차동 출력 구조를 가진 발진기의 한 쪽 출력이 RF 프로브와 접촉할 수 있는 RF 패드로 연결되었고, 다른 한 쪽 출력은 50 옴 저항으로 연결되었다.

제작된 발진기의 측정된 발진 주파수는 305.8 GHz이고, 위상 잡음은 10-MHz 오프셋(offset)에서 116.5 dBc/Hz이다. 또한, 측정된 출력 전력은 5.3 dBm이고, 소비 전력은 87.4 mW로 드레인(drain) 효율이 3.9 %로 계산된다. 개발된 발진기의 칩 크기는 DC 및 RF 패드를 포함하여 0.24 mm²이다.

3-2 테라헤르츠 검출기

제작된 300-GHz 직접 검출기의 회로도 및 칩 사진은 [그림 11]에 나타나 있다. 개발된 직접 검출기는 스퀘어-로(square-law) 검출기로서, 트랜지스터의 비선형 특성을 이용하여 입력되는 RF 전력 신호를 RF 신호의 크기에 비례하는 DC 전압 신호로 변환한다^[18]. 본 연구에서는 차동 CB 구조를 기반으로 출력 DC 신호를 트랜지스터들의 컬렉터 공통 노드로부터 추출하는 검출기 회로를 이용했고, 이런 구조는 DC 및

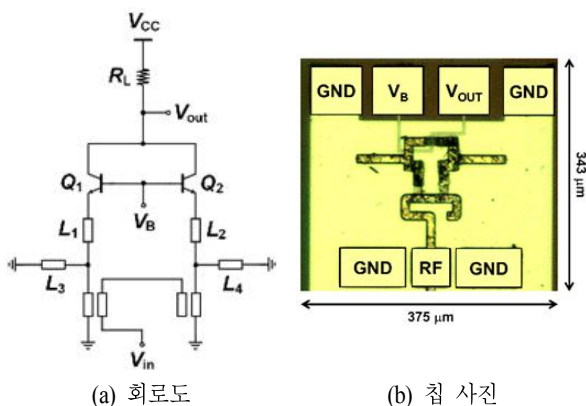
짝수 고조파들을 출력단에서 보강하여 더하고, 홀수 고조파들은 출력단에서 상쇄하여 억제시킨다. 또한 CB 구조는 CE 구조 대비 초고주파 대역에서 높은 반응도, 낮은 NEP 레벨, 그리고 넓은 대역폭을 보이는 것으로 알려져 있다^[20]. 차동 RF 신호는 이미터 단으로 입력되도록 설계했으며, RF 신호의 반사를 최소화하기 위해 정합 회로를 형성했다. 발진기와 마찬가지로 RF 프로브를 통해 단일 RF 패드로 RF 신호를 입력하기 위해 차동 구조의 입력을 단일 구조의 입력으로 변환해주는 마찬드 발룬(Marchand balun)을 사용했다.

제작된 직접 검출기는 270~345 GHz의 측정된 대역폭 내에서 40 kV/W보다 높은 반응도와 35 pW/Hz^{0.5}보다 낮은 NEP 특성을 보인다. 측정된 최대 반응도와 NEP는 각각 55.9 kV/W와 25.6 pW/Hz^{0.5}으로 나타났고, 0.17 mW의 전력을 소모한다. 개발된 직접 검출기의 칩 크기는 DC 및 RF 패드를 포함하여 0.13 mm²이다.

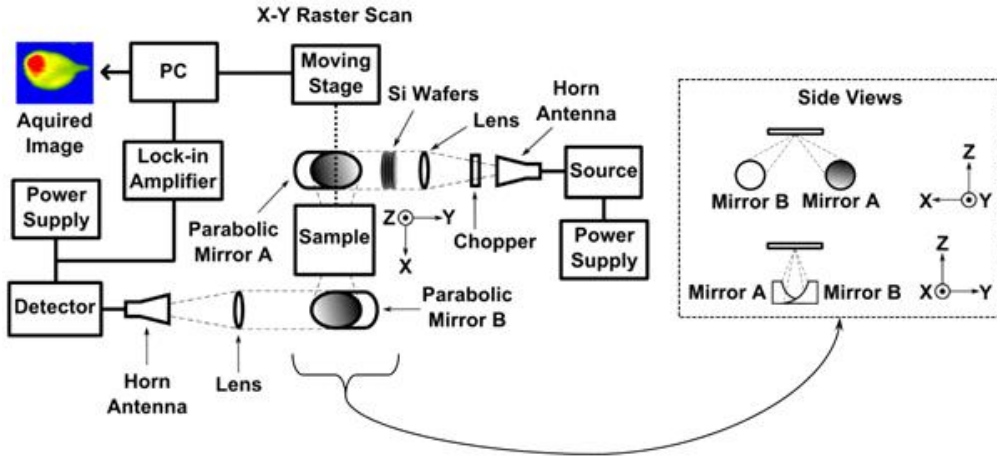
3-3 테라헤르츠 반사 방식 이미징 셋업

테라헤르츠파의 고유한 특성 중 액체 물질에 대한 높은 반사 특성을 이용하여 의료/생체 이미징 실험을 수행할 수 있다. 테라헤르츠파를 이미징 대상에 투사했을 때 대상 물체의 수분 함유량에 따라 테라헤르츠파의 반사도가 달라지며, 검출기에서 측정된 신호의 크기 정보를 통해 대상물체의 반사 특성의 이미지를 획득할 수 있다. 의료/생체 물질의 구조적 및 화학적 특성에 따라 수분의 함유량이 다르며 그 대조를 통해 특정 기관 혹은 질환을 검출하고 이미지화 할 수 있다고 알려져 있다.

본 연구에서는 이와 같은 반사 방식 이미징을 구현하기 위해 [그림 12]와 같은 테라헤르츠 반사 방식 이미징 셋업을 구축했다. 개발된 300-GHz 고정 주파수 발진기와 300-GHz 직접 검출기는 각각 온-웨이퍼 프로빙이 가능하도록 별도의 이동식 프로브 스테이션(probe station)을 제작했고, 테라헤르츠파의 송신 및 수신을 위한 혼 안테나들이 각 RF 프로브에 연결되었다. 테라헤르츠파를 이미징 대상 물체로 유도하고 집중시키기 위해 광학 렌즈 및 거울을 사용했고, 투사되는 테라헤르츠파의 신호 크기 제어를 위해 실리콘 웨이퍼들을 신호 경로 상에 삽입했다. 이미징 대상 물체는 샘플 홀더(sample holder) 위의 석영 유리 기판 위에 놓이고, XY 방향



[그림 11] 개발된 300-GHz 직접 검출기^[18]



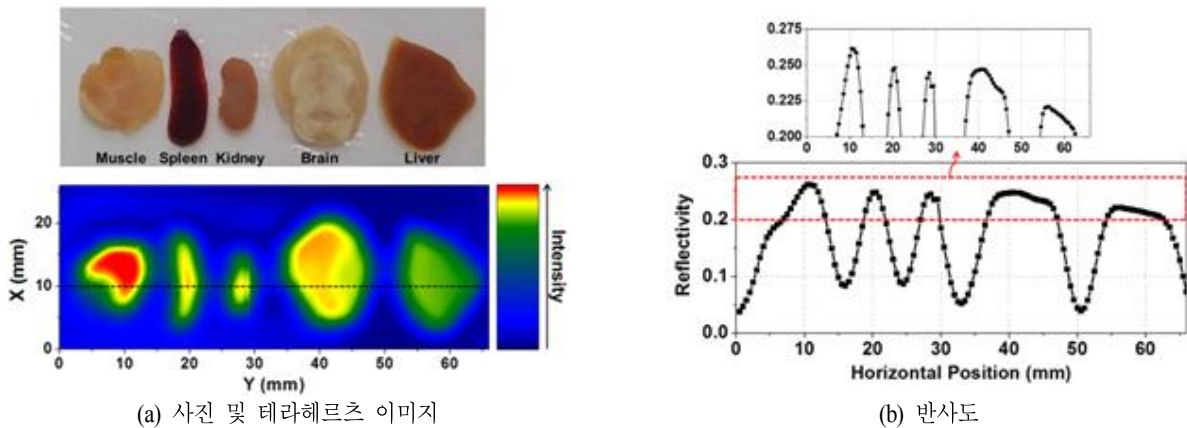
[그림 12] 테라헤르츠 반사 방식 이미징 셋업^[18]

으로 스캔이 가능하도록 무빙 스테이지(moving stage)를 이미징 셋업의 중심에 구축했다. 직접 검출기로부터 출력되는 DC 신호 크기의 정량화 및 이미지화를 위해 락인 증폭기(lock-in amplifier)와 PC를 각각 설치했다. 테라헤르츠파의 검출 환경에서 저주파 잡음을 억제할 수 있도록 송신되는 테라헤르츠파를 350 Hz로 변조하기 위해 기계 기반의 초퍼(mechanical chopper)를 이용했다.

3-4 테라헤르츠 반사 방식 이미징 결과

본 연구에서 구현된 테라헤르츠 반사 방식 이미징 셋업을 이용하여 쥐의 유기 조직들에 대한 이미징을 수행했다. 쥐의 근육, 비장, 콩팥, 뇌, 간 조직이 사용되었으며, 모든

유기 조직들은 58주 자란 실험용 수컷 쥐로부터 외과적으로 추출되었다. 쥐의 유기 조직들은 샘플 홀더 위에 놓여 무빙 스테이지에 의해 0.5 mm 단위로 XY 스캔되었다. [그림 13]은 쥐의 유기 조직들의 사진과 테라헤르츠 이미징을 통해 얻은 이미지 및 반사도 특성을 보여준다. 반사도는 유기 조직으로부터 반사된 신호의 크기와 입사 신호(금속 기판으로부터 반사된 최대 신호)의 비율로 정의된다. 테라헤르츠 이미징을 통해 얻은 이미지에서 잘 나타나듯이, 모든 조직들의 외관이 명확히 보이고, 각 조직간의 반사도의 미묘한 차이를 관찰할 수 있다. 이 미묘한 반사도 차이는 각 조직간의 물의 함유량의 차이를 나타내기도 한다. 테라헤르츠 이미지의 점선에 따라 그려진 반사도 곡선에서 반사도의 미묘한



[그림 13] 쥐의 유기 조직의 이미징 결과^[18]

차이를 보다 정량적으로 관찰할 수 있다.

추가로 테라헤르츠 반사 방식 이미징 시스템을 암 연구에 적용하기 위해 쥐의 뇌종양 조직에 대한 이미징을 수행했다. 9주 자란 수컷 쥐의 뇌에 9L/lacZ 쥐 신경교종세포를 주입하고, 34주 이후 1 cm³ 자란 뇌종양 조직을 추출하여 두 조각으로 나누어 후 이미징 실험에 사용했다. 앞선 실험과 마찬가지로 뇌종양 조직은 각각 0.5 mm 단위로 XY 스캔되었다. 뇌종양 조직들의 사진과 이미징 결과 및 반사도 특성은 [그림 14]에 나타나 있다. 테라헤르츠 반사 방식 이미징을 통해 얻은 이미지들에서 뇌 조직의 외관과 종양 부위를 높은 대조로 명확하게 관찰할 수 있으며, 이미징 결과들이 사진 속의 뇌종양 조직들과 일치함을 확인할 수 있다. 반사도 곡선에서도 종양 부위와 정상 조직간의 차이를 관찰할 수 있다. 종양 부위에서 나타나는 강한 반사도는 종양 조직의 물의 함유량이 정상 조직 대비 많다는 것을 보여주며, 종양 조직에서 괴사된 파편 주변의 체액 및 새로 생성된 혈관에 의한 다양한 생물학적 반응으로 물의 함유량이 증가하는 경향과 일치한다^[21].

본 연구에서 모든 테라헤르츠 반사 방식 이미징 실험들은 생체 외(ex vivo) 이미징으로 수행되었다. 하지만 제작된 테라헤르츠 이미징 시스템을 초소형 제품으로 개발한다면 생체 내(in vivo) 이미징이 가능할 것으로 예상된다. 또한, 반도체 소자 기반의 집적 시스템은 저전력과 저비용의 장점이 있어 휴대성 높은 보급형 제품으로서의 구현 및 대량생산에

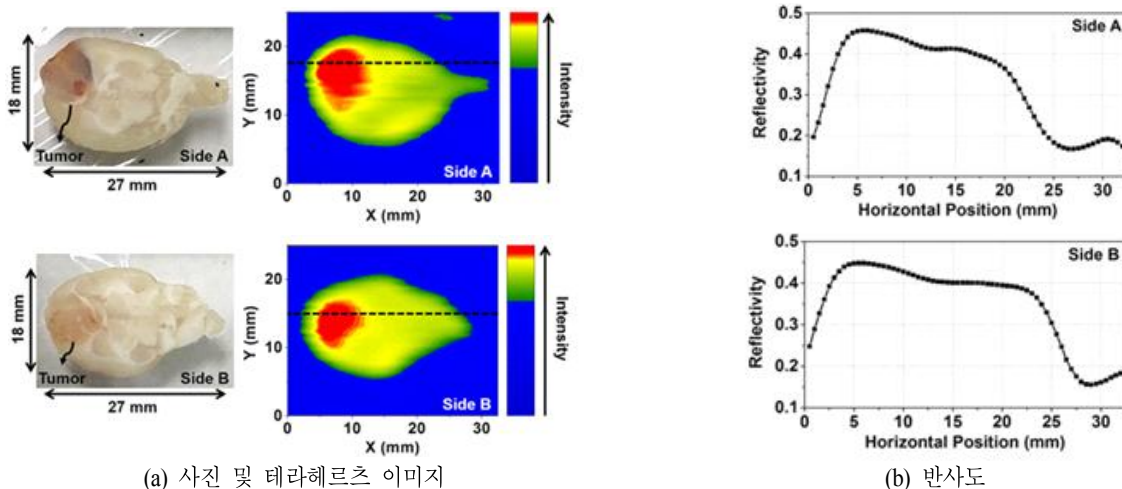
용이하며, 값싸고 빠른 의료 진단에 적합할 것으로 사료된다. 이와 더불어 테라헤르츠파가 수분의 함유량이 많은 인체를 투과하기 어렵다는 점을 고려한다면 생체 내 의료 이미징 응용에 있어서는 반사 방식의 테라헤르츠 이미징이 상대적으로 강점을 가질 것으로 보여진다.

IV. 테라헤르츠 투과 방식 3D 토모그래피 이미징

본 절은 반도체 공정을 이용하여 제작된 회로에 기반한 테라헤르츠 투과 이미징 시스템 및 이를 활용한 3D 토모그래피 이미징 실험 결과를 기술한다^[22]. 신호원은 반사 이미징과 동일한 InP HBT 공정 기반 300-GHz 신호원이 활용되었고, 검출기는 IHP의 130-nm SiGe HBT 공정에 기반하여 헤테로다이방식의 검출기로 구현되었다^[16].

4-1 테라헤르츠 헤테로다이 검출기

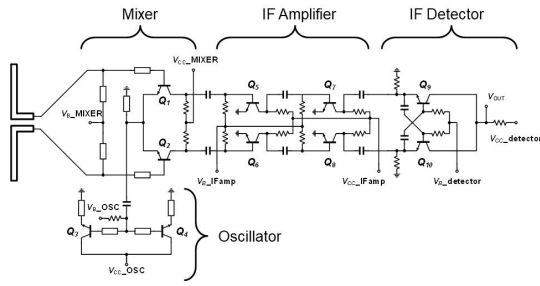
[그림 15]는 제작된 테라헤르츠 헤테로다이 검출기의 회로도 및 칩 사진을 보여준다. 검출기는 혼합기(mixer), 국부 발진기(local oscillator), IF 증폭기, IF 검출기와 온칩(on-chip) 안테나로 구성되어 있다. 입력 RF 신호를 IF 신호로 변환시키기 위한 혼합기는 혼합 효율과 이미징 시스템의 민감도 성능을 높이기 위하여 기본 모드(fundamental mode)로 동작하도록 설계되었다. 차동 RF 신호는 온칩 다이폴 안테나를 통해 혼합기를 구성하는 트랜지스터 베이스 단으로 인가되



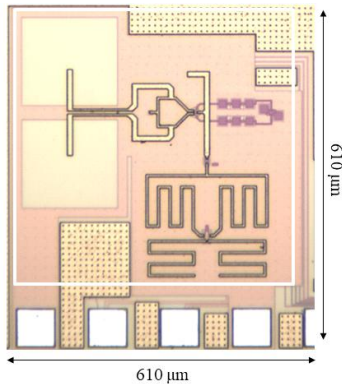
(a) 사진 및 테라헤르츠 이미지

(b) 반사도

[그림 14] 쥐의 뇌종양 조직의 이미징 결과, A면 (상), B면 (하)^[18]



(a) 회로도



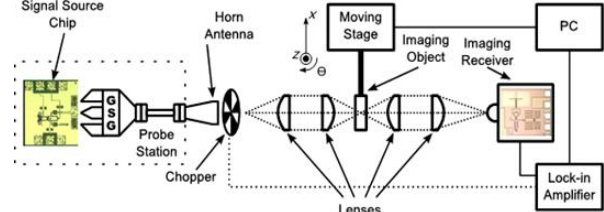
(b) 칩 사진

[그림 15] 개발된 300-GHz 헤테로다인 검출기^[16]

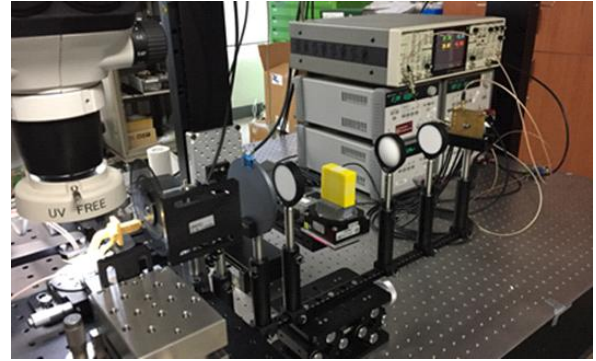
고 국부발진기의 단일 신호는 트랜지스터의 이미터 단으로 인가되는 구조로 설계되었다. 국부발진기는 회로 크기를 줄이기 위하여 클랩 구조에 기반하여 설계되었으며, 2차 고조파 성분을 극대화하여 300-GHz 신호를 생성하는 구조로 설계되었다. IF 증폭기는 IF 검출기의 잡음이 시스템에 미치는 영향을 경감시키고 검출기의 반응도를 높이기 위해 사용되었고, 일반적인 공통 이미터 차동 구조로 설계되었다. IF 검출기는 gm-boosting 구조로 변환 이득을 높였다. 온칩 안테나는 다이폴 구조에 기반하여 설계되었으며, 실리콘 기판 모드들을 억제하고 안테나 이득을 높이기 위하여 제작된 칩을 실리콘 렌즈에 부착하여 PCB 기판에 패키징 하였다. 헤테로다인 검출기의 최대 반응도는 300 GHz에서 322 kW/W 이고, 최소 NEP는 3.9 pW/Hz이다. DC 소모전력은 21 mW이고, 610×610 μm²의 면적으로 제작되었다^[16].

4.2 테라헤르츠 3D 토모그래피 이미징 셋업

[그림 16]은 3D 테라헤르츠 토모그래피 이미징 셋업의 블



(a) 블록 다이어그램



(b) 셋업 사진

[그림 16] 토모그래피 이미징 셋업^[22]

록 다이어그램과 셋업 사진이다. 제작된 300-GHz 신호원에서 생성된 THz 신호는 RF 프로브를 통해 WR3.4 대역 혼 안테나로 인가된 후 방사된다. 방사된 THz 신호는 이미징 검출기의 최종 출력 신호의 저주파 잡음을 경감시키기 위해 초퍼를 통해 on-off 변조된다. 뒤이어 2개의 렌즈를 통해 집중된 테라헤르츠파 신호는 이미징 물체를 투과하고 투과한 신호는 다시 2개의 렌즈를 통해 이미징 검출기로 인가된다. 이미징 대상 물체는 모션 컨트롤러에 연결되어 x, z, ϕ의 세 축으로 순차적으로 움직이며, 각 지점의 이미징 검출기 출력값은 락인 증폭기를 통해 읽어진다. 모션 컨트롤러의 정보와 락인 증폭기를 통해 얻은 이미징 검출기의 출력 신호는 최종적으로 컴퓨터를 통해 저장되고 그 데이터를 통해 3D 토모그래피 이미지가 얻어진다. 이미징 셋업에서 우선 각 ϕ에 따라서 x, z 스캔을 통해 얻어진 다수의 2D 이미지를 얻을 수 있고 이 데이터를 배열하여 최종적으로 x, z, ϕ의 세 축의 3차 행렬 데이터를 얻을 수 있다. 그 후에 radon transform에 기반한 Filtered Back-Projection(FBP) 알고리즘 기법을 적용하여 최종적으로 3D 토모그래피 이미지를 얻을 수 있다^[22].

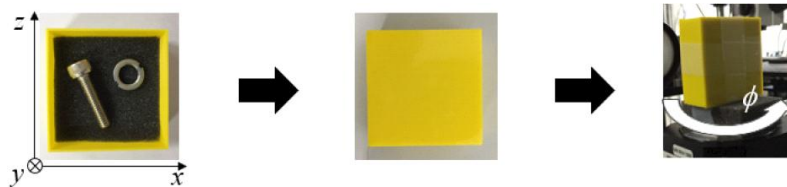
4-3 테라헤르츠 3D 토모그래피 이미징 결과

[그림 17]은 이미징 대상 물체 및 이미징의 각 과정에서 얻어진 이미지들을 보여 주고 있다. [그림 17](a)는 이미징 대상 물체의 내부 및 외관이다. 플라스틱 박스 내부에 금속제 볼트와 와셔가 위치하도록 구성되었으며, 플라스틱 박스는 50×50×20 mm의 크기에 1 mm의 두께를 가진다. [그림 17](b)는 각 이미징 단계에서 얻어진 이미지다. 첫 번째 행은 각각의 각도에서 얻어진 2D 투사 이미지 결과이고, 고정된 각도에서의 x, z 축의 2D 이미지 결과를 보여 준다. 두 번째 행은 고정된 위치(z-축)에서 얻어진 x, ϕ 축의 2D 이미지 결과인데, 이 이미지는 사이노그램(sinogram)이라고 부른다. 각각의 위치에서 얻어진 사이노그램을 FBP 알고리즘을

통해 세 번째 행의 각 위치의 단면 2D 이미지를 얻을 수 있다. 이 이미지는 토모그램(tomogram)이라고 부른다. 이 과정을 통해 최종적으로 x, y, z 축의 3차 행렬 데이터를 얻을 수 있다. 이 데이터를 활용하여 얻어진 최종적인 3D 볼륨 이미지가 [그림 17](b)의 네 번째 행에 나타나 있으며, 이 3D 이미지를 여러 임의의 각도에서 보는 시각에서 보여 주고 있다^[22].

V. 결론 및 향후 고려사항

이상으로 테라헤르츠 이미징 기술의 현황 및 개요를 살펴보고 본 연구실에서 개발한 신호원 및 검출단 회로에 기반한 테라헤르츠 이미징 실험 결과를 반사 방식 및 투과 방



(a) 이미징 타겟 물체

2D projection images							
		$\phi = 0^\circ$	$\phi = 30^\circ$	$\phi = 60^\circ$	$\phi = 90^\circ$	$\phi = 120^\circ$	$\phi = 150^\circ$
Sinograms							
		$z = 0 \text{ mm}$	$z = 10 \text{ mm}$	$z = 20 \text{ mm}$	$z = 30 \text{ mm}$	$z = 40 \text{ mm}$	$z = 50 \text{ mm}$
Tomograms							
		$z = 0 \text{ mm}$	$z = 10 \text{ mm}$	$z = 20 \text{ mm}$	$z = 30 \text{ mm}$	$z = 40 \text{ mm}$	$z = 50 \text{ mm}$
3D volume images							

(b) 각기 다른 각도(0, 30, 60, 90, 120, 150도)에서의 2D 프로젝션 이미지; 각기 다른 z 축 위치(0, 10, 20, 30, 40, 50 mm)에서의 사이노그램과 토모그램 이미지; 여러 각도에서의 3D 볼륨 이미지

[그림 17] 3D 토모그래피 이미징 결과^[22]

식 두 가지 예를 들어 소개하였다. 테라헤르츠 이미징 기술은 보안 검색을 비롯한 다양한 응용에 널리 활용될 것으로 보여지고 있으며, 특히 상기한 바와 같은 반도체 전자소자 기반 방식의 테라헤르츠 기술이 성숙될 경우, 저가 소형 시스템의 구현으로 상용화를 한층 앞당길 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

- [1] P. H. Siegel, "Terahertz technology in biology and medicine", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 52, no. 10, pp. 2438-2447, Oct. 2004.
- [2] K. B. Cooper, G. Chattopadhyay, "Submillimeter-wave radar: Solid-state system design and applications", *IEEE Microw. Mag.*, vol. 15, no. 7, pp. 51-67, Nov.-Dec. 2014.
- [3] T. Schneider, A. Wiatrek, S. Preussler, M. Grigat, and R.-P. Braun, "Link budget analysis for terahertz fixed wireless links", *IEEE Trans. Terahertz Science and Technol.*, vol. 2, no. 2, pp. 250-256, Mar. 2012.
- [4] K. Ajito, Y. Ueno, "THz chemical imaging for biological applications", *IEEE Trans. Terahertz Science and Technol.*, vol. 1, no. 1, pp. 293-300, Sep. 2011.
- [5] K. Schmalz, N. Rothbart, P. F.-X. Neumaier, J. Borngräber, H.-W. Hübers, and D. Kissinger, "Gas spectroscopy system for breath analysis at mm-wave/THz using SiGe BiCMOS circuits", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 65, no. 5, pp. 1807-1818, May 2017.
- [6] M. Seo, M. Urteaga, J. Hacker, A. Young, Z. Griffith, V. Jain, R. Pierson, P. Rowell, A. Skalare, A. Peralta, R. Lin, D. Lin, and M. Rodwell, "InP HBT IC technology for terahertz frequencies: Fundamental oscillators up to 0.57 THz", *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 46, no. 10, pp. 2203-2214, Oct. 2011.
- [7] J. Yun, D. Yoon, H. Kim, and J.-S. Rieh, "300-GHz InP HBT oscillators based on common-base cross-coupled topology", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 62, no. 12, pp. 3053-3064, Dec. 2014.
- [8] J. Yun, J. Kim, D. Yoon, and J.-S. Rieh, "645-GHz InP heterojunction bipolar transistor harmonic oscillator", *Electron. Lett.*, vol. 53, no. 22, pp. 1475-1477, Oct. 2017.
- [9] F. Ahmed, M. Furqan, B. Heinemann, and A. Stelzer, "0.3-THz SiGe-based high-efficiency push-push VCOs with > 1-mW peak output power employing common-mode impedance enhancement", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 66, no. 3, pp. 1384-1398, Mar. 2018.
- [10] E. Ojefors, B. Heinemann, and U. R. Pfeiffer, "Active 220- and 325-GHz frequency multiplier chains in an SiGe HBT technology", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 59, no. 5, pp. 1311-1318, May 2011.
- [11] J. Yun, D. Yoon, S. Jung, M. Kaynak, B. Tillack, and J.-S. Rieh, "Two 320 GHz signal sources based on SiGe HBT technology", *IEEE Microw. Compon. Lett.*, vol. 25, no. 3, pp. 178-180, Mar. 2015.
- [12] J. Grzyb, K. Statnikov, N. Sarmah, B. Heinemann, and U. R. Pfeiffer, "A 210-270-GHz circularly polarized FMCW radar with a single-lens coupled SiGe HBT chip", *IEEE Trans. THz Sci. Technol.*, vol. 6, no. 6, pp. 771-783, Nov. 2016.
- [13] Y. Yang, O. D. Gurbuz, and G. M. Rebeiz, "An eight-element 370-410-GHz phased-array transmitter in 45-nm CMOS SOI with peak EIRP of 8-8.5 dBm", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 64, no. 12, pp. 4241-4249, Dec. 2016.
- [14] S. V. Thyagarajan, S. Kang, and A. M. Niknejad, "A 240 GHz fully integrated wideband QPSK receiver in 65 nm CMOS", *IEEE J. Solid-State Circuits*, vol. 50, no. 10, pp. 2268-2280, Oct. 2015.
- [15] N. Sarmah, J. Grzyb, K. Statnikov, S. Malz, P. R. Vazquez, W. Förster, B. Heinemann, and U. R. Pfeiffer, "A fully integrated 240-GHz direct-conversion quadrature transmitter and receiver chipset in SiGe technology", *IEEE Trans. Microw. Theory Techn.*, vol. 64, no. 2, pp. 562-574, Feb. 2016.
- [16] D. Yoon, J. Kim, J. Yun, M. Kaynak, B. Tillack, and J.-S. Rieh, "300-GHz direct and heterodyne active imagers based on 0.13- μ m SiGe HBT technology", *IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol.*, vol. 7, no. 5, pp. 536-545, Sep. 2017.

[17] M. H. Eissa, A. Malignaggi, R. Wang, M. Elkhoully, K. Schmalz, A. C. Ulusoy, and D. Kissinger, "Wideband 240-Hz transmitter and receiver in BiCMOS technology with 25-Gbit/s data rate", to appear in *IEEE J. Solid-State Circuits*, 2018.

[18] J. Yun, S. J. Oh, K. Song, D. Yoon, H. Y. Son, Y. Choi, Y.-M. Huh, and J.-S. Rieh, "Terahertz reflection-mode biological imaging based on InP HBT source and detector", *IEEE Trans. Terahertz Science and Technol.*, vol. 7, no. 3, pp. 274-283, May 2017.

[19] M. Rodwell, E. Lind, Z. Griffith, S. R. Bank, A. M. Crook, U. Singiseti, M. Wistey, G. Burek, and A. C. Gossard, "Frequency limits of InP-based integrated circuits", in *Proc. IEEE Int. Conf. Indium Phosphide Related Mater.*, pp. 9-13, 2007.

[20] D. Yoon, K. Song, J. Kim, M. Kaynak, B. Tillack, and J.-S. Rieh, "A D-band active imager in a SiGe HBT technology", *J. Infrared, Millimeter, Terahertz Waves*, vol. 36, no. 4, pp. 335-349, Apr. 2015.

[21] S. J. Oh, S.-H. Kim, Y. B. Ji, K. Jeong, Y. Park, J. Yang, D. W. Park, S. K. Noh, S.-G. Kang, Y.-M. Huh, J.-H. Son, and J.-S. Suh, "Study of freshly excised brain tissues using terahertz imaging", *Biomed. Opt. Exp.*, vol. 5, no. 8, pp. 2837-2842, Jul. 2014.

[22] J. Kim, D. Yoon, J. Yun, K. Song, M. Kaynak, B. Tillack, and J.-S. Rieh, "Three-dimensional terahertz tomography with transistor-based signal-source and detector circuits operating near 300 GHz", *IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol.*, vol. 8, no. 5, pp. 482-491, Sep. 2018.

≡ 필자소개 ≡

윤 종 원



2007년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학사)
 2015년 2월: 고려대학교 전자공학과 (공학박사)
 2015년 3월~2016년 2월: 고려대학교 연구교수
 2016년 3월~2017년 2월: SK Hynix
 2017년 3월~현재: IHP Circuit Design Department
 [주 관심분야] 밀리미터파 소자 및 회로, THz 소자 및 회로

Dietmar Kissinger



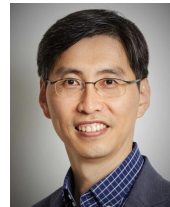
2007년 8월: FAU Erlangen-Nürnberg EE (Dipl.-Ing.)
 2011년 10월: FAU Erlangen-Nürnberg EE (Dr.-Ing.)
 2014년 11월: FAU Erlangen-Nürnberg EE (Habilitation)
 2007년 7월~2010년 1월: DICE GmbH & Co KG, Automotive Radar Group, System & Application Engineer
 2010년 2월~2014년 12월: FAU Erlangen-Nürnberg, RF Integrated Sensors Group, Group Head
 2015년 1월~현재: Technische Universität Berlin, Professor
 2015년 1월~현재: Leibniz-Institut für innovative Mikroelektronik (IHP), Circuit Design Department, Department Head
 [주 관심분야] 실리콘 기반 초고주파 및 초고속 집적 시스템

김 정 수



2014년 2월: 고려대학교 전기전자공학부 (공학사)
 2014년 3월~현재: 고려대학교 전기전자공학과 석박사통합과정
 [주 관심분야] 밀리미터파 소자 및 회로, THz 소자 및 회로

이 재 성



1991년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학사)
 1995년 2월: 서울대학교 전자공학과 (공학석사)
 1999년 11월: Univ. of Michigan EECS (공학박사)
 1999년~2004년: IBM Semiconductor R&D Center
 2004년~현재: 고려대학교 전기전자전파공학부 교수
 [주 관심분야] 밀리미터파 소자 및 회로, THz 소자 및 회로