

## The Understanding and Development of Acquiring of Nuclear Medicine Images: A Review of Past, Present and Future

**Yong Soo Han**

*Department of Radiological Science, Hallym Polytechnic University, Chuncheon 24210, Korea*

**Sang Won Park**

*Department of Neurology, Kangwon National University Hospital, Chuncheon 24289, Korea  
Dept. of Medical School, Bigdata Medical Convergence, Kangwon National University, Chuncheon 24341, Korea*

**Sun Youl Seo and Cheol Soo Park\***

*Department of Radiological Science, Hallym Polytechnic University, Chuncheon 24210, Korea*

**Man-Seok Han\***

*Dept. of Radiological Science, Kangwon National University, Samcheok 25949, Korea*

(Received 7 February 2021, Received in final form 23 February 2021, Accepted 23 February 2021)

Using radioactive isotopes and non-sealed labeling compounds, the brain's mechanism of action could be analyzed from a molecular perspective using the characteristics of a positron emission tomography (PET) image, which could identify molecular changes in the region of interest in the human body in three dimensions. Similarly, magnetic resonance imaging (MRI) images provide high-resolution anatomical information to determine the activity of nerve cells that reflect the activity of brain neurotransmitters and receptors. After measuring the brain neurotransmitter through MRI images and the amount of Blood Oxygenation Level Dependent (BOLD) produced by receptors, certain areas of the brain could identify activation changes. The development of positron emission tomography-magnetic resonance imaging (PET-MRI) has been made to reflect the respective characteristics of PET and MRI images at the same time.

**Keywords :** nuclear medicine, PET, PET-CT, PET-MRI, gamma camera, SPECT

### 핵 의학 영상 획득에 대한 이해와 발전: 과거, 현재, 미래에 대한 고찰

**한용수**

한림성심대학교 방사선과, 강원 춘천시 동면 장학길 48, 24210

**박상원**

강원대학교병원 암 노인 센터, 강원 춘천시 백령로 156, 24289  
강원대학교 빅데이터메디컬 융합학과, 강원 춘천시 강원대학길1, 24341

**서선열 · 박철수\***

한림성심대학교 방사선과, 강원 춘천시 동면 장학길 48, 24210

**한만석\***

강원대학교 방사선학과, 강원 삼척시 도계읍 황조길 346, 25949

(2021년 2월 7일 받음, 2021년 2월 23일 최종수정본 받음, 2021년 2월 23일 게재확정)

© The Korean Magnetics Society. All rights reserved.

\*Corresponding author: Tel: +82-33-540-3383,

Fax: +82-33-540-3389, e-mail: [angio7896@naver.com](mailto:angio7896@naver.com)

Tel: +82-33-340-9353,

Fax: +82-33-240-9425, e-mail: [pcs3109@hsc.ac.kr](mailto:pcs3109@hsc.ac.kr)

방사성동위원소와 비 밀봉 표지화합물을 이용하여 인체 내 관심 영역의 분자학적 변화를 3차원 영상으로 확인할 수 있는 양전자단층촬영 영상의 특성을 이용하여 뇌의 작용 기전을 분자 수준에서 분석할 수 있다. 유사하게 자기공명영상 영상은 신경 전달 물질과 수용체의 활동을 반영하는 신경세포의 활성화 정도를 확인할 수 있도록 고해상도의 해부학적인 정보를 제공하고 있다. 자기공명영상 영상을 통해 인체 내 관심 부위에서의 신경 전달 물질과 수용체에 의해 발생하는 산소 소모량을 측정하고 해당 영역의 활성화를 파악할 수 있다. 또한, 이와 같은 양전자단층촬영 영상과 자기공명영상 영상의 각각의 특성을 동시에 반영할 수 있도록 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상의 발전이 이뤄져왔다.

**주제어** : 핵의학, 양전자 방출 단층 촬영, 양전자 방출 전산화 단층 촬영, 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상, 감마카메라, 단일 광자 단층 촬영

### I. 핵의학 영상의 원리

핵의학 영상은 방사성 의약품을 추적자로 이용하여 생체 내 핵종 분포를 통해 인체 기능 변화를 분석하고 형태학적으로 해석되지 않는 인체 현상에 대한 영상 정보를 분자 혹은 생화학적으로 제공할 수 있다. 또한, 핵종 집적 부위의 정량적 분석을 통해 병소의 추적 관찰을 진행할 수 있어 진단과 치료에 용이하다. 여기서 말하는 방사성 의약품이란 약 사법에 규정된 의약품 중 방사선을 방출하는 것으로, 방사성 의약품 기준에 맞는 방사성 핵종 및 그 화합물을 이용하여 의료 목적의 진단과 치료에 사용하는 비 밀봉의 방사성 동위원소(Radioisotope, RI) 및 그 표지 화합물을 말한다(Table I). 이러한 방사성 의약품은 검사와 치료 목적에 적합해야 하고 독성이나 인체에 대한 장해가 적어야 하는 등의 물리적, 생물학적 조건을 갖추어야 사용할 수 있다[1-3]. 방사성의약품은 물리적, 화학적, 생물학적 추적자로 사용하여 생체내의 분포, 이동, 대사, 배설이나 혈중 결합 반응, 면역반응 등의 기능적 진단을 제공하는 핵의학 영상의 획득을 위해서는 장기 별 스inti그래피를 통한 기능적 대사 영상이 매우 중요하게 작용한다.

스inti그래피는 방사성의약품에 의해 집적된 특정 장기 및 조직의 상태를 스inti카메라를 이용해 감마선을 검출하고 방사성 의약품의 체내 분포를 영상화하는 방법이다. 장기 및 조직의

정지 영상(Static imaging)을 통해 방사성의약품 투여 후 핵종의 집적 양상을 기록하여 장기의 크기, 모양, 위치 등을 파악하거나, 동적 영상(Dynamic imaging)을 통해 방사성의약품 투여 후 핵종 집적의 연속적 양상을 파악하여 체내 혈류 및 배설 기능을 기록하여 인체 장기 기능 분석을 할 수 있다. 전신 스inti그래피(whole body scintigraphy, WBS)를 이용하여 체내 전반적으로 분포하고 있는 병소를 파악할 수 있으며, 단일 광자 단층 촬영(Single-photon emission computed tomography, SPECT)을 통해 뇌, 심장, 간 등 장기에 대한 단면을 영상화할 수 있다[4].

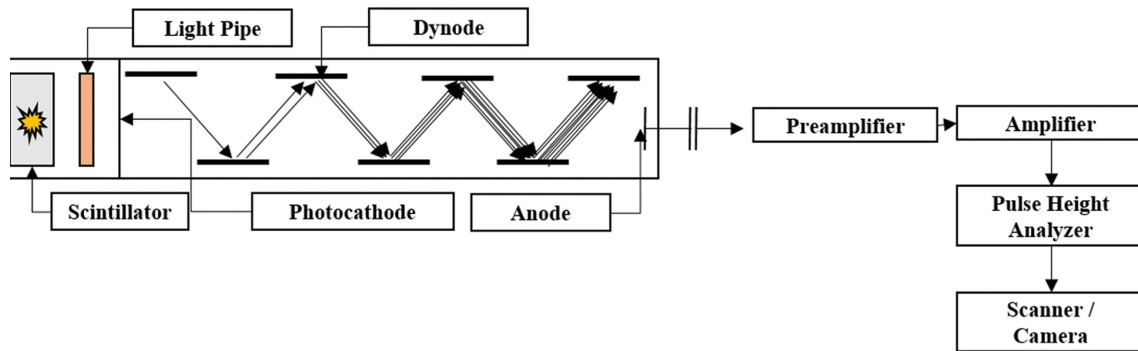
단일 광자 단층 촬영은 <sup>99m</sup>Tc와 같은 100~200 KeV의 감마선을 방출하는 방사성의약품을 많이 사용하며, 양전자 방출 단층 촬영(Positron Emission Tomography, PET)은 사이클로트론을 통해 생산되는 양전자 방출 핵종의 감마선(0.511 MeV)을 검출하여 뇌, 심장, 종양 등의 기능적 진단을 할 수 있으며, 더욱 정밀한 진단을 위한 핵종의 발전은 지속적으로 이뤄지고 있다[5]. 스inti그래피를 통해 획득된 영상의 진단 정보는 목적 장기의 조직 위치, 크기, 형태 및 인체 내 방사성 의약품의 분포, 장기 내 방사성의약품의 집적 능력 및 시간 등의 다양한 정보를 제공하고 있다. 스inti그래피 영상을 위한 방사성 의약품은 양질의 화질과 적은 피폭 선량을 방출하는 핵종이 요구되며, 이에 짧은 반감기의 감마선을 방출하는 <sup>99m</sup>Tc, <sup>123</sup>I, <sup>201</sup>Tl, <sup>67</sup>Ga, <sup>111</sup>In 등 이 많이 이용되고 있다[6].

**Table I.** Representative radionuclide in nuclear medicine.

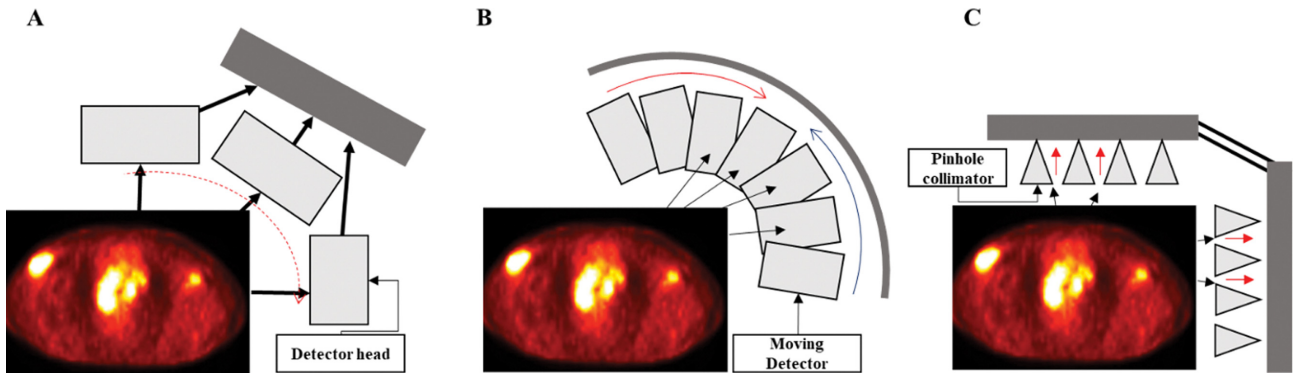
Radionuclide	Half life	Gamma Energy (KeV)	Application
<sup>99m</sup> Tc	6*	140	Brain, Thyroid, Whole Body Scan
<sup>123</sup> I	13.2*	159	Thyroid, Brain, Tumor
<sup>125</sup> I	60**	35	radioimmunoassay
<sup>131</sup> I	8**	364	Thyroid therapy, Whole Body Scan
<sup>201</sup> Tl	72*	0.135, 0.167 <sup>+</sup>	Heart, Myocardia
<sup>67</sup> Ga	78*	93,184,296	Tumor and Infection
<sup>111</sup> In	67*	173	White blood cell
<sup>51</sup> Cr	27.8**	320	Renal function
<sup>15</sup> O	2***	511	PET
<sup>18</sup> F	110**	511	PET

Since several half-life and energy units for the radioisotopes were used in this table.

Thus, the unit was specifically classified as follows; \*means by hours, \*\*means by days, \*\*\* means by minutes, <sup>+</sup>means the MeV.



**Fig. 1.** (Color online) The scheme of gamma camera system. Gamma energy converted to light through the scintillator is focused through a light pipe. Converted light could be changed into an electrical signal during passing the photocathode. The massive amplification of electrons occurs as it passes through the dynode, and could be emitted as a signal that could be analyzed.



**Fig. 2.** (Color online) The SPECT camera. (A) Multiple detector array, (B) Fixed detector array with internal movement detection, (C) Fixed detector array with pin hole collimator attached. The SPECT cross-sectional images that could be used for image reconstruction could be classified into three types according to the detector arrangement. A rotating detector array is used to detect gamma ray incident from a specific direction, and a pinhole collimator is used to acquire images with high resolution. The figure of clinical image was referred from the paper of Imaging of Sarcoidosis (Mario Silva, 2015).

## II. 핵의학 영상 획득의 분류

### 1. 감마 카메라

감마 카메라(Gamma camera)는 방사성동위원소에서 방출되는 감마선의 위치 정보를 획득하기 위해 조준기를 통해 에너지의 기계적 집속을 수행한다. 전체적인 시스템 구성은 조준기(Collimator), 섬광 결정(Scintillation Crystal), 광전자증배관(Photo-multiplier Tube, PMT), 파고분석기(Pulse Height Analyzer, PHA), 위치검출회로(Position Logic Circuit)로 구성된다(Fig. 1). 조준기는 감마 카메라의 영상 특징을 보여주는 핵심 구성요소이다. 조준기를 통과한 감마선 에너지는 섬광 결정에서 가시광선으로 변환되어 전달된다. 변환된 가시광선은 광전자증배관을 지나 전기적 신호로 바뀐 후, 전치증폭기를 거쳐 검출 회로와 파고 분석기로 전달될 수 있다[7].

### 2. 단일 광자 단층 촬영

감마카메라는 불안정한 원자핵의 붕괴 후, 원자핵에서 방출

되는 광자를 검출하는 방식을 이용한다. 조정기에서 특정 방향으로 입사되는 감마선을 검출하는 방식으로, 감마카메라는 환자 주변을 연속적으로 회전하면서 여러 방향에서 투사를 받는다. 단일 광자 단층 촬영은 다방향 투사를 통해 검출된 감마선의 영상재구성을 이용하여 단면 영상을 획득하는 기법으로 주로 심근, 뇌 혈류 측정 등의 생리적 영상에 활용되고 있다[8](Fig. 2).

일반적으로 핵의학에서 영상 단층법이란 체내에 투여된 방사성의약품의 분포상태를 체 축과 수직인 여러 방향에서 측정하여 영상 재구성 기술을 통해 방사성의약품 분포를 횡단면 영상화하는 횡 단층법을 의미한다. 인체 주위를 회전하는 검출기를 통해 여러 방향에서의 2차원적 투사를 통해 획득된 영상은 사이노그램(Sinogram) 형태로 변환시킨 후 영상 재구성 기법을 적용하여 단층 영상을 획득한다. 영상 재구성 방법은 전산화 단층 촬영(Computed Tomography, CT)에서 이용하고 있는 방법과 동일하나, 단일 광자 단층 촬영에서는 인체 내에서 감마선의 흡수와 산란이 발생하기 때문에 보정이 필요하다.

이러한 단층 영상은 감마카메라에서 획득한 단면 영상에서 선원의 깊이 정보를 제공하고 깊이에 따라 다르게 측정되는 방사선 에너지를 중첩하는 방식을 사용하여 감마카메라를 통해 획득된 영상보다 높은 해상도와 대조도를 가지고 있다.

단일 광자 방출 컴퓨터 단층 촬영(Single Photon Emission Computed Tomography-Computed Tomography, SPECT/CT)은 전산화 단층 촬영과 단일 광자 단층 촬영 영상을 동시에 얻을 수 있는 시스템으로 방사성 동위원소를 추적자로 인체 내 투여 후 전산화 단층 촬영과 단일 광자 단층 촬영을 차례로 수행한다. 전산화 단층 촬영 영상은 장기의 위치와 크기, 조직 밀도의 변화 등을 나타내는 장점이 있으나 물질의 대사 상태를 확인하기는 어렵고, 단일 광자 단층 촬영 영상은 방사성의약품이 집적된 인체 내 영역의 생리학, 병리학적 역동적인 영상 정보를 제공할 수 있으나 진단과 평가를 위한 해부학 정보 부족의 단점이 있다. 따라서 한 번의 검사로 전산화 단층 촬영을 통한 해부학 정보와 단일 광자 단층 촬영을 통한 기능적 정보를 동시에 획득하고 전산화 단층 촬영의 빠르고 최적화된 감쇠 보정을 통해 단일 광자 단층 촬영 영상을 획득하는 방법을 사용하기도 한다[9,10]. 이와 같은 융합 영상의 제공은 방사성동위원소 섭취를 통한 비정상 병소의 생리학적인 민감도와 특이도를 발현하여 정확한 진단을 할 수 있는 정보를 제공할 수 있다.

### 3. 양전자 방출 단층 촬영

양전자 방출 단층 촬영은 동시 계측 회로를 이용하여 원자핵에서 방출된 양전자가 주변 자유 전자를 만나 두 개의 감마선을 180° 방향으로 방출하는 소멸방사선(Annihilation radiation)을 측정한다. 기인된 검사법이다(Fig. 3). 각종 에너지원의 대사 영상 및 신경 수용체 시스템 영상 검사에 활

용되고 있다.

일반적으로 양전자는 사이클로트론에 의해 양성자 또는 중양자를 고에너지로 가속하여 표적 물질과 충돌시켜 발생하는 핵 반응을 통해 생성된다[11]. 양전자 방출 핵종에 무기 혹은 유기화합물을 표지시켜 방사성의약품을 만들어 체내에 투여하면 인체와의 생리학 또는 생화학적 작용으로 각 장기, 조직에 집적될 수 있다. 양전자 방출 단층 촬영을 구성하기 위해서는 사이클로트론, 표지 합성 장치 등이 필요하다. 전산화 단층 촬영 혹은 자기 공명 영상(Magnetic Resonance Imaging, MRI)은 질환에 따른 구조적인 변화를 영상으로 제공하지만 양전자 단층 촬영 영상은 조직 내 대사 작용, 산소 포화도 등을 통한 핵종의 농도 분포를 영상 정보로 제공하기 때문에 추적자 물질로 글루코스, 암모니아, 산소, 물, 일산화탄소 등을 이용할 수 있다. 질환에 따라 조직 또는 기관에서 발생하는 조직 세포 대사의 생리학 또는 생화학적 변화를 진단 정보로 제공하여 질병의 메커니즘 및 치료 효과를 평가할 수도 있다.

양전자 단층 촬영을 위해서는 양전자 방출 핵종, 섬광체(Scintillator), 광전자증배관, 전치증폭기등이 필요하다. 양전자 방출 핵종은 수소 하전 입자를 사이클로트론의 원형 진공관 내에서 가속시킴으로써 수소 하전 입자에 운동에너지를 가한 높은 에너지(8 MeV 이상)의 양성자를 표적 물질에 조사하여 핵 반응을 통해 얻을 수 있다(Fig. 4). 생성된 방사성 동위원소는 표적 물질과 다른 원소로 변환되어 사용하는 표적 물질에 따라 다양한 양전자 방출 핵종을 얻을 수 있다. 생성된 핵종의 초기 상태는 양성자 과잉 상태이므로 연속적인 붕괴 과정을 거치게 되며, 붕괴 과정에서 양전자를 방출한다. 대표적인 양전자방출 방사성동위원소로는 <sup>11</sup>C, <sup>13</sup>N, <sup>15</sup>O, <sup>18</sup>F 가 있다[2,12,13](Table II).

양전자 방출 핵종의 소멸방사선이 신틸레이터에 입사되면 흡

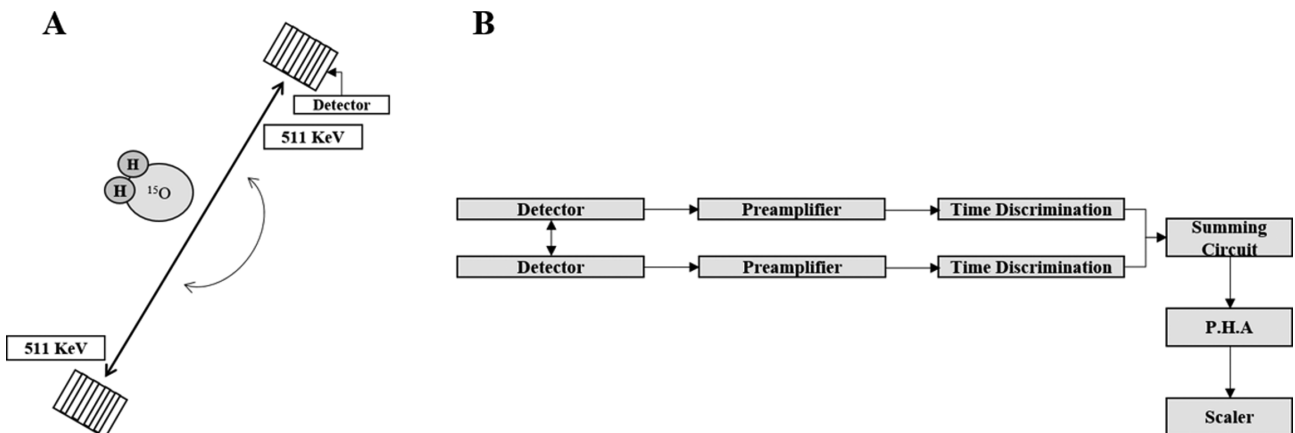
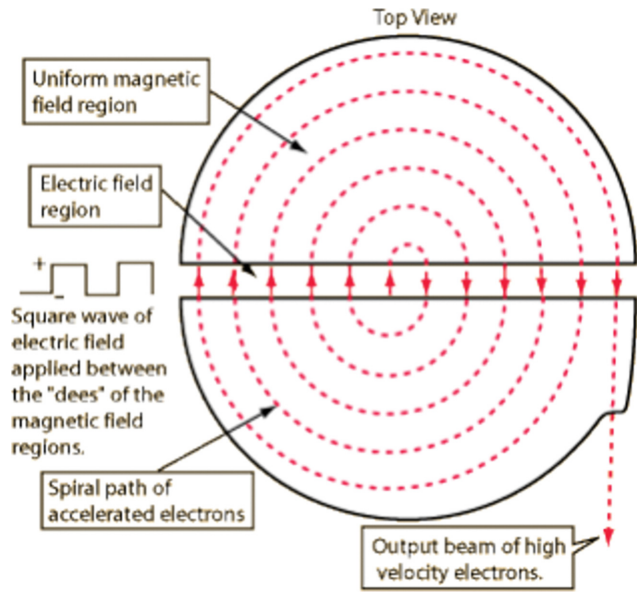


Fig. 3. The scheme of annihilation radiation (A) and coincidence circuit (B). Two gamma rays are generated in the direction of 180 degrees up and down by the reaction between the positron emitted from the atomic nucleus and free electrons. In order to measure gamma rays generated simultaneously, a coincidence circuit system is essential in the PET systems.



**Fig. 4.** (Color online) Cyclotron. By accelerating hydrogen charged particles in a circular vacuum tube, high energy (8 MeV or more) protons applied with kinetic energy to the hydrogen charged particles could be irradiated to the target material and obtained through nuclear reaction. The schematic above is referenced from the following sites:<http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/magnetic/cyclot.html>.

**Table II.** The cyclotron radionuclide.

Radionuclide	Target	Nuclear reaction	Half-Life
<sup>18</sup> F	H <sub>2</sub> <sup>18</sup> O	<sup>18</sup> O(p,n) <sup>18</sup> F	109.7m
<sup>11</sup> C	<sup>14</sup> N <sub>2</sub> (1% O <sub>2</sub> )	<sup>14</sup> N(p,α) <sup>11</sup> C	20.4m
<sup>13</sup> N	H <sub>2</sub> <sup>16</sup> O	<sup>16</sup> O(p,α) <sup>13</sup> N	9.96m
<sup>15</sup> O	<sup>15</sup> N <sub>2</sub> (1% O <sub>2</sub> )	<sup>15</sup> N(p,n) <sup>15</sup> O	2.07m
<sup>64</sup> Cu	<sup>64</sup> Ni	<sup>64</sup> Ni(p,n) <sup>64</sup> Cu	12.7h
<sup>124</sup> I	<sup>124</sup> Te	<sup>124</sup> Te(p,n) <sup>124</sup> I	4.18d

수된 에너지에 따라 발광이 일어나며 이는 광전자증배관을 통해 펄스 신호로 변환 및 증폭되어 동시계수회로(Coincidence circuit)로 전달된다[14]. 고 에너지 감마선(0.511 MeV) 검출 효율을 증가시키기 위해 LSO(Cerium - doped lutetium oxy-orthosilicate, Lu<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>Ce), GSO(Ga<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>Ce), YSO(Yttrium oxy-orthosilicate, Y<sub>2</sub>SiO<sub>5</sub>Ce and/or Tb), LGSO(Lu<sub>2-x</sub>GdxSiO<sub>5</sub>), 반도체 물질인 CdTe, CZT(Cadmium zinc telluride) 등의 섬광 결정을 사용하며, 감마선의 빛으로 변환시키는 형광 소

**Table III.** The characteristics and type of scintillation crystals materials.

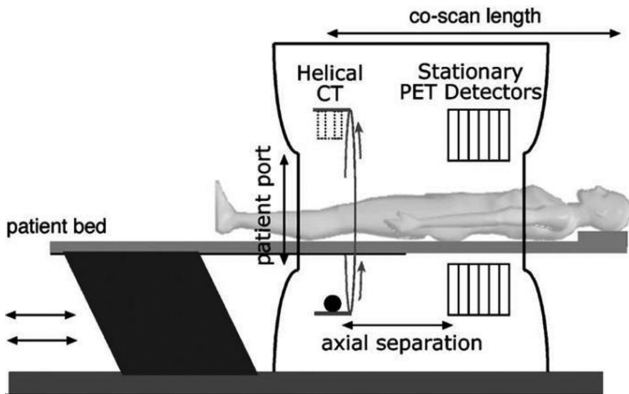
Scintillator	ρ (g/cc)	Effective Z	Relative light output yield (%)	Decay time (ns)	Peak emission (nm)
NaI(Tl)	3.67	51	100	230	410
Lu <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> (Ce) (LSO)	7.40	65	75	40	420
Gd <sub>2</sub> SiO <sub>5</sub> (Ce) (GSO)	6.71	59	20	30-60	430
Bi <sub>4</sub> Ge <sub>3</sub> O <sub>12</sub> (BGO)	7.13	75	15	300	480

멸 시간(Luminescence decay time)이 짧고 방출하는 빛의 세기가 큰 특성을 가질수록 우수한 섬광 결정으로 분류된다 (Table III). 그 중 LSO는 형광소멸시간이 짧아 영상분해능을 향상시킬 수 있다.

체내 집적 후 방출되는 소멸방사선은 신탈레이터를 통해 검출기 내의 광전자증배관에서 검출된다. 검출된 소멸방사선의 내 파고 분석기 기준 레벨 에너지 이하의 방사선은 산란선으로 간주되어 제거되고, 펄스 신호에 의해 발생한 시간이 측정되어 동시계수 회로로 보내진다. 동시계수 회로는 시간 정보를 근거로 한 번의 양전자 소멸에 의해 방출된 소멸방사선의 유무를 판정하여 양쪽의 검출기로부터 동일한 시간에 펄스가 입력되었을 때를 출력 신호로 발생한다. 동시계수 회로의 정보를 바탕으로 2개의 동시계수 된 방사선을 이용하여 동시계수선을 구하고, 그 각도와 시야 중심에서 거리를 활용하여 데이터를 작성한다. 이 때, 사용된 데이터를 투영 데이터라고 하며 각 각도, 거리 별로 동시계수 수를 합산한 것이 양전자 단층 촬영 영상 재구성 데이터가 된다. 투영 데이터는 양전자 단층 촬영 영상 재구성 수행을 위해 감도 보정과 흡수 보정, 우발동시계수 보정, 산란 보정, 계수손실보정, 방사능 감약 보정 등을 이용하여 보정된다[15]. 투영 데이터의 각 방향에 따라 감도 보정, 흡수 보정 등을 시행하여 각 투영 방향에 따라 영상 역 투영을 실시하여 단층 영상을 재구성한다. 일반적으로 영상 재구성에서는 중첩 적분법(Convolution back projection method)을 수행하며, 이는 투영 데이터에 보정 함수를 중첩 적분하여 역 투영하는 방법으로 조작이 간단하고 재구성이 빠른 특징이 있다. 그러나 계수 부족으로 영상 잡음 발생의 가능성이 있으며, 이러한 단점을 극복한 기대 값 최대화(maximum likelihood expectation maximization, MLEM) 혹은 기대 값 부분 집합 최대화(ordered subsets expectation maximization, OSEM) 방식이 영상 재구성 방법으로 활용되고 있다. 양전자 단층 촬영 영상은 감마카메라나 단일 광자 단층 촬영 영상에 비해 재현성이 우수하며 영상 내 정량적 정보와 방사능 농도와의 사이에 비례 관계를 표현할 수 있다.

**4. 양전자 방출-전산화 단층 촬영**

양전자 단층 촬영 영상의 부족한 해부학적 정보 제공은 국



**Fig. 5.** The scheme of PET-CT. The anatomical information that is difficult to interpret with PET images alone could cause difficulties in interpreting local lesion in clinical. In order to improve these result, PET-CT, which could display PET and CT information, simultaneously, has been developed that could be collected and released as a fusion image. The above figure was referred from the paper of Low Dose Interpolated Average CT for Thoracic PET/CT Attenuation Correction (Sun Tao, 2013).

소 중앙 진단의 어려움이 발생시킬 수 있다. 이러한 어려움은 양전자 방출-전산화 단층 촬영(Positron emission tomography-computed tomography, PET-CT)을 통해 양전자 단층 촬영 정보 및 전산화 단층 촬영 정보를 한 번에 수집한 융합 영상을 활용하여 개선될 수 있다(Fig. 5). 양전자 단층 촬영과 전산화 단층 촬영은 각각 기존 임상에서 많이 사용되고 있으나, 두 기법을 통한 융합 영상 획득을 통해 더욱 정밀한 영상을 제공할 수 있다. 또한, 자동화 융합 영상 출력 기법을 통해 영상 구형 과정에서 발생할 수 있는 시간적 한계를 극복할 수 있는 장점도 가지고 있다.

감마선을 이용하는 양전자 단층 촬영은 감마선을 가시광선으로 변환시켜주는 섬광체와 변환된 가시광선을 전기 신호로 변환시켜주는 광전 소자(photoelectric element)를 결합한 검출기를 통해 데이터를 획득한다. 대표적인 광전 소자인 광전 자증배관은 진공관에 수천 볼트의 고전압이 인가된 여러 단계의 다이노드(dynode)로 구성되어 있고, 가시광선이 광 전면에 부딪혀 발생된 광전자가 각 다이노드와 충돌하면서 증폭을 통해 발생하는 2차 전자에 의해 광전 신호를 발생시킨다. 약 백만 배의 광전 신호를 증폭할 수 있기 때문에 양전자 단층 촬영 영상과 같은 의료 영상에 적합하다. 양전자 방출-전산화 단층 촬영을 포함한 의료 영상의 진단을 위한 요소로는 공간 및 시간, 대조도 분해능이 있다. 공간 분해능은 어느 정도 작은 구조물을 식별할 수 있는 능력이며 시간 분해능은 영상을 얻기 위해 소요되는 시간을 의미한다. 대조도 분해능은 목적 구조물을 얼마나 명료하게 나타낼 수 있는지를 나타낸다. 전산화 단층 촬영을 독립적으로 수행 할 경우 우수한

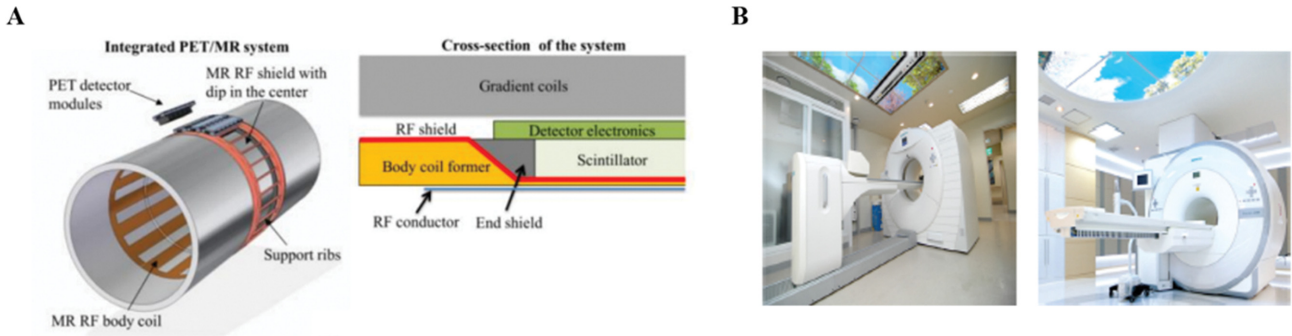
대조도 분해능을 가지고 있으나 공간 분해능이 매우 떨어지는 영상이 제공된다. 또한, 양전자 단층 촬영만을 독립적으로 수행 할 경우 전산화 단층 촬영 영상에 비해 5~6배 정도 우수한 공간 분해능을 갖는 영상을 획득할 수 있으나, 낮은 대조도 분해능으로 단독으로 병변 식별이 어렵다. 이러한 이유로 두 기법을 융합하여 만들어진 하나의 융합 영상은 대조도 조절의 측면에서도 자유롭기 때문에 동일한 병변에 대한 여러 측면의 검토를 쉽게 제공할 수 있다.

정리하면 양전자 방출-전산화 단층 촬영 영상은 장기의 위치와 크기, 조직 내의 밀도 등의 우수한 대조도와 고해상도 해부학적 영상을 제공하는 전산화 단층 촬영의 장점과 기능적, 분자 영상을 통한 암을 비롯한 다양한 병소를 진단할 수 있는 양전자 단층 촬영 의료 영상의 융합된 결과물로 설명할 수 있다. 양전자 방출-전산화 단층 촬영의 가장 큰 장점은 기존의 양전자 단층 촬영 영상보다 높은 정확도의 진단 정보를 제공할 수 있다는 점과 전산화 단층 촬영의 감쇠 보정 특성을 이용하여 영상의 정량적 정확도를 높였다는 것이다[16-19]. 또한, 분자 영상의 특성상 제공할 수 있는 영상 내 모든 정보를 정량적 수치로 제공하여 질병의 유무를 판단하기 때문에 영상의 진단적 가치를 높이며 의료 영상 분야에서 중요도가 높아지고 있다. 마지막으로 영상 획득 시 두 영상의 공간 축을 일치시켜 전산화 단층 촬영과 양전자 단층 촬영을 순차적으로 검사하고 공간적 원점의 재배열을 통하여 영상을 융합함으로써 융합 영상 및 각각의 독립적인 영상을 획득할 수 있다는 점에서 기존의 틀에서 크게 벗어나지 않는다. 이는 진단 및 연구의 관찰 측면에서 큰 어려움 없이 영상 접근 및 분석이 가능하다는 강점을 지닌다.

**5. 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상**

일반적으로 방사성동위원소와 비 밀봉 표지화합물을 이용하여 인체 내 관심 영역에서의 분자 변화를 3차원 영상으로 확인할 수 있는 양전자 단층 촬영의 특성을 이용하여 인체 신경학적 작용 기전을 분자 측면에서 분석할 수 있다[20]. 이와 유사하게 자기 공명 영상은 신경 전달 물질(Neurotransmitter)과 수용체(Receptor)의 활동을 반영하는 산소 소모량(Blood Oxygenation Level Dependent, BOLD) 측정을 통하여 신경 세포의 활성화 정도를 확인하고 고해상도의 해부학 정보를 제공하고 있다. 이와 같은 양전자 단층 촬영 영상과 자기 공명 영상 각각의 특성을 동시에 반영할 수 있도록 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상(Positron emission tomography-magnetic resonance imaging, PET-MRI)이 등장하였다(Fig. 6) [21]. 양전자 단층 촬영 영상의 세포 활동 및 대사 상태의 분자 정보와 자기 공명 영상 영상의 우수한 연부조직 대조도, 자기 공명 분광 기법(spectroscopy), 기능적 자기 공명 영상(Functional





**Fig. 6.** (Color online) PET-MRI. The fusion of the both molecular informatics function of the cellular activity for the metabolic state of PET and the excellent soft tissue contrast of MRI, spectroscopy, and functional magnetic resonance imaging (fMRI) is achieved through neurological imaging including molecular information. The above figure (A) was referred from the paper of PET System Technology Designs for Achieving Simultaneous PET/MRI (Brian J. Lee, 2016) and (B) was obtained from Seoul National University Hospital web (“PET-MRI (positron tomography-magnetic resonance imaging) device”, last modified Oct 16, 2017, accessed Feb 19,2021, [http://www.snuh.org/board/B006/view.do?bbs\\_no=3855&searchKey=&searchWord=&pageIndex=1](http://www.snuh.org/board/B006/view.do?bbs_no=3855&searchKey=&searchWord=&pageIndex=1)).

MRI, fMRI)의 융합은 분자 정보를 포함한 신경 영상을 통해 진단에 많은 정보를 가져다주었다[22,23]. 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상은 기존 자기 공명 영상과 양전자 단층 촬영의 분리된 검사에 비해 검사 시간을 단축하고 검사의 효율성을 높여 진단과 치료에 큰 발전을 가져왔다. 두 장비의 장점을 융합하여 서로 다른 차원의 데이터를 동시에 획득하여 질병의 조기 진단과 관찰, 수술적 치료 계획과 관리 등 광범위한 분야에서 응용되고 있다.

연부조직을 포함한 고해상도의 해부학적 영상은 전산화 단층 촬영 영상보다 자기 공명 영상 영상이 더 유용하다는 장점을 기반으로 양전자 방출 단층 촬영의 해부학 및 기능적 측면을 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상을 통해 확장시켜왔다. 그러나 동위원소 및 양전자 단층 촬영 장치의 자기장과의 호환성, 낮은 잡음 특성, 빠르고 효율이 좋은 Crystal, 전체적인 장비의 소형화 등 양전자 단층 촬영의 기능적 발전과 자기 공명 영상의 하드웨어 재구성 필요 등의 기술적 문제점이 수반되었다[24,25]. 더불어 광전자 증배관과 같은 소자는 강한 자장 내에서 동작할 수 없으므로 양전자 단층 촬영을 자기 공명 영상 내에서 사용하는 부분에서 호환성의 문제가 발생하였다. 이에 양전자 방출-전산화 단층 촬영과 같은 형태로 양전자 단층 촬영 장치와 자기 공명 영상 장치를 나란히 일직선으로 배치하여 각 기법에 맞는 영상을 순차적으로 획득하는 형태의 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상이 개발되었다. 초기 개발 시, 자기 공명 영상 장치에서 양전자 단층 촬영 장치 동작의 영향을 최소화하기 위해 철과 같은 자기 투자율(Magnetic Permeability)이 높은 물질로 표류 자기장(Stray Magnetic Field)을 차폐하는 방식의 수동 차폐(passive shielding)기술이 제시되었다. 이 후 능동 차폐(active shield) 기술을 추가하여 표류 자기장을 더욱 최소화

하여 양전자 방출-전산화 단층 촬영과 동일한 수준의 양전자 단층 촬영-자기 공명 영상으로 발전시켜왔다[26]. 이를 통해 기존의 다양한 영상 획득 방법들을 보존하고 초 고자장 환경 유지를 가능하게 하는 새로운 기술이 등장하게 된 것이다. 그러나 공간적 일치를 이룬 융합 영상 제공은 가능하나 동 시간대 영상 획득의 어려움이 남게 된다[27]. 동 시간대의 영상 획득을 위한 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상 구성을 위해서는 자기 공명 영상 획득이 진행하면서 양전자 단층 촬영의 광전자 증배관의 작동이 동시에 이뤄져야만 한다. 최근 초 고자장 내에서 이러한 환경 유지가 가능하도록 광전자 증배관의 역할을 대신할 수 있는 반도체형 광전소자(Avalanche photodiode, APD)가 개발되어 동 시간대의 영상 획득이 가능한 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상이 개발되기도 하였다[28]. 이는 반도체형 광전 소자가 자기 공명 영상 내에서 직접 섬광체에 부착되어 광 섬유를 통해 두 장치의 호환성을 높이는 방식으로 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상 기술의 정교성을 높여주었다. 이후 더 나은 반도체형 광전소자의 발전으로 광전자 증배관 수준의 광 증폭이 가능한 실리콘형 광전자 증배관(Silicon Photomultiplier, SiPM)과 디지털 실리콘형 광전자 증배관(Digital SiPM)이 개발되어 온전한 디지털 양전자 단층 촬영 기술 개발도 이루어지고 있다[29]. 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상의 정확한 영상 제공을 위해서는 자기 공명 영상의 균일한 자기장 및 경사 자장의 선형성을 통한 영상의 위치 정보 제공이 매우 필수적이다. 그러나 일반적으로 균일한 자기장과 선형성 형성은 주변 환경에 따라 변화할 수 있으며, 미세한 환경 차이에 따라 경사 자장의 특성이 바뀌면서 대상의 크기, 형태, 조직의 왜곡이 발생할 수 있다[30]. 특히 이런 현상은 자기 공명 영상 장치 내 180° 재자화 펄스를 사용하는 스핀 에코(spin Echo, SE)

계열보다 90° 이하의 펄스를 사용하는 그레디언트 에코 (Gradient Echo, GE) 계열에서 더욱 많이 발생할 수 있다. 더불어 인체의 불수의적인 움직임으로 인해 발생하는 움직임 인공 음영(Motion artifact)으로 인한 영상 융합의 공간적 불일치가 발생할 수 있다. 이에 최근 펄스 시퀀스에서 움직임을 보정할 수 있는 내비게이터 펄스를 사용하여 대상자의 움직임을 최소화하거나 전자 결합 소자(Charge coupled device, CCD) 카메라 및 광학 표적을 이용하여 영상 획득 시 발생할 수 있는 인체 움직임을 추적하여 영상 보정을 수행하기도 하였다[31]. 또한 실시간으로 경사 자장을 조정하여 움직임이 없는 영상을 획득하는 기술을 발전시키기도 하였다[32]. 최근 미국 국립보건원(NIH)에 설치된 11.74 T 자기공명영상의 경우 50 μm의 고해상도의 영상을 획득하고 고해상도 2.0 mm PET 영상 획득에 성공하여 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상 융합 영상의 발전 가능성을 여견히 제시해 주기도 하였다[33].

현재 가장 최신회 기법인 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상의 완벽한 상용화를 위해서는 아직 기술적으로 많은 한계를 지니고 있다. 양전자 단층 촬영과 자기 공명 영상을 독립적으로 수행하는 것과 비교하여 높은 검사 가격으로 대상자 모집이 어려워 임상적 측면에서 진단적인 가치 향상을 가져다주는 것은 부족하다.

양전자 단층 촬영은 감쇠(attenuation), 산란(scatter), 부동 시간(dead time), 형광 소멸(Luminescence decay), 표준화(normalization) 등의 다양한 변수의 보정이 필요하며 이를 통해 정량적으로 영상의 정확도를 높여야 한다. 그중 영상의 민감도에 가장 많은 영향을 미치는 감쇠 보정의 향상을 위해 체내 조직들의 정밀한 밀도와 감쇠 정보가 매우 중요하다. 그러나 자기 공명 영상 정보는 조직 내 양자 밀도에 자기적 성질이 포함된 정보로 양자 정보 이외의 조직 밀도, 감쇠 정보를 측정하는 기술은 미흡하다. 자기 공명 영상의 고해상도 영상을 통해 조직을 구분하고 사전 정보를 통해 조직 밀도, 감쇠 정보를 대입하여 추정치를 구하는 방식을 사용하지만 정확한 감쇠 보정 결과를 산출하는데 한계가 있다[34,35]. 추후 이러한 기술적인 부분을 해결한다면 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상의 상용화에 큰 도움이 될 것으로 판단되며 차세대 의료 영상 장비로써 양전자 방출 단층 촬영-자기 공명 영상의 임상적 역할이 커질 것으로 기대된다.

## References

- [1] K. Wechalekar, B. Sharma, and G. Cook, *Clin. Radiol.* **60**, 1143 (2005).
- [2] O. Israel, Z. Keidar, and R. B. Shalom, *Semin. Nucl. Med.* **34**, 166 (2004).
- [3] H. Schöder and H. Yeung, *Semin. Nucl. Med.* **34**, 180 (2004).
- [4] A. K. Buck, S. Nekolla, S. Ziegler, A. Beer, and B. J. Krause, *J. Nucl. Med.* **49**, 1305 (2008).
- [5] W. I. Keys, *Br. J. Radiol.* **49**, 62 (1976).
- [6] R. McCready, G. Gnanasegaran, and J. B. Bomanji, *The Evolution of Training in Nuclear Medicine in the UK*, Springer, London (2016) pp. 19-24.
- [7] M. Matovic, *Serbian Serbian J. Exp. Clin. Res.* **11**, 73 (2010).
- [8] M. T. Madsen, *J. Nucl. Med.* **48**, 661 (2007).
- [9] C. Buchbender, V. Hartung-Knemeyer, M. Forsting, G. Antoch, and T. A. Heusner, *Br. J. Radiol.* **86**, 1025 (2013).
- [10] M. J. Awan, F. Siddiqui, D. Schwartz, J. Yuan, M. Machtay, and M. Yao, *World J. Radiol.* **11**, 382 (2015).
- [11] S. R. Cherry, J. A. Sorenson, and M. E. Phelps, *Phys. Nucl. Med.* **19**, 523 (2012).
- [12] K. Wechalekar, B. Sharma, and G. Cook, *Clin. Radiol.* **60**, 1143 (2005).
- [13] L. Leccisotti, *Rays.* **31**, 9 (2006).
- [14] M. A. Lodge, R. D. Badawi, R. Gilbert, P. E. Dibos, and B. R. Line, *J. Nucl. Med.* **47**, 23 (2006).
- [15] R. K. Doot, J. S. Scheuermann, P. E. Christian, J. S. Karp, and P. E. Kinahan, *Med. Phys.* **37**, 6035 (2010).
- [16] H. Tsuyoshi and Y. Yoshida, *Gynecol. Obstet. Res.* **43**, 1687 (2017).
- [17] C. Giraud, M. Raderer, G. Karanikas, M. Weber, B. Kiesewetter, and W. Dolak, *Invest. Radiol.* **51**, 163 (2016).
- [18] M. Tsubakimoto, T. Yamashiro, Y. Tamashiro, and S. Murayama, *Radiol.* **100**, 108 (2018).
- [19] U. Salem, B. Amini, H. H. Chuang, N. C. Daw, and W. Wei, *J. Can.* **8**, 2892 (2017).
- [20] R. D. Badgaiyan, A. J. Fischman, and N. M. Alpert, *Neuroimage.* **38**, 549 (2007).
- [21] K. Kendziorra, H. Wolf, P. M. Meyer, H. Barthel, S. Hesse, G. A. Becker, J. Luthardt, and A. Schildan, *Eur. J. Nucl. Med. Mol. Imaging.* **38**, 515 (2011).
- [22] R. L. Buckner, A. Z. Snyder, B. J. Shannon, G. LaRossa, R. Sachs, and A. F. Fotenos, *J. Neurosci.* **25**, 7709 (2005).
- [23] J. H. Ko, C. C. Tang, and D. Eidelberg, *Handb Clin. Neurol.* **116**, 77 (2013).
- [24] M. S. Robertson, X. Liu, W. Plishker, G. F. Zaki, P. K. Vyas, N. M. Safdar, and R. Pediatr, *Pediatr. Radiol.* **46**, 1552 (2016).
- [25] H. H. Quick, C. Gall, M. Zeilinger, M. Wiesmuller, H. Braun, and S. Ziegler, *Invest. Radiol.* **48**, 280 (2013).
- [26] I. Yosuke, U. Masahito, and K. Tetsuo, *Sci. Rep.* **10**, 5463 (2020).
- [27] Z. H. Cho, Y. D. Son, H. K. Kim, K. N. Kim, S. H. Oh, J. Y. Han, I. K. Hong, and Y. B. Kim, *Int. J. Imaging. Syst. Technol.* **17**, 252 (2007).
- [28] B. J. Pichler, M. S. Judenhofer, C. Catana, J. H. Walton, M. Kneilling, R. E. Nutt, S. B. Siegel, C. D. Claussen, and S. R. Cherry, *J. Nucl. Med.* **47**, 639 (2006).
- [29] T. Frach, G. Prescher, C. Degenhardt, R. Gruyter, A. Schmitz, and R. Ballizany, *IEEE NSSCR 1959* (2009).



- [30] J. Lillington, L. Brusaferrri, K. Klaser, K. Shmueli, R. Neji, B. F. Hutton, F. Fraioli, S. Arridge, M. J. Cardoso, S. Ourselin, K. Thielemans, and D. Atkinson, *Med. Phys.* **47**, 790 (2020).
- [31] J. G. Pipe, *Magn. Reson. Med.* **42**, 963 (1999).
- [32] L. Qin, P. V. Gelderen, J. A. Derbyshire, F. Jin, J. H. Lee, J. A. de Zwart, Y. Tao, and J. H. Duyn, *Magn. Reson. Med.* **62**, 924 (2009).
- [33] S. M. Sohn, L. DelaBarre, J. T. Vaughan, A. Gopinath, and J. T. Vaughan, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems* **9**, 725 (2013).
- [34] E. C. Ehman, G. B. Johnson, J. E. Villanueva-Meyer, S. Cha, A. P. Leynes, P. E. Z. Larson, and T. A. Hope, *Magn. Reson. Med. Imaging.* **46**, 1247 (2017).
- [35] N. M. Bruckmann, J. Kirchner, J. Grueneisen, Y. Li, A. Demircioglu, C. Aigner, C. Rischpler, L. M. Sawicki, K. Herrmann, L. Umutlu, and B. M. Schaarschmidt, *EJR* **134**, 1 (2021).