論文98-35S-5-6

자기공명영상을 위한 개방형 새장 고주파코일

(An Open Birdcage RF coil for Magnetic Resonance Imaging)

李 壽 烈 *, 李 定 漢 *, 李 浣 **, 文 治 雄 **, 趙 敏 亨 ***

(S. Y. Lee, J. H. Yi, W. Yi, C. W. Mun, and M. H. Cho)

요 약

새장 고주파코일은 자기공명영상시스템에서 가장 널리 쓰이는 고주파코일 중의 하나이다. 새장 고주파코일을 개방형 자기공명영상시스템에서 활용할 수 있도록 새장 고주파코일의 구조를 개방형으로 할 수 있는 방법을 소개하였다. 환형인 새장 고주파코일의 한쪽 부분을 절개한 뒤 절개된 부분에 형성되는 두 단자에서 전압을 인가하거나 수신하여 개방형 새장 고주파코일을 만들 수 있다. 또한 개방형 새장 고주파코일의 자계 균일도를 높이기 위해 두 단자에 인가되는 전압을 상호 동상 혹은 역상으로 할 수 있음을 보였다. 개방형 새장 고주파코일의 동작주파수를 이론적으로 구하는 방법을 제시하였고 이 이론의 타당성을 실험적으로 증명하였다.

Abstract

Birdcage RF coil is one of the most widely used RF coils in MRI. In order to use birdcage RF coils in open MRI systems, an open structured birdcage RF coil has been investigated. By opening the ring structure of an original birdcage RF coil and driving the coil at two opening ends, the original birdcage RF coil can be modified to an open structured coil. In order to improve magnetic field uniformity of the open birdcage RF coil, driving voltage phases at the two opening ends can be controlled to be in-phase or out-of-phase each other. Operating frequency of the open birdcage RF coil has been theoretically derived, and the theoretical derivation has been verified by experiments.

Ⅰ. 서 론

새장 고주파코일(Birdcage RF coil)은 자기공명영상(MRI: Magnetic Resonance Imaging) 시스템에서 가장 널리 쓰이고 있는 고주파코일의 하나이다. 새장 고주파코일은 다른 구조의 고주파코일에 비해 감도가 높고 또한 고주파 자계의 균일도가 양호해 특히 고자장 자기공명영상시스템에서 널리 쓰이고 있다. 1985년도 Hayes등에 의해 처음 제안된 새장 고주파코일은 보통 원통형의 틀 위에 놓인 링(ring) 구조의 LC 사다리 회로로 구현된다.[1] 이것은 LC 사다리 회로가 원통형 모양을 가질 때 촬영 공간 내의 자계 균일도가 좋아지기 때문이다. 원통형 구조의 새장 고주파코일은 특히 머리 부분을 촬영하는데 적합하다.

최근 폐쇄공포증 환자에게 보다 안락한 촬영 환경을 제공하고 촬영 도중 간단한 의학적 시술을 하는 중재의학적 응용이 가능한 개방형 자기공명영상시스템(Open MRI system)이 본격적으로 도입되고 있다.

* 正會員, 建國大學校 醫科大學 醫工學科
(Dept. of Biomedical Engineering, Konkuk Univ.)
** 正會員, 三星綜合技術院 醫療機器研究室
(Medical Equipment Lab., Samsung Advanced Institute of Technology)
*** 正會員, 水源大學校 電氣工學科
(Dept. of Electrical Engineering, The University of Suwon)
接受日字: 1997年11月17日, 수정완료일: 1998年3月25日

개방형 자기공명영상시스템에서 중재의학적 응용을 쉽게 하기 위해서는 촬영 도중 인체에 고주파 자계를 인가하고 자기공명신호를 수신하는 고주파코일의 형상이 개방형이 되어야만 한다. 본 논문에서는 가장 널리 쓰이고 있는 고주파코일의 하나인 새장 고주파코일의 구조를 변경하여 개방형 구조를 갖도록 하는 방법에 대하여 기술하였다. 또한 개방형 새장 고주파코일의 동작주파수를 이론적으로 구하는 방법을 소개하였고 이 방법의 타당성을 실험적으로 증명하였다.

Ⅱ. 새장 고주파코일의 동작주파수

그림1에 원래 모양의 새장 고주파코일을 나타내었다.

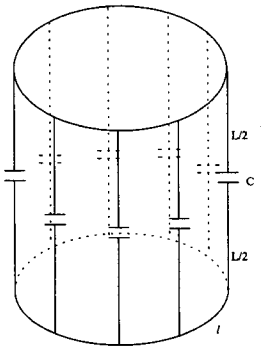


그림 1. 원래 모양의 저주파 통과형 새장 고주파코일
Fig. 1. A lowpass birdcage RF coil in original shape.

새장 고주파코일은 저주파 통과형과 고주파 통과형의 두 가지가 있지만 동작의 근본 원리는 서로 같으므로 여기서는 저주파 통과형에 대해서만 기술하겠다.[2-6] 그림 1에 보인 저주파 통과형의 새장 고주파코일은 여러 개의 수직 전선이 원통 표면에 원통과 평행한 방향으로 등 간격으로 배치되어 있고 이들 수직 전선은 호형 전선으로 서로 연결되어 있어 닫혀진 환형 구조로 되어 있다. 수직 전선의 중심 부분에는 고주파코일의 공진주파수를 조절하기 위한 캐패시터 C가 연결되어 있다. 새장 고주파코일은 여러 모드의 공진주파수를 가질 수 있는데 그 중에서도 가장 낮은 공진주파수에서 새장 고주파코일을 동작시키는 것이 일반적이다. 그 이유는 가장 낮은 공진주파수에서 새장 고주파코일이 형성하는 고주파 자계의 균일도가 가장 좋기 때문이다.[1] 새장 고주파코일의 공진주파수는 아래의 식으로 주어진다.[2]

$$\omega^2 = a_0 \frac{1-\cos\frac{2\pi}{N}}{1-\sum_{n=1}^{P}\left(\frac{a_0}{a_i}\right)\cos\frac{2\pi n}{N}} \tag{1}$$

여기서

$$a_0 = \frac{1}{C(L+l-M_1)} \tag{2}$$

$$a_1 = \frac{1}{C(L-2M_1+M_2)} \tag{3}$$

$$a_i = \frac{1}{C(M_{i-1}-2M_i+M_{i+1})},\ i=2,3,\ ..,P \tag{4}$$

이다. 위 식에서 L는 수직형 전선의 자체인덕턴스를, l은 이웃한 수직형 전선 사이를 잇는 호형 전선의 자체인덕턴스를, M_i는 i-번째 떨어진 수직 전선 사이의 상호인덕턴스를, 그리고 C는 수직형 전선에 부착된 캐패시터의 용량을 나타낸다. N은 수직형 전선의 수이며, P는 N이 짝수일 때에는 N/2를, N이 홀수일 때는 (N-1)/2를 나타낸다. 호형 전선 사이의 상호 인덕턴스는 무시하였다.

Ⅲ. 개방형 새장 고주파코일의 동작주파수

그림 2에 새장 고주파코일의 일부를 절개하여 열린 공간을 갖도록 한 개방형 새장 고주파코일의 구조를 나타내었다.

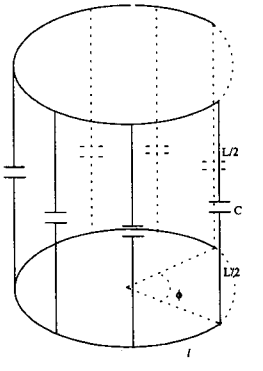


그림 2. 개방형 새장 고주파코일
Fig. 2. A lowpass birdcage RF coil in open shape.

이 개방형 구조에서는 N개의 수직형 전선이 한쪽이 ϕ각 만큼 열린 원통 표면에 등 간격으로 부착되어 있고 수직형 전선은 원래의 새장 고주파코일 구조에서와 같이 호형 전선으로 연결되어 있다. 이 때 한 쪽을 여는 각도는 사용 목적에 따라 임의로 조정할 수가 있다. 개방형 새장 고주파코일은 한 쪽이 절개되어 있기 때문에 원래의 새장 고주파코일과 전기적으로 등가하지 않다. 즉 원래의 새장 고주파코일은 같은 모양의 권선 구조가 360° 회전할 때마다 주기적으로 반복되는 주기적 구조를 갖는 것으로 볼 수 있지만, 개방형 새장 고주파코일은 절개된 쪽에서 두 개의 단자가 형성되므로 주기적 구조를 갖는다고 할 수가 없다. 개방형 새장 고주파코일의 공진주파수를 구하기 위해 개방형 새장 고주파코일의 등가회로를 그림 3에 나타내었다.

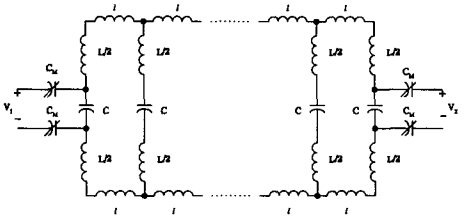


그림 3. 개방형 새장 고주파코일의 등가회로
Fig. 3. The equivalent circuit of the lowpass birdcage RF coil in open shape.

그림 3에서 회로 정수들은 원래의 새장 고주파코일에서 정의한 것과 같다. 즉, L는 수직형 전선의 자체 인덕턴스를, l은 호형 전선의 자체인덕턴스를, M_i는 i-번째 떨어진 수직 전선 사이의 상호인덕턴스를, 그리고 C는 수직형 전선에 부착된 캐패시터의 용량을 나타낸다. 공진주파수를 구하기 위해 n번째 루우프에 키르히호프(Kirchhoff) 전류법칙을 적용하면 아래와 같다.

$$2[(L+l-M_1)\omega^2-\frac{1}{C}]I_n-[(L-2M_1+M_2)\omega^2-\frac{1}{C}][I_{n-1}+I_{n+1}] \\ -[(M_1-2M_2+M_3)\omega^2][I_{n-2}+I_{n+2}]-\ldots=0 \quad (5)$$

위 식에서 I_n은 n-번째 루우프에서의 루우프 전류를 나타낸다. n-번째 직선형 권선에 흐르는 전류 i_n는 아래의 식으로 주어질 것이다.

$$i_n=I_{n-1}-I_n \quad (6)$$

식 (5)를 풀기 위해 아래의 경계조건을 설정했다.

$$I_0=I_N=0 \quad (7)$$

위의 경계조건은 개방형 새장 고주파코일의 양쪽 끝 단자에서 같은 구조가 반복되는 것이 끝남을 의미하고 있다. 개방형 새장 고주파코일의 양쪽 단자에 위치한 캐패시터에 그림 3에서와 같이 임피던스 정합용 캐패시터 C_M을 부착하여 고주파코일에 전압을 인가하거나 혹은 고주파코일이 수신하는 신호를 감지할 수 있다. 고주파코일에 전압을 인가하는 것과 고주파코일에 유기된 신호를 수신하는 것은 상호 가역적이므로 여기서의 설명은 전압을 인가하는 때에만 국한하기로 한다. 개방형 새장 고주파코일에 전압을 인가하는 방법으로 두 개의 전압을 동상($V_1=V_2$)으로 하는 것과 역상($V_1=-V_2$)으로 하는 것을 생각할 수 있다. 먼저 동상으로 인가할 때의 고주파코일의 공진주파수 ω_{in}을 구해 보기로 한다. 양 단자에서 전압을 동상으로 인가할 때 고주파코일이 공진하기 위해서는 고주파코일의 전 구조를 통하여 위상 변화가 360°의 정수배만큼 생겨야 한다. 양 단자에서 전압을 인가하면 양 단자 측에 위치한 직선형 권선에 최대 전류가 형성되므로 n-번째 루우프의 루우프전류는 아래의 식으로 표현될 수 있다.

$$I_n=A\sin\frac{2n\pi J}{N} \quad (8)$$

위 식에서 J는 자연수이며 J=1은 가장 낮은 공진주파수 모드를 나타낸다. 식 (8)은 식 (7)의 경계조건을 만족함을 알 수 있다. 식 (8)을 식 (5)에 대입하여 해를 구하면 동상으로 구동할 때의 가장 낮은 공진주파수(J=1)는 원래의 새장 고주파코일의 공진주파수와 같음을 알 수 있다. 즉,

$$\omega_{in}^2=a_0\frac{1-\cos\frac{2\pi}{N}}{1-\sum_{n=1}^{p}(\frac{a_0}{a_i})\cos\frac{2\pi n}{N}} \quad (9)$$

식 (9)에서 a_i는 식 (2),(3),(4)에서 주어진 것과 같다.

이번에는 개방형 새장 고주파코일의 양 단자에 역상으로 전압을 인가하는 경우를 생각해 보기로 한다. 역상으로 전압을 인가하기 때문에 양쪽 단자의 전류는 서로 반대 방향이 된다. 따라서 경계조건 [7]을 만족하는 공진 루우프전류는 아래의 식으로 표현된다.

$$I_n = A\sin\frac{n\pi J}{N} \tag{10}$$

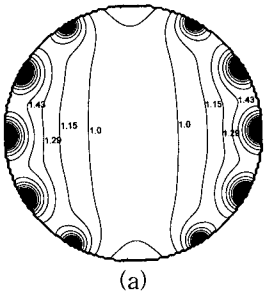
식 (10)을 식 (5)에 대입하여 해를 구하면 역상으로 구동할 때의 가장 낮은 공진주파수는 아래의 식으로 주어진다.

$$\omega_{out}^2 = a_o \frac{1-\cos\frac{2\pi}{N}}{1-\sum_{n=1}^{F}(\frac{a_o}{a_i})\cos\frac{2\pi n}{N}} \tag{11}$$

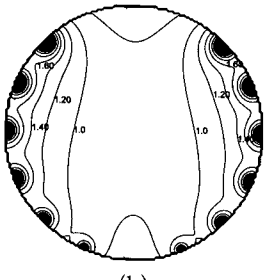
식 (11)에서 ai는 동상 구동 시와 마찬가지로 식 (2),(3),(4)에서 주어진 것과 같다.

Ⅳ. 개방형 새장 고주파코일의 자계 분포

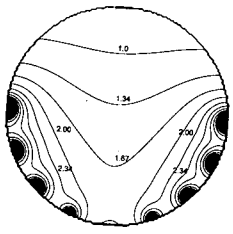
새장 고주파코일은 코일 내부에 매우 균일한 자계 분포를 형성하는 것으로 알려져 있다. 자계 분포의 균일성은 균일한 밝기의 자기공명영상을 얻기 위해 필수적이다. 그러나 표면 고주파코일(Surface RF coil)과 같이 고주파코일을 자기공명신호 수신 전용으로 사용하는 경우에는 고주파코일의 자계 분포가 크게 문제가 되지 않는다. 개방형 새장 고주파코일은 절개된 부분 때문에 코일 구조의 대칭성이 사라져 원래 모양의 새장 고주파코일에 비해 상대적으로 자계 분포의 열화가 생길 수 밖에 없다. 그림 4(a)에 코일의 직경과 길이가 서로 같은 원래 모양의 새장 고주파코일의 자계 분포도를 나타내었다.



(a)



(b)



(c)

그림 4. (a) 원래 모양 새장 고주파코일 중앙 단면에서의 자계 분포도 (b) 개방형 새장 고주파코일(f=90°) 중앙 단면에서의 자계 분포도 (c) 개방형 새장 고주파코일(f=180°) 중앙 단면에서의 자계 분포도

Fig. 4. (a) Magnetic field distribution at the central section of the original birdcage RF coil (b) Magnetic field distribution at the central section of the open birdcage RF coil(f=90°) (c) Magnetic field distribution at the central section of the open birdcage RF coil(f=180°).

이 자계 분포도는 새장 고주파코일의 단면 반경을 R이라 했을 때 중앙 단면에서 반경이 R인 원 안에서의 자계 분포를 나타낸다. 자계 분포도 위에 있는 숫자는 자계 강도의 상대적인 크기를 나타낸다. 그림 4(b)와 (c)에는 각각 열린 각도가 90o, 180o인 개방형 새장 고주파코일의 자계 분포를 나타내었다. 그림 4(b)에서는 동상 구동을 했을 때의 자계 분포를, 그리고 그림4(c)에서는 역상 구동을 했을 때의 자계 분포를 나타내었다. 그림4(c)에서 역상 구동을 한 이유는 동상 구동에 비해 자계 분포의 균일도가 좋기 때문이다. 개방형 코일의 열린 각이 커지면 자계 균일도는 필연적으로 나빠지지만 응용 목적에 따라서는 이를 감수할 수도 있을 것이다. 따라서 용도에 따라 열린 각도를 결정하고 동상 구동과 역상 구동 중 어느 쪽이 자계 균일도가 높은지를 판단해서 구동 방식을 정해야 할 것이다.

Ⅴ. 실험 결과

직경이 30cm인 아크릴 원통에 원래 모양의 새장 고주파코일과 개방형 새장 고주파코일을 제작하였다. 수직 전선의 수는 각기 8로 하였으며 길이는 30cm로 하였다. 전선으로는 너비가 1cm인 동판을 사용하였다. 개방형 새장 고주파코일의 열린 각도는 원래 새장 고주파코일과의 비교를 위해 0°로 하였다. 개방형 새장

고주파코일의 경우에는 동상과 역상으로 구동했을 때의 공진주파수를 측정하였다. 식 (1), (9), (11)로 계산되는 공진주파수와 실제 제작한 코일로 계측한 공진주파수를 표1에 나타내었다.

표 1. 새장 고주파코일의 공진주파수
Table 1. Resonance frequencies of birdcage RF coils.

C[pF]	개방형 코일 $\frac{\omega_{out}}{2\pi}$ [MHz]측정치/계산치	개방형 코일 $\frac{\omega_{in}}{2\pi}$ [MHz]측정치/계산치	개방형 코일 $\frac{\omega}{2\pi}$ [MHz]측정치/계산치
48	17.3/18.9	28.2/30.7	28.0/30.7
82	13.3/14.4	22.2/23.5	22.0/23.5
164	9.34/10.2	15.8/16.6	15.8/16.6
246	7.96/8.35	12.8/13.6	12.9/13.6

이들 식을 사용하여 공진주파수를 계산할 때 전선의 자체 인덕턴스 L과 상호 인덕턴스 M은 아래의 식을 사용하여 구했다.[2]

$$L=2h\left[\ln\left(\frac{2h}{b}\right)+0.5\right] \quad (12)$$

$$M=2h\left[\ln\left(\frac{h}{d}+\sqrt{1+\left(\frac{h}{d}\right)^2}\right)-\sqrt{1+\left(\frac{d}{h}\right)^2}+\frac{d}{h}\right] \quad (13)$$

위 식에서 h는 전선의 길이[cm]를, b는 전선의 폭[cm]을, 그리고 d는 두 전선 사이의 간격[cm]을 나타내고 인덕턴스의 단위는 nH이다. 표1에서 계산된 공진주파수와 측정된 공진주파수는 상당히 근접함을 알 수 있다. 계산치와 측정치의 차이는 주로 캐패시터의 허용오차와 전선들 사이의 기생 캐패시턴스에 연유하는 것으로 생각된다.

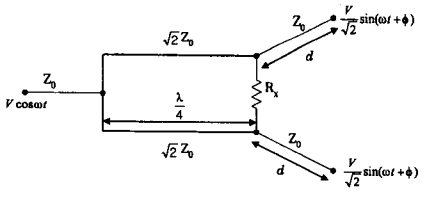


그림 5. 동축선을 이용한 전력분배기
Fig. 5. A power divider made of coaxial cables.

코일의 감도를 나타내는 Q값을 원래 모양의 새장 고주파코일과 동상으로 구동한 개방형 새장 고주파코일에 대해 공진주파수를 12.8MHz 부근으로 하여 측정하였다. 두 경우 모두 Q값이 약 220으로 거의 같아 개방형 코일은 원래 모양의 코일과 거의 같은 수준의 감도를 가짐을 알 수 있다. 고주파코일을 동상 혹은 역상으로 구동하기 위한 전력분배기는 특성임피던스가 75 Ohms($\sqrt{2}Z_0$)인 동축선과 50 Ohms(Z_0)인 동축선을 조합하여 만들었는데 그 회로도를 그림 5에 나타내었다.[7]

특성임피던스가 75 Ohms인 동축선의 길이는 동작주파수에서 전자파 파장의 1/4로 하여야 한다.

자기공명영상 실험을 위해 열린 각도가 180°인 개방형 새장 고주파코일을 제작하였다. 이 코일에서 수직전선의 수는 5이고 전선의 길이와 폭은 각기 25cm, 2cm로 하였다. 그리고 코일의 직경은 25cm로 하였다. 이렇게 제작한 코일을 역상으로 구동하여 자기공명영상 실험을 시행하였다. 사용한 MRI 시스템은 0.3T 영구자석형이고 개방형 새장 고주파코일은 자기공명신호 수신 전용으로 사용하였다. 영상을 얻기 위한 펄스열(pulse sequence)은 스핀 에코(spin echo) 펄스열로 TR 및 TE는 각기 500msec, 30msec로 하였다. 이렇게 하여 얻은 영상을 그림 6에 보였다.

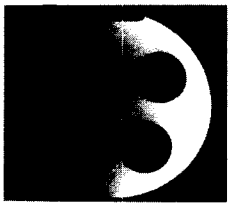


그림 6. 열린 각이 180°인 개방형 새장 고주파코일로 얻은 자기공명영상
Fig. 6. An MRI image obtained with the open birdcage RF coil with f=180°.

사용한 팬텀은 직경이 22cm인 원통으로 그 안은 황산구리 수용액으로 채워져 있다. 얻은 영상의 균일도가 그림4(c)에 보인 결과와 유사함을 알 수 있다.

VI. 결 론

자기공명영상시스템에서 가장 널리 쓰이고 있는 새장 고주파코일의 한쪽을 개방하여 개방형 자기공명영상시스템에서 쓸 수 있는 방법을 소개하였다. 새장 고주파코일의 한쪽을 열고 두 단자를 역상의 전압으로 구동하면 열린 각이 크더라도 자계균일도가 크게 나빠지지 않음을 알 수 있었다. 또한 개방형 새장 고주파코일의 성능이 원래의 새장 고주파코일에 비해 거의 같은 수준임을 실험으로 증명하였다. 본 논문에서 제

안한 방법은 원통형의 새장 고주파코일 뿐만 아니라 임의 형태의 새장 고주파코일을 개방형으로 만드는데도 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

[1] C.E. Hayes, W.A. Edelstein, J.F. Schenk, O.M. Mueller, and M. Eash, An efficient, highly homogeneous radiofrequency coil for whole body NMR imaging at 1.5T, *J. Magn. Reson.* vol.63, pp.622-628, 1985.

[2] S. Amari, A.M. Ulug, J. Bornemann, P.C.M. van Zijl, and P.B. Barker, Multiple tuning of birdcage resonators, *Magn. Reson. In Med.* vol. 37, pp.243-251, 1997.

[3] D. Ballon, M.C. Graham, S. Miodownik, and J.A. Koutcher, A 64 MHz half-birdcage resonator for clinical imaging, *J. of Magn. Reson.*, vol. 90, pp.131-140, 1990.

[4] James Tropp, The theory of the birdcage resonator, *J. of Magn. Reson.*, vol. 82, pp.51-62, 1989.

[5] M. D. Harpen, Equivalent circuit for birdcage resonators, *Magn. Reson. In Med.* vol. 29, pp.263-268, 1993.

[6] J. Jin, G. Shen, and T. Perkins, On the field inhomogeneity of a birdcage coil, *Magn. Reson. In Med.* vol. 32, pp.418-422, 1994.

[7] R.G. Brown, R.A. Sharpe, W.L. Hughes, R.E. Post, *Lines, Waves, and Antennas,* John Wiley and Sons, New York, p.133, 1973.

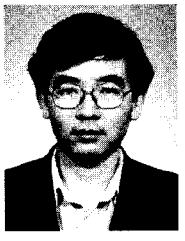
저 자 소 개

李 壽 烈(正會員) 第 34卷 S篇 第 1號 參照
현재 건국대 의공학과 부교수

李 定 漢(正會員) 第 34卷 S篇 第 1號 參照
현재 건국대 의공학과 조교수

李 浣(正會員) 第 34卷 S篇 第 1號 參照
현재 삼성생명과학연구소 책임연구원

趙 敏 亨(正會員) 第 31卷 B篇 第 9號 參照
현재 수원대 전기공학과 조교수



文 治 雄(正會員)
1960년 7월 29일생. 1983년 2월 서강대학교 전자공학과 졸업(학사). 1985년 2월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(석사). 1991년 8월 한국과학기술원 전기 및 전자공학과 졸업(박사). 1991년 9월 ~ 1995년 12월 아산생명과학연구소 방사선의학연구과, 선임연구원. 1996년 1월 ~ 현재 삼성종합기술원 의료기기 연구팀 전문연구원. 관심분야는 의공학, 영상시스템, Digital System, 신호처리 및 방사선 물리