

Two-point Dixon기법을 이용한 간의 지방정량화에 Gd-EOB-DTPA가 미치는 영향

Effect of Gd-EOB-DTPA on Hepatic Fat Quantification using Two-point Dixon Technique

구노현*, 최관우*, 유병규**
서울아산병원 영상의학과*, 원광보건대학교 방사선과**

No-Hyun Koo(kunohyun@naver.com)*, Kwan-Woo Choi(cns365@naver.com)*,
Beong-Gyu Yoo(bkyou@wu.ac.kr)**

요약

본 연구는 two-point Dixon기법을 이용한 간의 지방정량화 검사 시 가돌리늄 조영제인 Gd-EOB-DTPA가 지방정량화에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 하였다. 연구방법은 2016년 4월부터 동년 9월까지 two-point Dixon 기법을 이용해 간의 지방정량화 검사를 시행한 60명을, 두 그룹(정상 간기증자 30명, 비정상 간 지방증 환자 30명)으로 분류한 후 조영제 주입에 따른 지방분율의 변화를 비교 평가하였다. 연구 결과, 두 그룹 모두 조영제 주입 전 보다 후의 지방분율이 크게 감소(간 기증자 -33.8%, 간 지방증 환자 -47.2%)하는 것으로 나타나 Gd-EOB-DTPA가 지방정량화에 영향을 미친다는 것을 알 수 있었다. 결론적으로 two-point Dixon기법을 이용해 간 지방정량화 검사를 시행할 경우, Gd-EOB-DTPA 주입 전에 영상을 획득해야 지방분율의 변화를 최소화 할 수 있어 정확한 진단을 할 수 있다.

■ 중심어 : | 지방정량화 | Two-point Dixon | 간 지방증 |

Abstract

The purpose of present study was to assess whether Gd-EOB-DTPA with gadolinium-based contrast agent administration affects fat quantification using the two-point Dixon technique. Between April 2016 and September, 60 patients who underwent hepatic fat quantification using the two-point Dixon technique were divided into two group (normal liver donors=30, abnormal hepatic steatosis=30) and we compared the variability of mean fat fraction before and after administration Gd-EOB-DTPA. As a results, in both group, fat fraction after injection Gd-EOB-DTPA was significantly decreased (normal liver donors -33.8%, hepatic steatosis -47.2%) compared to before injection Gd-EOB-DTPA, suggesting that Gd-EOB-DTPA affects fat quantification using two-point Dixon technique. In conclusion, hepatic fat quantification using the two-point Dixon technique could maintain diagnostic value by acquiring images before administration Gd-EOB-DTPA.

■ keyword : | Fat Quantification | Two-point Dixon | Hepatic Steatosis |

* 본 연구는 2017년도 원광보건대학교 교내연구비 지원에 의해서 수행되었습니다.

접수일자 : 2017년 04월 04일

수정일자 : 2017년 05월 02일

심사완료일 : 2017년 05월 04일

교신저자 : 유병규, e-mail : bkyou@wu.ac.kr

I. 서론

간 지방증(hepatic steatosis)은 만성 간 실질질환(chronic parenchymal liver disease)을 일으키는 주요 원인이며 대사증후군(metabolic syndrome)의 위험인자로 알려져 있다[1][2]. 이러한 간 지방증의 진단은 일반적으로 조직검사를 실시하지만 침습적이고 병변의 분포에 따라 재현성이 떨어진다는 단점으로 인해[3], 최근에는 자기공명영상(Magnetic Resonance Imaging, 이하 MRI)을 이용한 진단이 증가하고 있다. MRI를 이용한 지방정량화는 비침습적으로 병변의 분포에 상관없이 전체 간 실질의 상태를 평가할 수 있고, 결과 또한 진단적 가치가 높아 조직검사를 대체 할 수 있는 대안으로 제시되고 있다[4][5]. 이러한 기법들은 일반적으로 화학적 변이(chemical shift)를 기반으로 하며 가장 널리 사용되고 있는 것이 two-point Dixon기법이다[6].

Two-point Dixon기법은 물과 지방의 서로 다른 세차주파수로 인해 발생하는 신호차이를 이용하여 간의 지방정량을 분석하는 기법으로 물과 지방의 동위상(in-phase)과 탈위상(opposed-phase)의 에코를 획득한다[7]. 이후 추가적인 계산과정을 거쳐 water-only와 fat-only 영상을 생성한 다음[8][9], 관심영역을 설정하여 분석하는 것이다[8].

그러나 two-point Dixon기법은 단독으로 시행하지 않는다. 왜냐하면 MRI를 이용한 간 검사는 질병의 조기진단 보다는 병소가 확인된 환자의 병기 결정 및 예후 평가가 주목적이기 때문이다. 간 검사는 조영제 주입 전·후 검사로 나뉘고 two-point Dixon기법을 어느 때 시행하여야 하는지에 대해서는 사용한 시퀀스의 매개 변수 및 조영제의 종류에 따라 연구마다 상반된 결과가 나타나 논란의 여지가 있다[4][8][10]. 이러한 이유 때문에 여러 가지 검사 중 하나로 시행하고 있다.

특히 간세포 특이적 조영제로 병소 감별이 우수하여 간 검사에 가장 많이 사용되고 있는 Gd-EOB-DTPA(Primovist, Bayer Schering Pharma, Berlin, Germany) 등은 조영제 주입 후 지연기(delayed phase) 영상을 얻기 위해 적어도 15분의 시간 경과가 필요하다[11]. 그러나 아직까지 이 기간에 지방정량화 기법을 시

행해도 되는지, Gd-EOB-DTPA가 지방정량화에 어떤 영향을 미치는지에 대한 연구가 전무한 실정이다.

MRI 검사의 가장 큰 문제점은 타 영상검사에 비해 검사시간이 매우 길다는 것이다. 특히 간 검사는 다른 검사와는 달리 평형기 후 지연기까지 검사가 진행되지 않는 15분은 환자나 검사 측면에서도 매우 비효율적이다[12].

이에 저자들은 Gd-EOB-DTPA의 주입이 two-point Dixon기법을 이용한 지방정량 분석에 영향을 미치지 않는다면 지연기까지 기다리는 시간에 검사를 시행할 수 있어 효율적으로 활용할 수 있을 것이라고 생각하였다. 이로 인한 전체 검사시간의 단축과 검사가 진행되지 않는 상황에서 환자가 좁은 공간에 긴 시간동안 위치할 경우 느낄 수 있는 폐쇄공포와 같은 환자의 불편함을 감소시킬 수 있으리라 판단하였다[13].

그러나 효율적인 시간활용에 앞서 Gd-EOB-DTPA가 지방정량화에 미치는 영향에 대한 연구가 선행되어야 한다. 따라서 본 연구에서는 관련 연구가 전무한 실정에서 two-point Dixon기법과 Gd-EOB-DTPA를 사용하여 조영제 주입 전·후를 비교 평가함으로써 Gd-EOB-DTPA가 two-point Dixon기법을 이용한 지방정량화에 어떠한 영향을 미치는지 파악하여 임상 적용의 유용성을 알아보려고 하였다.

II. 연구대상 및 방법

연구대상은 2016년 4월부터 동년 9월까지 two-point Dixon 기법을 이용해 간의 지방정량화 검사를 시행한 60명을 대상으로 하였다. 대상자에게는 검사 전에 연구의 필요성과 내용 및 안전성에 대한 설명을 한 후, 사전 동의를 받아 진행하였다. 간의 조직형태학적 특성상 조영제 주입 전과 후에 정상과 비정상의 정량화된 지방 수치가 달라질 수 있는 점을 감안하여 정상의 간기증자(30명)와 비정상의 간 지방증 환자(30명)로 세분화 하였다[14]. 정상과 비정상의 분류 기준은 250배율 확대를 통한 가시지방(visual fat)을 확인하여 가시지방이 5% 미만인 경우 정상으로, 5% 이상 30% 미만의 저 지방증인 경우 비정상적으로 분류하였다[15].

연구방법은 조영제를 주입하면 T1, T2 시간(time)이 모두 감소되어 영상의 신호강도에 영향을 주므로 지방을 정량화 하는 지방분율도 조영제 주입 후 가돌리늄에 의한 영향이 있기에 Gd-EOB-DTPA 주입 전·후 두 그룹의 동위상과 탈위상 에코를 획득하여 water-only와 fat-only 영상을 생성하여 신호강도를 측정하였다. 측정된 신호강도를 기반으로 지방분율을 구하여 두 그룹의 신호강도 및 지방분율의 변화를 비교하였다.

영상획득장비는 3.0T 초전도 자기공명영상장치(MAGNETOM Skyra, Siemens, Munich, Germany)와 18 채널 body coil을 사용하였으며 two-point Dixon 기법인 3D parallel-accelerated in-opposed-phase volumetric interpolated breath-hold 시퀀스로 영상을 획득하였다[15].

Gd-EOB-DTPA 주입은 자동주입기(Spectris Solaris, MEDRAD, Europe, Maastricht, Netherlands)를 이용하여 몸무게 1kg 당 0.1cc로 주입(1cc/sec)하였으며, 25cc의 생리식염수를 추가로 주입하였다.

조영제 주입 후 영상은 주입 시점이 지방의 정량적인 평가에 미치는 영향을 배제하기 위해 15분 후 영상을 획득하였으며 영상 획득범위는 간 전체를 포함하였다.

영상변수는 반복시간(TR) 3.97ms, 동위상 에코시간($TE_{in-phase}$) 2.52ms, 탈위상 에코시간($TE_{opposed-phase}$) 1.29ms, 숙입각(flip angle) 9°, 수신대역폭(receive bandwidth) 1040Hz/Px, 화소배열수(matrix) 195×320, 절편두께(slice thickness) 3mm, 절편간격(gap) 0.6mm, 병렬기법(parallel acceleration factor) 4로 하였으며 호흡을 참는 시간은 13초가 소요되었다.

신호강도는 생성된 water-only와 fat-only 영상에서 식별이 어려운 segment 1을 제외한 segment 2~8에, 300mm²의 관심영역을 설정하여[Fig. 1] 측정하였으며, 지방분율은 측정된 신호강도를 바탕으로 식 (1)을 이용하여 산출하였다. 신호강도를 측정하기 위한 관심영역은 간 실질 이외의 조직이 신호강도에 미치는 영향을 배제하기 위해 혈관과 담도를 피하여 설정하였다.

통계적 분석방법은 대응표본 T검정(paired t-test, SPSS Ver. 22)을 이용하여 Gd-EOB-DTPA 주입 전·후의 신호강도 및 지방분율을 비교하였으며, 통계적 검

증 결과 p값이 0.05보다 작을 경우 유의한 차이가 있는 것으로 판단하였다.

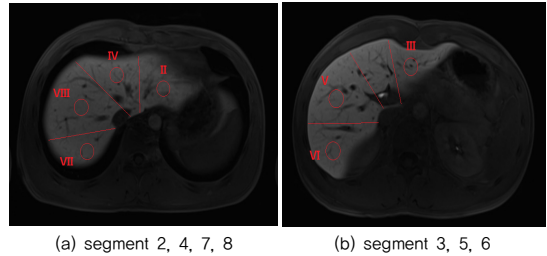


Fig. 1. ROI for measuring the signal intensity

$$FF = \frac{SI_{(Fat-only)}}{SI_{(Fat-only)} + SI_{(Water-only)}} \quad (1)$$

FF: Fat fraction

SI: Signal intensity

III. 연구결과

대상자의 인구사회학적 특성은 남성이 41명(68.3%), 여성이 19명(31.7%)이었으며, 평균연령은 49.23±14.26세(22세~74세)였다.

Gd-EOB-DTPA 주입에 따른 영상의 신호강도는 정상 간의 기준에서 water-only와 fat-only 영상 모두 증가하였다[Table 1][Table 2]. 평균 신호강도의 경우 water-only 영상은 173.89±43.35에서 294.07±74.37로 69.1% 증가하였으며, fat-only 영상은 8.51±2.54에서 9.39±3.04로 10.4% 증가하였다.

Table 1. Signal intensity of water-only images for liver donor before and after Gd-EOB-DTPA injection

Segment	Pre	Post	sig.
2	172.76±38.92	276.45±65.77	0.000
3	170.78±38.75	282.38±64.24	0.000
4	180.26±43.22	290.72±71.45	0.000
5	171.88±52.49	288.75±84.56	0.000
6	170.93±42.01	313.02±80.99	0.000
7	174.24±43.28	306.31±80.74	0.000
8	176.37±44.76	300.85±72.86	0.000
mean	173.89±43.35	294.07±74.37	0.000

Table 2. Signal intensity of fat-only images for liver donor before and after Gd-EOB-DTPA injection

Segment	Pre	Post	sig.
2	8.65±2.00	10.16±2.89	0.001
3	8.74±1.95	9.79±3.03	0.015
4	8.85±3.11	9.55±3.11	0.078
5	8.32±3.02	9.09±3.36	0.034
6	8.57±2.28	9.10±2.48	0.064
7	8.16±2.55	9.40±3.24	0.020
8	8.27±2.84	8.66±3.14	0.279
mean	8.51±2.54	9.39±3.04	0.001

비정상 간 지방증 환자의 경우 water-only 영상에서는 조영제 주입 후 영상의 신호강도가 증가한 반면 [Table 3], fat-only 영상의 경우 신호강도가 감소하였다 [Table 4]. 평균 신호강도의 경우 water-only 영상은 조영제 주입 전 158.34±38.83에서 287.13±69.39로 81.3% 증가하였으나, fat-only 영상은 12.14±3.85에서 11.23±3.53으로 7.5% 감소하였다.

Table 3. Signal intensity of water-only images for hepatic steatosis before and after Gd-EOB-DTPA injection

Segment	Pre	Post	sig.
2	151.04±33.08	277.89±63.66	0.000
3	147.96±32.20	277.86±61.02	0.000
4	164.68±44.37	290.37±69.72	0.000
5	162.45±40.08	294.10±75.72	0.000
6	156.32±38.86	301.32±67.24	0.000
7	162.61±40.39	279.42±74.30	0.000
8	163.31±42.81	288.92±74.09	0.000
mean	158.34±38.83	287.13±69.39	0.000

Table 4. Signal intensity of fat-only images for hepatic steatosis before and after Gd-EOB-DTPA injection

Segment	Pre	Post	sig.
2	12.12±3.45	11.72±3.21	0.503
3	13.04±3.33	11.45±3.13	0.018
4	12.21±4.28	11.92±4.06	0.454
5	11.71±3.74	10.58±3.03	0.079
6	12.88±4.75	11.15±4.04	0.022
7	11.41±3.52	10.55±3.47	0.094
8	11.64±3.88	11.24±3.75	0.469
mean	12.14±3.85	11.23±3.53	0.007

각 신호강도를 기반으로 한 지방분율을 살펴보면, 정상 간 기증자와 비정상 간 지방증 환자 모두 감소

하였다 [Table 5][Table 6]. 평균 지방분율은 정상 간 기증자의 경우 4.68±0.91에서 3.10±0.68로 33.8% 감소하였으며, 비정상 간 지방증 환자는 7.12±1.24에서 3.76±0.73으로 47.2% 감소하였다.

Table 5. Fat percentage(%) for liver donor before and after Gd-EOB-DTPA injection

Segment	Pre	Post	sig.
2	4.79±0.62	3.57±0.73	0.000
3	4.92±0.70	3.33±0.70	0.000
4	4.66±1.04	3.18±0.73	0.000
5	4.61±0.94	3.06±0.81	0.000
6	4.80±0.83	2.86±0.51	0.000
7	4.55±1.37	2.96±0.65	0.000
8	4.44±0.88	2.76±0.63	0.000
mean	4.68±0.91	3.10±0.68	0.000

Table 6. Fat percentage(%) for hepatic steatosis before and after Gd-EOB-DTPA injection

Segment	Pre	Post	sig.
2	7.43±1.45	4.06±0.77	0.000
3	8.14±1.58	4.00±0.91	0.000
4	6.88±1.32	3.91±0.66	0.000
5	6.71±1.06	3.48±0.62	0.000
6	7.51±1.27	3.52±0.81	0.000
7	6.54±1.02	3.61±0.75	0.000
8	6.61±1.00	3.72±0.61	0.000
mean	7.12±1.24	3.76±0.73	0.000

IV. 고찰 및 결론

본 연구는 two-point Dixon 기법을 이용한 간의 지방정량화 검사 시 가돌리늄 조영제인 Gd-EOB-DTPA가 지방정량화에 어떠한 영향을 미치는지 알아보고자 하였다. 연구를 통해 비정상 간 지방증 환자와 정상 간 기증자 그룹 모두 Gd-EOB-DTPA 주입 전보다 지방분율이 크게 감소하는 것으로 나타나, Gd-EOB-DTPA가 two-point Dixon 기법을 기반으로 한 지방정량화에 영향을 미친다는 것을 알 수 있다.

즉 간 지방증을 판단하기 위한 지방분율을 구하기 위해서는 필요 요소인 water-only와 fat-only 영상의 신호강도는 조영제 주입 후 water-only 영상에서는 두 그룹 모두 신호강도가 증가하지만, fat-only 영상에서는 정상 간 기증자 그룹만 증가하고 비정상 간 지방증

환자는 감소하였다.

Water-only 영상에서 두 그룹 모두 신호강도가 증가하는 이유는 Gd-EOB-DTPA도 가돌리늄 기반의 조영제이기 때문에 주입된 후 지방과 물조직의 T1이완 시간을 극히 짧게 하여 신호강도를 증가시키기 때문이다. 이는 반복시간과 에코시간이 짧은 T1 영상에서 가돌리늄 조영제의 주입 후 나타나는 일반적인 특성이다[16].

반면 fat-only 영상에서 정상의 간 기증자 그룹만 신호강도가 증가하고 비정상의 간 지방증 환자는 감소하는 이유는 정상의 경우 가돌리늄의 조영제의 일반적인 특성을 따라가지만, 비정상의 경우 간에 지방성분이 물 성분보다 비정상 적으로 많기 때문이다. 즉, 지방은 물에 비해 T2* 붕괴시간이 매우 짧는데, 이 상태에서 Gd-EOB-DTPA의 주입으로 인하여 T2* 붕괴시간이 더 감소되기 때문이다[17].

본 연구는 반복시간과 에코시간이 짧은 T1 영상에서 가돌리늄 조영제 주입 후 나타나는 선행연구들의 결과와는 다소 차이가 있다[18]. 이러한 차이는 지방을 정량화하기 위한 영상기법의 특수성으로 인해 발생하는 현상이라고 할 수 있다. 즉 동위상과 탈위상의 영상을 획득하기 위해 두 가지 에코를 이용하는 two-point Dixon 기법의 경우 탈위상은 짧은 에코시간을 통해 영상을 얻으므로 신호강도의 손실이 거의 없지만, 동위상은 상대적으로 긴 에코시간이 필요하여 신호강도의 손실이 나타나기 때문이다[19]. 특히 Gd-EOB-DTPA의 경우 다른 MRI 조영제에 비해 T1, T2 이완율이 약 2배 정도 높기 때문에 T2* 붕괴가 더 심하게 발생한다[17].

이에 따라 비정상 간 지방증환자의 신호강도의 저하는 water-only와 fat-only 영상의 신호강도를 기반으로 하여 산출하는 지방분율에 심각한 영향을 미친다. 실제 지방분율은 조영제 주입 후 간 지방증 환자와 간 기증자 그룹 모두 감소하였는데, 정상의 간기증자 그룹(33.8%)에 비해 비정상의 간 기증자 그룹(47.2%)이 더 심각하게 감소하였다. 이는 정상과 비정상의 조직형태학적 특성과 조영제 주입 후 fat-only 영상의 신호강도 감소에 차이가 있기 때문이며[14], 간 지방증의 진단에 심각한 왜곡을 초래한다.

일반적인 조직검사서서 간지방증을 판단하는 기준은

가시지방이 5%를 초과하는 경우로서 본 연구에서 알 수 있듯이 정상의 간 기증자의 경우 조영제 주입 후에도 정상으로 나타나지만, 비정상의 저지방증 환자의 경우 지방분율이 조영제 주입 전 7.12 ± 0.69 에서 3.76 ± 0.46 으로 5% 미만인 정상범위까지 낮아져 비정상에서 정상으로 바뀌는 것을 파악할 수 있다. 이와 같은 결과는 저지방증 환자를 대상으로 조영제 주입 후 지방정량화를 시행하면 진단적 가치가 크게 저하될 수 있음을 나타내는 것으로 오진의 원인이 될 가능성이 높다.

Two-point Dixon 기법을 이용한 지방정량화에서 지방분율은 T1이완시간과 관련된 여러 매개변수로부터 영향을 받는 것으로 알려져 있다[4][17]. Filli et al[8]은 Dixon 기법을 이용하여 가돌리늄 조영제 주입에 따른 하지 골격근의 지방분율을 비교하여 통계적으로 유의한 차이가 없다고 보고하였다. 그러나 골격근은 정상과 비정상에 대한 지방성분의 변화에 큰 차이가 없으며 반복시간 및 숙임각이 상대적으로 큰 고속스핀에코(turbo spin echo)를 사용했다는 점에서 본 연구와 차이가 있다.

본 연구와 유사하게 간에 대해 조영제 주입 전·후 지방정량화 기법의 유용성을 비교한 Yokoo et al[5]은 조영제 주입 후 지방분율이 감소되는 측면에서 일치한 결과를 보였다. 그러나 사용한 조영제(Gd-BOPTA)와 숙임각(20°, 90°)이 다르며, 3D 경사예코 기반이 아닌 2D 경사 에코를 사용했다는 점에서 차이가 있다. Park et al[17]은 본 연구와 동일한 Gd-EOB-DTPA를 사용하여 지방분율을 비교하였는데, 조영제 주입 전·후 지방분율의 변화가 없는 것으로 나타났다. 이는 본 연구와 상반된 결과로서 사용한 기법(high-speed T2*-corrected multi-echo acquisition)이 다중 에코를 얻음으로서 T2* 붕괴를 보정하기 때문에 조영제 주입으로 인해 발생할 수 있는 신호감소가 최소화되었기 때문이다. 또한 이 기법은 자기공명분광법을 기반으로 하기 때문에 본 연구와 근본적으로 차이가 있으며, 일반적으로 사용하는 기법이 아니라 영상 획득 면적이 작아 환자의 숨 참는 방법에 따라 재현성이 떨어져 간 전체의 상태를 관찰하기에는 부적합하다는 제한점이 있다.

본 연구는 신호강도에 큰 영향을 주는 철 침착증 환

자 및 철 침착증과 간 지방증을 함께 지니고 있는 복합성 미만성 간 질환자를 대상으로 평가하지 못했다는 점과 간세포 특이적 조영제 외에 일반적으로 다양하게 쓰이는 세포외액 조영제를 사용하여 평가하지 못하였다는 제한점이 있다. 그럼에도 불구하고 진단적 가치가 높아 간 MRI에 일반적으로 사용하고 있는 Gd-EOB-DTPA가 two-point Dixon 기법을 이용한 지방정량화에 어떠한 영향을 미치는지 최초로 평가한 연구라는 점에서 큰 의의가 있다.

본 연구를 바탕으로 Gd-EOB-DTPA를 이용한 간 검사에서 two-point Dixon을 사용하여 지방정량화를 시행할 경우 검사 시간이 증가되는 것을 감안하더라도 조영제 주입 전에 영상을 획득하는 것이 지방분율의 변화를 최소화 할 수 있는 방법이 될 것이라고 판단된다.

참 고 문 헌

- [1] H. Yu, C. A. McKenzie, and A. Shimakawa, "Multiecho reconstruction for simultaneous water-fat decomposition and T2* estimation," *J Magn Reson Imaging*, Vol.26, No.4, pp.1153-1161, 2007.
- [2] C. A. Matteoni, Z. M. Younossi, T. Gramlich, N. Boparai, Y. C. Liu, and A. J. McCullough, "Nonalcoholic fatty liver disease: a spectrum of clinical and pathological severity," *Gastroenterology*, Vol.116, No.6, pp.1413-1419, 1999.
- [3] V. Ratziu, F. Charlotte, and A. Heurtier, "Sampling variability of liver biopsy in nonalcoholic fatty liver disease," *Gastroenterology*, Vol.128, No.7, pp.1898-1906, 2005.
- [4] G. Mingmei, Z. Jing, W. Bing, L. Zhiqin, S. Hai, and M. Xiangfeng, "Effect of gadolinium on hepatic fat quantification using multi-echo reconstruction technique with T2* correction and estimation," *Eur Radio*, Vol.26, No.6, pp.1913-1920, 2016.
- [5] T. Yokoo, M. Shiehorteza, and G. Hamilton, "Estimation of hepatic proton-density fat fraction by using MR imaging at 3.0T," *Radiology*, Vol.258, No.3, pp.749-759, 2011.
- [6] W. T. Dixon, "Simple proton spectroscopic imaging," *Radiology*, Vol.159, No.1, pp.189-194, 1984.
- [7] J. Ma, "Dixon techniques for water and fat imaging," *J Magn Reson Imaging*, Vol.28, No.3, pp.543-558, 2008.
- [8] L. Filli, E. J. Ulbrich, R. Guggenberger, A. Boss, M. A. Fischer, F. G. Del, B. Maurer, and G. Andreisek, "Effect of Gd-DOTA on fat quantification in skeletal muscle using two-point Dixon technique - preliminary data," *Eur J Radiol*, Vol.85, No.1, pp.131-135, 2016.
- [9] G. H. Glover and E. Schneider, "Three-point Dixon technique for true water/fat decomposition with B0 inhomogeneity correction," *Magn Reson Med*, Vol.18, No.2, pp.371-383, 1991.
- [10] T. Yokoo, J. M. Collins, R. F. Hanna, M. Bydder, M. S. Middleton, and C. B. Sirlin, "Effects of intravenous gadolinium administration and flip angle on the assessment of liver fat signal fraction with opposed-phase and in-phase imaging," *J Magn Reson Imaging*, Vol.28, No.1, pp.246-251, 2008.
- [11] J. Schelhorn, J. Best, A. Dechêne, T. Göbel, S. Bertram, T. Lauenstein, and S. Kinner, "Evaluation of combined Gd-EOB-DTPA and gadobutrol magnetic resonance imaging for the prediction of hepatocellular carcinoma grading," *Acta Radiol*, Vol.57, No.8, pp.932-938, 2016.
- [12] K. W. Choi and S. Y. Son, "An effectiveness of multitransmit parallel technique on scan time reduction in hip joint MRI," *J. of Korea Academia-Industrial cooperation Society*,

Vol.17, No.3, pp.103-108, 2016.

[13] M. Dewey, T. Schink, and C. F. Dewey, "Claustrophobia during magnetic resonance imaging: cohort study in over 55,000 patients," J Magn Reson Imaging, Vol.26, No.5, pp.1322-1327, 2007.

[14] A. Pirasteh, H. R. Clark, E. A. Sorra 2nd, I. Pedrosa, and T. Yokoo, "Effect of steatosis on liver signal and enhancement on multiphasic contrast-enhanced magnetic resonance imaging," Abdom Radiol (NY), Vol.41, No.9, pp.1744-1750, 2016.

[15] M. R. Bashir, E. M. Merkle, A. D. Smith, and D. T. Boll, "Hepatic MR imaging for in vivo differentiation of steatosis, iron deposition and combined storage disorder: single-ratio in/opposed phase analysis vs. dual-ratio Dixon discrimination," Eur J Radiol, Vol.81, No.2, pp.e101-e109, 2012.

[16] G. Hamilton, M. S. Middleton, G. M. Cunha, and C. B. Sirlin, "Effect of gadolinium-based contrast agent on the relaxation properties of water and fat in human liver as measured in vivo by 1H MRS. Book of abstracts: 21th annual meeting of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine," pp.15-16, 2013.

[17] Y. S. Park, C. H. Lee, J. H. Kim, B. H. Kim, J. H. Kim, K. A. Kim, and C. M. Park, "Effect of Gd-EOB-DTPA on hepatic fat quantification using high-speed T2-corrected multi-echo acquisition in (1)H MR spectroscopy," Magn Reson Imaging, Vol.32, No.7, pp.886-890, 2014.

[18] M. S. Carrasco, B. C. Calles, J. Marcin, Á. C. Fernández, and M. J. Lafuente, "Gadolinium-based contrast agents for magnetic resonance imaging," Radiologia, Vol.56, No.1, pp.21-28, 2014.

[19] M. H. Fishbein, K. G. Gardner, C. J. Potter, P. Schmalbrock, and M. A. Smith, "Introduction of fast MR imaging in the assessment of hepatic steatosis," Magn Reson Imaging, Vol.15, No.3, pp.287-293, 1997.

저 자 소 개

구 노 현(No-Hyun Koo)

정회원



- 2013년 2월 : 대구가톨릭대학교 방사선학과 졸업
- 2015년 9월 ~ 현재 : 한양대학교 보건대학원 석사과정
- 2013년 3월 ~ 현재 : 서울아산 병원 영상의학과

<관심분야> : 자기공명영상학, 방사선영상학

최 관 우(Kwan-Woo Choi)

정회원

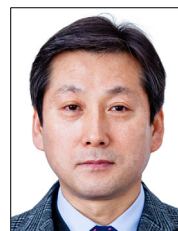


- 2010년 7월 : 고려대학교 의용과학대학원 의료영상공학과(공학 석사)
- 2015년 7월 : 한양대학교 보건학과(보건학박사)
- 2001년 2월 ~ 현재 : 서울아산 병원 영상의학과

<관심분야> : 자기공명영상학, 보건학, 방사선영상학, 의료영상공학

유 병 규(Beong-Gyu Yoo)

정회원



- 1996년 2월 : 한양대학교 환경방사선학 졸업(공학석사)
- 2001년 8월 : 동국대학교 생명과학 졸업(이학박사)
- 1998년 3월 ~ 현재 : 원광보건대학교 방사선과 교수

<관심분야> : 방사선영상정보학, 디지털영상학, 방사선생물학