대한방사선의학회지 2002;46:127 - 132

정위상 및 탈위상 경사에코영상과 생체 수소 자기공명분광법을 이용한 담낭 담즙내 지질성분의 측정[1]

허선진 · 신석환[2] · 지금난 · 윤은주 · 조순구 · 김형길[3] · 김영수[3] · 우제홍[2] · 김형진 · 서창해

목적: 지질 억제 자기공명영상 기법과 수소 자기공명분광에서 측정한 지질 피크의 상대적 비율을 비교 분석하여, 이 두 방법에 의한 담낭내 담즙 지질의 정량적 분석이 가능한 지를 알아보고자 하였다.

대상과 방법: 간기능 검사 및 콜레스테롤 수치가 정상이며, 초음파검사에서 담낭벽의 비후가 없고 담낭이 잘 팽창되어 있는 정상자원자 26명을 대상으로 하였다. 담낭의 정위상 및 탈위상 경사에코영상에서 담낭의 신호강도 차이를 계산하였으며, 담낭 자기공명분광 스펙트럼의 지질피크(0.8 - 1.6 ppm)와, 2.0 - 2.4 ppm, 3.2 - 3.4 ppm, 3.9 - 4.1 ppm, 5.2 - 5.4 ppm에서 관찰되는 피크의 넓이를 측정하였다. 전체 피크의 합에 대한 지질피크의 비율를 계산하였고, 신호강도 비율과 지질피크 비율를 비교하였다.

결과: 정위상 및 탈위상 자기공명영상에서의 신호강도비율은11.3 - 43.4% (평균 26±8.9%)였고, 생체 수소 자기공명분광의 가장 현저한 피크는 지질피크(21명, 92%)였으며, [피크0.8 - 1.6 ppm의 면적/모든 피크의 면적의 합]은 0.10 - 0.97(평균 0.66±0.21)였다. 신호강도 비율과 지질피크 비율의 상관성은 통계적으로 의미있는 상관성을 보였다($r=0.478$, $p=0.014$).

결론: 지질 억제 자기공명영상 기법과 수소 자기공명분광법이 담낭내 담즙 지질성분을 측정하는 방법으로 이용될 가능성이 있다.

자기공명분광법(Magnetic Resonance Spectroscopy, MRS)은 비침습적으로 생체내 조직의 대사 정보나 시험관내에서 물질의 분자구조와 상태를 정성적 또는 정량적으로 측정하는 방법이다. 자기공명영상 소견에 의한 임상진단은 많이 이용되어 있으나, 자기공명분광 소견을 임상적으로 이용하는 경우는 아직 일부에 국한되어 있다. 자기공명분광에 이용되는 원소는 여러 종류가 있으나, 인체에는 인(^{31}P)과 수소(^{1}H)가 주로 이용되고 있는데 (1), 특히 수소 자기공명분광법은 수소를 포함한 대사물질의 정성, 정량분석이 가능하므로, 뇌신경계나 간(liver) 등의 질병과 감별 진단에 널리 연구되고 있다 (2 - 9). 최근에는 수소자기공명스펙트럼의 0.9 ppm과 1.3 ppm부근에서 관찰되는 지질 성분의 정량 분석이 가능하기 때문에 지방간이나 간질환에서의 상대적 정량분석에 관한 연구가 시도되어 왔다 (5, 7 - 9).

고식적인 자기공명영상진단에서도 영상진단의 정확성을 높이기 위하여 조직내의 지질 성분을 영상에서 선택적으로 제거하는 자기공명영상기법들이 개발되었는데, 진단의 정확성을 증진시키는데 기여하였을 뿐 아니라, 지방간이나 종양내 지방 성분을 측정하고자 하는 연구에도 이용되어 왔다 (10 - 12).

담낭의 담즙에는 물 성분외에 용질 성분으로 담즙염(bile salts, 67%), 인지질(phosphorus, 22%), 콜레스테롤 및 단백질과 빌리루빈(bilirubin)이 포함되어 있는데 담낭의 상태에 따라 용질 성분의 구성비율이 다양하게 변화한다 (13,14). 담낭의 지질 성분의 비율은 다양하여 질병상태 뿐 아니라 정상 담낭에 있어서도 개인차가 있는데 (15 - 17), 지질 억제 자기공명영상 기법과 수소 자기공명분광에서 측정한 지질 피크의 상대적 비율을 비교 분석하여, 이 두 방법에 의한 생체내에서 지질의 정량적 분석이 가능한지를 알아보고자 하였다.

대상과 방법

간기능 검사 및 콜레스테롤 수치가 정상이며, 초음파검사에서 담낭벽의 비후가 없고 담낭이 잘 팽창되어 있는 정상자원자 26명을 대상으로 하였다. 평균 연령은 30세였고 남녀비는 19 대 7이었다. 모든 대상자는 12시간 이상의 금식을 하였다.

[1]인하대학교 의과대학 방사선과학교실
[2]인하대학교 의과대학 일반외과학교실
[3]인하대학교 의과대학 내과학교실
*이 논문은 1999학년도 인하대학교의 지원에 의하여 연구되었음 (INHA 20575)
이 논문은 2001년 6월 8일 접수하여 2001년 10월 27일에 채택되었음.

자기공명영상 및 자기공명분광은 1.5T 자기공명영상기기 (Signa Horison, General Electric Medical Systems, Milwaukee, U.S.A.)를 사용하여 검사하였다. 자기공명영상은 TORSO 코일을 사용하여 FMPSPGR (Fast Multiplanar Spoiled Gradient Echo) sequence (TR=125 ms, TE=1.8 & 4.2 ms, flip angle=90°)로 담낭의 관상면 정위상 (in-phase, TR=125 ms, TE=4.2 ms) 및 탈위상 (opposed-phase, TR=125 ms, TE=1.8 ms) 경사에코영상을 촬영하였다. 촬영한 자기공영영상의 담낭에 관심영역 (ROI)을 위치하여 세번씩 신호강도를 측정하여 평균하였으며 정위상 영상 신호강도(SI_i) 및 탈위상 영상 신호강도(SI_o)의 차이의 비율(D_{si})를 계산하였다 (Fig. 1).

$$D_{si} = \{(SI_i - SI_o) / SI_i\} \times 100$$

수소 자기공명분광은 체부코일을 사용하여 호흡중단없이 localized proton STEAM (STimulated Echo Acquisition Technique) sequence (TR=3000 ms, TE=30 ms, number of scans=128, one NEX)로 1-8 cm^3 크기의 관심영역을 담낭 중앙에 위치시켜 single voxel로 자기공명분광을 획득하였다 (Fig. 2). 분광신호의 후처리는 SUN SPARC 20 워크스테이션 (SUN microsystems Inc., U.S.A.)과 Spectral Analysis/General Electric (SA/GE) 소프트웨어를 이용하여 시행하였다. 분광 스펙트럼의 0.8-1.6 ppm에서 관찰되는 지질피크와, 2.0-2.4 ppm, 3.2-3.4 ppm, 3.9-4.1 ppm, 5.2-5.4 ppm에서 관찰되는 피크의 넓이를 측정하였으며, 전체 피크의 합(A_{sum})에 대한 지질피크(A_{lipid})의 비율를 계산하였다 (Fig. 3).

$$R_{lipid} \text{ (relative lipid peak ratio)} = A_{lipid} / A_{sum}$$

정위상/탈위상 자기공명영상에서 측정한 신호강도 비율과 자기공명분광에서 측정한 지질피크 비율을 비교하였으며, 두 측정치의 상관성을 Pearson's correlation coefficient를 이용하여 알아보았다. 이 방법에서 p 값이 0.05 이하이면 통계적인 의의가 있는 것으로 보았다.

결 과

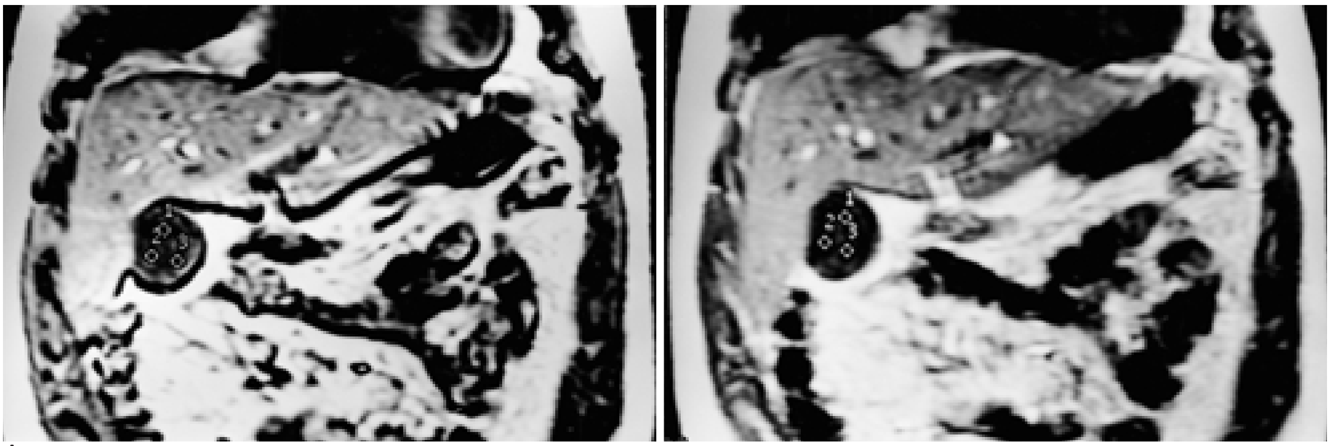
정위상 및 탈위상 자기공명영상에서의 신호강도비율 $D_{si}=\{(SI_i-SI_o)/SI_i\}\times100$의 분포는 11.3-43.4% (평균26±8.9%)였다 (Table 1).

생체 양성자 자기공명분광의 가장 현저한 피크는 21명(92%)에서 지방피크(0.8-1.6 ppm)였고, 각 1명에서 3.2-3.4 ppm 피크, 3.9-4.1 ppm 피크였다. R_{lipid} [피크 0.8-1.6ppm 의 면적/모든 피크의 면적의 합]은 0.10-0.97(평균0.66±0.21)였다 (Table 1).

신호강도 비율과 지질피크 비율의 상관성은 Pearson's correlation coefficient를 이용한 통계적인 분석상 의미있는 상관성을 보였다 ($r=0.478$, $p=0.014$) (Fig. 4).

고 찰

물과 지방을 선택적으로 영상화하는 방법으로는 딕슨방법 (Dixon method)이라고 불리는, 펄스의 간격을 조절하는 스핀에코(spin-echo)방식이 처음으로 사용되었으며, 정위상 영상 (standard spin-echo T1-weighted image)과 탈위상 영상 (spin-echo T1-weighted image with fat and water signal at opposite phase at the TE)을 비교하여 조직내의 지방을 정성, 정량적으로 추정할 수 있었다 (18-22). 그러나 스핀에코 방법은 검사시간이 길고, 호흡이나 다른 인공물에 민감하며, 소프트웨어를 변화시켜야 하는 단점이 있다. 경사에코(gradient-echo)영상은 운동인공물을 줄이기 위하여 호흡정지하에 검사할 수 있으며, 빨라서 검사시간을 단축할 수 있다. 스핀에코방



A　　B

Fig. 1. A. Three ROI located in center of gallbladder cavity to measure signal intensity on in-phase Fast Multiplanar Spoiled Gradient Echo images.
B. Three ROI located in center of gallbladder cavity to measure signal intensity on opposed-phase Fast Multiplanar Spoiled Gradient Echo images.

법과는 달리 경사에코방법은 기본적으로 펄스연쇄를 변화시키지 않으면서 TE만 변화시킴으로의 정위상, 탈위상, 또는 중간위상의 영상이 가능하다. 탈위상 경사에코영상은 정위상 영상과는 두가지가 다르다. TE가 다르고, 지방과 물이 화학적 변위(chemical shift) 차이에 의해 위상이 180°, 즉 정반대이다. 경사에코영상에서는 적절한 TE변화에 의해 물과 지방의 위상이 정위상 또는 탈위상으로 바뀐다. 1.5T 기기에서는TE가 2.1, 6.3, 10.5 msec이면 탈위상영상이, 4.2, 8.4, 12.6 msec에서는 정위상영상이 만들어진다. 정위상 영상의 TE보다 긴 TE를 사용한 탈위상영상에서는 T2* 효과가 주로 신호강도 감소에 관여하게 되기 때문에 탈위상영상에서는 정위상영상보다 짧은 TE를 사용하여야 보다 효과적이다 (23). 스핀에코영상과 정위상 경사에코영상에서는 물과 지방이 같은 위상이어서 두 물질로부터 나오는 신호가 합쳐져서 최종신호가 형성되는데 비해 탈위상 경사에코영상에서는 물과 지방에서 나오는 신호가 서로 상쇄되어 최종 신호강도가 이루어진다. 따라서 지질 성분이 억제되기 전인 정위상 영상과 지질 성분이 억제된 후인 탈위상 FMPSPGR 영상에서 담낭의 신호 강도를 각각 측정하여, 두 값의 차이의 비가 담즙내 지질성분의 상대적인 비를 나타낼 수 있을 것으로 생각하였다.

Fig. 2. Localization of 1 - 8 cm³ sized ROI voxel in center of gallbladder to perform ¹H MR spectroscopy.

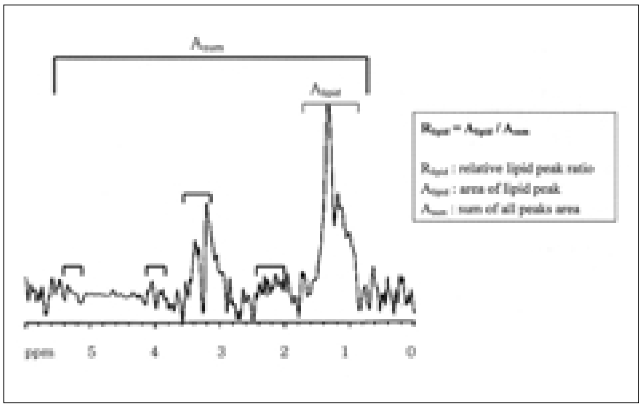


Fig. 3. Measurement of relative lipid peak ratio from ¹H MR spectroscopy of normal gallbladder bile.

본 연구에서 정위상 및 탈위상 자기공명영상에서의 담낭담즙의 신호강도비율의 분포는 11.3 - 43.4%(평균 26.0, 표준편

Table 1. Signal Intensity Difference on In- and Opposed-phase Gradient Echo Imaging and Relative Lipid Peak Area Ratio on ¹H MR Spectroscopy of 26 Normal Gallbladder Bile

	Sex	Age	D_{si}	R_{lipid}
1	F	32	33.9	0.60
2	F	28	11.4	0.63
3	M	30	26.4	0.54
4	F	59	13.6	0.46
5	M	30	43.4	0.87
6	M	55	35.2	0.97
7	M	29	30.3	0.79
8	M	30	21.6	0.57
9	M	32	28.1	0.61
10	M	64	11.3	0.10
11	M	30	27.9	0.73
12	M	44	12.1	0.37
13	M	27	27.6	0.79
14	M	41	28.1	0.88
15	M	41	31.9	0.94
16	F	39	25.1	0.82
17	F	32	11.3	0.50
18	M	30	22.3	0.59
19	M	43	29.6	0.81
20	M	25	38.2	0.51
21	F	21	28.1	0.34
22	M	31	30.5	0.88
23	M	30	17.5	0.89
24	M	26	34.3	0.69
25	F	26	20.4	0.87
26	M	33	35.5	0.61
		mean	26.0	0.66
		SD	8.9	0.21

D_{si}: signal intensity difference
R_{lipid}: relative lipid peak area ratio

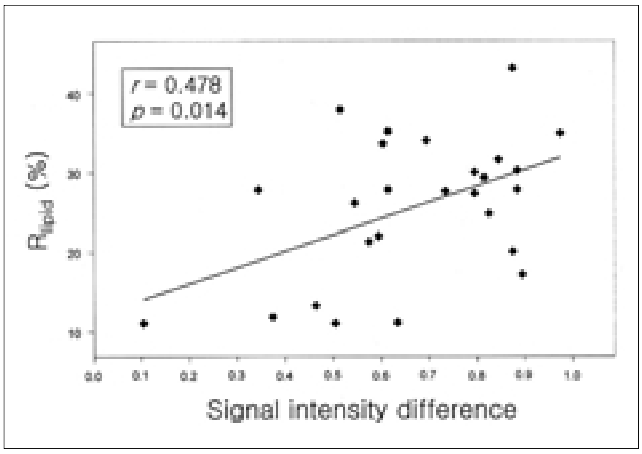


Fig. 4. Correlation between signal intensity differences on in- and opposed-phase Fast Multiplanar Spoiled Gradient Echo images and relative lipid peak ratio (R_{lipid}) of ¹H MR spectra of normal gallbladder bile.

차 8.9%)로 나타났는데, 담즙내 지질성분의 개인별 차이, 자기공명영상촬영시의 오차, 신호강도 측정시의 오차 등이 반영된 결과치로 생각된다. 모든 대상자에서 정위상영상에 비교하여 탈위상영상에서 신호강도가 감소하여, 지질성분이 억제되었음을 알 수 있었으나, 신호강도비율(평균 26.0%)이 지질성분 자체를 의미할 수 있는지에 관해서는 앞으로도 많은 연구가 필요하다고 생각되고, 본 연구에서 시행한 자기공명분광법을 이용한 비교도 한 방법으로 의미가 있다고 하겠다.

시험관내 수소 자기공명분광법을 사용하여 모델 담즙이나 사람 담즙 표본에서 물을 제외한 담즙의 용질 성분인 담즙산, 레시틴, 콜레스테롤 등을 정량화해 보고자 하는 노력은 여러 연구자들에 의하여 지속되어왔다. 이들은 자기공명분광 스펙트럼을 분석하여 담즙의 지질 성분인 레시틴과 콜레스테롤의 정량화를 시도하여 미포성(micellar) 콜레스테롤의 측정 가능함을 밝힌바 있으며, 수포성(vesicular) 콜레스테롤의 양도 예측할 수 있다고 하였다 (24 - 27). 또한 Groen 등 (24)은 타우로콜린산(taurocholic acid), 레시틴, 콜레스테롤을 함유하는 모델 담즙을 이용한 실험에서 미포 단계의 담즙으로부터 다수의 피크가 발생하고 콜레스테롤과 수포성 레시틴에서는 의미있는 피크가 발생하지 않는다고 보고하였다. 지질 피크 (0.8 - 1.6 ppm)와 3.2 - 3.4 ppm 피크가 주된 피크였고, 특히 지질 피크가 가장 현저하였으나, 이들의 스펙트럼에서는 2.0 - 2.4 ppm피크에 대한 언급은 없었으며, 0.8 - 1.6 ppm피크와 3.2 - 3.4 ppm피크는 레시틴내 지방산과 콜린에 의한 것이라고 하였다.

저자들의 연구에서 담낭 담즙의 생체 수소 자기공명분광 스펙트럼에서 가장 현저한 피크는 지질에 의한 피크인 경우가 92%를 차지하였다. 0.8 - 1.6 ppm 피크가 담즙내의 지방 성분을 모두 포함하고 있지는 않지만 거의 대부분의 지질이 포함되어 있다고 할 수 있어 이 피크의 상대적인 비율이 담즙내의 전체 성분의 대한 지질 성분의 상대적인 비율을 반영할 수 있다고 여겨진다.

정상 담낭의 생체 수소 자기공명분광 스펙트럼에서는 대부분의 경우 지질 성분에 의한 피크가 가장 현저하게 보였으나, 전체 스펙트럼 내에서 차지하는 비율은 넓은 분포를 보였다 (R_{lipid} 0.34 - 0.87). 이는 담즙의 수소 자기공명분광 스펙트럼에서 지방성분이 물을 제외한 담즙의 90% 가까이를 차지하고 스펙트럼내 피크의 대부분도 지방 성분에 의한 것이라고 할 때, 담즙의 지방 성분인 담즙산, 레시틴, 콜레스테롤 등이 각 개인마다 차이가 있고, 또한 각 물질의 분자 구조상의 차이로 인하여 스펙트럼상에서 지질 피크로 표현되는데 차이가 있을 수 있겠고 (28), 생체 스펙트럼에서의 지질 피크의 다양한 분포도 같은 원인에 의한 것이라고 할 수 있겠다.

수소 자기공명분광법에 의하여 측정한 담즙내의 지질 성분의 측정 방법은 검사한 담낭의 담즙을 채취하여 생체밖(in vitro)에서 수소 핵자기 공명 분석방법에 의한 측정치와 비교하여 객관성을 확인할 수 있겠으나, 정상 자원자를 대상으로 한 본 연구에서는 그러한 방법은 불가능하기 때문에 비교적 객관적인 방법으로 받아들여지는 지질 억제 자기공명영상기법을 이용한 지질 성분의 상대적인 비율을 비교 방법으로 이용하였다.

자기공명영상에서 지질에 의한 신호 강도의 비값과 자기공명분광 스펙트럼의 지질 성분 피크의 비율 값이 비교적 높은 정도의 상관성을 보이고 있다는 점은, 생체 수소 자기공명분광이 기술적 한계, 신호 잡음 등 여러 요인에 의하여 영향을 받을 수 있는 제한점이 있으나, 지질성분을 정량분석하는데 이용될 수 있는 가능성을 시사한다고 하겠다.

결론적으로, 정상 담낭의 생체 수소 자기공명분광은 지질에 의한 피크가 가장 현저하며, 지질 피크가 전체 피크에서 차지하는 비율은 넓은 범위에 걸쳐서 분포하나, 그 값은 자기공명영상의 지질 억제 전후의 신호 강도 값을 이용한 담낭내 지질에 해당하는 신호 강도의 비값과 높은 정도의 상관성을 보이고 있고, 이는 수소 자기공명분광이 정량적인 측면에서 상당한 정도의 가능성을 보여주는 것이라 하겠다.

참 고 문 헌

1. Henriksen O. MR Spectroscopy in clinical research. *Acta Radiol* 1994;35:96-116
2. Duijn JH, Matson GB, Maudsley AA, Hugg JW, Weiner MW. Human brain infarction: proton MR spectroscopy. *Radiology* 1992;183:711-718
3. Baker LL, Kucharczyk J, Sevick RJ, Mintorovitch J, Moseley ME. Recent advances in MR imaging/spectroscopy of cerebral ischemia. *AJR Am J Roentgenol* 1991;156:1133-1343
4. Sijens PE,van Dijk P, Oudkerk M. Correlation between choline level and Gd-DTPA enhancement in patients with brain metastasis of mammary carcinoma. *Magn Reson Med* 1994;32:549-555
5. Barany M, Spigos DG, Mok E, Venkatasubramanian PN, Wilbur AC, Langer BG. High resolution proton magnetic resonance spectroscopy of human brain and liver. *Magn Reson Imaging* 1987;5: 393-398
6. Doyle FH, Pennock JM, Banks LM, et al. Nuclear magnetic resonance imaging of the liver: initial experience. *AJR Am J Roentgenol* 1982;138:193-200
7. Ling M, Braner M. Ethanol-induced fatty liver in the rat examined by in vivo 1H chemical shift selective magnetic resonance imaging and localized spectroscopic methods. *Magn Reson Imaging* 1992;10: 663-677
8. 조순구, 김미영, 김영수, 등. 인체 간의 양성자 자기공명분광소견: 생존, 정상 상태에서의 적용. *대한방사선의학회지* 1999;40:77-81
9. 윤명환, 신석환, 김영수, 등. 정상 및 담도 질환 담즙의 생체 수소 자기공명분광 소견. *대한방사선의학회지* 2000;42:771-774
10. Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. *Radiology* 1984;153:189-194
11. Levenson H, Greensite F, Hoefs J, et al. Fatty infiltration of the liver: quantification with phase-contrast MR imaging at 1.5 T vs biopsy. *AJR Am J Roentgenol* 1991;156:307-312
12. Rosen BR, Carter EA, Pykett IL, Buchbinder BR, Brady TJ. Proton Chemical shifting imaging: an evaluation of its clinical potential using an in vivo fatty liver model. *Radiology* 1985;154:469-472
13. Carey MJ, Duane WC. *Enterohepatic circulation*. In Arias IM et al; *The liver, biology, and pathophysiology,* ed 3, NewYork 1993. Raven Press
14. Cahalane MJ, Neubrand MW, Carey MC. Physical chemical pathogenesis of pigment gall stones. *Semi Liver Dis* 1988;8:317-328
15. Braghetto I, Antezana C, Hurtado C, Csendes A. Triglyderide and cholesterol content in bile, blood, and gallbladder wall. *Am J Surg*

1988;156:26-28
16. Antsaklis G, Lewin MR, Sutor DJ, Cowie AG, Clark CG. Gallbladder function, cholesterol stones, and bile composition. *Gut* 1975;16:937-942
17. Northfield TC, Hofmann AF. Relationship to bile acid pool size and cholesterol saturation of bile in gall stone and control subjects. *Gut* 1975;16:1-11
18. Buxton RB, Wismer GL, Brady TJ, Rosen BR. Quantitative proton chemical shifting imaging. *Magn Reson Med* 1986;3:881-900
19. Mitchell DG, Kim I, Chang TS, et al. Fatty liver: chemical shift phase-difference and suppression magnetic resonance imaging techniques in animals, phantoms, and humans. *Invest Radiol* 1991;26:1041-1052
20. Honjo K, Ricci C, Masutti F, et al. Detection of intrahepatic fat and its quantitative analysis with gradient echo MR imaging. *Jpn J Magn Reson Imaging Med* 1994;14:113-123
21. Tsushima Y. Different lipid contents between aldosteron-producing and nonhyperfunctioning adrenocortical adenomas: in vivo measurement using chemical-shift magnetic resonance imaging. *J Clin Endocrinol Metab* 1994;79:1759-1762
22. Rosen BR, Fleming DM, Kushner DC, et al. Hematologic bone marrow disorders: quantitative chemical shift MR imaging. *Radiology* 1988;169:799-804
23. Outwater EK, Blasbalg R, Siegelman ES, Vala M. Detection of lipid in abdominal tissues with opposed-phase gradient-echo images at 1.5T: techniques and diagnostic importance. *Radiographics* 1998;18:1465-1480
24. Groen AK, Goldhoorn BG, Egbers PHM, Chamuleau RA, Tytgat GN, Bovee WM. Use of 1H-NMR to determine the distribution of lecithin between the micellar and vesicular phase in model bile. *J Lipid Res* 1990;31:1315-1321
25. Ellul JP, Murphy GM, Parkes HG, Slapa RI, Dowling RH. Nuclear magnetic resonance spectroscopy to determine the micellar cholesterol in human bile. *FEBS Lett* 1992;23;300(1):30-32
26. Sequeira SS, Parkes HG, Ellul JP, Murphy GM. In vitro determination by 1H-NMR studies that bile with shorter mucleation times contain cholesterol-enriched vesicles. *Biochim Biophys Acta* 1995;1256:360-366
27. de Graaf HP, Groen AK, Bovee WM. Analysis of micellar and vesicular lecithin and cholesterol in model bile using ^{1}H- and ^{31}P-NMR MR. *MAGMA* 1995;3:67-75
28. Ahlbwrg J, Custedt T, Einarsson K, Sjovall J. Molecular species of biliary phosphatidyl cholines in gallstone patients: the influence of treatment with cholic acid and chenodeoxy cholic acid. *J Lipid Res* 1981;22:404-409

J Korean Radiol Soc 2002;46:127 - 132

Measurement of Lipid Content in Gallbladder Bile Using in- and opposed-phase MR Images and *in vivo* Proton MR Spectroscopy[1]

Sun Jin Hur, M.D., Seok Hwan Shin, M.D.[2], Geum Nan Jee, M.D., Eun Joo Yun, M.D., Soon Gu Cho, M.D., Hyung Kil Kim, M.D.[3], Young Soo Kim, M.D.[3], Je Hong Woo, M.D.[2], Hyung-Jin Kim, M.D., Chang Hae Suh, M.D.

[1]*Department of Radiology, Inha University, College of Medicine*
[2]*Department of Surgery, Inha University, College of Medicine*
[3]*Department of Medicine, Inha University, College of Medicine*

Purpose: To evaluate the utility of signal intensity differences between in- and opposed-phase MRI and the lipid peak ratio in *in-vivo* proton MR spectroscopy of the gallbladder as diagnostic tools for measuring the lipid content of gallbladder bile.

Materials and Methods: Twenty-six normal volunteers underwent MR imaging (FMPSPGR) and *in-vivo* proton MR spectroscopy of the gallbladder. In all cases the results of liver function tests were normal, as were cholesterol levels, and ultrasonography of the gaubladder revealed nothing unusual. For MRI and MRS a 1.5T unit (Signa Horizon; GE Medical Systems, Milwaukee, U.S.A.) was used. In-phase and opposed-phase coronal-section MR images(FMPSPGR; TR = 125 msec, TE = 1.8, 4.2 msec) of the gallbladder were obtained, and differences in signal intensity thus determined. For proton MR spectroscopy of the gallbladder, a localized proton STEAM sequence was employed. A single voxel of 1 - 8 cm^3 was placed at the center of the gallbladder cavity, peak areas at 0.8 - 1.6 ppm (lipid), 2.0 - 2.4 ppm, 3.2 - 3.4 ppm, 3.9 - 4.1 ppm, and 5.2 - 5.4 ppm were measured by proton MRS and the relative peak area ratios of peak 0.8 - 1.6 ppm/other peaks were calculated. The degree of correlation between signal intensity differences at MRI and the relative peak area ratio of lipid in proton MRS was estimated using the *p*-value and Pearson's correlation coefficient.

Results: Signal intensity differences ranged from 11.3 to 43.4% (mean, 26±8.9%), and the range of lipid peak area ratio at MRS was 0.10 - 0.97 (mean, 0.66±0.21). There was significant correlation between the two measured values ($p = 0.014$, Pearson's correlation coefficient = 0.478).

Conclusion: In normal cystic bile, signal intensity differences at in- and opposed-phase MRI and relative lipid peak area ratios at MRS varied, though both methods could be used diagnostically for measuring the lipid contents of body tissue.

Index words : Magnetic resonance (MR), spectroscopy
Magnetic resonance (MR), phase imaging
Gallbladder, MR

Address reprint requests to : Chang Hae Suh, M.D., Department of Radiology, Inha University Hospital,
7-206 3rd St., Shinheung-dong, Choong-gu, Incheon 400-103, Korea.
Tel. 82-32-890-3401 Fax. 82-32-890-2743 E-mail: suhchae@inha.ac.kr