대한영상의학회지 2007;56:141 - 148

조영증강 3차원 자기공명영상을 이용한 폐관류의 정량적 평가: 건강한 성인에서의 폐관류 변수의 국소적 차이 분석[1]

김성수[1,2] · 서준범 · 김남국 · 도경현 · 이영경[1, 3] · 김진환[2] · 송재우 · 이진성

목적: 3차원 조영증강 자기공명영상을 이용하여 건강한 성인에서 국소적 폐혈액량, 평균저류시간, 폐혈류량과 같은 폐관류 변수의 국소적 차이를 알아보고자 하였다.

대상과 방법: 6명을 대상으로 3차원 역동적 조영증강 자기공명영상(TR/TE 2.7/0.6 msec; 숙임각 40°; 매트릭스 128×96; 재구성 매트릭스 256×192; 직사각형시야 450×315 mm; 관상면 두께 100 - 150 mm×10 판; 시간해상능 1.0 sec; 35 역동반복획득)을 시행하였다. 모든 대상인에 대하여 2 mL의 Gd - DTPA 를 3 mL의 생리 식염수와 섞어 5 mL/s로 일시주사하고, 그 후 생리식염수 20 mL를 같은 속도로 주입하였다. 각 픽셀당 신호강도 - 시간 곡선을 바탕으로 지표희석이론, 중심부용적원칙 등을 기반으로 하여 폐혈액량, 평균저류시간, 폐혈류량의 변수지도를 제작하였다. 직경 1 cm 크기의 원형의 관심영역을 환자마다 9개의 판에서 각 6개씩 폐구역을 선택하여 총 54개의 영역을 선택하였다. 각 변수의 중력방향 및 상 - 중 - 하 방향 등 지역에 따른 국소적 차이를 one - way ANOVA 법을 이용하여 통계적으로 평가하였다.

결과: 전체 폐에서 계산된 폐혈액량, 평균저류시간, 폐혈류량의 평균값은 각각 13.4±6.48 mL/100 mL (mean±SD), 5.35±1.38 sec, 141.8±53.4 mL/ 100 mL/min이었다. 중력방향에서 후방부위로 갈수록 폐혈액량과 폐혈류량은 증가하였으나 ($p < 0.05$), 등중력방향에서는 통계적 유의성이 없었다.

결론: 역동적 조영증강 3차원 자기공명영상를 이용하면 건강한 성인에서의 다양한 폐관류 변수의 국소적인 차이를 정량적으로 평가할 수 있다. 추후 만성 폐색전증이나 폐기종 등 다양한 폐질환에서의 연구와 임상적용이 가능할 것으로 기대된다.

폐의 주요한 역할은 가스 교환을 통하여 조직에 산소공급과 신진대사를 유지하는 것이다. 효율적인 가스 교환을 위해서는 환기(ventilation)와 국소적 폐관류(regional pulmonary blood flow)의 밀접한 조화가 필수적이며 폐질환은 국소적인 폐관류 상태가 변화되고 가스 교환에 장애가 발생할 때 생긴다(1). 그러므로 국소적 폐관류의 정확한 정량적 측정은 폐의 생리학적 그리고 병태 생리학적 이해에 매우 중요하며, 전반적인 폐기능을 평가하는데 있어 중요한 인자이다. 과거에는 흔히 혈관내 방사성 표식자 적혈구나 혈장 알부민을 이용하여 폐관류의 정성적, 정량적 분석을 하였으나 주로 폐색전이 의심되는 경우에만 이용이 되어 왔고 자기공명영상에 비하여 시간적, 공간적 해상도가 좋지 않으며 이온화된 방사선을 이용한다는 점 등이 단점이다(2 - 4). 전산화단층촬영도 혈관 내에 조영제를 주입하는 동안 밀도 변화를 측정함으로써 정성적, 정량적 분석이 가능하지만, 이 방법 역시 이온화된 방사선을 이용한다는 점과 조영제를 이용함으로써 서로 다른 조건에서의 재측정시, 남아있는 조영제가 측정을 제한할 수 있다(5).

자기공명영상은 이온화된 방사선을 이용하지 않고 핵의학 검사를 이용한 검사보다 높은 시간적, 공간적 해상력을 얻을 수 있다는 점이 장점이다. 폐에 대한 자기공명영상은 폐 조직의 낮은 양자 밀도, 호흡 및 심박동과 수많은 조직 - 공기 계면 때문에 신호강도가 근본적으로 낮아 과거에는 검사에 어려움이 많았던 것이 사실이다(6 - 8). 그러나 최근에 영상 기법(image sequence)의 발달로 이온화된 방사선 등의 노출 없이 좋은 폐관류 영상을 얻을 수 있으며 임상 연구 분야에서 폐 생리 연구에 새로운 검사도구로 각광을 받게 되었다(9 - 11). 따라서 자기공명영상을 이용하여 국소적 폐관류 상태를 정량적

[1]울산대학교 의과대학 서울아산병원 방사선과학교실, 방사선의학연구소
[2]충남대학교 의과대학 충남대학교병원, 진단방사선과학교실
[3]포천중문 의과대학교 분당차병원, 진단방사선과학교실
본 연구는 아산생명과학연구소의 연구비 지원에 의하여 이루어졌음. (2005 - 337)
이 논문은 2006년 7월 10일 접수하여 2006년 10월 10일에 채택되었음.

으로 평가할 수 있다면 다양한 폐질환에서 병태생리의 이해 및 진단에 도움이 될 것이다.

저자들은 이를 위한 기초 연구로서 3차원 조영증강 자기공명영상을 이용하여 전체 폐에서의 국소적 폐관류 평가를 위한 자기공명영상을 얻고 국소적 폐관류의 정량적 분석을 위한 소프트웨어를 이용하여 건강한 성인에서 폐관류 변수의 국소적 차이를 알아보고자 하였다.

대상과 방법

대상 및 영상 획득 방법

비흡연자이면서 과거력상 결핵 등 염증성 폐질환의 치유 후 병소의 섬유화성 치유 흔적을 남기거나 혹은 폐용적의 변화를 일으킬 만한 흉곽에 대한 수술력, 흉곽 기형 등의 과거력이 없는 6명을 대상으로 하였다. 이 연구는 기관심의위원회를 통과하였으며 6명 모두 실험에 자발적으로 자원하였고 연구에 동의하였다. 총 6명으로 남자 2명, 여자 4명이었으며 평균 연령은 29세(28 - 31세)였다.

6명 모두를 대상으로 3차원 역동적 조영증강 자기공명영상을 시행하였다. 1.5T (Gyroscan Intera; Philips Medical systems, Eindhoven, Netherlands)를 사용하였으며 동체위상배열코일(body phase array coil)을 사용하였다. 3차원 역동적 조영증강 자기공명영상(TR/TE 2.7/0.6 msec; 숙임각 40°; 매트릭스 128×96; 재구성 매트릭스 256×192; 직사각형시야 450×315 mm; 관상면 두께 100 - 150 mm×10 판; 시간해상능 1.0 sec; 35 역동반복획득)에서 모든 대상인에 대하여 2 mL의 gadopentetate dimeglumine (Magnevist; Schering, Germany)를 3 mL의 생리 식염수와 섞어 5 mL/sec로 일시 주사하고, 그 후 생리식염수 20 mL를 같은 속도로 주입하였다. 이런 방법의 배경에는 이전에 보고된 기본 이론과 역동적 조영증강 폐관류 영상에 대한 여러 보고를 참고로 응용하였다(9 - 13). 각각의 영상에 대한 일정한 정도의 호흡 수위시의 촬영을 위해 흡기 말 호흡 정지 시에 영상을 얻었다.

폐관류 분석

앙와위에서 얻어진 관상면 자기공명영상 10 영상절편을 얻고 이 정보를 소프트웨어에 저장 후 개인용 모니터 상에서 관심영역(ROI, Region of interest)를 폐구역에 지정하면 폐동맥과 폐조직에 대한 시간 - 신호강도 곡선을 얻을 수 있고 이를 통해 소프트웨어에서 연산을 거쳐 폐관류 변수값(perfusion parameters)을 얻을 수 있다(Fig. 1). 소프트웨어는 MATLAB (The Mathworks Inc., Natick, MA)을 바탕으로 개인용 컴퓨터에서 사용할 수 있게 개발하였다.

국소적 폐관류의 단층적, 시간적인 분포를 서로 비교 평가하기 위하여 양측 폐를 각각 위아래로 3등분, 앞뒤로 3등분하였고, 앞뒤로 3등분한 각 부위에는 3 절편씩 관상면 영상을 취하였다. 촬영된 10개의 절편 중 맨 마지막 10번째의 절편은 대개 영상에 폐용적의 포함이 충분치 않은 경우가 많아 제외하였다. 따라서 한 관상면 영상(한 영상절편당)에서 한쪽 폐에 3곳(상부, 중간, 하부)씩 양측 폐에서는 6곳으로 구역이 나눠지게 되고 총 9 절편에서 관심영역을 측정하였다. 관심영역의 폐에 대한 위치 지정은 수작업으로 하였다(Fig. 2).

폐의 큰 혈관을 피하기 위해 폐 주변부에서 측정하였고 관심영역의 직경은 1.0 cm, 모양은 원형으로 통일하였다. 각각의 건강한 성인에 대한 전체 관심영역 수는 54개였고 총 6명에서 324곳의 관심영역을 측정하였다.

관심영역 분석을 통해 6명의 건강한 성인에 대한 gadopentetate dimeglumine 주입 후 X축 시간에 대한 Y축 신호강도의 시간 - 신호강도 곡선(Time - Signal intensity curve, TSI curve)을 구하였다.

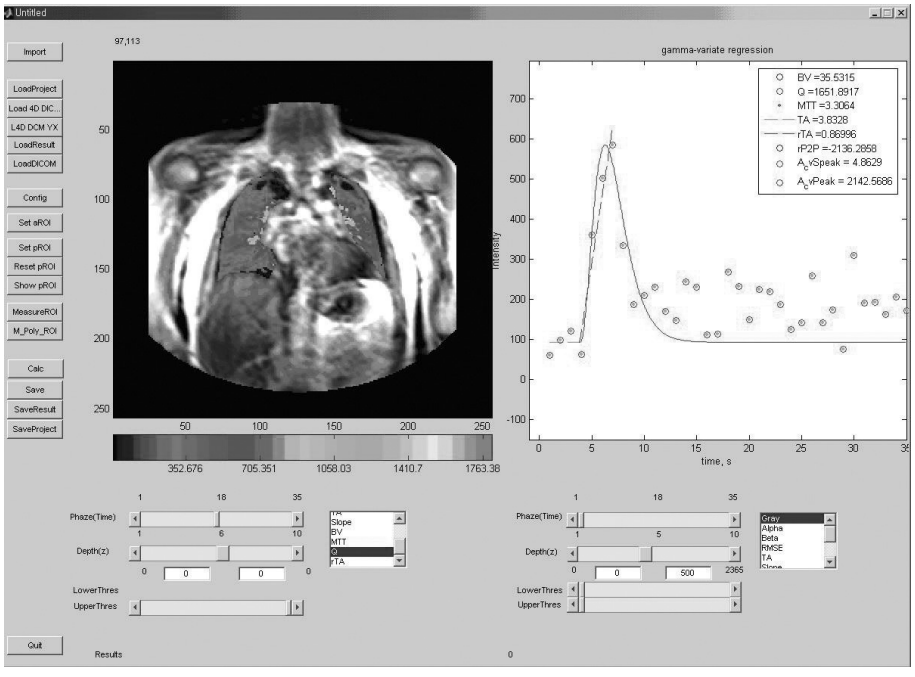


Fig. 1. Perfusion Analysis Program based on Matlab 7.0™ (Mathworks; U.S.A.).
Figure shows the user interface of perfusion analysis program used in this study. In left window, map of perfusion parameters such as pulmonary blood volume, blood flow and mean transit time is demonstrated. In right window, the time-intensity curve of selected pixel or ROI is shown with fitted curve.

각각의 관심영역에서 측정된 각 픽셀당 감마 변화 적용 시간 - 신호강도 곡선(gamma - variate fitted time - signal intensity curve)로부터 지표희석이론(indicator dilution theory)와 중심부용적원칙(central volume principle)을 이용하여 소프트웨어상에서 폐관류의 변수인 폐혈액량(pulmonary blood volume [PBV]), 폐혈류량(pulmonary blood flow [PBF]), 평균저류시간(mean transit time [MTT])을 구할 수 있고 이러한 관류 변수 값의 분포를 색깔로 나타낸 폐관류지도는 다음과 같다(Fig. 3).

통계적 분석

모든 6명의 건강한 성인에서 각각의 영상절편에서 양측 폐를 상부, 중간부, 하부로 3등분하여 6구획을 나누고 각각에 관심영역을 위치시켜 한 절편상에서 얻어진 6곳의 관심영역값은 소프트웨어의 연산을 통해 폐관류 변수 값을 구하고, 각각의 변수에 대한 전체 폐에서의 평균값을 얻고, 지역에 따른 국소적 폐혈액량, 평균저류시간, 폐혈류량의 차이를 비교 분석하였다. 즉, 앙와위에서 중력방향(gravitational direction)과 등중력방향(isogravitational direction)으로 나누어 중력방향에서는 전방부위(anterior portion in supine position), 중간부위(middle portion in supine position), 후방부위(posterior portion in supine position)로 정하고 등중력방향에서는 상폐부위(upper lung zone in supine position), 중간폐부위(mid lung zone in supine position), 하폐부위(lower lung zone in supine position) 나누었다. 중력방향에서의 구분은 전방부위(절편 1 - 3); 중간부위(절편 4 - 6); 후방부위(절편 7 - 9)로 하였고 등중력방향에서의 구분은 각 절편에서 상폐부위, 중간폐부위, 하폐부위로 나누었다. 각 방향에서의 평균 폐혈액량, 평균저류시간, 평균 폐혈류량 등의 국소적 차이는 one - way ANOVA test를 이용하여 통계적으로 분석하였다.

결 과

본 연구에서 건강한 성인 6명의 폐관류 변수의 전체값(overall perfusion parameters)에 대한 전체 폐에서의 각각의 폐혈액량(PBV), 평균저류시간(MTT), 폐혈류량(PBF)의 평균값은 각각 13.4±6.48 mL/ 100 mL (mean±SD), 5.35±1.38 sec, 141.8±53.4 mL/ 100 mL/min이었다.

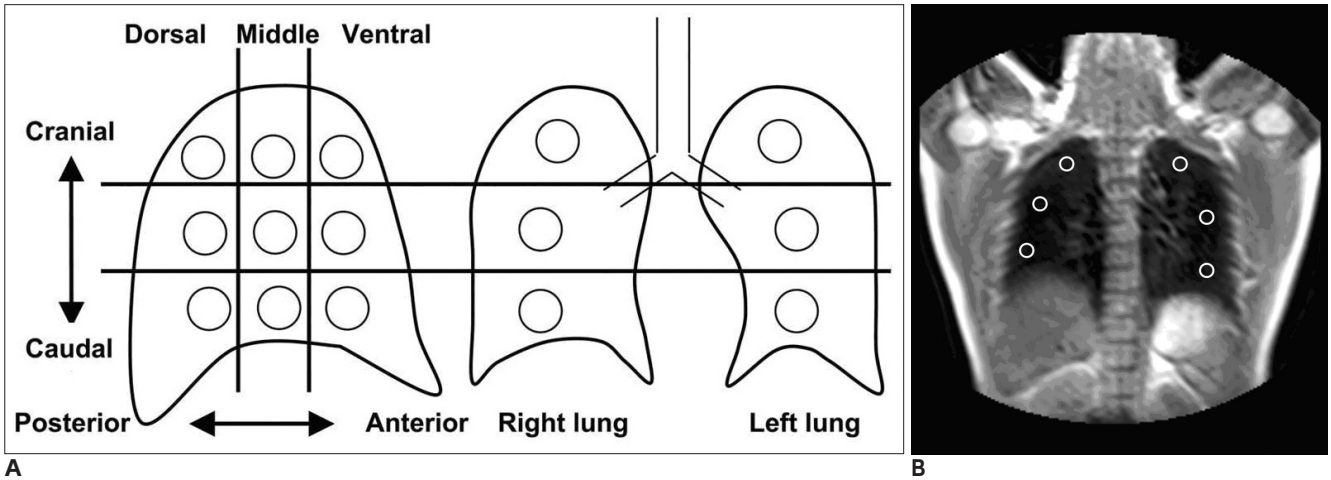
중력방향에서와 등중력방향으로의 평균 폐혈액량, 평균저류시간, 폐혈류량의 국소적 변화는 Table 1과 같다.

중력 방향에서 국소적 평균 폐혈액량과 평균 폐혈류량은 전방부위와 중간부위를 비교할 때 중간부위의 폐혈액량이 통계적으로 의미 있게 증가하였고($p < 0.001$), 전방부위와 후방부

Table 1. Regional Difference of Perfusion Parameters in Healthy Volunteers (mean±SD)

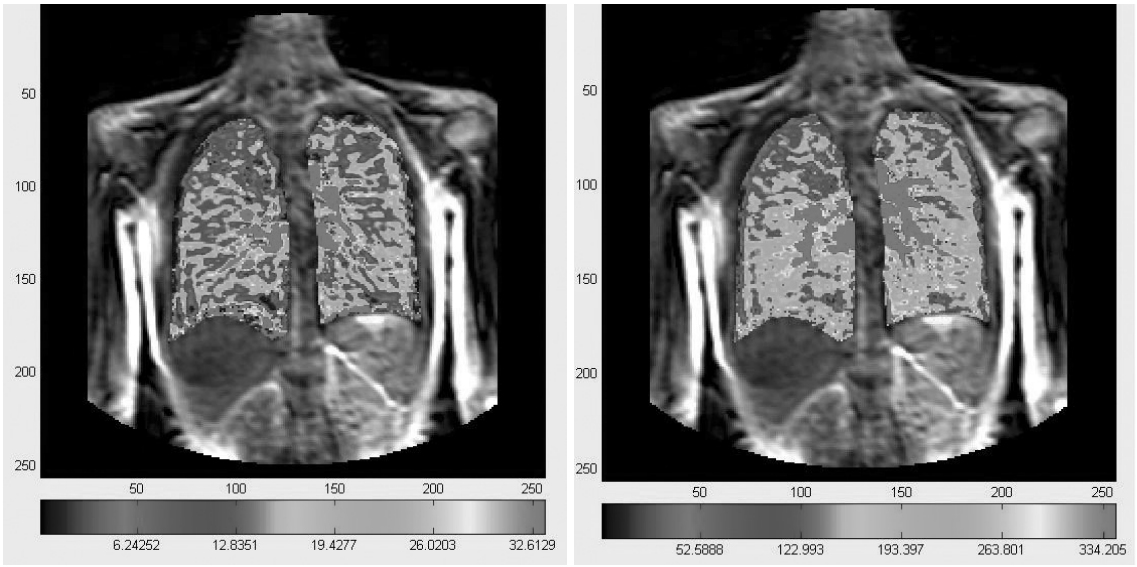
	PBV (mL/ 100 mL)	MTT (sec)	PBF (mL/100 mL/min)
Overall	13.4±6.48	5.3±1.38	141.8±53.4
Gravitational			
Anterior	10.3±5.42	5.17±1.68	114.7±46.15
Middle	14.0±6.10*	5.45±1.36	143.7±50.28*
Posterior	15.8±6.43*,†	5.38±1.11	167.0±50.69*,†
Isogravitational			
Upper lung zone	12.4±7.17	5.06±1.24‡	137.2±63.74
Mid lung zone	13.8±5.89	5.54±1.44	142.7±45.15
Lower lung zone	13.9±6.02	5.40±1.48	145.6±49.76

*Significant difference with anterior portion ($p < 0.001$)
†Significant difference with middle portion ($p < 0.001$)
‡Significant difference with mid lung zone ($p < 0.05$)
PBV = pulmonary blood volume
MTT = mean transit time
PBF = pulmonary blood flow



A B

Fig. 2. Example of ROIs Placed on Perfusion Image
A. Schematic diagram shows that the whole lung is divided into 3 regions in gravitation direction and 3 regions in cranio-caudal direction.
B. Six round ROIs with 1 cm in diameter are selected in each image plane for statistical analysis. Care is given to avoid large pulmonary vasculature.



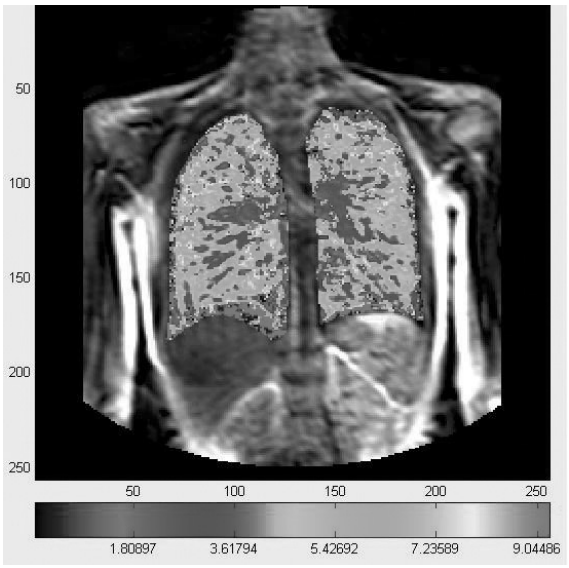


Fig. 3. Examples of Parametric Maps in 30 year old male.
A. Parametric map of regional blood volume.
B. Parametric map of regional blood flow.
C. Parametric map of regional mean transit time.

위를 비교할 때 후방부위의 폐혈액량이 통계적으로 의미 있게 증가하였으며($p < 0.001$), 중간부위와 후방부위를 비교할 때에도 후방부위가 중간부위에 비하여 폐혈액량이 통계적으로 의미 있게 증가하였다($p < 0.05$). 그러나 국소적 평균저류시간은 전방부위, 중간부위, 후방부위를 1:1 비교할 때 지역 간에 평균저류시간에는 통계적 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$).

반면에 등중력 방향에서 국소적 평균 폐혈액량과 평균 폐혈류량은 상폐부위와 중간 폐부위를 비교할 때 폐혈액량에 차이는 없었고($p > 0.05$), 상폐부위와 하폐부위를 비교할 때 폐혈액량에 차이는 없었으며($p > 0.05$), 중간폐부위와 하폐부위를 비교할 때에도 폐혈액량에 차이는 없었다($p > 0.05$). 그러나 국소적 평균저류시간은 상폐부위와 중간폐부위를 비교할 때 상폐부위는 중간폐부위에 비하여 평균저류시간이 짧았고 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < 0.05$). 그러나 상폐부위와 하폐부위, 중간폐부위와 하폐부위를 각각 비교할 때에는 유의한 통계적 차이가 없었다($p > 0.05$).

결과를 종합하면 중력 방향에서는 전방부위에서 후방부위로 갈수록 평균 폐혈액량, 평균 폐혈류량이 통계적으로 의미 있게 증가하였다($p < 0.05$).

등중력 방향에서는 평균 폐혈류량, 평균 폐혈액량에 유의한 통계적 차이가 없었다.

등중력 방향에서 상폐부위는 중간폐부위에 비하여 평균저류시간이 짧았다($p < 0.05$).

고 찰

저자들은 3차원 조영증강 자기공명영상기법을 이용하여 폐관류영상을 얻고 이를 정량적으로 평가할 수 있는 소프트웨어를 이용하여 건강한 성인에서 국소적 폐관류변수의 차이를 증명하였다. 이러한 영상기법은 임상적으로 사용되는 동위원소

관류영상(RI scan)과 비교할 때 평면 내에서 더욱, 더 높은 공간해상력을 제공하며 동위원소 관류영상이 국소적 폐관류를 반정량적으로 분석하는 비교적 정적인 방법인데 반하여 폐관류의 역동적인 변화의 의미 있는 차이를 보여줄 수 있으며, 또한 3차원 자료들을 이용하여 폐관류의 폐내 삼차원적인 분포를 평가할 수 있다는 점에서 매우 유리하다(14 - 17).

폐실질 조직은 첫째, 폐조직의 양자(proton) 농도가 매우 낮으며 T2 이완시간(25 - 30 ms)이 짧고, 둘째, 심장 및 폐운동에 의해서 인공음영이 많이 생기고 이에 의해서 조직의 미세한 부분영상을 얻기 어려우며, 셋째, 공기와 폐조직 계면에 의한, 즉 조직의 비균질성에 의한 magnetic susceptibility gradient 가 발생해서 T2* 이완시간(free induction decay)이 매우 짧으므로(0.8 - 2.0 ms) 신호의 소실이 심하다는 점 등에 의해서 자기공명영상을 이용하여 영상화하는데 어려움이 있었다. 자기공명영상기법의 발전에 따라 에코시간(TE)을 아주 짧게 하면 폐조직의 짧은 T2*이완시간에 의한 신호소실을 최소화할 수 있으므로 이에 따라 짧은 에코시간을 이용한 스핀에코 방법이나, projection - reconstruction 영상방법, 아주 짧은 에코시간을 이용한 경사에코 방법 등이 시도되어 왔다(18 - 20). Hatabu 등(9)은 아주 짧은 에코시간을 사용하여 폐조직의 짧은 T2* 이완시간에 의한 신호강도의 소실을 극복하고 inversion recovery turbo FLASH 기법을 이용하여 한 영상단면에서 조영제를 주입하면서 역동적인 영상을 얻었으며 폐동맥, 정맥뿐 아니라 폐실질 역시 조영증강 됨을 확인하였다. 또 돼지를 이용하여 폐동맥색전증 모델을 만들고 색전부 이하의 폐실질이 조영증강 되지 않아 관류결손을 보임을 확인하였다. 최근 연구되는 폐관류 자기공명영상 기법을 크게 두 가지로 나눌 수 있는데, 조영증강 경사에코 기법인 first - pass contrast agent 영상방법과 장기로 들어가는 동맥혈 내 수분을 steady - state magnetization이나 pulsed magnetiza - tion을 이용하여 표지(labeling)함으로써 폐관류 자기공명영상을 얻는 arterial spin labeling 영상 방법이 있다(21). 첫 번째 방법은 초기엔 2차원 T1 강조영상에서 아주 짧은 에코시간(TE)과 gadopentetate dimeglumine을 이용하여 공기와 폐조직 계면에 의해 발생하는 조직의 비균질성(inhomogeneous magnetic susceptibility)을 극복하고자 하였고, 대략 4.0 - 7.0초 경과 후 점진적인 폐조직의 조영증강을 얻었으며 그 후 2초 이내의 짧은 에코시간(TE)과 짧은 반복시간(TR)을 이용하여 대략 25초 정도의 호흡정지 후 3차원 조영증강 자기공명영상을 얻는 기법으로 더욱 발전하였다. 두 번째 방법은 장기로 들어가는 동맥혈 내 수분을 steady - state magnetization이나 pulsed magnetization을 이용하여 표지(labeling)함으로써 폐관류 자기공명영상을 얻는 방법으로 세부적으로 steady - state ASL 방법과 pulsed ASL 방법이 있다. 이러한 arterial spin labeling(ASL)을 이용한 영상기법은 비침습적이고 비싼 조영제를 사용하지 않으므로 경제적인 면이 장점이나 현재까지는 영상의 해상도가 좋지 않은 단점이 있다. 이러한 이유로 본 연구에서는 간단하면서도 쉽게 영상기법을 적용할 수 있는 조영증강 경사에코 기법인 first - pass contrast agent 영상기법을 적용하였다(21).

본 연구에서 저자들은 3차원 경사에코 영상기법을 적용하였다. 3차원 경사에코 영상기법은 2차원 경사에코 영상기법보다 호흡정지 시 획득 데이터를 보다 빨리 얻을 수 있고 연속적으로 더욱, 더 얇은 영상을 얻을 수 있으며 절편 간의 간격을 없앨 수 있고 조영제 주입 후의 역동적 영상을 얻을 수 있는 장점이 있다. 또한, 위상차 허상(phase artifact)에 영향을 덜 받으며 한 번의 호흡정지 시 움직임 허상(motion artifact)에 유리하다. 그러나 본 연구에서 사용된 자기공명영상기법도 현 기술의 한계에 의한 단점을 가지고 있다. 1초 간격으로 전폐를 포함하는 영상을 얻기 위해서는 10장의 영상 절편 영상만이 획득 가능하며 따라서 관상면의 두께가 10 mm 에서 15 mm 에 이르는 등의 해상도의 한계가 있다. 저자들은 이 연구에서 현재 활발히 이용되는 소위 ' parallel imaging technique '을 이용하여 영상획득 시간을 줄이지 않았다. 그 이유는 폐관류의 정량적인 평가를 위해서는 조영제의 농도와 신호강도와의 직선성이 보장되어야 하는데 저자가 사용한 방법이 이전의 모형연구 등을 통하여 이 직선성이 확인되었으나 ' parallel imaging technique '은 이러한 직선성이 증명되지 않았기 때문이다. 이후 여러 연구를 통하여 이러한 새로 개발되는 급속영상기법들이 폐관류 영상에 적용되기를 기대한다.

Ohno 등(22)의 연구에 의하면 15명의 건강한 성인에서 시행한 3차원 초고속 역동적 조영증강 자기공명영상에서, 본 연구에서와 다소 다른 자료 분석 방법을 택하였는데 주폐동맥(main pulmonary trunk)에서 arterial input 함수 곡선을 얻어 폐혈류량을 먼저 얻어 본 연구와 분석 방식의 차이를 보이고 arterial input 함수 곡선의 하방 적분값을 나타내는 단위 용적 내의 모세혈관의 용적의 비로 폐혈액량을 구하고 중심부용적이론(central volume theory)을 이용하여 평균저류시간을 구하였다. 이러한 방식은 본 연구에서의 평균 저류 시간을 가장 먼저 구하고 폐용적, 그리고 중심부용적이론을 이용한 폐혈류량을 구하는 방식과는 약간의 차이가 있다. 그들의 연구에 의하면 중력 방향에서 후방부위로 갈수록 평균 폐혈류량, 평균 폐혈액량이 통계적으로 의미 있게 증가하였고, 등중력 방향에서 상방부위는 중간부위에 비하여 평균저류시간이 빨랐으며 본 연구와 비슷한 결과를 얻었다($p < 0.05$). 하지만, 본 연구에서 등중력 방향에서는 평균 폐혈류량, 평균 폐혈액량이 통계적 유의성이 없었는데 반하여 Ohno 등(22)의 연구에서는 등중력 방향에서도 하폐부위는 상폐부위에 비하여 평균 폐혈류량, 평균 폐혈액량이 통계적으로 의미 있게 증가하였고 또한 평균저류시간 역시 중력 방향에서도 중간부위는 전방이나 후방부위에 비하여 짧았다. 아마도 본 연구와의 이러한 차이는 아마도 전술한 바와 같은 자료 분석방법의 차이에 기인한다고 생각된다. 저자들은 Hatabu 등(9)이 제안한 감마변화적용 함수곡선상에서 평균저류시간과 폐혈액량을 구하고 중심부용적이론에 근거하여 폐혈류량을 구하는 방법을 사용하였는데 이 방법은 돼지에서 colored microspheres를 이용한 관류량의 정량분석법과 비교하여 매우 밀접한 일치도를 보임이 증명된 바 있다. 또한, Ohno 등(22)은 15명으로 분석한 데 비하여 본

연구에서는 6명으로 데이터 양이 적어서 통계적인 차이를 증명하지 못하였을 가능성이 있으며 이는 본 연구의 제한점 이기도 하다.

Hakim 등(23, 24)은 개에서 앙와위와 복와위 그리고 기립위에서 단일양자방출전산화단층촬영(SPECT)을 이용하여 중력에 따른 폐혈류량의 분포에 차이가 있음을 증명하였고, 6명의 건강한 성인을 대상으로 혈관 내 방사성 표식자 혈장 알부민을 이용한 양전자방출단층촬영(PET) 관류영상에서도 폐의 중심부에서 주변부로 갈수록 방사능 섭취가 감소됨과 동시에 중력방향으로 방사능 섭취가 증가함을 보여 폐혈류량 분포의 차이를 증명하였다. Brudin 등(25)도 양전자방출단층촬영(PET)을 이용하여 건강한 성인 8명의 앙와위와 1명의 복와위에서 중력방향으로 갈수록 폐관류량 및 폐혈액량이 증가한다고 보고하였으며 본 연구의 결과와도 일치한다. 이처럼 건강한 성인에서 국소적인 폐관류의 차이를 특히 폐혈액량, 폐관류량, 평균저류시간 등 각 요소로 나누어 평가가 가능하게 되었다는 점은 향후 다양한 폐질환이 폐관류에 미치는 영향 등의 병태생리학적 연구에 중요한 도구로서 사용될 가능성을 열어두고 있다.

지금까지 임상적으로 폐관류의 정량적 측정에는 양전자방출단층촬영(PET)이 이용되어왔다. 그러나 방사선피폭과 제한된 공간해상능, 그리고 고가의 장비라는 점에서 이용이 제한되어 왔다. 따라서 3차원 역동적 조영증강 자기공명영상을 이용한 건강한 성인 및 임상에서의 연구가 좀더 이루어 진다면 이후 여러 폐질환의 병태생리적인 연구뿐 아니라 일상적인 임상진료에도 이용할 수 있을 것이다. 예를 들어 폐이식(lung transplantation)이나 폐적출술, 그리고 심한 폐기종 등에서의 폐용적 감소술 등에서 수술 전 평가로 이용될 수 있을 것이다. 또한 자기공명영상을 이용한 폐 환기 영상 기법 역시 활발히 연구되고 있으므로 이후에는 자기공명영상을 이용한 국소적 폐 환기-관류 영상을 같이 시행할 수 있을 날이 멀지 않을 것으로 생각된다(26-32).

결론적으로 저자들은 3차원 역동적 조영증강 자기공명영상 기법과 정량적 분석 프로그램을 이용하여 건강한 성인에서 폐관류에 있어 다양한 관류 변수 즉, 폐혈액량, 평균저류시간, 폐혈류량에 국소적인 차이를 확인할 수 있었다. 이러한 영상기법과 분석법을 이용하면 이후 만성 폐색전증이나 폐기종 등 다양한 폐질환에서의 연구와 임상적용이 가능할 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. Fazio F, Wollmer P. Clinical ventilation-perfusion scintigraphy. *Clin Physiol* 1981;1:323-337
2. Hopkins SR, Belzberg BR. Pulmonary transit time and diffusion limitation during heavy exercise in athletes. *Respiratory Physiol* 1996;103:67-73
3. MacNee W, Martin BA, Wiggs BR, Belzberg AS and Hogg JC. Regional pulmonary transit times in humans. *J Appl Physiol* 1989;66:844-850
4. Nyren S, Mure M, Jacobsson H, Larsson SA and Lindahl SG. Pulmonary perfusion is more uniform in the prone than in the supine position: scintigraphy in normal human. *J Appl Physiol* 1999;86:1135-1141
5. Won C, Chon D, Tajik J, Tran BQ, Robinswood GB, Beck KC, et al. CT-based assessment of regional pulmonary microvascular blood flow parameters. *J Appl Physiol* 2003;94:2483-2493
6. Bergin CJ, Pauly JM, Macovski A. Lung parenchyma: projection reconstruction MR imaging. *Radiology* 1991;179:777-781
7. Lutterbey G, Gieseke J, Sommer T, Keller E, Kuhl C, Schild H. A new application of MR tomography of the lung using ultra-short turbo spin echo sequences. *Rofo* 1996;164:388-393
8. Mayo JR, MacKay A and Müller N. MR imaging of the lungs: value of short TE spin-echo pulse sequences. *AJR Am J Reontgenol* 1992;159:951-956
9. Hatabu H, Gaa J, Kim D, Li W, Prasad PV and Edelman RR. Pulmonary perfusion: qualitative assessment with dynamic contrast- enhanced MRI using ultra-short TE and inversion recovery turbo FLASH. *Magn Reson Med* 1996;36:503-508
10. Hatabu H, Tadamura E, Levin DL, Chen Q, Li W, Kim DS, et al. Quantitative assessment of pulmonary perfusion with dynamic contrast-enhanced MRI. *Magn Reson Med* 1999;42:1033-1038
11. Levin DL, Chen Q, Zhang M, Edelmman RR, Hatabu H. Evaluation of regional pulmonary perfusion using ultrafast magnetic resonance imaging. *Magn Reson Med* 2001;46:166-171
12. Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, Adachi S, Hirota S, Sugimura K. Contrast-enhanced MR perfusion imaging and MR angiography: utility for management of pulmonary arteriovenous malformations for embolotherapy. *Eur J Radiol* 2002;41:136-146
13. Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, Adachi S, Kono M, Sugimura K. Solitary pulmonary nodules : potential role for dynamic MR imaging in management in initial experience. *Radiology* 2002;224:503-511
14. Matsuoka S, Uchiyama K, Shima H, Terakoshi H, Nojiri Y, Oishi S, et al. Detectability of pulmonary perfusion defect and influence of breath holding on contrast-enhanced thick-slice 2D and on 3D MR pulmonary perfusion images. *J Magn Reson Imaging* 2001;14:580-585
15. Matsuoka S, Uchiyama K, Shima H, Terakoshi H, Oishi S, Nojiri Y, et al. Effect of the rate of gadolinium injection on magnetic resonance pulmonary perfusion imaging. *J Magn Reson Imaging* 2002;15:108-113
16. Stock KW, Chen Q, Levin D, Hatabu H and Edelman RR. Demonstration of gravity-dependent lung perfusion with contrast-enhanced magnetic resonance imaging. *J Magn Reson Imaging* 1999;9:557-561
17. Sodickson DK, Manning WJ. Simultaneous acquisition of spatial harmonics (SMASH): fast imaging with radiofrequency coil arrays. *Magn Reson Med* 1997;38:591-603
18. Mayo JR, Mackay A, Muller NL. MR imaging of the lungs: value of short TE spin-echo sequence. *AJR Am J Roentgenol* 1992;159:951-956
19. Bergin CJ, Pauly JM, Macovski A. Lung parenchyma: projection reconstruction MR imaging. *Radiology* 1991;179:777-781
20. Alsop DC, Hatabu H, Bonnet M, Listerud J, Gefter W. Multi-slice, breathhold imaging of the lung with submillisecond echo times. *Magn Reson Med* 1995;33:678-682
21. Uematsu H, Levin DL, Hatabu H. Quantification of pulmonary perfusion with MR imaging: recent advances. *Eur J Radiol* 2001;37:155-163
22. Ohno Y, Hatabu H, Murase K, Higashino T, Kawamitsu H, Watanabe H, et al. Quantitative Assessment of Regional

Pulmonary Perfusion in the Entire Lung Using Three dimentional Ultrafast Dynamic Contrast-Enhanced Magnetic Resonance Imaging: Preliminary Experience in 40 Subjects. *J Magn Reson Imaging* 2004;20:353-365
23. Hakim TS, Lisbona R, Dean GW. Gravity-independent inequality in pulmonary blood flow in humans. *J Appl Physiol* 1987;63:1114-1121
24. Hakim TS, Dean GW, Lisbona R. Effect of body posture on spatial distribution of pulmonary blood flow. *J Appl Physiol* 1988;64:1160-1170
25. Brudin LH, Rhodes CG, Valind SO, Jones T, Hughes JM. Interrelationships between regional blood flow, blood volume, and ventilation in supine humans. *J Appl Physiol* 1994;76:1205-1210
26. Albertine KH. *Structure organization and quantitative morphology of the lung.* In Cutillo AG. *Application of magnetic resonance to the study of lung*. Armonk. NY: Futura Pub. Co. 1996:73-114
27. Middleton H, Black R, Saam B, Cates G, Cofer G, Guenther R, et al. MR imaging with hyperpolarized 3He gas. *Magn Reson Med* 1995;33:271-275
28. MacFall JR, Charles HC, Black RD, Middleton H, Swartz JC, Saam B, et al. Human lung air spaces: potential for MR imaging with hyperpolarized He-3. *Radiology* 1996;200:553-558
29. Edelman RR, Hatabu H, Tadamura E, Li W, Prasad PV. Noninvasive assessment of regional ventilation in the human lung using oxygen enhanced magnetic resonance imaging. *Nat Med* 1996;2:1236-1239
30. Hatabu H. MR Pulmonary angiography and perfusion imaging: recent advances. *Semin Ultrasound CT MR* 1997;18:349-361
31. Hatabu H, Chen Q, Levin DL, Tadamura E, Edelman RR. Ventilation-perfusion MR imaging of the lung. *Magn Reson Imaging Clin N Am* 1999;7:379-392
32. Hatabu H, Chen Q, Stock KW, Gefter WB, Itoh H. Fast magnetic resonance imaging of the lung. *Eur J Radiol* 1999;29:114-132

J Korean Radiol Soc 2007;56:141 - 148

Quantitative Pulmonary Perfusion Imaging with 3-dimensional, Contrast-enhanced MR: Regional Difference in the Perfusion Parameters of Healthy Volunteers[1]

Song-Soo Kim, M.D.[1,2], Joon Beom Seo, M.D., Namkuk Kim, M.D., Kyung-Hyun Do, M.D., Young Kyung Lee, M.D.[1,3], Jin- Hwan Kim, M.D.[2], Jae-Woo Song, M.D., Jin Seong Lee, M.D.

[1]Department of Radiology, Research Institute of Radiology, University of Ulsan, College of Medicine, Asan Medical Center
[2]Department of Radiology, Chungnam National University Hospital
[3]Department of Radiology, Pochon Cha University Bundang Cha Hospital

Purpose: We wanted to evaluate the regional differences in such perfusion parameters as pulmonary blood flow (PBF), mean transit time (MTT) and pulmonary blood volume (PBV) in the entire lung of healthy volunteers with using three-dimensional, contrast-enhanced MR imaging (3D CEMRI).

Materials and Methods: Six healthy volunteers underwent dynamic 3D CEMRI (TR/TE 2.7/0.6 msec; flip angle 40 °; matrix 128×96; reconstructed matrix 256×192; rectangular field of view 450×315 mm; coronal 100-150mm-thick×10 slabs; temporal resolution 1.0 sec; 35 dynamic phases) For all subjects, 2 mL of Gd-DTPA mixed with 3 ml of physiologic saline was administered as a bolus at a rate of 5 mL/sec, and this was followed by 20 mL of physiologic saline flush. From the signal intensity-time curves, the PBF, MTT and PBV maps were generated using indicator dilution theories and the central volume principle on a pixel-by-pixel basis. A total of 54 round, 1-cm sized ROIs were placed in the lung in each subject (6 ROIs per slab×9 slices except for the most posterior slab). The regional differences of the measured parameters were statistically evaluated in the gravitational direction and in the upper-mid-lower direction by one-way ANOVA tests.

Results: The calculated PBF, MTT and PBV in the entire lung were 141.8±53.4 mL/100 mL/min (mean±SD), 5.35±1.38 sec, and 13.4±6.48 mL/100mL, respectively. In the gravitational direction, there was a significant increase in the PBF and PBV as it goes to the posterior direction ($p < 0.05$). No statistical difference was found in PBF or PBV between the upper, mid and lower lung zone areas.

Conclusion: Regional difference in the various perfusion parameters of the lung in healthy volunteers can be quantitatively assessed with performing 3D CEMRI.

Index words : Computers
Lung, MR
Lung, perfusion
Magnetic resonance (MR), three-dimensional

Address reprint requests to : Joon Beom Seo, M.D., Department of Radiology, Research Institute of Radiology, Asan Medical Center, University of Ulsan College of Medicine, 388-1, Pungnap-dong, Songpa-gu, Seoul 138-736, Korea
Tel. 82-2-3010-4400 Fax. 82-2-476-4719 E-mail: seojb@amc.seoul.kr