

肺の perfusion と ventilation

大野良治^{1,2}, 杉村和朗¹, 幡生寛人²

¹神戸大学大学院医学系研究科生体情報医学講座放射線医学分野 ²Pennsylvania 大学放射線科

はじめに

従来の胸部画像診断の中で、MRIはその高い組織分解能やコントラスト分解能を利用して、肺癌を含めた肺野腫瘤病変、縦隔腫瘍や胸壁腫瘍などの質的診断や進展範囲診断においてCTがはっきりと診断を下せない場合や造影剤による副作用によりCTが使えない場合の解決手段として使われるのみにとどまっていた。また、肺の機能画像においてはラジオアイソトープ (radioisotope ; RI) を用いた検査法が標準化され、一般肺機能検査とともに広く用いられ、MRIの関与する余地はなかった。

しかし、最近のMR装置における急速な進歩、特に gradient performance の著しい向上による撮像法の進歩と gadolinium 造影剤並びに hyperpolarized noble gas 等の新たな造影剤の開発とあいまって、MRIによる肺の画像診断は新しい局面を迎えている。

本稿においては、新たな撮像法を用いたMR肺換気・血流画像 (MR ventilation and perfusion imaging) について1. 肺の画像化の問題点、2. MR perfusion imaging の基本撮像法および臨床応用、3. MR ventilation imaging の基本撮像法および臨床応用を中心に解説する。

1. 肺の画像化の問題点

MRIにおける肺実質の画像化は、ガス交換の場である肺胞と肺泡道、終末・呼吸細気管支

などの気道系および肺胞レベルの毛細血管から肺動・静脈レベルの各種の血管系が複雑な三次元構造を構成しながら、空気と広範に境界面を形成するというガス交換を担う臓器であるがゆえの構造上、機能上の特性により困難となっている。

肺のMRによる画像化が困難である主要因は、以下の3点である^{1)~3)}。

- (1) 空気と組織の境界よりもたらされる susceptibility effect による磁場の不均一性による急速な信号減衰 (T_2^* 値が1~2 ms と極端に短い)
- (2) 低い水分含有量 (他の臓器の20%)
- (3) 心拍と呼吸運動による motion artifacts

この中で、最も大きな問題点は(1)の susceptibility effect であり、通常の胸部MR画像において肺野からの信号がほとんどない最大の要因になっている。したがって、肺野の画像化を行うためには、gradient echo (以下GRE) 法ではよほどTEを短くしない限り、肺野からの信号を得ることは困難である。また、spin-echo 法であっても、エコーの中央部での susceptibility effect は refocus によって免れるが、エコーの中央部から少しでも外れたところでは著しい信号強度の減衰がみられるため、データ収集を短時間に (2~3 ms 以内) に行う必要がある。

また、この susceptibility effect の画像に対する影響としては、肺野の画像の frequency-encoding 方向における画像のズレとなって現

キーワード lung, magnetic resonance (MR), perfusion, ventilation

れる。水の共鳴周波数から最大 8 ppm までズレを生じる可能性がある¹⁾。

これら以外の問題点として、肺組織内の水分子の diffusion の関与、 T_2 が multiexponential components をもつこと⁴⁾、肺組織にはコラーゲン線維が多く含まれ、このコラーゲン線維と静磁場の作る角度によって信号強度が変化するなど、肺組織の MR イメージングには現実的に考慮されるべき要素や今後解決されるべき問題が、機能画像の精度の点から多く存在する。

2. MR perfusion imaging

1) 造影剤併用 MR perfusion imaging

胸部における MRI を用いた血流情報による機能診断として、MR perfusion imaging が挙げられる。MR perfusion imaging においては、MR angiography において通常用いられる in-flow 効果にはほとんど依存せず、造影剤の T_1 短縮効果を利用した gadolinium (Gd) 造影剤併用 MR angiography の手法を応用して行われるのが一般的である。高速 GRE 法をさらに高速化し、非常に短い TE (最短 0.6 ms) を用いて、Gd 造影剤を急速注入し、2D GRE 法や 3D GRE 法を用いることにより、肺実質の perfusion image を得ることが試みられている^{5)~7)}。また、一般に臨床現場で現在応用されている胸部 MR perfusion imaging は RI における SPECT 検査のような定量的評価よりも定性的評価の側面が強い。したがって、その撮像法は MR angiography には及ばないまでも、ある程度の高空間分解能を維持することが肝要である。

MR perfusion imaging においては、MR angiography で用いた高速 GRE 法をさらに高速化し、非常に短い TR (2.3~4.2 ms)、TE (0.6~1.1 ms) を用い、Gd 造影剤を自動注入器で

急速注入し撮像を行うが、ハードウェアの問題から十分な時間分解能が得られない場合には、time-resolve MR angiography (MR angiography の撮像法のうち、空間分解能を犠牲にして 1 phase 当たりの時間分解能を 4~5 秒以内とし、血管の形態診断よりも血流評価を主眼にした dynamic study の色彩を濃くした撮像法) を検査目的に合わせて代用としてもよい。

Gd 造影剤併用 MR perfusion image を得るポイントは、

- (1) 検査目的に合わせて可能な限り高時間分解能にすること
 - (2) 自動注入器などの使用により可能な限りシャープで再現性のあるポーラス注入を行うこと
 - (3) 撮像法の工夫により可能な限り高空間分解能であること
 - (4) 定量を目的とする場合には血中の Gd 濃度と信号強度が直線比例関係となる範囲内の濃度に抑える必要があること
- 等が挙げられる。

一般に 2D GRE 法を用いた MR perfusion imaging においては少量の Gd 造影剤を注入することにより、肺への再循環を評価しやすくすることのみならず、その高時間分解能を利用して、平均通過時間、肺血液量、肺血流量等の肺血流情報のパラメータ解析を行うことや、局所における肺血流情報マップの作成に主眼がおかれている^{8),9)}。

一方、3D GRE 法を用いた MR perfusion imaging においては、血管内の Gd 造影剤による T_1 短縮効果により血管が高信号に描出されることを利用して肺循環系である肺動脈相・肺実質相・肺静脈相と体循環系である大動脈相を時系列を追って分離同定することにより (Fig. 1), 肺塞栓症の診断や肺循環系および体循環系によるシャント等の肺動静脈奇形などにおけ

2001年6月25日受理

別刷請求先 〒650-0017 兵庫県神戸市中央区楠町 7-5-2 神戸大学大学院医学系研究科生体情報医学講座放射線医学分野 大野良治

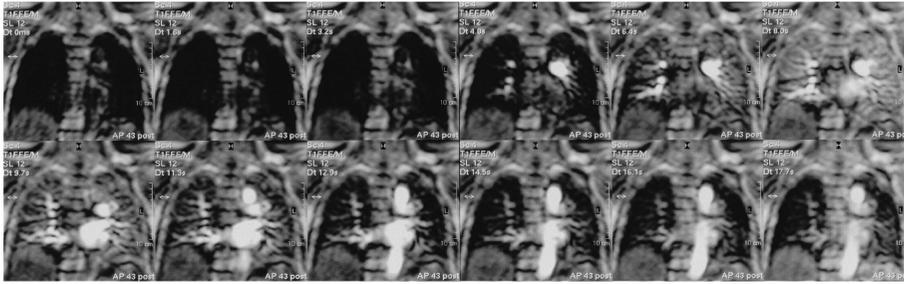


Fig. 1. Dynamic contrast-enhanced MR imaging of pulmonary perfusion in a normal volunteer using 3D-turbo gradient echo sequence (TR/TE/flip angle = 2.7 ms/0.6 ms/20 degree, 100 mm slab thickness, 10 partition, 128 × 96 matrix, 450 mm field of view). Five ml of Gd-DTPA was administered over 1 s. The image at 0 s was a baseline image. The pulmonary arterial tree was visualized beyond the segmental branches, followed by a gradual diffuse increase in signal intensity of the lung parenchyma.

る循環異常を診断することを可能とし、またそれらの血流量を定性並びに定量評価することを目的としている^{10),11)} (Fig. 2).

Gd 造影剤併用 MR perfusion imaging はその汎用性、画質および時間経過を伴った血流動態の観察が可能であるので、今後は種々の肺血流情報を全肺レベルで定量解析することも可能となることから、今後、RI による肺血流シンチにかわる新たな肺血流画像法となる可能性を秘めている。

2) 非造影 MR perfusion imaging

造影剤併用の MR perfusion imaging と異なり血液内のプロトンをトレーサーとして使い、肺血流から直接信号をとることにより、造影剤を使用しない MR perfusion imaging (non-contrast MR perfusion imaging) の手法が幾つか近年紹介されつつある。肺血流の定量化ないし半定量化を目的とした方法として arterial spin labeling (ASL) 法が挙げられる。一方、定性的な MR perfusion imaging を得る方法として心周期における肺野信号の変化を利用した diastolic-systolic subtraction 法が挙げられる。

肺血流の定量化ないし半定量化を目的とした ASL 法は、steady-state 法と RF pulse 法に大別される。

Steady-state 法は測定組織への流入血管の血液中の磁化をすべて RF で 180°にラベリングし (steady-state)、局所における磁化率の変化 (steady-state magnetization) を計算することにより局所の血流量を測定する方法である。脳血流の測定に広く用いられ、3D 呼吸同期法を併用することにより、肺への応用も試みられている¹²⁾。

RF pulse 法としては signal tagging alternating radio frequency (STAR) 法や flow-sensitive alternation inversion recovery (FAIR) 法やその変法である flow-sensitive alternating inversion recovery with an extra radiofrequency pulse (FAIRER) 法がある。

STAR 法では測定面に流入する直前に血液を選択的な 180°パルスで反転させた画像と選択的な 180°パルスで反転していない画像の差分画像より MR perfusion imaging を得る方法である (Fig. 3)。様々な TI (inflow time) を用いることにより、肺血流情報を得ることができる (Fig. 4)。本法では高速 GRE 法や half-Fourier acquisition single-shot turbo spin echo (HASTE) 法でデータ収集を行う^{13),14)}。

FAIR 法やその変法の FAIRER 法においては測定面を選択的および非選択的 180°パルス

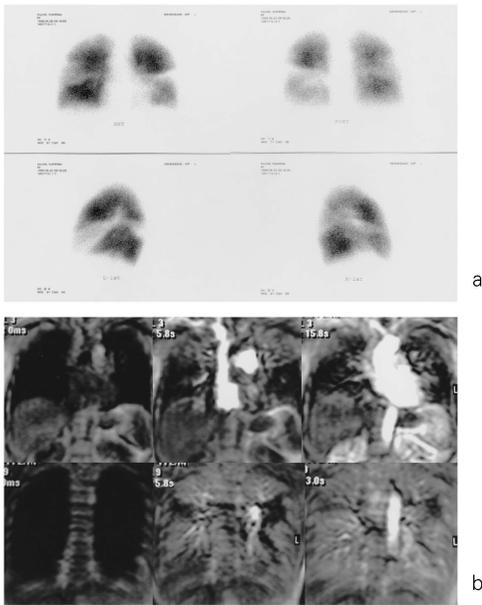


Fig. 2. A 29-year-old patient with pulmonary embolism

a : On ^{99m}Tc -MAA perfusion scintigraphy, perfusion defects were shown in middle lobe, bilateral posterior superior segments, and lingula

b : 3D-dynamic contrast-enhanced MR imaging (TR/TE/flip angle = 2.7 ms/0.6 ms/20 degree, 100 mm slab thickness, 10 partition, 128×96 matrix, 450 mm field of view) demonstrated the perfusion defects corresponding to ^{99m}Tc -MAA perfusion scintigraphy in pulmonary circulation phase. Note is made of late enhancement in these area in systemic circulation phase (paradoxical enhancement).

で二度測定する。選択的 180° パルスで測定すると TI 時間後に測定面に流入した血液の 180° パルスを印加されていないフレッシュなスピンの画像が得られ、非選択的 180° パルスを用いるとフレッシュなスピンを含まない画像が得られるため、これらの差分により MR perfusion imaging を得る方法である^{15),16)}。

一方、定量評価は困難であるものの、心周期における肺野の信号の変化が肺血流に依存していることを応用した diastolic-systolic subtrac-

tion 法では、心周期のうちで拡張期の画像から収縮期の画像を差分してやることにより、MR perfusion image を得ることができる¹⁷⁾。

しかし、これらの非造影 MR perfusion imaging 法は現時点において、画質、撮像法の汎用性、臨床情報の提供の点から造影剤併用の MR perfusion imaging 法より劣っており、臨床応用にはなお更なる研究を要するが、Gd 造影剤併用 MR perfusion imaging と併せて相補的に用いられる可能性もあり、今後の研究成果が期待されている。

3. MR ventilation imaging

MR ventilation imaging においては、100%酸素を用い inversion recovery 法を併用した single-shot turbo spin echo 法を用いた oxygen-enhanced MR ventilation imaging^{18)~27)} と、レーザーにより hyperpolarization をした He-3 や Xe-129 を利用し、 T_1 強調の GRE 法を用いた hyperpolarized noble gas MR imaging の二種類の方法に大別される^{28)~37)}。

Oxygen-enhanced MR ventilation imaging が分子状の酸素による弱い paramagnetic agent としての T_1 短縮効果を肺の呼吸器である臓器特性を利用して最大限に引き出す換気画像法であるの^{18)~27)}に対して、hyperpolarized noble gas MR ventilation imaging は気体そのものの特性^{28)~37)}を利用することによる換気画像法である。両者の理論的背景やそれぞれ画像が有する種々の情報は全く異なっており、これらを相補的に使用することで、CT 等による病理学的形態診断のみならず、肺換気に基づいた病態生理学的診断へのアプローチが可能となる。

1) Oxygen-enhanced MR ventilation imaging

Oxygen-enhanced MR imaging は分子状の酸素の T_1 短縮効果を利用して肺換気画像を得る。100%酸素の吸入により信号強度は最大で50%程度上昇し、吸入をやめることにより信号強度は前値に速やかに復する (Fig. 5)。高



Fig. 3. Coronal HASTE images (TR/TE/inter echo spacing = 2000–3000 ms < 2 R-R > / 25 ms / 4.2 ms, 20 mm slice thickness, 128 × 256 matrix, 450 mm filed of view) of the chest in a healthy volunteer without (a) and with an RF inversion pulse applied to the right ventricle and pulmonary artery with a inflow time (TI time) of 600 ms (b), as well as a subtraction image between A and B for pulmonary perfusion (c). Note the adiabatic RF inversion pulse to tag the proton spins (arrow).

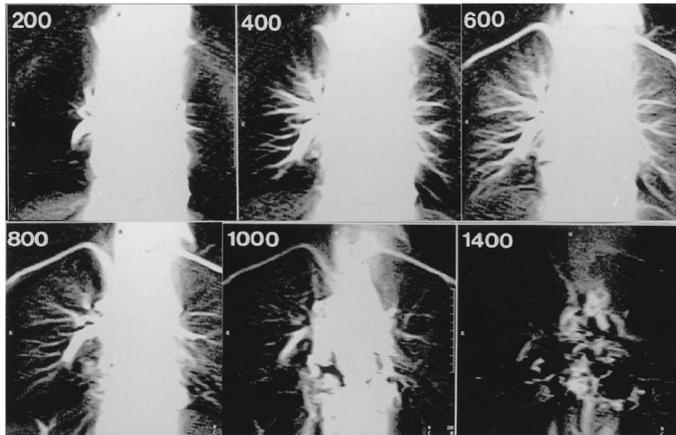


Fig. 4. Series of perfusion images (TR/TE/inter echo spacing = 2–3 R-R (2000–3000 ms) / 25 ms / 4.2 ms, 20 mm slice thickness, 128 × 256 matrix, 450 mm filed of view) with increasing inflow times ranging from 200 ms to 1400 ms.

Incrementally more distal portions of the pulmonary arteries are seen, with enhancement of the lung parenchyma at a TI of 600. The bright vertical stripe represents the adiabatic RF inversion pulse.

濃度酸素は検査室の酸素の配管を利用することにより得ることができるため、設備投資は不要で、安価でかつ安全に繰り返し検査を行えるのが最大の利点であるが、信号強度変化が微弱で画像化が困難である。したがって、motion artifact を極力抑えることを試みた HASTE 法、

心電同期 HASTE 法、呼吸同期 HASTE 法によるデータ収集や信号強度の増強効果と S/N 比の低減を極力抑えることを目的とした SSTSE 法によるデータ収集など、様々な方法が試みられている^{18)~27)}。

本法は肺の T₁ 値の変化を計算することによ

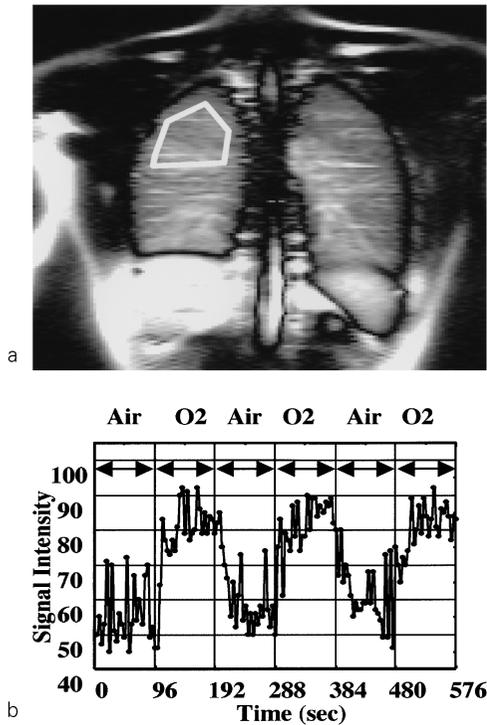


Fig. 5. Assessment of regional ventilation in a normal healthy volunteer
 (a) T₁-weighted, coronal, inversion-recovery single-shot turbo spin echo image (TR/TE_{eff}= 2-3 R-R(2000-3000 ms)/4.2 ms, 10 mm slice thickness, 256×128 matrix, 450 mm field of view) shows lung morphology.
 (b) Signal intensity of lung parenchyma versus time in a healthy subject (see ROI in during alternating inhalation of room air and 100% oxygen).
 Signal intensity of lung parenchyma was increased by 100% oxygen inhalation.

り、種々の生理現象を解明できる可能性を有しているものの、T₁値の計算においては、酸素濃度のみならず、種々の artifact が影響することにより、場合によっては、疾患による差よりも撮像法や機種による差が前面に出てくる可能性があり、現時点では動物実験レベルにとどまって、臨床応用は限られている^{18)~27)}。

一方、相対的信号強度変化率による画像化に

おいては T₁ 値とは異なり、絶対値としての解析は困難であるが、種々の artifact の影響を最小限にとどめることができ、臨床応用が簡便である、という利点を有している。また、いずれにしても、酸素による信号強度の変化を見ているため、相対的信号強度変化率と T₁ 値の変化は一定の相関関係が成立するので、相対的信号強度変化率を計算することにより、臨床応用は容易となる^{18),25),27)}。相対的信号強度変化率をピクセルごとに計算することにより oxygen-enhanced MR ventilation image を得ることができる (Figs. 6, 7)。また、時系列による相対的信号強度変化率の変化と呼吸生理学検査における検査値との良好な相関関係の証明により、本法がこれまでの RI を用いた換気画像法に付随した情報を臨床現場に提供し得る可能性を示唆している²⁷⁾。

2) Hyperpolarized noble gas MR ventilation imaging

Hyperpolarized noble gas MR ventilation imaging は不活化ガス (³He, ¹²⁹Xe) にレーザーを照射して spin exchange 法等で hyperpolarization を引き起こさせることにより、不活化ガスのような密度の低い気体からも MR 信号を得る方法である^{28)~37)}。その MR 信号は大きく、通常の T₁ 強調の GRE 系の撮像法で、高分解能の画像が得られる。Hyperpolarized noble gas MR ventilation imaging は気体そのものから MR 信号を得ることができるため、気道および肺胞の描出を行うことができるとともに、純粋な意味での換気状態を gas imaging の形で画像化することができる (Fig. 8)。したがって、肺胞内での拡散などの気体分子の動きの解析³⁵⁾や信号強度からの血中酸素濃度の解析³⁶⁾など様々な、付随情報を得ることができ得る画像診断法でもある。また、肺内の気体の動きなどを dynamic study によって観察可能であり、気管支喘息、肺気腫等の病態解明にも期待がもたれる³⁷⁾。しかし、一方で hyperpolarization を起こす励起装置などに対する設

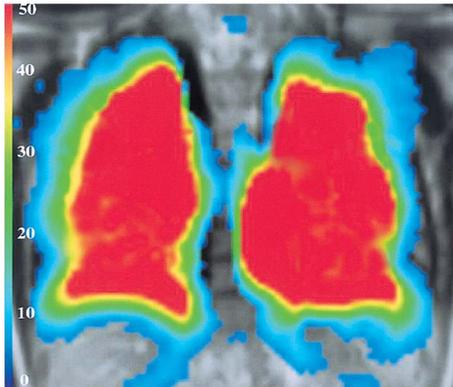


Fig. 6. A 30-year-old normal healthy male volunteer
Relative enhancement map obtained after oxygen inhalation shows homogeneous and high oxygen enhancement (yellow to red).

備投資や専用の transmitter-receiver coil 等が必要であり、1回当たりの検査費用が高額であること、hyperpolarization を起こしやすく信号強度の強い He-3 は現状において入手困難であり、Xe-129 は入手はある程度できるものの、麻酔作用があるという副作用があること、hyperpolarization を起こしにくく信号が弱いこと等から、現時点においては臨床応用はなお困難であり、今後の研究が期待される。

おわりに

肺機能画像法としての胸部 MRI について解説したが、今後装置自体の性能向上により空間分解能や撮像時間はさらに改善されていくだろう。装置の改良以外の課題として、MR perfusion imaging においては定量解析に向けての各種のパラメトリック解析の応用およびそのマッピング表示等の画像解析法、パラメトリック解析の方法論の開発等が必要となるであろう。また、MR ventilation imaging においてはより高分解能な画像による局所換気の評価とともに、その定量解析を行うことが必要である。また、

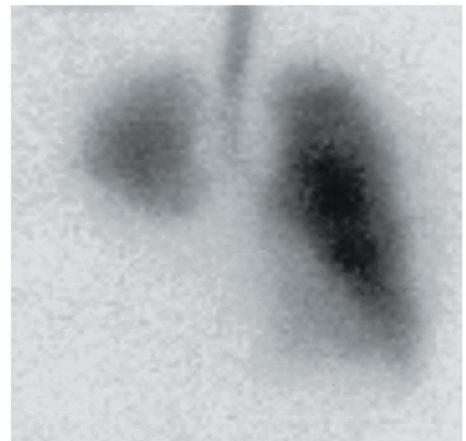
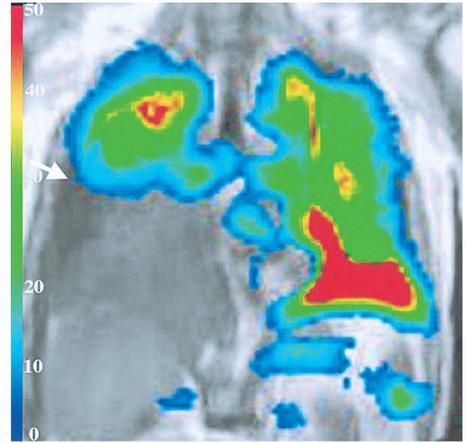


Fig. 7. A 65-year-old male with lung cancer
a : Relative enhancement map obtained after oxygen inhalation shows little enhancement of the atelectatic lung as well as the tumor. The area of decreased oxygen-enhancement in the lateral peripheral portion of the anterior segment of the right upper lobe was also observed (arrow). This may be due to restricted physical motion.
b : Krypton-81m ventilation scintigraphy shows the defect in the right middle and lower lung fields and was matched with relative enhancement map.

これらの MR perfusion imaging と MR ventilation imaging のマッチングによる換気・血流情報により呼吸生理の解析や病態生理の解明な

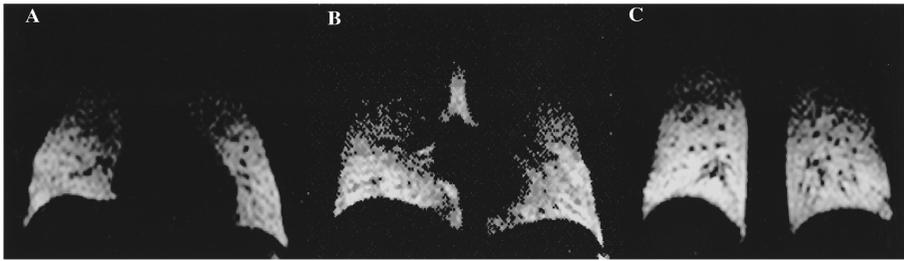


Fig. 8. A 27-year-old normal healthy female volunteer
Three contiguous slices of hyperpolarized He-3 MR imaging (TR/TE/flip angle = 6.3 ms/ 4.0 ms/25 degree, 100 mm slab thickness, 10 partition, 256 × 128 matrix, 450 mm field of view) clearly demonstrated the airway and pulmonary airspaces.

どに適用可能と考えられる。

これらのMR肺機能画像の臨床応用および基礎研究の進歩により、今後の胸部MRIは形態診断のみならず機能診断をも視野に入れた発展が可能であると考えられる。

文 献

- 1) 幡生寛人：高速撮像の臨床—胸部（肺）—。日磁医誌 1997；17：439-444
- 2) Bergin CJ, Glover GM, Pauly J: Magnetic resonance imaging of lung parenchyma. J Thorac Imaging 1993；8：12-17
- 3) Morris AH, Blatter DD, Case TA, Cutillo AG, Ailion DC, Durney CH, Johnson SA: A new nuclear magnetic resonance property of lung. J Appl Physiol 1985；58：759-762
- 4) Shioya S, Christman R, Ailion DC: An *in vivo* NMR imaging determination of multiexponential Hahn T₂ of normal lung. Magn Reson Med 1990；16：49-56
- 5) Hatabu H, Gaa J, Kim D, Li W, Prasad PV, 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
- 6) Hatabu H, Gaa J, Kim D, Li W, Prasad PV, Edelman RR: Pulmonary perfusion and angiography: evaluation with breath-hold enhanced three-dimensional fast imaging steady-state precession MR imaging with short TR and TE. AJR Am J Roentgenol 1996；167：653-655
- 7) Uematsu H, Levin DL, Hatabu H: Quantification of pulmonary perfusion with MR imaging: recent advances. Eur J Radiol 2001；37：155-163
- 8) Hatabu H, Tadamura E, Levin DL, Chen Q, Li W, Kim D, Prasad PV, Edelman RR: Quantitative assessment of pulmonary perfusion with dynamic contrast-enhanced MRI. Magn Reson Med 1999；42：1033-1038
- 9) Levin DL, Chen Q, Zhang M, Edelman RR, Hatabu H: Evaluation of regional pulmonary perfusion using ultrafast magnetic resonance imaging. Magn Reson Med (in press)
- 10) Meaney JF, Weg JG, Chenevert TL, Stafford-Johnson D, Hamilton BH, Prince MR: Diagnosis of pulmonary embolism with magnetic resonance angiography. N Engl J Med 1997；336：1422-1427
- 11) Hatabu H, Stock KW, Sher S, et al.: Magnetic resonance imaging of the thorax. Past, present, and future. Radiol Clin North Am 2000；38：593-620
- 12) Roberts DA, Gefter WB, Hirsch JA, Rizi RR, Dougherty L, Lenkinski RE, Leigh JS Jr, Schnall MD: Pulmonary perfusion: respiratory-triggered three-dimensional MR imaging with arterial spin tagging—preliminary results in healthy volunteers. Radiology 1999；212：890-895

- 13) Hatabu H, Tadamura E, Prasad PV, Chen Q, Buxton R, Edelman RR : Noninvasive pulmonary perfusion imaging by STAR-HASTE sequence. *Magn Reson Med* 2000 ; 44 : 808-812
- 14) Hatabu H, Wielopolski PA, Tadamura E : An attempt of pulmonary perfusion imaging utilizing ultrashort echo time turbo FLASH sequence with signal targeting and alternating radiofrequency (STAR). *Eur J Radiol* 1999 ; 29 : 160-163
- 15) Mai VM, Hagspiel KD, Christopher JM, Do HM, Altes T, Knight-Scott J, Stith AL, Maier T, Berr SS : Perfusion imaging of the human lung using flow-sensitive alternating inversion recovery with an extra radiofrequency pulse (FAIRER). *Magn Reson Imaging* 1999 ; 17 : 355-361
- 16) Mai VM, Berr SS : MR perfusion imaging of pulmonary parenchyma using pulsed arterial spin labeling techniques : FAIRER and FAIR. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 9 : 483-487
- 17) Tadamura E, Hatabu H : Assessment of pulmonary perfusion using a subtracted HASTE image between diastole and systole. *Eur J Radiol* 2001 ; 37 : 179-183
- 18) 大野良治, 足立秀治, 杉村和朗 : MRI による機能画像 : 肺の血流画像および換気画像. *画像診断* 2000 ; 20 : 750-757
- 19) 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
- 20) Stock KW, Chen Q, Morrin M, Hatabu H, Edelman RR : Oxygen-enhanced magnetic resonance ventilation imaging of the human lung at 0.2 and 1.5T. *J Magn Reson Imaging* 1999 ; 9 : 838-841
- 21) Loffler R, Muller CJ, Peller M, Penzkofer H, Deimling M, Schwaiblmair M, Scheidler J, Reiser M : Optimization and evaluation of the signal intensity change in multisection oxygen-enhanced MR lung imaging. *Magn Reson Med* 2000 ; 43 : 860-866
- 22) Chen Q, Jakob PM, Griswold MA, Levin DL, Hatabu H, Edelman RR : Oxygen-enhanced MR ventilation imaging of the lung. *MAGMA* 1998 ; 7 : 153-161
- 23) Chen Q, Levin DL, Kim D, et al. : Pulmonary disorder : ventilation-perfusion MR imaging with animal models. *Radiology* 1999 ; 213 : 871-879
- 24) Ohno Y, Sugimura K, Takenaka D, Yoshikawa T, Kojima Y, Motoyama A, Adachi S : 100% oxygen-enhanced magnetic resonance imaging of the lung. *Proc Eighth Annu Meeting ISMRM* 2000 ; 1 : 6
- 25) Ohno Y, Chen Q, Hatabu H : Oxygen-enhanced magnetic resonance ventilation imaging of lung. *Eur J Radiol* 2001 ; 37 : 164-171
- 26) Hatabu H, Tadamura E, Chen Q, Stock KW, Li W, Prasad PV, Edelman RR : Pulmonary ventilation : dynamic MRI with inhalation of molecular oxygen. *Eur J Radiol* 2001 ; 37 : 172-178
- 27) Ohno Y, Hatabu H, Takenaka D, Adachi S, Cauteren MV, Sugimura K : Oxygen-enhanced MR ventilation imaging of the lung : preliminary clinical experience in 25 Subjects. *AJR Am J Roentgenol* (in press)
- 28) Albert MS, Cates GD, Driehuys B, et al. : Biological magnetic resonance imaging using laser-polarized ^{129}Xe . *Nature* 1994 ; 370 : 199-201
- 29) Kauczor H, Surkau R, Roberts T : MRI using hyperpolarized noble gases. *Eur Radiol* 1998 ; 8 : 820-827
- 30) Chen XJ, Chawla MS, Hedlund LW, Moller HE, MacFall JR, Johnson GA : MR microscopy of lung airways with hyperpolarized ^3He . *Magn Reson Med* 1998 ; 39 : 79-84
- 31) Viallon M, Cofer GP, Suddarth SA, Moller HE, Chen XJ, Chawla MS, Hedlund LW, Cremillieux Y, Johnson GA : Functional MR microscopy of the lung using hyperpolarized ^3He . *Magn Reson Med* 1999 ; 41 : 787-792
- 32) Cremillieux Y, Berthezene Y, Humblot H, Viallon M, Canet E, Bourgeois M, Albert T, Heil W, Briguet A : A combined ^1H perfusion/ ^3He ventilation NMR study in rat lung. *Magn Reson Med* 1999 ; 41 : 645-648
- 33) Chen XJ, Moller HE, Chawla MS, Cofer GP, Driehuys B, Hedlund LW, MacFall JR, Johnson GA : Spatially resolved measurements of hyperpolarized gas properties in the lung *in vivo*. Part 1 : Diffusion coefficient. *Magn Reson Med* 1999 ; 42 : 721-728

- 34) Chen XJ, Moller HE, Chawla MS, Cofer GP, Driehuys B, Hedlund LW, Johnson GA : Spatially resolved measurements of hyperpolarized gas properties in the lung *in vivo*. Part 2 : T_2^* . Magn Reson Med 1999 ; 42 : 729-737
- 35) Saam BT, Yablonskiy DA, Kodibagkar VD, Leawoods JC, Gierada DS, Cooper JD, Lefrak SS, Conradi MS : MR imaging of diffusion of ^3He gas in healthy and diseased lungs. Magn Reson Med 2000 ; 44 : 174-179
- 36) Wolber J, Cherubini A, Leach MO, Bifone A : Hyperpolarized ^{129}Xe NMR as probe for blood oxygenation. Magn Reson Med 2000 ; 43 : 491-496
- 37) Altes TA, Powers PL, Knight-Scott J, Rakes G, Platts-Mills TA, de Lange EE, Alford BA, Mugler JP 3rd, Brookeman JR : Hyperpolarized ^3He MR lung ventilation imaging in asthmatics : preliminary findings. J Magn Reson Imaging 2001 ; 13 : 378-384

Perfusion and Ventilation Imaging of the Lung

Yoshiharu OHNO^{1,2}, Kazuro SUGIMURA¹, Hiroto HATABU²

¹*Department of Radiology, Kobe University Graduate School of Medicine
7-5-2 Kusunoki-cho, Chuo-ku, Kobe 650-0017*

²*Pulmonary Functional Imaging Research, Department of Radiology,
University of Pennsylvania Medical Center*

Recent advances in magnetic resonance (MR) imaging of the lungs are shown, with a focus on three types of this kind of imaging. First, the problem of pulmonary MR imaging. Next, MR perfusion imaging using gadolinium contrast agents or spin labeling of blood using naturally following spins as the source of the intravascular signal. Finally, MR ventilation imaging using 100% oxygen or hyperpolarized noble gas.

These recent developments in MR imaging have made it possible to analyze data more quantitatively. This holds the potential for clinical imaging of pulmonary perfusion and ventilation. It also opens a window to functional MR imaging of the lung, even though the clinical application of pulmonary MR perfusion and ventilation imaging to patients has thus far been limited. We believe that further basic studies and clinical applications of these new techniques will show the real significance of this type of imaging in the future of pulmonary functional imaging. We also believe that it will play an important role in the assessment of pulmonary function and pathophysiology.