

## MRI の新しいカラー合成表示

秋葉英成 (札幌医科大学放射線科) 森田和夫 (同上)  
玉川光春 (同上) 田中 修 (自治医科大学放射線科)  
志藤光男 (同上) 佐藤清明 (自治医科大学放射線部)

### キーワード

MRI, hybrid color display, additive color mixture method, three primary colors, proton relaxation time

### 目 的

MRI ではパルス系列を変えることにより種々のパラメーターの強調画像を得ることが出来る。診断に際してはこれらの複数の画像を見比べて信号異常や形態学的異常の有無を見いだすが、小さな病変や解剖学的に複雑なところ、更に S/N が低いときには同一部位の同定が困難なことがしばしばある。このような複数の画像を再統合しなければならぬという読影者の負担を軽減し、より組織間コントラストを高めて微細な病変を同定し易くすることが望まれる。このことの解決のために加法混色法を利用したカラー合成表示を行い複数のパルス系列によって得られた MR 画像を原色の輝度階調で表現し同時に表示することを試みた。

### 方 法

色の 3 刺激理論によると 3 原色の合成により様々な表色を行うことが出来る<sup>1),2)</sup>。例えば、RGB

加法混色系では図 1 a に示すように、赤緑青の 3 原色が等輝度で混色すると白色、うち 2 色が混色すると補色になる。各原色の輝度を変えて混色すると任意の表色が出来ぬ。図 1 b は色立方体 (color solid) とよばれ、3 次元座標系の各座標軸方向に 3 原色を割り当てそれらの輝度を連続的に変化させたものである。原点が黒、手前の頂点が白、これらの 2 点を結ぶ対角線上はいわゆるグレースケールに相当する。また 2 本の座標軸を含む平面上の各頂点は補色となる。

具体的な方法は例えば図 2 a に示すように T1 強調 SE 画像 (500/30) を赤の輝度階調で表示する (“red scale”)。同様に T2 強調 SE 画像 (2000/80) と密度強調 SE 画像 (2000/40) をそれぞれ青と緑の輝度階調で表示する (“blue scale”, “green scale”)。これらの 3 画像を各点において加法混色することで合成画像が出来ぬ (図 2 b)。この場合、合成画像上の 1 点の色は図 1 b の色空間の 1 点で定まることになる。このように各強調画像は独立した原色の輝度階調で表現される。

撮像機種は東芝常電導型 MRI 装置 MRT 22

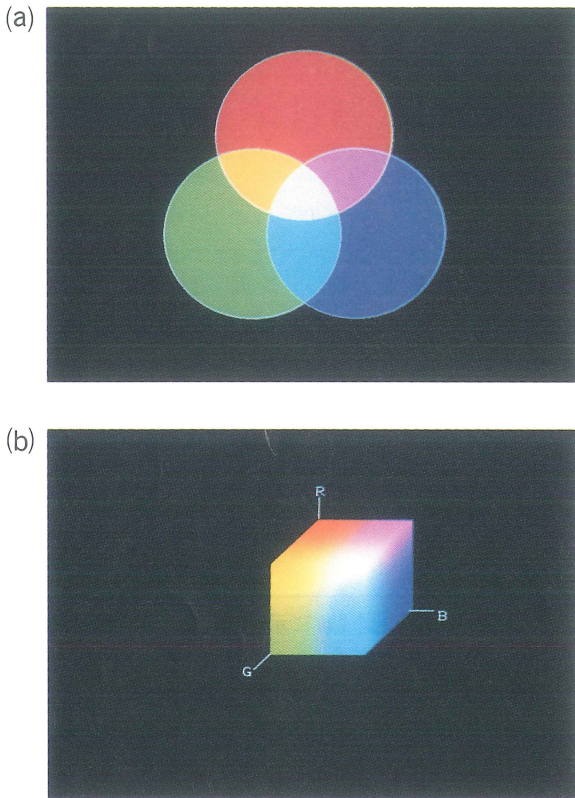


図1 (a) RGB 加法混色系, 赤緑青の3原色が等輝度で混色すると白色, うち2色が混色すると補色となる。(b) 色立方体 (color solid), 3次元座標系の各座標軸方向に3原色を割り当てそれらの輝度を連続的に変化させたもの。原点が黒, 手前の頂点が白, これらの2点を結ぶ対角線上はいわゆるグレースケールに相当する。また2本の座標軸を含む平面上の各頂点は補色となる。

Aで, 得られた画像情報をフロッピーディスクに保存し, パーソナルコンピュータ (NEC: PC 9801 Vm) で専用プログラム (アセンブリ言語) を開発してデータの読み取りと画像処理を行った。RGB 3原色を各 256 輝度階調で同時表示するためにフレームバッファメモリ (アットオフィス: SFB-01) を使用した。カラー表示は3原色に割り当てられたこのメモリ上のアドレスに画像の信号強度に相当するデータを書き込むことによって行われる。

## 結 果

複数のパルス系列で得られた MR 画像を合成

表示することにより非常に組織コントラストの高い画像を得ることが出来た。特に小さな病変が1枚の画像にて評価できその識別に有用であった。色調のもつ定性性が画像の質の違いに反映されており, より客観的に読影者の視覚に訴えることができた。各画像の信号強度は 256 段階の輝度階調で「定量的に」表現された。画像表示はほぼリアルタイム (3, 4 秒) で行えた。

図 2 b では椎体や皮下脂肪の各画像における輝度が同程度になるように調節しているためにこれらは白色または灰白色で描出されている。脳脊髄液は T1 延長と密度信号低下のため赤と緑の輝度が低下して青色となり, 筋肉組織は T1 強調信号や密度信号に比べて T2 強調信号がやや低下しているために茶褐色で描出されている。圧迫骨折のみられる第 5 頸椎は相対的な T1 延長傾向のために水色の色調となっている。

椎間板の退行性変化の程度も色調の違いとして容易に見いだされる (図 3)。T2 短縮傾向のために, 青の輝度が低下している。

各強調画像に対する原色の割り当てを変えることにより, 合成画像上の色調を変化させることが出来る (図 4)。この画像では脳脊髄液がオレンジ色で描出されている。冠椎前弓後縁と歯突起前縁との間に異常信号領域があり, 亜脱臼が考えられた症例である。このように小さな病

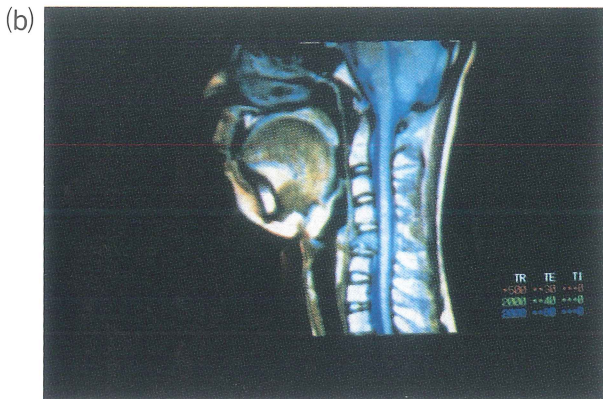
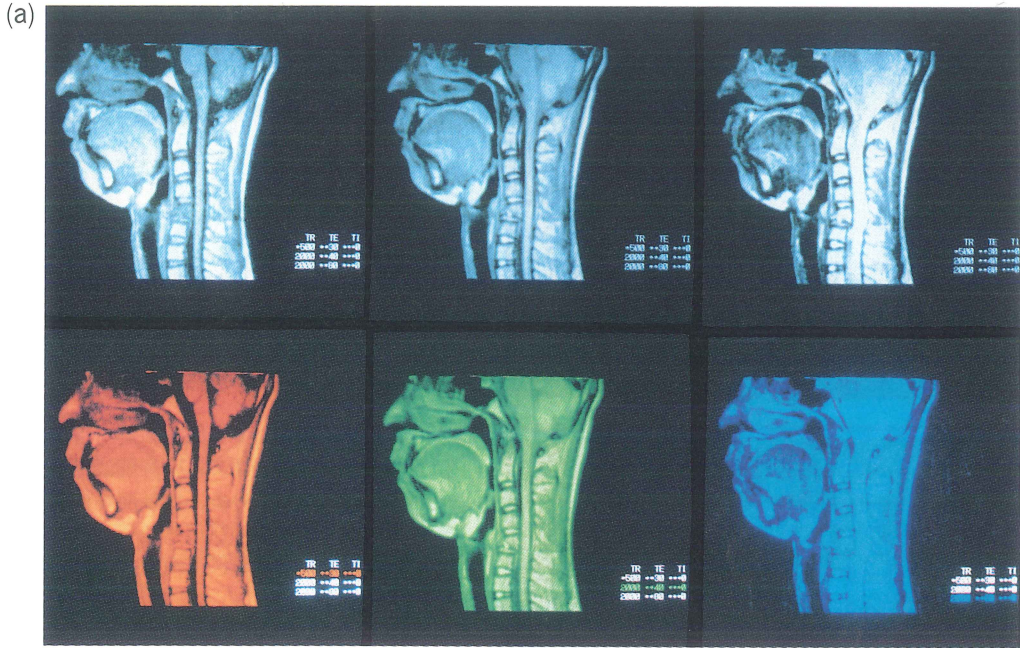


図2 カラー画像合成法。(a) T1強調SE画像(500/30)を赤の輝度階調で表示し(“red scale”), 同様に T2強調SE画像(2000/80)と密度強調SE画像(2000/40)をそれぞれ青と緑の輝度階調で表示する(“blue scale”, “green scale”). これら3画像を各点において加法混色することで合成画像が出来る。(b). この場合, 椎体や皮下脂肪の各画像における輝度が同程度になるように調節しているためにこれらは白色または灰白色で描出されている。脳脊髄液は T1 延長と密度信号低下のため赤や緑の輝度が低下して青色となり, 筋肉組織は T1 強調信号や密度信号に比べ T2 強調信号がやや低下しているために茶褐色で描出されている。圧迫骨折のみられる第5頸椎は相対的な T1 延長傾向のために水色の色調となっている。

変の識別に有利であり, これは各パルス系列で得られた情報が互いに失われることなく強調し合う効果が表れたためと考えられる。

マルチエコー法による画像の合成も可能であり(図5), 3つのエコー信号による合成が出来る。この場合も同じように組織ごとのパラメータの違いが強調されて表現される。

また2枚の画像の合成表示は, 3原色のうちの2色を選ぶか, 一方の画像に2色を割り当てて行う(図6)。T2強調SE(2000/80)画像を



図3 腰椎椎間板ヘルニアの症例。椎間板の退行性変化の程度が色調の違いとして容易に見いだされる。T2短縮傾向のために、青の輝度が低下している。

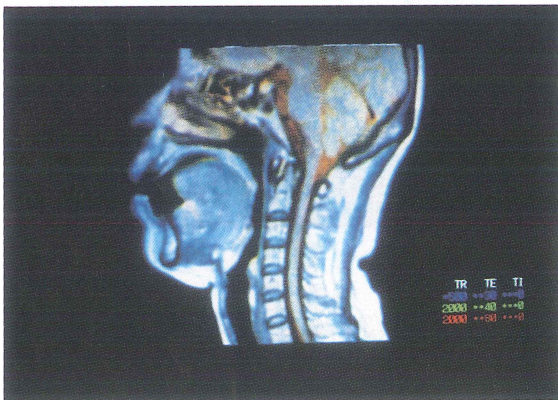


図4 各強調画像に対する原色の割り当てを変えたもの。この画像では脳脊髄液がオレンジ色で描出されている。冠椎前弓後縁と歯突起前縁との間に異常信号領域があり、亜脱臼が考えられた症例である。

赤の輝度階調で、T1強調IR(500/30/2000)画像を緑と青の輝度階調で表現して合成表示したものである。脛骨末端の骨肉腫の症例で、骨幹端腫大と囊腫状変化がみられ、T1、T2延長のために骨幹端部全体が赤く描出されている。

### 考 察

従来の画像情報のカラー表示では単なるグレースケールの代用として色調による段階表示を行っていた。この場合必要以上の強調があったり、小さな階調変化が描出されなかったり、なによりも「色の違い」が視覚上の定量的な連続性を与えないという不都合があった。このこと

は放射線診断医にカラー表示に対する懐疑的な観念を与えたと思われる。しかし、人間の先天的な色覚を的確に画像診断に利用すれば、単なるグレースケールによる表現よりもずっと多くの情報の表現が可能になることが予想される。このためには色覚が定性的なものであることを考慮した上で画像情報を定量的に表現することが必要である。

MRIの合成画像表示に関してはWeissらが発表している<sup>3)</sup>。これはOstwald Color Systemを利用して2種類のMR画像を色相の段階表示(hue, 256レベル)と輝度階調(luminance, 4レベル)で表現し合成表示したものである。しかし、輝度階調がわずか4段階しかなく原画像

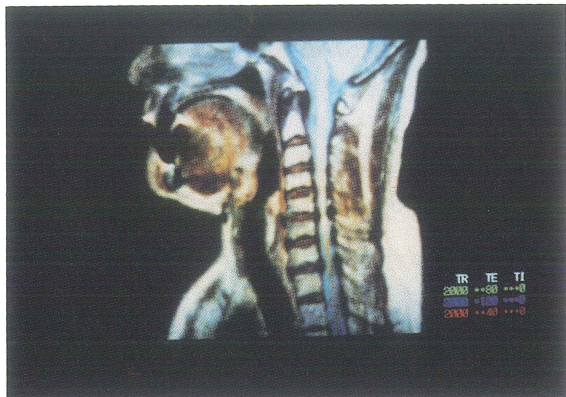


図5 マルチエコー法による第1, 第2, 第3エコー信号による画像の合成である (TR=2000, TE=40, 80, 120)。黄靱帯骨化症の症例で組織ごとのパラメーターの違いが強調されて表現されている。



図6 T2強調SE(2000/80)画像を赤の輝度階調で、T1強調IR(500/30/2000)画像を緑と青の輝度階調で表現して合成表示したものである。脛骨末端の骨肉腫の症例で、骨幹端腫大と囊腫状変化がみられ、T1, T2延長のために骨幹端部全体が赤く描出されている。

の持つ情報が失われる可能性と、色相による段階表示が視覚上の定量的な連続性を保てないという従来のカラー表示と同様な問題点が認められた。さらには2種類の画像が色相と輝度という視覚上の別の次元の変化として表現される不都合があった。また、O'Connelらの方法を利用したdouble tracer imageが核医学画像のカラー合成表示で行われているが<sup>4)</sup>、同様の問題点を含んでいる。

RGB 加法混色系を利用した今回の方法ではこれらの問題点が解決している。パルス系列の違いによる画像の質の違いは色調(原色)の違いという定性性に反映される。かつ原色の輝度階調(256段階)による視覚上の連続的なスケール

でそれぞれの信号強度が独立に表現される。これらを加法混色することで出来る合成画像は組織や病変部位のパラメーターの差異を「加法的に」強調するため、よりコントラストの高い画像が得られる。このように色調の持つ定性性を利用してより客観的に読影者の視覚に訴えることは読影の簡便さ、短時間化につながることであり、新たな意義があることと思われる。

カラー表示における問題点の一つとして、視覚の輝度階調に対する弁別閾は色により様々であり、白黒のグレースケールに比べて認知し得る階調数は少ないということがある<sup>5)</sup>。しかし、実際の臨床画像の評価においてどの程度の階調が必要なのかはまだ不明の点が多い<sup>5)</sup>。また弁別

関は周囲の色によっても変化するものであり<sup>6)</sup>、臨床画像をみる上でのこの点に関する評価は非常に難しい問題を含んでいる。

なお、撮影対象の動きにより合成画像がずれる可能性が予想されたが、MRI では元来が加算画像であるためか余り問題にならなかった。また画像合成に際して信号収集方法の違いによるS/Nの差の考慮が必要であるが、今後標準化すべきことと思われる。

## 総 括

MRIの異なるパルス系列で得られる同一スライス面の画像を同時表示することを試みた。そのために加法混色法を利用して各強調画像をそれぞれ原色の輝度階調で表現しカラー合成表示した。その結果、パルス系列の違いによる画像の質の違いは色調（原色）の違いに定性的に反映され、かつ画像の信号強度は原色の輝度階調（256段階）で定量的に視覚上の連続的なスケールで表現することができた。このように強調画像ごとに独立した段階表示を行い合成表示したために正常組織あるいは病変部位のパラメータの差異は「加法的に」強調され非常に組織コ

ントラストの高い画像が得られた。微細な病変の同定に有用な方法であり、読影の簡便さ、短時間化、見落としの減少をもたらすと思われた。

本論文の要旨は第47回日本医学放射線学会において演題の一部として発表した。

## 文 献

- 1) D.F. Rogers: Procedural elements for computer graphics, McGraw-Hill Company, U.S.A., 1985.
- 2) 長谷川 伸: 画像工学, コロナ社, 東京, 1844, p. 30-40.
- 3) K.L. Weiss, S.O. Stiving, E.E. Herderick, et al.: Hybrid color MR imaging display. AJR 149: 825-829, 1987.
- 4) G.A.W. Gooding, M.D. Okerlund, D.D. Stark, et al.: Parathyroid imaging: Comparison of double tracer (Tl-201, Tc-99m) scintigraphy and high-resolution US. Radiology 161: 57-64, 1986.
- 5) J.L. Lehr, P. Capek: Histogram equalization of CT images. Radiology 154: 163-169, 1985.
- 6) H.L. Kundel: Visual perception and image display terminals. RCNA 24: 69-77, 1986.

## The New Hybrid Color Display of MR Imaging

---

Hidenari Akiba

(Department of Radiology, Sapporo Medical College)

Mitsuharu Tamakawa

(Department of Radiology, Sapporo Medical College)

Mitsuo Shidou

(Department of Radiology, Sapporo Medical College)

Kazuo Morita

(Department of Radiology, Sapporo Medical College)

Osamu Tanaka

(Department of Radiology, Jichi Medical School)

Seimei Satou

(Division of Radiology, Jichi Medical School)

---

Three MR images obtained from different pulse sequences of the same anatomic section were displayed simultaneously in a single color image. For this purpose, each MR image was assigned one of three primary colors (red, green, blue), and the pixel signal intensities were displayed as the corresponding luminance (256 levels). These independent primary color images were hybridized using RGB additive color mixture method. As a result, the differences of the MR pulse sequences were qualitatively showed by the differences of the primary colors, and the signal intensities were quantitatively demonstrated by the graded luminances as continuous scale on visual perception. The contrast between the normal tissue and the pathological lesion was enhanced "additively". We believe that this technique may not only clarify the discrimination of the subtle lesion but also facilitate the MR image interpretation. In Addition, it may decrease the oversight of the film readings.