

3.0T 装置の臨床

中田 力

新潟大学脳研究所脳機能解析学 カリフォルニア大学デビス神経内科

はじめに

MR 技術の進歩には目を見張るものがある。1970 年後半に MR による画像研究をカリフォルニアで開始した当時の我々にとっては、超伝導磁石を有する高磁場装置とは 0.3T の装置であった*1。現在、高磁場装置と呼ばれるものはその 10 倍以上の磁場強度を誇る装置となった*2。実際のところ、次世代を担う 7.0T, 8.0T の装置でさえも既に珍しい存在ではなくなっている。

磁場強度が高ければ高いほど、獲得できる情報が増えるという MR の原則からすれば、許される限り高い磁場強度を誇る装置の建設を目指すべきである。しかし、臨床における様々な事情を考慮すると、磁場強度を上げることが一概に利点とは言い切れない実情が見えてくる。実践力のある臨床装置としての適性は 3.0T 程度で plateau に達している感は否めず、7.0T などの装置はあくまでも特殊装置として扱われる可能性が高い。この点で、日常の臨床における 3.0T 装置の将来性は非常に高いといえる。

3.0T 装置が本当の意味での臨床装置として確立するためには、臨床画像における優位性を

もつだけでは十分ではなく、既存装置で可能な画像法をすべて網羅できる能力をもつ必要がある。1997 年、MGH (Massachusetts General Hospital) の研究者を中心とした高磁場装置の方向性を決める委員会で「whole body capability」の重要性を主張した筆者に多くの研究者は「head only system で十分」との見解を示した。その結果、国際的な状況で高磁場装置による腹部画像はあまり進展していない。しかし、腹部画像を含む「完備した 3.0T 装置」の時代は、すぐそこまで来ている。

1996 年 3.0T 装置を導入してから 2000 年の終わりまでに、我々の施設で撮像された症例は 2000 を超えた。ヒト脳機能解明のための研究施設として設立、運営されている施設であるため、日常の医療行為としての routine 化された撮像は行われていない。したがって、撮像数そのものはそれほど多いわけではない。それでも、臨床装置の使用経験としては十分の症例数を獲得できたと思われる。この機会に subspeciality である脳画像を中心に独自に開発を行った腹部画像の経験も加えて、3.0T 装置の臨床の総括を試みたい*3。

*1 FDA の認可を取った最初の超伝導磁石装置は Diasonic 社の 0.3T の装置である。

*2 米国では 3.0T, 4.0T の装置が FDA からの正式認可を受けた臨床機として活躍している。

*3 本施設では prototype を含め、すべて GE 社製の装置を用いている。

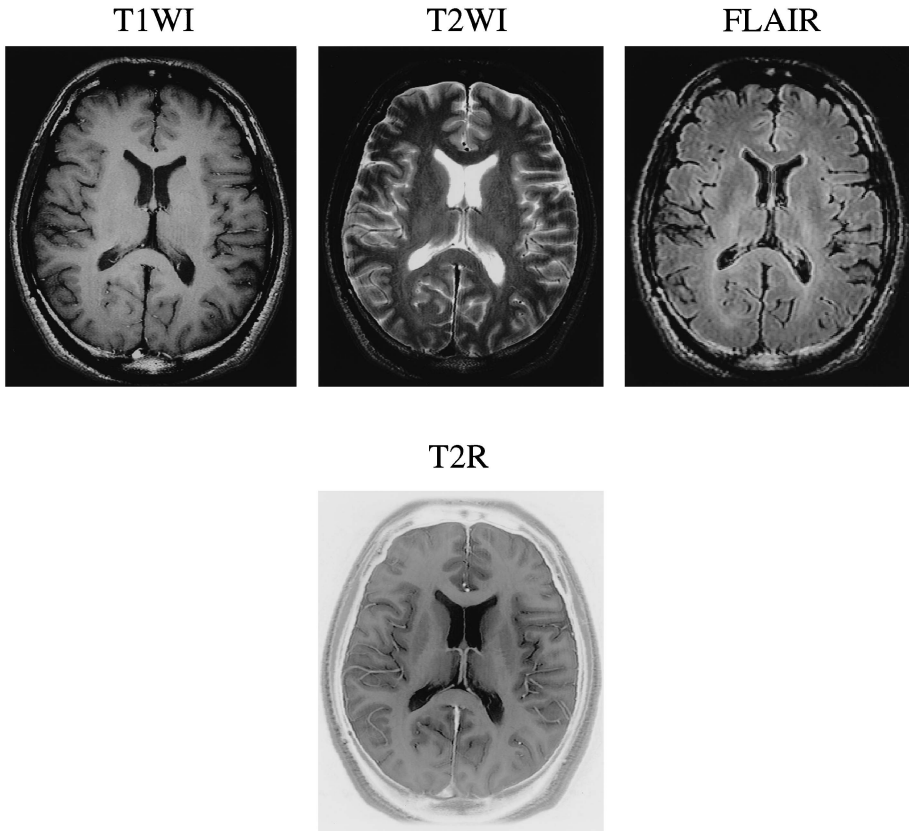


図 1.
 T₁WI : T₁強調画像, T₂WI : T₂強調画像, FLAIR : fluid attenuated inversion recovery, T₂R : T₂ reversed

高磁場装置の画像特性

図 1 に現在一般の臨床機で routine 化された一般的な conventional sequence による画像を示す. ここから読み取れる 3.0T 装置としての主な画像特性を表 1 にまとめる. これらの特性は利点にも欠点にもなり得る. 例えば, spin motion に敏感な点は MR angiography (MRA) や拡散強調画像にとっては有利な要素である一方, CSF motion の影響, 被験者の動きなどによる生理的雑音を上昇させる結果ともなる. 磁

表 1. Image Characteristics of High-field System

S/N ↑
T ₁ contrast ↓
T ₂ contrast ↑
Motion effect ↑
Susceptibility effect ↑

化率効果の上昇は, 磁場強度を上げる上で最も重大な弊害となる要素である. これまでそれほど重要視されていなかった高度な shimming が

2001年6月7日受理

別刷請求先 〒951-8585 新潟市旭町通一番町 757 新潟大学脳研究所脳機能解析学 中田 力

要求される場合が多く、それでも磁化率効果による artifact の顕著な増加は避けられない、それでもなお、functional MRI (fMRI) など、磁化率効果の出現そのものを対象とする画像法にとっては、利点ともなる。

画像診断にとって高磁場装置が有利となる最も重要な要素は S/N 比の上昇である。したがって、高い S/N 比をいかに有効に用いるかが高磁場装置を使いこなす鍵といっても過言ではない。より高い S/N 比はより低い spin density での画像作成を可能とし、複雑な spin の manipulation を容易とする。前者は空間分解能の向上、撮像の高速化に直結し、後者は contrast の多様化につながる。

臨床装置としての位置付け

臨床画像の基本的な目標は臨床に役立つ情報を提供することにある。これは盲目的に多くの情報を提供することと同意ではない。臨床医にとって多すぎる情報がかえってマイナスの要素になることは、得てして見られる paradox である。MR は複数の contrast mechanism をもつ画像法である。これは MR が他の臨床画像法とは根本的に異なる点であり、特に留意が必要である。

MR の臨床応用のごく初期には、他の画像法と同様に MR でとらえられる物理特性そのものを特異的に示す画像を提供することが望ましいと考えられた。生体における物理特性が生物学的環境を検索する index となることを考えれば、当然のことである。つまり、T₁ 画像とか T₂ 画像の世界である。しかし、この試みは致命的な画質低下を伴うことから早期に挫折を迎

え、「強調画像」が主体となった。ある意味で、これが多くの臨床医に誤解を与える結果ともなっている。

「強調画像」とは、はっきりとした物理的定義をもたない極めて医学的な産物である*4。言い換えれば、同じ名をもった強調画像であっても（例えば T₂ 強調画像）、それが、MR 特性から見て同義の画像である保証はどこにもない。しかし、「ある程度曖昧な定義」による情報の提示は、data base を中心とする診断学にとってはむしろ都合のよい存在でもあった。パターン認識における人間の能力の優位性を、十分に発揮できるからである。しかし、問題は、「強調画像」である限り、コントラストの異なる画像を無限に作成できることにある。おのずと、年を重ねるごとに一つの症例で撮像される画像の数が増えてゆく結果となった。

3.0T 装置の登場は、更なる contrast mechanism の複雑化を与える。したがって、これまでの画像診断への add on としてとらえてしまうと、不必要な負担の増加を助長しかねない。初心に帰り、「臨床とは患者さんのためにある」という大前提をもう一度思い起こす必要性が生まれる。3.0T 装置は、これまで S/N が不十分であったことから様々な技法を必要とした画像診断を一新する可能性を秘めた装置である。効率のよい routine 画像と高度な機能画像との獲得により、「一台ですべてを賄う装置」となり得る可能性をもつ。既存の立場に捕われず MR の基本と臨床の基本とに根ざし、より適切な画像診断の姿を確立させるよいチャンスでもある*5。その負担が社会そのものを圧迫し始めた医療を、より効率のよい形態に改良するための秘策でもある*6。

*4 MR 特性そのものに含まれる情報もかなり overlap する。T₂ と T₁ の関係は言うに及ばず、T₂ 特性に拡散特性が含まれる事実は、かなりの専門家にも欠けた知識である（拡散強調画像に T₂ 強調が加わるという意味ではない。）。

*5 CT が登場した当時、それでも myelography が存在しないと手術のできなかった外科医と同様に、多くの画像診断医が戸惑うことも考えられる。しかし、英断をもって行うべきものである。

*6 残念ながら、経済効果を優先する米国では、直接的に diagnostic radiologist の収入減につながる撮像数の減少は、良しとされない状況にある。したがって、日本の leadership が切望される分野である。

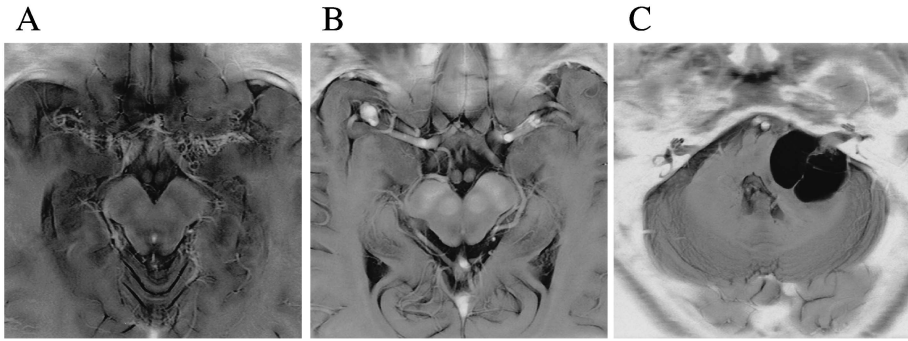


図 2.
A : モヤモヤ病, B : 動脈瘤, C : Neurinoma

T₂R 画像

3.0T 装置の routine 画像として我々が初期から提唱している画像法が T₂R (T₂ reversed) 画像である^{1)~3)}. T₂ contrast が病態変化を反映する最も基本的な要素であることに異論の余地はない. しかし, 従来の MR において T₂ 強調画像は, S/N 比が落ちるといふ欠点があった. 3.0T 装置はこの欠点を補うに十分な S/N を提供する. したがって, 画像 contrast 自体は T₂ で付けることとする. 磁場強度の上昇によって問題となる磁化率効果による画像の乱れは fast spin echo (FSE) を用いることによって解消できる. 既に conventional system において T₂ 強調画像は FSE で獲得することが一般的になっている事実を考慮すれば, FSE-T₂ 強調画像は logical な選択でもある. 次に「黒」を background とした画像提示がより高い解剖学的認識力につながる (心理学的解像度) から, 白黒を反転させる. 獲得した tissue contrast をより多く提示するために gray-scale の window 幅を広げる. こうして出来上がった画像が T₂R 画像である. Conventional system における複数の routine 画像から獲得できるほとんどの情報は, T₂R 画像一つで獲得可能となる (図 1). 多くの症例で T₂R 画像以上の情報を必要としないことも事実である (図 2,6).

表 2. MR Functional Analysis of the Brain

Gray Matter
functional MRI (fMRI)
MR Neuronography (MRN)
White Matter
3DAC Axonography (MRX)
MR Tractography (MRT)
λ chart analysis (LCA)

機能画像

コントラストの多様化の最も顕著な効果は, 様々な機能画像の登場に現れている. MR 画像は水分子の proton の共鳴信号を用いる画像法であり, 機能画像においてもななら違いはない. 解剖学的情報獲得のために組織コントラストを追求するのではなく, 目的とする脳機能と間接的に結びつく組織コントラストを追求するだけのことである. したがって, 正確には「機能コントラスト」を用いた「機能強調画像」とでも呼ぶべき存在である. したがって, どのような MR 特性がどのようにして生理学的指標となり得るのかをはっきりと理解しておく必要がある.

神経学の立場から見た MR による脳機能解析の概要を表 2 に示す. 基本的にはこれまでサルを用いて行われてきた高次脳機能の検索と

3.0T 装置の臨床

同様の技法が直接ヒトを対象として行うことが可能になったことを示している。機能局在を探る方法論は BOLD (blood oxygenation level de-

pendent) コントラストに代表されるファンクショナル MRI (fMRI) と、神経細胞密度の測定を可能とした neuronography (MRN) であ

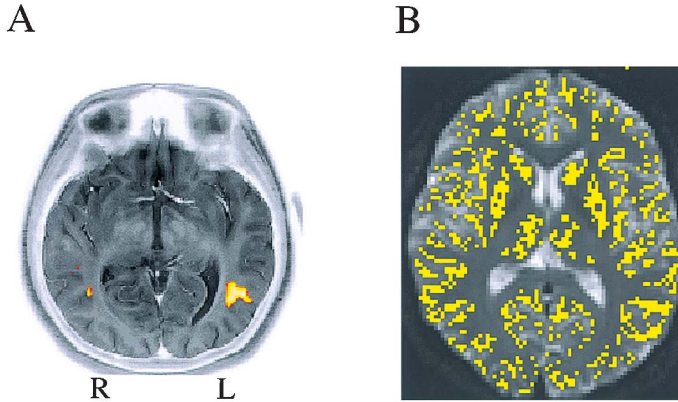


図 3.
A : fMRI (運動視覚を司る MT 領域の賦活), B : MRN (比較的小さなニューロンの画像)

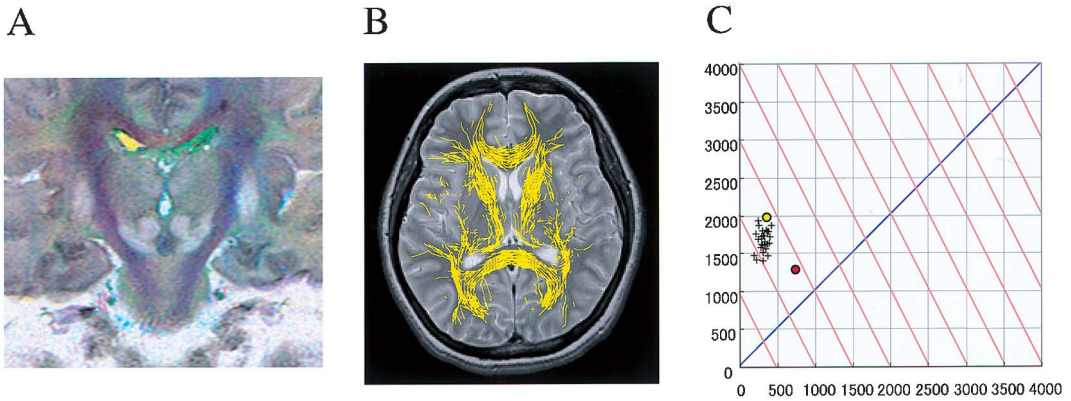


図 4.
A : 3DAC MRX
断層面を左右に走る軸索は赤 (R), 上下に走る軸索は青 (B), 断層面を貫く方向に走る軸索は緑 (G) を呈し, その他の軸索は RGB の直交軸で示される三次元空間での走行方向 (R, G, B) に従った中間色を呈する.)
B : MRT
target として tract を同一断層面で追跡したもの.
C : λ chart 解析
等方成分は青で示した対角線, 等トレース成分等方線 (青) に 71.57° で交差する線 (赤) に並ぶ. ワーラー変性を示した錐体路 (赤○) は等トレース線に沿って等方線方向に変移している. 正常から外れることで錐体路機能の異常が明確に示されると同時に, 変移の方向によりその性質も推測できる. 本例の場合, 軸索の変性と同時に gliosis が起こっている可能性が示唆されている. + : 正常, 黄○ : 健側, 赤○ : 病側

る (図3). 白質を対象とした方法論は, 画像全体の軸索ネットワークを示す axonography (MRX), 目的とする tract を追跡する tractography (MRT), 軸索の機能解析を可能とする λ chart 解析 (LCA) などである (図4). fMRI は磁化率効果の変化を T_2^* のコントラストとしてとらえる方法論であり, 残りのすべては拡散テンソル解析 (DTA) を基礎とした技法である. その詳細は他書に譲る^{4)~8)}.

M R A

3.0T 装置の高い S/N と spin motion に敏感な特性は, MRA にとって都合のよい条件を与える. それでも, 改めて新しい方法論が生まれるわけではない. 高い S/N を背景にして, もともと三次元で獲得された画像情報を三次元表示することは容易になる. 例えば, virtual endoscopy のような処理も簡単に行うことができる (図5). 蛇足ではあるが, 思わぬ pitfall に落ちないためには, MRA が飽くまでも flow 画像であり本来の意味での血管造影とは異なる

ことをもう一度意識しておく必要もある.

造 影

造影剤の使用は臨床における各論に属し, 総論的な結論を出すことは不可能である. 腫瘍画像における造影画像の必要性が激減することも予測される反面 (図6), 急性梗塞における penumbra の同定, 磁化率効果の強い構造を含んだ断面での fMRI など, 機能解析における造影剤の適応が増すことも考えられる. 3.0T 装置における緩和特性を考えると, gadolinium に代表される従来 of T_1 剤よりも super oxide などの T_2 剤がより重要となることは明らかである.

腹 部 画 像

3.0T 装置による腹部画像の検索はまだ始まったばかりである. RF coil の大型化により高い power が必要になることと, その結果おのずと上昇する SAR (specific absorption rate)

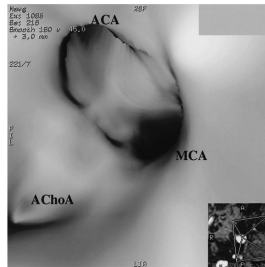
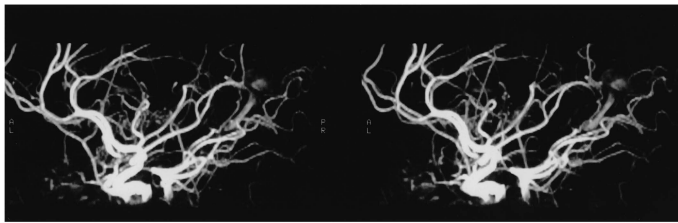


図5. MRA (stereo 像) と virtual endoscopy

T1 with Gd



T2R

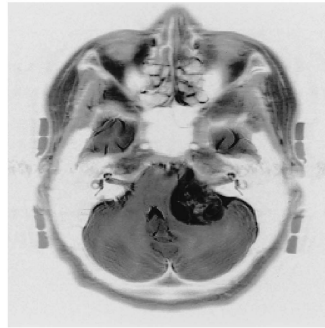


図 6. T₁ with Gd: gadolinium 剤による造影画像の例. Neurionma. T₂R の画像から獲得できる情報以上の情報が存在するかどうかはこれからの研究課題である.

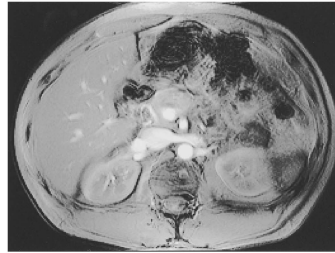
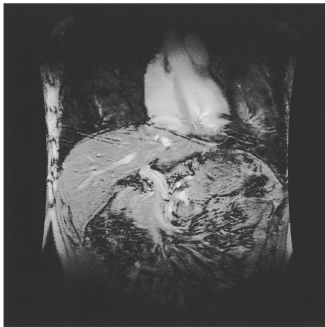


図 7. 正常の腹部画像

から見た安全性の問題とが技術的ネックとなっている。画像学の立場からすれば、頭部画像で明らかとなった優位性はすべてそのまま当てはまることになり、腹部画像における 3.0T 装置の優位性を改めて語る必要はない。我々の施設では独自に腹部用の low power RF coil を開発し、臨床研究を開始している (図 7)。

安全性

安全性においてこれまでの装置と極端に違う点はない。ただし、3.0T の magnet に蓄えられている potential energy の高さは意識する必

要がある。言い換えれば、事故が発生したときに、従来よりも大きな事故となる可能性があることである。基本的には、これまで臨床の実践で払われていた注意事項を着実に守ることが大切である。

磁場強度を上げることから最も影響を受ける安全性の factor は SAR である。共鳴周波数が上昇することは、すなわち、RF で運ばれる energy が上昇することを意味することから明白である。しかし、これは基本的には開発側の人間の責任であり、user 側の医師が改めて考慮する必要はない。ただし、従来の撮像法が 3.0T 装置にそのままそっくり移植できないこ

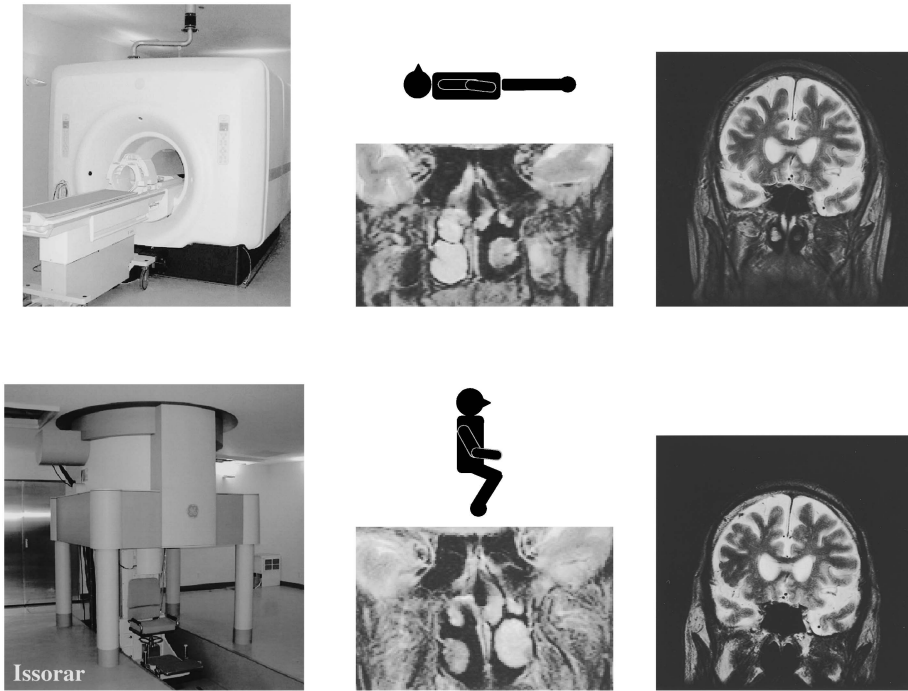


図8. 横型3.0T装置と縦型3.0T装置

ヒトは寝そべった状態で機能しないという大前提からより生理的な状態での脳機能の施行に必要な装置が文部科学省の助成のもと開発された。被験者が座った状態で画像を撮像する縦型3.0T装置 Issorar である(左下)。臨床的にも有意義な装置である。起き上がることによる turbinate の浮腫の変化が明らかでないことに反し(中)、極度に萎縮した脳でさえも重力の影響をほとんど受けないことは驚きである(右)。

とは理解しておく必要がある。使われる sequence や一度に獲得できる画像の枚数などに制限が加わることは必須である。

近 未 来

MRI 装置開発を技術者の立場から考えてみると、磁石製作の技術も platform の技術もその進歩が plateau に達していることに気付く。磁場強度の適性もほぼ決まりかけている現在、装置開発は「tailored made の時代」に突入したと考えることができる。画一的な装置の時代は終焉し、様々な option を提供する自由度の高い装置を供給する時代が、すぐそこまで来て

いる。それぞれの目的を十二分に考慮した装置を作り上げることで、新しい診断技術の開発が可能となる。その一例として縦型装置を示す。この装置はより高度の fMRI 画像を獲得するために開発されたものではあるが、臨床的にも unique な情報を与える装置である(図8)。

おわりに

3.0T 装置の臨床への適合性とその優位性は明らかである。構造画像から機能画像まで一台でこなしてしまう、究極の画像診断装置となる可能性も秘めている。画像診断の統合を図るよいチャンスでもある。

文 献

- 1) Fujii Y, Nakayama N, Nakada T : High-resolution T₂ reversed MRI on high-field system. J Neurosurg 1998 ; 89 : 492-495
- 2) Nakada T : High-field, high-resolution MR imaging of the human indusium griseum. AJNR 1999 ; 20 : 524-525
- 3) Harada A, Fujii Y, Yoneoka Y, Takeuchi S, Tanaka R, Nakada T : High-field magnetic resonance imaging in patients with moyamoya disease. J Neurosurg 2001 ; 94 : 233-237
- 4) Nakada T, Nakayama N, Fujii Y, Kwee IL : Clinical application of magnetic resonance axonography. J Neurosurg 1999 ; 90 : 791-795
- 5) Nakada T : Myths and truths in fMRI. In : Nakada T, ed. Integrated Human Brain Science. Amsterdam : Elsevier, 2000 ; 43-70
- 6) Nakada T, Suzuki K, Fujii Y, Matsuzawa H, Kwee IL : Independent component-cross correlation-sequential epoch (ICS) analysis of high-field fMRI time series : direct visualization of dual representation of the primary motor cortex in human. Neurosci Res 2000 ; 37 : 237-244
- 7) Matsuzawa H, Nakada T : Lambda chart analysis and eigenvalue imaging. In : Nakada T, ed. Integrated Human Brain Science. Amsterdam : Elsevier, 2000 ; 219-225
- 8) Nakada T : Development of 3.0 Tesla vertical MRI system for advanced fMRI. In : Nakada T, ed. Integrated Human Brain Science. Amsterdam : Elsevier, 2000 ; 71-78

Clinical Utility of 3.0T MR System

Tsutomu NAKADA

*Department of Integrated Neuroscience, Brain Research Institute, University of Niigata
Niigata 951-8585*

Department of Neurology, University of California, Davis

High field human magnetic resonance imaging (MRI) systems developed over the recent years have contributed significantly to the field of functional MRI and multinuclear spectroscopy. As more experience is gained, it has become apparent that high field systems possess significant advantages over conventional MRI systems in the clinical setting. This review summarizes exciting features of clinical imaging based on our five year experiences of 3.0T systems, which include abdominal imaging and development of the world first *vertical* system : *Issorar*.