

## 483 NMR-CTにおける画像処理と計算画像

吉岡清郎, 山田健嗣, 山田進, 小野修一,  
尾形優子, 菱沼隆, 山浦玄嗣, 松沢大樹  
(東北大 抗研 放)

東北大学に設置された常電導型NMR-CTの特徴はCPMG法パルス系列により、連続32のスピネコーを一挙に観測し、多様な画像を作り得る点にある。この豊富な情報量をコンピュータ解析し、臨床的意義を持った新たな画像を作成することを検討した。

緩和時間 $T_1$ 、 $T_2$ 、陽子密度に関しては、独自に開発したプログラムを用い作成し、既に臨床応用を行なっている。得られた $T_1$ 、 $T_2$ 計算画像をもとに、 $T_1$ 、 $T_2$ 合成画像、 $T_1$ 対 $T_2$ 比の画像、隣接する画素における $T_1$ 、 $T_2$ 直線回帰から、回帰係数及び切片の画像も作成し、臨床的意義を検討している。さらに、CPMG法パルス系列により得られる複数の画像データを用い、最大エントロピー法によるパワースペクトラムの画像化、測定時間を仮想時間軸に置換することによる陽子密度の違いの強調等を試みている。

以上のように常電導型NMR-CTにおける画像処理を行い、新たな生物学的情報の特徴抽出の形で画像化することを試みているので報告する。

## 485 超電導型NMR-CTにおける正常解剖構造

岡田吉隆, 南 学, 小坂 昇, 伊藤正光,  
吉川宏起, 西川潤一, 町田喜久雄, 飯尾正宏  
(東大 放)

近年のNMR-CTの発展はめざましく、装置も徐々にではあるが常電導から超電導型へと変換しつつある。解像力の点では現在のX線CTには及ばないものの、NMR-CTはコントラスト分解能が高いため、人体の臓器を含めた軟部組織の識別能ではX線CTより優れている。

今回我々はNMR-CT画像の読影の際必要となる人体正常解剖構造の検討を行なうために、正常人志願者を対象に静磁場を変えて、体各部位のNMR-CTを施行した。装置は0.35~1.5 T超電導型NMR-CT (Magnetom)で、撮像法はTR, TE, TIを種々に変えたスピネコー法と反転回復法を用いた。測定マトリックスの大きさは $256 \times 256$ で、空間分解能は頭部用コイルで $1 \times 1 \times 10$  mmで、腹部用コイルで $2 \times 2 \times 10$  mmである。

484 高精度 $T_1$ -計算イメージングによる健常成人NMR映像

福田信男, 池平博夫, 飯沼 武, 館野之男(放医研臨床), 鳥居伸一郎(慈恵医大泌尿器科), 上嶋康裕(旭メディカル), 森脇正司(旭化成)

IR, SR, 両画像間演算によるNMR-CTプロトン緩和時間( $T_1$ )-計算イメージングでは、繰返し時間( $T_r$ )を、組織 $T_1$ に比し充分に長くとることが困難なので、高 $T_1$ 値領域では、計算式の近似精度が低い。そのために、脳横断 $T_1$ 像では、髄液と白質とのコントラストの低下を認める。この困難を克服する目的で、演者らは、 $T_r$ を $T_d$ ( $90^\circ \sim 180^\circ$ パルス間隔)の整数倍にとることにより、IR, SR両NMR信号を併用して、正確な $T_1$ -理論式を導出することが可能であり、特に $T_r = 3 T_d$ の条件が、 $T_1$ -計算による信号雑音増幅の点で良好であることを認めた。そして、本法を適当な $T_1$ ファントムにおいて適用し、高精度、低雑音の $T_1$ -イメージを得た。そこで、今回本法を健常成人の頭部、胸部、腹部の $T_1$ -計算イメージングに適用してみた。

その結果、高分解能、低雑音の頭部横断 $T_1$ -計算イメージが得られた。また大脳 $T_1$ 値分布曲線は、それぞれ灰白質及び白質に対応すると推定される二つのガウス分布関数の和として良好な適合を認めた。

## 486 高磁場(1.5T) NMR診断において考慮すべき点

大橋 慎(東レ富士ビッカーインターナショナル(株))  
G.N.Holland, J.M.McNally, G.Hurst

1.5テスラ以上の高磁場で人体の頭部及び腹部をNMR画像診断する場合低磁場でのNMR診断と比較して特別な考慮をする必要がある。第一点として0.5Tの磁場で使用されている通常の発信及び受信コイルは1.5Tの磁場では正常に作動しなくなる。1.5T磁場(プロトン共鳴周波数64メガヘルツ)の送受信コイルには特殊デザインによるアンテナ装置が必要である。第二点として薄いスライス厚:小さなピクセルでスキャン回数を少なくかつ高分解能のイメージを得るためにはS/N比の大幅な改善が必要である。 $T_1$ は一般に周波数と共に増加するので上記S/N比と共にスキャンシーケンスとスキャン時間の選定も重要である。 $T_1$ が長い場合はSE像で鮮明な $T_2$ コントラストを得るためには繰り返し時間 $T_R$ を長くしなくてはならない。同様に $T_1$ が長い場合にはIR像でもスキャン時間を長くしなくてはならない。

高磁場でのNMRオペレーションの他の特長は水素以外の(主としてナトリウム)の画像が得られることで、ナトリウム原子の画像は $T_1$ 及び $T_2$ 時間が非常に短いこととナトリウム磁性率が水素核と比較して約 $1/4$ であることから特別なパルスシーケンスが必要となる。