

NMR-CT による血流 イメージングの検討

Blood Flow Imaging by NMR

柿本茂文 (旭化成工業(株))
福田信男 (放射線医学総合研究所臨床研究部)
池平博夫 (同上)
鳥居伸一郎(東京慈恵会医科大学泌尿器科)
今井 均 (千葉大学医学部第三内科)
上嶋康裕 (旭メディカル(株))
森脇正司 (旭化成工業(株))

キーワード NMR-CT, SR mode, IR mode, spin lattice relaxation time, flow velocity

要 旨

This paper describes the combined use of IR and SR imaging of blood flow, prompted by the frequent observation in clinical NMR-CT scanning of low-intensity IR images of veins perpendicular to the slice, for which SR images are often higher in intensity than those of fatty tissue.

Application of Bloch's equation to spin-lattice relaxation times as affected by blood flow for the SR and the IR mode allows derivation of the effective spin-lattice relaxation time for each mode. The flow velocity can be calculated as the difference between the reciprocals of these two times. These calculations indicate the time for the IR mode to be virtually unaffected by the flow velocity, thus allowing flow-dependent images to be obtained in the SR mode alone, and further indicate it is possible to obtain flow distribution images by combining the two modes.

The flow dependent images with the SR mode, as obtained by application of this method show blood flow imaging to be possible with the conventional pulse sequence by calculation of these times.

1 はじめに

NMR-CT による血流測定については、流速によるSR信号強度の変化を利用する方法^{1,2)}、NMRパルス、磁場勾配を組み合わせることで流速によるスピンの位相変化を利用する方法³⁾、流速による緩和時間の变化を利用する方法^{4,5)}などが試みられているが、本稿では静止時の縦緩和時間を知ることなく、流速による有効縦緩和時間のみから血流イメージを得る方法について検討を行う。

臨床で得られるNMR-CT像において、選択スライス面に垂直方向の血管がIR像では黒く抜ける場合にも、SR像では脂肪組織よりも白く描出されることをよく経験する。そこで、両モードから2種類の有効縦緩和時間を計算し、両者の逆数の差から流速を計算する理論を展開した。また、この理論に基づいて、流速モデルを用いて実験を行った。

2 理論

血管内の血液の流れは、実際には定常流ではなく拍動流なので流速自体も非線形振動するが、NMR-CTのようにスキャン時間の長い測定系では、収縮期、拡張期を平均した定常流として扱い、その流速を v とする。また、血管内を流れる血液は、縦緩和時間の長い血漿成分と短い血球成分とから構成されているが、血球内外の水の相互移行の時定数は約20msecなので、血液は全体として単一の縦緩和時間 T_1 を有する液体と見做してよい。

血液の帯磁率を χ 、静磁場の強さを H_0 とすると、ラーモア周波数での回転座標系における巨視的磁化ベクトルの静磁場方向の成分 M_z のプロットホ方程式は次のようになる。

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{\chi H_0}{T_1} - \frac{M_z}{T_1} \quad (1)$$

ここで、血流の影響を考慮に入れるために、本来はあいまい集合である選択励起スピン集団を厚さ L_s の境界鮮明なスラブと見做すことにすると、選択スライス面に垂直な流動を考慮に入れた M_z のバランス方程式は

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{\chi H_0}{T_1} - \frac{M_z}{T_1} + \frac{v \chi H_0}{L_s} - \frac{v M_z}{L_s} \quad (2)$$

となる。これは、

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{\chi H_0}{T_{1s}} - \frac{M_z}{T_{1s}} \quad (3)$$

$$\frac{1}{T_{1s}} = \frac{1}{T_1} + \frac{v}{L_s} \quad (4)$$

とかける。 T_{1s} は飽和回復(SR)の場合の流速を加味した有効縦緩和時間で T_1 より短い。NMR-CTによるSR像のピクセル値は、(3)式を $M_z(0)=0$ という初期条件で解いて、 $I_{SR}(\infty) \propto \chi H_0$ を用い

$$I_{SR}(T_r) = I_{SR}(\infty)(1 - e^{-T_r/T_{1s}}) \quad (5)$$

となる。従って、繰り返し時間 T_r の異なる二つのSR像から、各ピクセルにおける T_{1s} は、例えば、 $I_{SR}(t_0)$ 、 $I_{SR}(3t_0)$ を組み合わせると、次のようになる。

$$T_{1s} = \frac{-t_0}{\ln \left\{ -\frac{1}{2} + \frac{1}{2} \sqrt{1+R} \right\}} \quad (6)$$

但し、 $R = \frac{4\{I_{SR}(3t_0) - I_{SR}(t_0)\}}{I_{SR}(t_0)}$

次に、反転回復(IR)の場合について考える。AFP(高速断熱通過)の有効領域を厚さ L_i のスラブと仮定し、流速の影響を考慮した有効縦緩和時間を T_{1i} とする。

$$\frac{1}{T_{1i}} = \frac{1}{T_1} + \frac{v}{L_i} \quad (7)$$

$L_i > L_s$ と考えられるので $T_{1i} > T_{1s}$ である。反転回復の場合には、飽和からの回復を記述するプロットホ方程式(3)式を解き、90°パルスの時点 $t=0$ とすると、 $t=T_r - T_d$ の値

$$M_z(T_r - T_d) = M_z(\infty)(1 - e^{-(T_r - T_d)/T_{1i}}) \quad (8)$$

を得る. $t = T_r - T_d$ の時点におけるスピン反転直後の値

$$M_z((T_r - T_d)_+) = -M_z(\infty)(1 - e^{-(T_r - T_d)/T_{1s}}) \quad (9)$$

を初期値として, 反転回復の場合の流動ブロッホ方程式

$$\frac{dM_z}{dt} = \frac{\chi H_0}{T_{1i}} - \frac{M_z}{T_{1i}} \quad (10)$$

を解き, $t = T_d$ における解を用いて, IR 像のピクセル値

$$I_{IR}(T_d, T_r) = I_{SR}(\infty) \{ 1 - 2e^{-(T_d/T_{1i})} + e^{-[(T_d/T_{1i}) + (T_r - T_d)/T_{1i}]} \} \quad (11)$$

を得る. T_d, T_r は IR シーケンスの設定値であり, T_{1s} も (6) 式から計算できるため, (5) 式および (11) 式から T_{1i} を求めることができる.

ここで, T_{1s}, T_{1i} の逆数の差を考えると, (4) 式および (7) 式より

$$\frac{1}{T_{1s}} - \frac{1}{T_{1i}} = v \left(\frac{1}{L_s} - \frac{1}{L_i} \right) \quad (12)$$

であるから

$$v = \left(\frac{1}{T_{1s}} - \frac{1}{T_{1i}} \right) / \left(\frac{1}{L_s} - \frac{1}{L_i} \right) \quad (13)$$

となり, 流速が求まる. なお, L_s, L_i は適当な水流実験等により求めておくことができる. また,

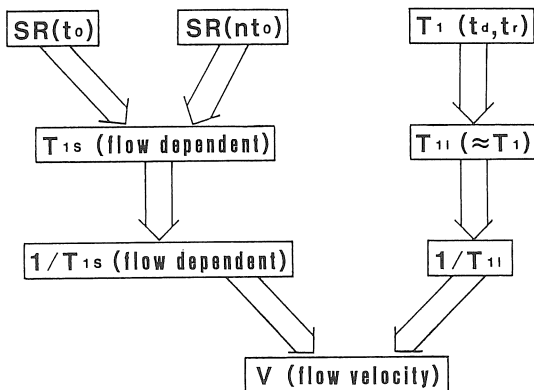


図 1 Flow chart of velocity computation

T_{1s} が十分に短くなることが予想される場合には, $T_r - T_d \gg T_{1s}$ を満たすように, T_r, T_d を設定することにより, (11) 式の第 3 項が無視できるため, 通例の計算方法により T_{1i} シーケンスから T_{1i} が求まる.

以上をまとめると, 流速を求める手順は図 1 のようになる.

3 実験方法

上記の方法に基づき, 定常流モデルを用いてイメージングの検討を行った. 実験には, 流体として塩化マンガン水溶液 ($T_1 = 500$ msec) を用い, これを内径 40 mm のパイプに流して撮像を行った (図 2 参照). また, 流速はパイプの排出側で流量をモニターして求めた. 撮像には旭 NMR-CT Mark-J を使用し, パラメタとして SR シーケンスでは $T_r = 300$ msec 及びその 3 倍の 900 msec, IR シーケンスでは, $T_d = 600$ msec, $T_r = 2000$ msec とし, スライス厚 L_s は 22 mm に設定した.

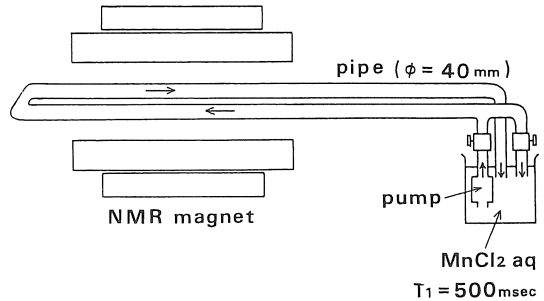
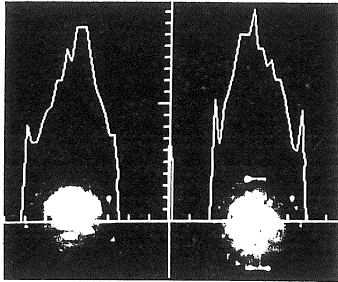


図 2 Flow model system

4 結果および考察

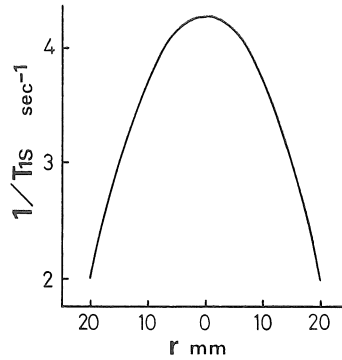
実験により得られた SR 法による有効縦緩和時間逆数の ($1/T_{1s}$) と流速 (v) の関係を図 3 に示



(a) Observed image and profile

$v = 2.5 \text{ cm/sec}$
 $Re = 996$

図 5 a Effective relaxation rate
 (T_{1s}^{-1})



(b) Theoretical profile

$$\frac{1}{T_{1s}} = \frac{1}{T_1} + \frac{2v}{L_s} \left(1 - \left(\frac{r}{R}\right)^2\right)$$

$L_s = 22 \text{ mm}$
 $T_1 = 500 \text{ msec}$
 $v = 2.5 \text{ cm/sec}$
 $R = 20 \text{ mm}$

図 5 b Effective relaxation rate
 (T_{1s}^{-1})

した。

(2) 定常流モデルを用いて実験を行い, SR, IR 両モードによる T_{1s} , T_{1i} を求めた。

(3) $1/T_{1s}$ は流速に比例して増加したが, 実験した流速の範囲では $1/T_{1s}$ は流速の影響を受けなかった。即ち, $1/T_{1s}$ のみの計算から流速を反映したイメージを得ることができる。

(4) 以上から, 本法では静止血液の測定も, 付加的な勾配磁場や RF パルスも不要で, また信号強度の比から有効緩和時間を計算することによって, 高速による信号減弱もしくは T_2 短縮の効果が分離されている。従って, 従来のパルスシーケンスを用いることにより, 有効緩和時間の計算のみから血流イメージングが可能である。

本論文の要旨は第 4 回核磁気共鳴医学研究大会 (1984 年 7 月 筑波研究学園都市) にて発表した。

文 献

- 1) J. R. Singer, L. E. Crooks: Nuclear magnetic resonance blood flow measurements in the human brain, *Science*, 221: 654-656, 1983.
- 2) C. R. George, G. Jacobs, W. J. Macintyre, et al.: Magnetic resonance signal intensity patterns obtained from continuous and pulsatile flow models, *Radiology*, Vol. 151 No. 2: 421-428, 1984.
- 3) P. van Dijk: Direct cardiac NMR imaging of heart wall and blood flow velocity, *J. Comput. Assist. Tomogr.*, Vol. 8 No. 3: 429-436, 1984.
- 4) J. R. Singer: Flow rate using nuclear or electron paramagnetic resonance techniques with applications to biological and chemical processes, *J. Appl. Phys.*, Vol. 31 No. 1: 125-127, 1960.
- 5) M. A. Hemminga, P. A. de Jager, A. Sonneveld: The study of flow pulsed nuclear magnetic resonance. 1. Measurement of flow rates in the presence of a stationary phase using a difference method, *J. Magn. Resonance*, 27: 359-370, 1977.