

心筋 tagging cine MRI 法における tagging pulse の flip angle の検討

木造大夏¹, 徳永 裕², 安野泰史³, 近藤 武³,
山口弘次郎², 安野直子⁴, 坂倉一義⁴, 山田和弘⁵,
杉石宗隆⁵, 片田和廣³, 古賀佑彦¹

¹藤田保健衛生大学放射線医学教室

²東芝那須工場

³藤田保健衛生大学衛生学部診療放射線技術学科

⁴同 医学部内科

⁵杉石病院

はじめに

MRI を用いて非侵襲的に心筋運動を観察する方法として心筋 tagging 法があるが^{1)~4)}, 我々もこの方法を用いて心臓動態の検討を行ってきた⁵⁾. ECG-gated cine MRI では tag は緩和により時間とともに不明瞭化する。したがって、特に拡張期の心臓動態の検討では tag のコントラストの維持は重要である。そこで、tag の信号強度を求める理論式を導き、コントラストを長時間維持するために最も適した tagging pulse の flip angle について検討した。また、この理論式から得られた結果を検証するためにファントム実験およびボランティアによる検討も行った。

理 論

ECG-gated tagging cine MRI 法において、心周期における k フレーム目の tag 部の信号強度 (S_k) を求める理論式を以下のように導いた。各心周期において tagging pulse (prepulse) に

よる励起時を $t=0$ とする。ただし、励起直前の場合はマイナスの符号すなわち “-”, 直後の場合はプラスの符号すなわち “+” を添える。また、励起して t 時間後における縦磁化の大きさを $M_z(t)$, 横磁化の大きさを $M_{xy}(t)$ と表す。パラメータを以下に定義する (Fig.1).

α : tagging pulse (TP) の flip angle (FA_{tag}), TL: TP から心周期第 1 フレームの撮像パルス系列の選択励起パルスまでの時間, TR: 撮像パルス系列 (field echo 法) の繰り返し時間, TE: 撮像パルス系列の選択励起からエコーセンターまでの時間, β : 撮像パルス系列の選択励起パルスの flip angle, TS: 心電図上の R-R 間隔, n : 全フレーム数, k : 信号強度を求めようとするフレーム番号, T_1 : 対象の縦緩和時間, T_2 : 対象の横緩和時間。

各心周期の prepulse による励起直前の $M_z(0_-)$ は最初のうちは変動するが、心周期を繰り返すうちに次第にある一定の値に収束する。この定常状態に達した $M_z(0_-)$ を M とした。

M は prepulse により Z 軸から α 度回転するから、

キーワード presaturation technique, myocardial tagging, cine MRI, cardiac motion

心筋 tagging pulse の flip angle の検討

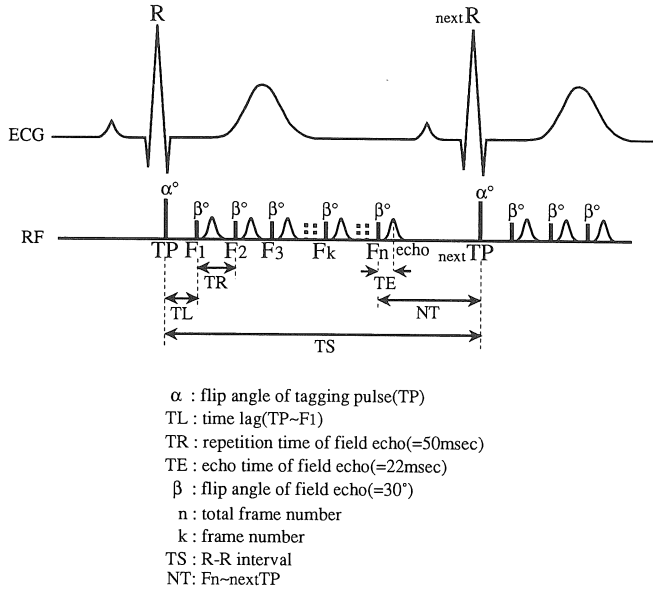


Fig.1. Schematic description of the pulse sequence.

$$M_z(0_+) = M \cdot \cos \alpha \quad (1)$$

縦磁化に関する Bloch の微分方程式

$$dM_z(t)/dt = -(M_0 - M_z)/T_1$$

(M_0 : 撮像前における熱平衡状態の縦磁化の大きさ)

より心周期第 1 フレームの選択励起パルス (F_1 パルスと名付ける) による励起直後の縦磁化 $M_z(TL_+)$ が、次のように求まる。

$$M_z(TL_+) = M_z(TL_-) \cdot \cos \beta \quad (2)$$

ただし、

$$M_z(TL_-) = (M \cdot \cos \alpha - M_0) \cdot \exp(-TL/T_1) + M_0$$

したがって、 F_2 パルスによる励起直前の縦磁化は

$$M_z((TL+TR)_-) = A \cdot M_z(TL_-) + B \quad (3)$$

ただし、 $A = \exp(-TR/T_1) \cdot \cos \beta$

$$B = M_0 \cdot (1 - \exp(-TR/T_1))$$

式(3)を F_1 パルスから F_n パルスまでの任意の選択励起パルスによる励起直前の縦磁化の大きさに一般化できる。すなわち漸化式

$$\begin{aligned}
 M_z((TL+iTR)_-) \\
 = A \cdot M_z((TL+(i-1) \cdot TR)_-) + B \\
 (i \text{ は } 1 \text{ から } n-1 \text{ までの整数}) \quad (4)
 \end{aligned}$$

が成り立つ。

したがって、 F_n パルスによる励起直後の縦磁化 $M_z((TL+(n-1) \cdot TR)_+)$ は上記の式(4)を解いて

$$\begin{aligned}
 M_z((TL+(n-1) \cdot TR)_+) = (A^{n-1} \cdot (M_z(TL_-) - C) + C) \\
 \cdot \cos \beta \quad (5)
 \end{aligned}$$

ただし、

$$C = M_0 \cdot (1 - \exp(-TR/T_1)) / (1 - \exp(-TR/T_1) \cdot \cos \beta)$$

したがって、次の心周期の prepulse による励起直前の縦磁化 $M_z(TS_-)$ は

$$M_z(TS_-) = ((A^{n-1} \cdot ((M \cdot \cos \alpha - M_0) \cdot \exp(-TL/T_1) + M_0 - C) + C) \cdot \cos \beta - M_0) \cdot \exp(-(TS - TL - (n-1) \cdot TR)/T_1) + M_0 \quad (6)$$

ここで、縦磁化については R-R 間隔で定常状態に達しているとする、 $M_z(TS_-) = M_z(0_-) = M$ が成り立つ。ここで、式(6)を M について解くと

$$M \equiv (((A^{n-1} \cdot (1 - \exp(-TL/T_1) - C) + C) \cdot \cos \beta - 1) \cdot \exp(-(TS - TL - (n-1) \cdot TR)/T_1) + 1) / (1 - A^{n-1} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot \exp(-(TS - TL - (n-1) \cdot TR)/T_1)) \quad (7)$$

ただし、 $C' = C \cdot M_0$ とした。
次に、 k フレーム目の信号強度 S_k を求める。

$$S_k = \left| \left(A^{k-1} \cdot \left(\frac{((A^{n-1} \cdot (1 - e^{-\frac{TL}{T_1}} - C) + C) \cdot \cos \beta - 1) \cdot e^{-\frac{TS - TL - (n-1) \cdot TR}{T_1}} + 1}{1 - A^{n-1} \cdot \cos \alpha \cdot \cos \beta \cdot e^{-\frac{TS - TL - (n-1) \cdot TR}{T_1}}} \right) \cdot \cos \alpha - 1) \cdot e^{-\frac{TL}{T_1}} + 1 - C) + C \right) \cdot \sin \beta \cdot e^{-\frac{TE}{T_2}} \right|$$

$$\begin{cases} A = e^{-\frac{TR}{T_1}} \cdot \cos \beta \\ C = \frac{1 - e^{-\frac{TR}{T_1}}}{1 - e^{-\frac{TR}{T_1}} \cdot \cos \beta} \end{cases}$$

である。

方 法

1) ファントム実験による検討

撮像には 0.5T 超電導型 MRI 装置 (東芝製 MRT-50A) を使用した。ファントムは豚肉ロース塊を用いた。ファントムの T_1 値 (514ms), T_2 値 (34ms) を 2 種類の spin echo 画像 (①: $TR = 500ms$ $TE = 30ms$, ② $TR = 2000ms$ $TE = 30, 60ms$) から求めた。撮像法は心電図上の R 波に同期して、撮像断面に直交するスライ

F_k パルスによる励起直前の縦磁化 $M_z((TL + (k-1) \cdot TR)_-)$ は

$$M_z((TL + (k-1) \cdot TR)_-) = A^{k-1} \cdot ((M \cdot \cos \alpha - 1) \cdot \exp(-TL/T_1) + 1 - C) + C \quad (8)$$

したがって、 F_k パルスによる励起直後の横磁化は

$$M_{xy}((TL + (k-1) \cdot TR)_+) = (A^{k-1} \cdot ((M \cdot \cos \alpha - 1) \cdot \exp(-TL/T_1) + 1 - C) + C) \cdot \sin \beta \quad (9)$$

ここで、横磁化に関する Bloch の微分方程式

$$dM_{xy}(t)/dt = -M_{xy}/T_2$$

を用い、 S_k が k フレーム目のエコーセンター収集時の横磁化 $M_{xy}(TL + (k-1) \cdot TR + TE)$ の大きさに比例することを考慮すると、結局

ス幅 5mm の断面を tagging pulse を用いて順次 3 断面を選択励起し、引き続き field echo (FE) 法 ($TR = 50ms$, $TE = 22ms$, $FA = 30^\circ$, スライス幅 10mm) を用いて心周期を 50ms ずつ分割したシネ画像 (全 16 フレーム) を得た。なお、tagging pulse 直後に spoiler gradient を用いて横磁化を消去した。R-R 間隔は模擬心電波形発生装置を使用し、1000ms (心拍数 = 60/min) に固定した。

Tagging pulse の flip angle (以下 FA_{tag} と略す) は 40° , 80° , 160° , 180° に設定し撮像した。なお、tagging に要する時間を何れの FA_{tag} にお

いても15msに固定した。撮像後、各 FA_{tag} において最初の1本目の tag および non-tag の部位に長方形の関心領域 (ROI) を1箇所設定し、各フレームごとに同一部位の信号強度を測定した。

次に tag のコントラストを求めた。コントラストは non-tag 部の信号強度から tag 部の信号強度を差し引いた値とした。

2) 理論式による検討

撮像パルス系列 (FE 法) のパラメータはファントム実験と同じ値 ($TR=50ms$, $TE=22ms$, $FA=30^\circ$) とした。

a) ファントムにおける tag 部の信号強度およびコントラストの算出

ファントム (豚肉) の T_1 値 (514ms), T_2 値 (34ms) を理論式に代入して、任意の FA_{tag} における各フレームの tag 部の信号強度を計算した。次に tag のコントラストを求めた。

b) R-R 間隔が心筋の tag のコントラストに与える影響

理論式に任意の R-R 間隔を代入して、各フレームにおける心筋の tag のコントラストを計算した。なお、 TR は 50ms に固定し、全フレーム数 (n) は各 R-R 間隔 (600, 750, 1000, 1200ms) において分割可能な最大のフレーム数 ($n=10, 13, 18, 22$) とした。心筋の T_1 値, T_2 値は磁場強度 0.5T における文献値⁶⁾ ($T_1=583ms$, $T_2=57ms$) を用い、 FA_{tag} は 180° とした。

c) 心周期最後の RF pulse から次の tagging pulse までの時間 (NT) が心筋の tag のコントラストに与える影響

心周期最後の RF pulse (F_n) から次の tagging pulse (TP) までの時間を NT (ms) とした (Fig.1)。 TR は 50ms に固定し、R-R 間隔は 1000ms とした。この時、分割可能な最大のフレーム数は $n=18$ となる。ここで、フレーム数を1ずつ減らしていくと NT は 50ms ずつ増加する。NT = 66.5, 166.5, 266.5, 366.5, 466.5ms ($n=18, 16, 14, 12, 10$) における tag のコントラストを理論式を用いて計算した。なお、心

筋の T_1 値, T_2 値は磁場強度 0.5T における文献値⁶⁾ ($T_1=583ms$, $T_2=57ms$) を用い、 FA_{tag} は 180° とした。

3) 健常ボランティア (1例) による検討

撮像断面は chain oblique 法を用いて、左室長軸水平断面を得た。撮像法は心電図 R 波に同期して、撮像断面に直交するスライス幅 5mm の断面を tagging pulse を用いて選択励起し、引き続き FE 法 ($TR=50ms$, $TE=22ms$, $FA=30^\circ$, スライス幅 10mm) にてシネ撮像を行った。 FA_{tag} は 90° と 180° にて 2 回撮像した。R-R 間隔は約 1400ms で、全 17 フレームのシネ画像を得た。

結 果

1) ファントム実験による検討

3 本の tag 部の信号強度は時間経過とともに変化した (Fig.2)。

横軸を tagging pulse から撮像までの時間、縦軸を信号強度として各 FA_{tag} における tag の信号強度をプロットした (Fig.3)。約 250ms 以後では $FA_{tag}=180^\circ$ で最も信号強度が低かった。次に横軸を tagging pulse から撮像までの時間、縦軸をコントラストとして各 FA_{tag} における tag のコントラストをプロットした。約 250ms 以後では、 $FA_{tag}=180^\circ$ の時にコントラストが最も高かった (Fig.4)。

2) ファントムにおける tag の信号強度およびコントラストの算出

横軸を tagging pulse から撮像までの時間、縦軸を信号強度として各 FA_{tag} における tag の信号強度の計算値をプロットした。約 250ms 以後では、 $FA_{tag}=180^\circ$ の時に最も信号強度が低かった (Fig.5)。また、横軸を tagging pulse から撮像までの時間、縦軸をコントラストとして各 FA_{tag} における tag のコントラストをプロットした。約 250ms 以後では、 $FA_{tag}=180^\circ$ の時にコントラストが最も高かった。また、tagging pulse 直後の第 1 フレームの画像では $FA_{tag}=90^\circ$ で最も高

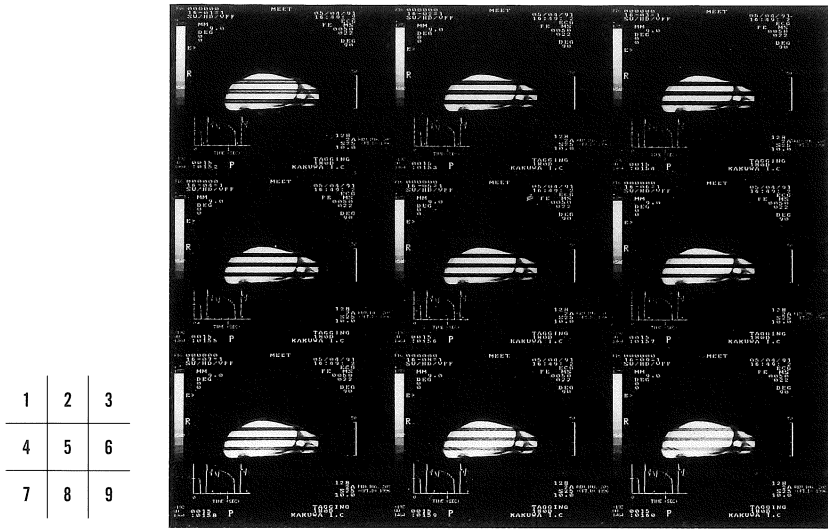


Fig.2. Tagging cine MRI was performed for a piece of pork as a phantom. Flip angle of tagging pulse was set to 180°.

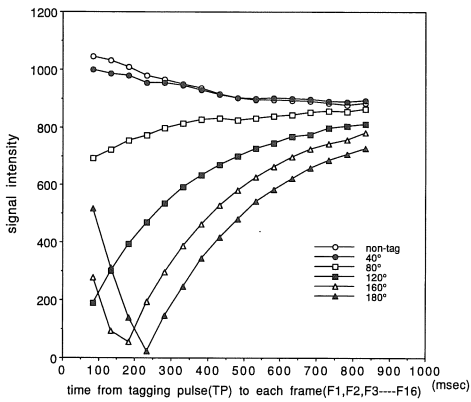


Fig.3. Comparison among time-intensity curves of tagged or nontagged region in various flip angles of the tagging pulse in phantom studies.

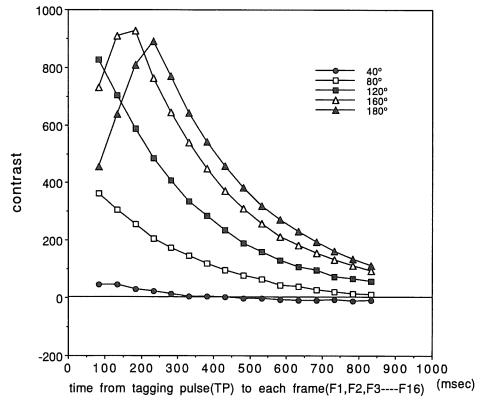


Fig.4. Comparison among time-contrast curves of tagged region in various flip angles of the tagging pulse in phantom studies.

いコントラストが得られた (Fig.6).

b) R-R 間隔が心筋の tag のコントラストに与える影響

横軸を tagging pulse から撮像までの時間、縦軸をコントラストとして各 R-R 間隔における tag のコントラストの計算値をプロットした。約 200ms 以後では、tag のコントラストは R-R 間隔にほとんど依存しなかった (Fig.7)。

c) 心周期最後の RF pulse から次の tagging

pulse までの時間 (NT) が心筋の tag のコントラストに与える影響

横軸を tagging pulse から撮像までの時間、縦軸をコントラストとして各 NT における tag のコントラストの計算値をプロットした。NT が短い程 (全フレーム数が多い程) tag のコントラストは低下した (Fig.8)。

3) 健常ボランティアによる検討

収縮後期から拡張期において心筋上の tag は

心筋 tagging pulse の flip angle の検討

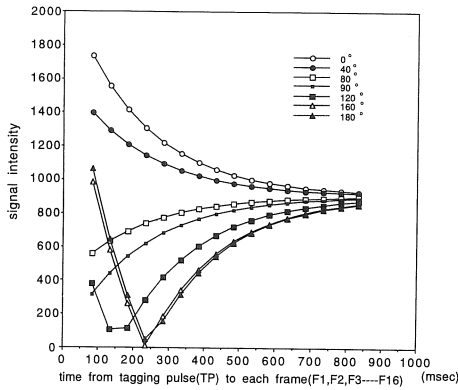


Fig.5. Comparison among time-intensity curves of tagged region derived from the theoretical equation in various flip angles of the tagging pulse using the T_1 and T_2 values obtained from the phantom.

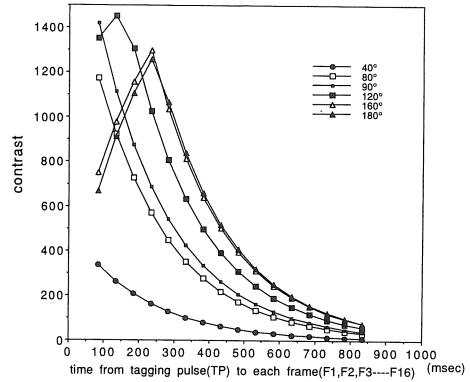


Fig.6. Comparison among time-contrast curves of tagged region derived from the theoretical equation in various flip angles of the tagging pulse using the T_1 and T_2 values obtained from the phantom.

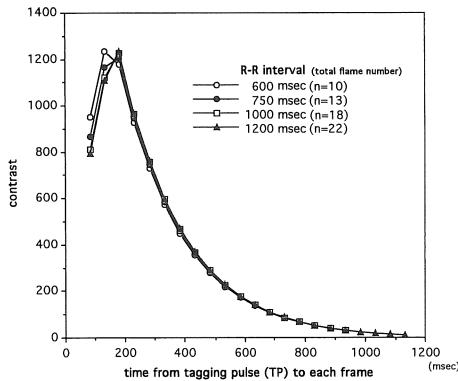


Fig.7. Comparison among time-contrast curves of tagged region derived from the theoretical equation in various R-R intervals using the myocardial T_1 and T_2 values obtained from literature⁶⁾.

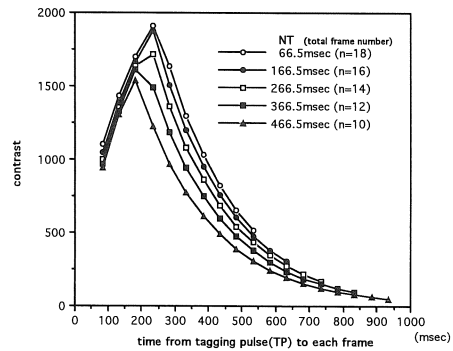


Fig.8. Comparison among time-contrast curves of tagged region derived from the theoretical equation in various NT ($F_n \sim$ next TP) using the myocardial T_1 and T_2 values obtained from literature⁶⁾.

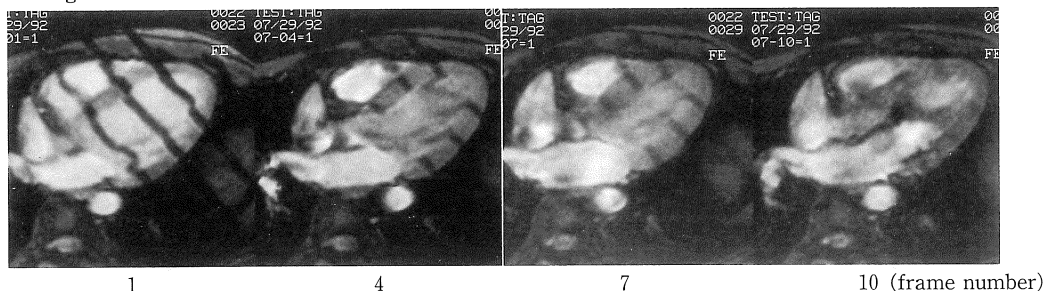
$FA_{tag} = 180^\circ$ の方が 90° に比べ視覚的に明瞭であった (Fig.9).

考 察

Presaturation techniqueのMRIへの応用として, chemical shift selective presaturation^{7),8)}, 血流 artifactの除去^{9),10)}, 流速測定^{11),12)}, 選択的MR angiography^{13),14)}, black blood angiography¹⁵⁾,

multiphasic tagging (MPT) cine MRI¹⁶⁾などが挙げられる。これらは, それぞれの目的に応じて presaturation technique によるプロトンの信号抑制効果を利用している。この効果は撮像パルス系列前にプロトンを prepulse (RF pulse) で励起して, 撮像時の縦磁化を小さくすることにより得られる。よって, prepulse による励起直後に撮像する場合は, prepulse の flip angle が 90° のとき縦磁化はゼロとなるため最も効果が

FA tag=90°



FA tag=180°

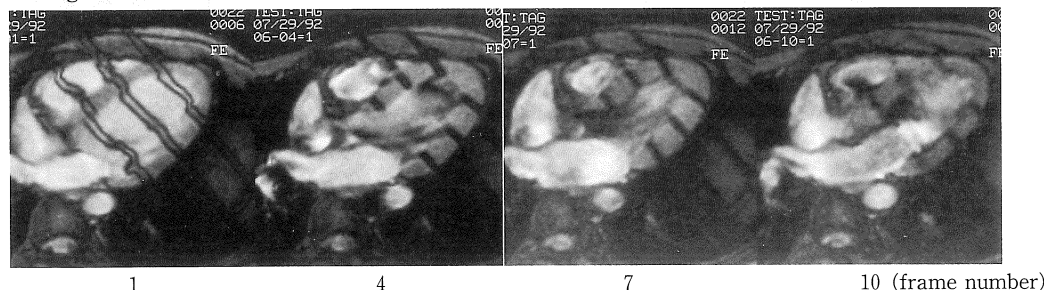


Fig.9. The flip angle of the tagging pulse was set to 90° and 180° to acquire tagging cine MR images in a healthy volunteer.

得られる。また、prepulseによる励起から撮像まで一定の時間が存在する場合は、この時間の間に縦磁化はT₁緩和するため、flip angleを90°以上に設定することによって最大の効果が得られる。このようにpresaturation techniqueは目的、撮像パルス系列によってprepulseの最適flip angleは異なり、基礎的検討が必要と思われる。

豚肉の検討で理論式とファントム実験から得られたtag部の信号強度曲線は、パラメータが等しければ同様な変化を示すはずであるが若干異なった (Fig.3, 5)。この原因として、理論式に代入したファントムのT₁値、T₂値の精度、装置に入力したRF pulseのflip angleと実際にスピニングが回転するflip angleとの相違などが考えられた。しかし、理論式によって得られた各FA_{tag}における信号強度曲線の順位はファントム実験によって得られた順位と一致した。よって、今回導いた理論式はtagging pulseのflip angleの検討において良好なシミュレーションが可能と考えられた。

心筋 tagging cine MRI法により心臓の拡張期の動態を観察するためには、収縮末期 (R波から350ms前後)以降においてtagの良好なコントラストが必要である。理論式による検討の結果から約250ms以降の収縮後期から拡張期にわたる心時相においてFA_{tag}=180°で最も高いコントラストが得られた。この結果はファントム実験で検証された。

理論式による検討によって全フレーム数 (n)はtagのコントラストに影響を及ぼすことがわかった。TRを固定して、全フレーム数 (n)を減少させると心周期最後のRF pulseから次のtagging pulseまでの時間 (NT)が増加する。撮像断面のプロトンは、このNTの間にT₁緩和が進むため、これがtagのコントラストに影響を及ぼす原因のひとつと考えられた。拡張期の心臓動態の検討ではフレーム数を可能な限り多く設定するため、NTは短縮しtagのコントラストは低下する。よって、最も高いコントラストが得られるFA_{tag}=180°に設定する必要があると考えられた。

$FA_{tag}=180^\circ$ に設定した時の問題点として、理論式およびファントム実験の結果から収縮早期の画像（R波から約250msまで）でtagのコントラストが低下した（Fig.4, 6）。しかし、ファントム実験（Fig.2）および健常ボランティア（Fig.9）における実際の画像において、tagの識別は容易であるため収縮早期の心臓動態の検討に支障はないと思われた。

結 語

ECG-gated tagging cine MRI法におけるtag部の信号強度を求める理論式を導いた。

中磁場（0.5T）装置で、一般的なFE法（ $TR=50ms$, $TE=22ms$, $FA=30^\circ$ ）を用いた心筋 tagging cine MRI法における tagging pulseの最適 flip angleは 180° であった。

文 献

- 1) Axel L and Dougherty L : MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization. *Radiology*, 171 : 841-845, 1989.
- 2) Axel L and Dougherty L : Heart wall motion : Improved method of spatial modulation of magnetization for MR imaging. *Radiology*, 172 : 349-350, 1989.
- 3) Zerhouni EA, Parish DM, Rogers WJ, et al. : Human heart : Tagging with MR imaging-A method for noninvasive assessment of myocardial motion. *Radiology*, 169 : 59-63, 1988.
- 4) Buchalter MB, Weiss JL, Rogers WJ, et al. : Noninvasive quantification of left ventricular rotational deformation in normal humans using magnetic resonance imaging myocardial tagging. *Circulation*, 81 : 1236-1244, 1990.
- 5) 安野直子, 安野泰史, 近藤 武, 他 : 心筋 tagging 法を用いたシネ MRIによる心臓動態の検討. *日磁医誌*, 11 (3) : 159-165, 1991.
- 6) Bottomley PA, Foster TH, Argersinger RE, et al. : A review of normal tissue hydrogen NMR relaxation times and relaxation mechanisms from 1-100 MHz : Dependence on tissue type, NMR frequency, temperature, species, excision, and age. *Med Phys*, 11 : 425-448, 1984.
- 7) Frahm J, Haase A, Hancic W, et al. : Chemical shift selective MRI imaging using a whole-body magnet. *Radiology*, 156 : 441-444, 1985.
- 8) Keller PJ, Hunter WW, Schmalbrock P, et al. : Multisection fat-water imaging with chemical shift selective presaturation. *Radiology*, 164 : 539-541, 1987.
- 9) Felmlee JP and Ehman RL : Spatial presaturation : A method for suppressing flow artifacts and improving depiction of vascular anatomy in MR imaging. *Radiology*, 164 : 559-564, 1987.
- 10) Ehman RL and Felmlee JP : Flow artifact reduction in MRI : A review of the role of gradient moment nulling and spatial presaturation. *Magn reson Med*, 14 : 239-307, 1990.
- 11) Edelman RR, Zhao B, Liu C, et al. : MR angiography and dynamic flow evaluation of the portal venous system. *AJR*, 153 : 755-760, 1989.
- 12) Edelman RR, Mattle HP, Kleefield J, et al. : Quantification of blood flow with dynamic MR imaging and presaturation bolus tracking. *Radiology*, 171 : 551-556, 1989.
- 13) Edelman RR, Wentz KU, Mattle HP, et al. : Intracerebral arteriovenous malformation : Evaluation with selective MR angiography and venography. *Radiology*, 173 : 831-837, 1989.
- 14) Edelman RR, Wentz KU, Mattle HP, et al. : Projection arteriography and venography : Initial clinical result with MR. *Radiology*, 172 : 351-357, 1989.
- 15) Edelman RR, Mattle HP, Wallner B, et al. : Extracranial carotid arteries : Evaluation with "Black Blood" MR angiography. *Radiology*, 177 : 45-50, 1990.
- 16) 山口弘次郎, 五老健彦, 坂倉一義, 他 : Multi-phasic Tagging Cine 撮像法による大動脈血流の検討. *日磁医誌*, 11 (suppl 2) : 153, 1991.

Study on Flip Angle in Tagging Pulse for Myocardial Tagging Cine MRI

Taika KIZUKURI¹, Yu TOKUNAGA², Hirofumi ANNO³,
Takeshi KONDO³, Kojiro YAMAGUCHI², Naoko ANNO⁴,
Kazuyoshi SAKAKURA⁴, Kazuhiro YAMADA⁵, Munetaka SUGIISHI⁵,
Kazuhiro KATADA³, Sukehiko KOGA¹

¹*Department of Radiology, Fujita Health University, School of Medicine
1-98 Dengakugakubo, Kutsukake-cho, Toyoake, Aichi, 470-11*

²*Toshiba Nasu Works*

³*Department of Radiological Technology, Fujita Health University, School of Health Sciences*

⁴*Department of Internal Medicine, Fujita Health University, School of Medicine*

⁵*Sugiishi Hospital*

Tagging is achieved by selective radio-frequency (RF) excitation, and the contrast of the tag should be dependent on the flip angle of the tagging pulse (FA_{tag}). In order to determine the optimal FA_{tag} for maintaining high contrast during cardiac cycle in ECG-gated gradient field echo myocardial tagging cine MRI, we derived a theoretical equation for the signal intensity of the tagged region.

To verify our equation, tagging cine MRI was performed for a piece of pork as a phantom and for a healthy volunteer using a 0.5T MR imager. The FA_{tag} was varied within the range from 40° to 180° in phantom studies, and set to 90° and 180° in human studies. T_1 and T_2 values were obtained from the phantom using spine echo images because these values were required for our equation. The contrast of the tag was defined as the signal difference between tagged and nontagged regions.

In the phantom studies, the signal intensity curves of the tag were similar to the theoretical equation. The contrast of the tag remained highest approximately 250 ms following the QRS when FA_{tag} was 180° in our equation. This result was supported by both the phantom and human studies.

We concluded that the optimal FA_{tag} was 180° to maintain high contrast of the tag in myocardial tagging cine MRI.