

講義ノート https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-Lecture-Note.pdf



https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3-2.pdf

15分で分かる(?)MRI ●○● 古典力学的説明 ○●○ MRI原理へのいざない Part 3-2



1個のプロトンから15分単位で理解できる(?) 基本的な信号強度 Part 3-2 補遺特集

2021/01/02 第15版から、MRIの信号シミュレーションソフト(巨瀬先生・作)へのリンク を最後に追加しました。あくまでシミュレーションですが、実機を動かすことのできない 環境でも、TRやTEなどを変化させた場合の信号強度の変化を始め、様々なシミュレー ションが可能な時代となっています。興味ある方はトライしてみましょう。

脂肪抑制法については、平成30年度の歯科医師国家試験出題基準 に入っているので注意して下さい。

2009/10/30 初版 2024/11/19 第15.3版

新潟大·歯·西山

Part 1~4へのリンク

- Part 1: プロトン密度、T1、T2と信号強度(学部学生必須) <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min.pdf</u>
 - 補遺・任意断面の撮影・その1 --- 位置情報なければO次元(点)
 - 補遺・MRIの安全性に関連した項目
- Part 2: 信号の取り出し方について(学部学生用) https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p2.pdf
 - 補遺・任意断面の撮影・その2 --- 平面内での位置情報
- Part 3-1: 巨視的磁化ベクトルでの説明(学部学生用) <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3.pdf</u>
 - 補遺:TE時間後の信号の取得方法(SE、GRE、UTE etc.)
 - 補遺:各種撮影法について
- Part 3-2:補遺特集 <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3-2.pdf</u>
 - 補遺:T1緩和とT2緩和の背景、NMR/MRIの核種について
 - 補遺・MRIの信号シミュレーションソフト
- Part 4:「流れ」を見る <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p4.pdf</u>

Part 3-2. 補遺 深く踏み込んだ領域

MRIでの信号強度に基本的な影響 を及ぼす磁気双極子・双極子相互 作用等、少し深く踏み込んだ領域を 取り上げます。

補遺・T1緩和とT2緩和の背景 #1:スピンエコー系MRIでの 脂肪抑制撮像法について

国家試験出題基準対策 難しいので、完全に理解できなくてもいい。 大きく2種類あって、利点・欠点があることをお およそ理解しておく。

指定教科書「歯科放射線学」の第6版で何故だか消えていましたが第7版で復活しています。 平成30年度の歯科医師国家試験出題基準には「脂肪抑制法」の項目が入っているので、 注意してください。

https://www.mhlw.go.jp/stf/shingi2/0000163627.html

共鳴周波数の差を利用する方法 CHESS法

- 水に含まれる水素の原子核(プロトン)の共鳴 周波数と、脂肪に含まれる水素の原子核(プロトン)の共鳴周波数の差(ppmオーダー)を 利用する。
- ・化学シフト選択法(周波数選択方式)
 - CHESS法(Chemical Shift Selective法)
 - ・脂肪の共鳴周波数を含む飽和パルスを照射することで、脂肪信号を消す方法
- その他、二項パルス法、GRE(Gradient Echo)におけるIn-phaseとOut-of-phaseならびにDixon法等

静磁場 ± 双極子•双極子相互作用

あるプロトン(磁気双極子: B_p)からの距離(r)と静磁場(B_0)からの角度(θ)に依存する 磁力(B_q)の内、静磁場方向の磁場成分: $B_1 = B_q \times (3\cos^2\theta - 1)$ と静磁場との和: $B_0 + B_1$ が 最終的に隣接するプロトンへのラーモア歳差運動に寄与する磁場強度となる。



水と脂肪におけるプロトンの ラーモア歳差運動の周波数の違い



ラーモアの歳差運動: ω₀=γB₀ 磁場強度に比例して磁気モーメントが首振り運動する。 γ:磁気回転比、プロトンの場合42.6MHz/T 周囲の核等による磁場にて、逆向きの磁場が発生する。 水の場合と比較し、脂肪では分子が大きく、逆向きの磁場が強くなるため、磁場強度の差が 僅かに異なる。ω_{0α}とω_{0β}の差は約3.5ppm(42.6MHzでは150Hz程度)





T1緩和時間の差を利用する方法(1) STIR

- 反転回復法(IR; Inversion Recovery)の一種、 STIR(Short-TI Inversion Recovery)を使う。
- SE(Spin Echo)法
 - 「水平に倒し(90度パルス)、水平面内で反転させる (180度パルス)」
- IR (Inversion Recovery)法
 - ・まず垂直に反転させ(180度パルス)
 - 一定時間(TI: Inversion Time)後にスピンエコー法を 行う

T1緩和時間の差を利用する方法(2) STIR





MRIの脂肪抑制法 Fat Suppression法

- •「脂肪抑制あり」の利点
 - 脂肪信号に埋もれて判別しにくい病変を明瞭化する。
- 利点•欠点
 - 撮影方法の種類に依存した問題点がある。
 - CHESS法
 - ・磁場強度の不均一性に弱い。
 - 磁場中心から離れた場所で空気の近傍(オトガイ下等)にて、脂肪抑制が不十分となる。
 - 高磁場で有用。
 - STIR
 - ・磁場強度の不均一性に強い。
 - 低磁場で有用。
 - ・脂肪のTI時間と同等の病的組織からの信号が失われる。



CHESS法とSTIR法とで内容 物の信号強度が異なり、STIR 法では液体ではない「何か」が あるように見える。 ※Null Pointでのアーチファクト









補遺:T1緩和とT2緩和の背景 #2:理論式と生体系との整合性

分子運動、化学交換、相関時間

水分子のプロトンの緩和

•水分子は回転・並進運動をしている。



- 水分子同士が相互に影響を与え合う時間(相 関時間)は、水の粘性が高くなると長くなる。
- 相互作用時にはプロトンの交換も含まれる。

B₀

生体内の水分子の相関時間

- $T_c \sim 10^{-12}$
 - 自由水 (free water)
- T_c~10⁻⁹
 - 構造水(structured water)
 - 蛋白質表面・細胞膜表面の不凍水から数分子層の厚さ。
 - 0.6nm (Fullerton, 1986) から50nm (Drost-Hansen, 1982)とされ、高分子から離れるに従って自由水へと遷移していく。
 - 高分子の水和殻を形成していると考えられている。
- $T_c \sim 10^{-7} \sim 10^{-6}$
 - 結合水(bound water)
 - 蛋白質表面・細胞膜表面の極性基と直接結合している水分子。
 - ほぼー分子層の厚さ。
- 上記の水同士は分離されているわけではなく、化学的な交換が常に生じている。

水分子の状態と命名については、様々あります。 上述のものは参考文献にて代表的とされるものです。

水分子プロトンのT1とT2の緩和速度は 相関時間(T_c)およびラーモア周波数(ω_L)と関連する



T1 緩和速度は、1/τ_cがω_Lの時に最も早い。

- ← エネルギー交換・喪失の効率が最も高い(同一周波数でぶつかってくる相手に エネルギーを渡しやすい)
- \bullet T2 緩和速度は τ_c が長いときに長くなる。(ω_L以下でT1緩和と同じ)
 - ←プロトンの磁気双極子・双極子相互作用による位相の乱れ
- ※ランダムな相互作用のため、SEの180°パルスでも戻らない。
- T1緩和速度←エネルギー消失
- T2緩和速度←エネルギー消失+位相の乱れ(磁気双極子・双極子相互作用) したがってT2緩和速度≫T1緩和速度
- T2*緩和は、静的な局所磁場の不均一が加わったもの。(180°パルスで戻る)

T1緩和とT2緩和の理論式

BPP theory of water proton (Bloembergen, Purcell, Pound)



※理論式であり、生体内組織にそのまま適応されるものではありません。

生体内の水のT2緩和※ 自由水、結合水、構造水などの異なる相関時間 (=異なるT2緩和時間)を有する水の混合状態

$$SI = A \times exp\left(-t \times \sum_{i} \left(p_{i} \times \frac{1}{T2_{i}}\right)\right)$$
T2緩和に比べ
交換速度が速い場合
$$SI = A \times \sum_{i} \left(p_{i} \times exp\left(-\frac{t}{T2_{i}}\right)\right)$$
T2緩和に比べ
交換速度が遅い場合
$$\sum_{i} p_{i} = 1$$

A: プロトン密度など、**T2**減衰以外の要素 *p*_i: ボクセル内で同一**T2**値(*T2*_i)を有する部分の割合

※T1緩和でも本質的には同じで、複数のT1値の混合状態として描出される。

仮想的な筋肉の水 カエルの腓腹筋・縫工筋(Beltons et.al.)





新潟大·歯·西山



新潟大・歯・西山

補遺・Magic Angle 効果 磁気双極子・双極子相互作用および 自由水と構造水・結合水の交換の影響(1)

顎関節円板中央狭窄部での信号強度の 主磁場に対する角度依存性

前方肥厚部(肥厚帯)と後方肥厚部(肥厚帯)では、コラーゲン線維束が3次元的に走行しているが、中央狭窄部では、主として関節円板の面に平行に線維束が走行している。

緩和速度に影響する磁気双極子・双極子相互作用

あるプロトン(磁気双極子: B_p)からの距離(r)と静磁場(B_0)からの角度(θ)に依存する 磁力(B_q)の内、静磁場方向の磁場成分: $B_1 = B_q \times (3\cos^2\theta - 1)$ が緩和速度に影響する。





この影響によるT2緩和速度は局所磁場(B₁)の2乗に比例する。 相互作用しあうプロトンが、相互に固定された位置に長時間存在する場合には、 静磁場に対して両者を結ぶ方向が55°の位置で最もT2緩和時間が延長し、 (緩和速度が遅くなり)信号強度が最大となる。









静磁場に対し、コラーゲン線維が55°の角度に位置すると、MR画像 での信号が最大となる。信号強度の変化は角度に依存する。 コラーゲンの線維束が、ほぼ直線状に走行している場合に生じる現 症で、肩関節や膝関節などで有名。



二つのプロトン間距離が一定の場合での主磁場に対する 角度(θ)と信号強度の関係(理論式)及びウシの腱と ヒトの顎関節中央狭窄部での結果

- T2緩和速度
 - 1/T₂(θ) = 1/T₂(90°) × (3cos²θ-1)² + 1/T₂(55°) + c cはその他の緩和速度成分
- 信号強度
 - SI(θ) = a × exp[-TE/T₂(θ)]
 = a × exp[-TE × {1/T₂(90°) × (3cos²θ-1)² + 1/T₂(55°) + c}] aはプロトン密度およびその他の緩和の影響による値
- ウシの腱で実験的に得られた結果
 - 角度:θ=0°での信号強度を1とすると
 - 角度:θ=55°では、約3倍
 - 角度: θ=90° では、約2倍となった
- 前方肥厚部(肥厚帯)と後方肥厚部 (肥厚帯)では、コラーゲン線維束 が3次元的に走行しているが、中央 狭窄部では、主として関節円板の 面に平行に線維束が走行している。
- ヒトの顎関節の中央狭窄部でも同様の結果となった。

・spin echo法におけるBovine tendonの信号強度の角度依存性について. 西山 秀昌, 笹井 正思, Peter BENEDEK, 前田 隆史, 松村 聡子, 渕端 孟、 歯科放射線 39 (1):27-34, 1999

•H.Nishiyama, Tadashi Sasai, et.al., Signal intensity change in pseudodynamic MR imaging of TMJ, Oral and Maxillofacial Radiolgy Today, Excepta Medica International Congress Series 1199 Radiology, 2000, pp.570-571.

Signal intensity ratio of the intermediate zone



Magic angle 効果(↑)と、後方肥厚部(↑)から 後部結合組織にかけて(↑)の信号変化が著しい症例(1)



Magic angle 効果(↑)と、後方肥厚部(↑)から 後部結合組織にかけて(↑)の信号変化が著しい症例(2)



補遺・磁化移動 / 磁化移動コントラスト効果

MT ないし MTC (Magnetization Transfer Contrast) effect 磁気双極子・双極子相互作用および自由水と構造水・結合水の交換の影響(2)

- 自由水のプロトンと高分子に付随するプロトン(構造水、結合水、 ないし分子中のプロトン^{※2})の中心周波数^{※1}は(ppmオーダで) 「ずれ」ている。
 - *1中心周波数:共鳴周波数(ラーモア周波数)そのものに該当するが、 磁気双極子・双極子相互作用による局所磁場の不均一性で僅かに幅が あるため、「中心」がある。
 - ※2狭義のMT(MTC)は「水の状態」の差のみを意識している。
- この「ずれ」と「プロトンの化学交換や交差緩和現象(cross-relaxation)[※]」を利用し、高分子に付随するプロトンの中心周波数に合致したパルス(saturation plus; 飽和パルス、自由水からはずれたパルス; off-resonance plus)を「照射する・しない」にて、大量にある自由水の信号強度(緩和時間ではない)の変化(コントラスト)を観察する方法。

※「交差緩和」は、化学交換を含まない磁気双極子・双極子相互作用(12.7版から改訂)

CEST(MTCの応用)

- 広義のMT(MTC)は、化学交換全般を対象とし、特に水・脂肪以外のプロトンを対象とした場合、CESTないしCEST効果(Chemical exchange saturation transfer)と呼ばれる。
 - 対象:-NH基、-OH基等
 - 例: APT(Amide proton transfer) イメージング
 - -NH基を対象
 - ・欠点ないし困難な点:特定の化学交換のみに ターゲットを絞りきれない(自由水と構造水・結合 水との交換を含め、他の影響が混在)



新潟大·歯·西山

補遺・NMR/MRIの核種について

• スピンがゼロ(MRI/NMRの核種にならない)

- •「陽子(プロトン)の数が偶数」かつ 「中性子(ニュートロン)の数が偶数」
- スピンが整数(MRI/NMRの核種になる)
 - •「陽子(プロトン)の数が奇数」かつ 「中性子(ニュートロン)の数が奇数」
- スピンが半整数(MRI/NMRの核種になる)
 - •「質量数が奇数の場合」

※上記以外に、核磁気回転比、天然存在比、核のスピン量子数、
 四極子モーメント等が観測・測定に影響する。
 ※安定な状態(ポテンシャルエネルギーが低いスピン対を形成する状態)は個々の原子核で異なるため、スピン量子数が異なる。

新潟大·歯·西山





proton	^{質量数} 核	陽子数 原子番号	中性子数	スピン量子数	
核子:中性子	¹² C	6	6	0	
ないし陽子	¹⁶ O	8	8	0	
neutron or	⁴⁰ Ca	20	20	0	
nroton –					

スピン量子数=0

質量数が偶数で陽子・中性子の両方が奇数 対にならなかった偶数個のスピンが観測可能になる場合



スピン量子数がNの場合にとりうる状態(質量数が偶数)



質量数が奇数

対にならなかった奇数個のスピンが観測可能になる場合

2m個 or (2m+1)個



いくつかのスピン(2n+1)個ないし2n 個が打ち消しあい、2(m-n)-1個ない し2(m-n)+1個のスピンが残る。 一つのスピンが1/2なので、スピン量 子数は半整数:(m-n)±1/2となる。

(2n+1)個 or 2n個

		^{質量数} 核	陽子数 原子番号	中 <mark>性</mark> 子数	スピン量子数
中性子 neutron 陽子 proton		¹ H	1	0	1/2
	0	³ Н	1	2	1/2
		⁷ Li	3	4	3/2
		¹¹ B	5	6	3/2
		¹³ C	6	7	1/2
核子:中性子	1性子	¹⁵ N	7	8	1/2
		¹⁷ O	8	9	5/2
	n or	¹⁹ F	9	10	1/2
proton		²³ Na	11	12	3/2
p. 01011		³¹ P	15	16	1/2



スピン量子数がN/2の場合にとりうる状態(質量数が奇数)



補遺・MRIの信号シミュレーションソフト パルスシーケンスレベルから理解するためのシミュレーションソフト

- ・書籍および書籍附属のソフト(CPU版は無料)
 - MRIシミュレータを用いた独習パルスシーケンス〔標準編〕、巨瀬 勝美 (著),
 巨瀬 亮一 (著)、医療科学社、3,500円(税別)

http://www.iryokagaku.co.jp/frame/03-honwosagasu/118/118.html

- 関連URL
 - MRIsimulations Inc. (上記の無料CPU版、有料GPU版) https://mrisimulations.com/
 - 放射線技術×データサイエンス(by Kouhei Sugimoto (id:radmodel)) <u>https://radmodel.hatenablog.com/archive</u>
 - 2020-03-10「MRIシミュレータを用いた独習パルスシーケンス〔標準 編〕」でMRIをシミュレーション https://radmodel.hatenablog.com/entry/2020/03/10/021218

 2020-05-10 Pythonを使ってk-spaceを理解する[フーリエ変換編] https://radmodel.hatenablog.com/entry/2020/05/10/222500

MRIシミュレータを用いた独習パルス シーケンス[標準編]・サンプル実行例



T1強調画像(SE 400/10)



参考資料

- MRIの基本 パワーテキスト第2版—基礎理論から最新撮像法まで、Ray H. Hashemi (原著), Christopher J. Lisanti (原著), William G., Jr. Bradley (原著),メディカル・サイエンス・インターナ ショナル、6,500円(税別)
- MRI「超」講義—Q&Aで学ぶ原理と臨床応用、Allen D. Elster (原著), Jonathan H. Burdette (原 著)、メディカル・サイエンス・インターナショナル、5,800円(税別)
- MRIデータブック、MEDICAL VIEW、6,000円(税別)
- NMRハンドブック、Ray Freeman (著)、共立出版、8,400円
- パルスおよびフーリェ変換NMR—理論および方法への入門 (現代科学)、Thomas C. Farrar (著), Edwin D. Becker (著)、吉岡書店
- ・ 生体系の水、上平 恒、逢坂 昭 (著)、講談社
- 細胞の中の水、パスカルマントレ(著), 辻 繁, 落合 正宏, 中西 節子, 大岡 忠一(翻訳)、東京大 学出版会、5,200円(税別)
- これならわかるNMR【そのコンセプトと使い方】、安藤喬志、宗宮 創(著)、化学同人、2,200円 (税別)
- 磁気共鳴スペクトルの実際 一臨床応用マニュアルー、成瀬昭二(編集)、医学書院、12,000円 (税別)
- MRI「再」入門 臨床からみた基本原理ー、荒木 力(著)、南江堂、6,500円(税別)
- MRI応用自在(第4版)、高原太郎(監修)、堀 正明、本杉宇太郎、高橋光幸(編集)、 MedicalView、7,900円(税別)
- 倉澤治樹教授 ホームページ内PDF「原子核物理学」
 - <u>http://kurasawa.c.ooco.jp/</u>
 - <u>https://opac.II.chiba-u.jp/da/curator/900121240/nucleus.pdf</u>
- 特集・日常診療にすぐに役立つCT/MRIの基礎と活用法 中枢神経系疾患 3. CT/MRIによる 定量解析 3-3. Amide Proton Transfer(APT)イメージング、栂尾 理, 樋渡 昭雄, 山下 孝二, 菊 地 一史, 吉浦 敬, 本田 浩、日独医報 59(2), 2014
- spin echo 法におけるBovine tendonの信号強度の角度依存性について.西山 秀昌, 笹井 正思, Peter BENEDEK, 前田 隆史, 松村 聡子, 渕端 孟、歯科放射線 39 (1):27-34, 1999

Part 1~4へのリンク

- Part 1: プロトン密度、T1、T2と信号強度(学部学生必須) <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min.pdf</u>
 - 補遺・任意断面の撮影・その1 --- 位置情報なければO次元(点)
 - 補遺・MRIの安全性に関連した項目
- Part 2: 信号の取り出し方について(学部学生用) https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p2.pdf
 - 補遺・任意断面の撮影・その2 --- 平面内での位置情報
- Part 3-1: 巨視的磁化ベクトルでの説明(学部学生用) <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3.pdf</u>
 - 補遺:TE時間後の信号の取得方法(SE、GRE、UTE etc.)
 - 補遺:各種撮影法について
- Part 3-2:補遺特集 <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p3-2.pdf</u>
 - 補遺:T1緩和とT2緩和の背景、NMR/MRIの核種について
 - 補遺・MRIの信号シミュレーションソフト
- Part 4:「流れ」を見る <u>https://www5.dent.niigata-u.ac.jp/~nisiyama/MRI-15-min-p4.pdf</u>