



獣医画像診断

Renewal
特別号

発行者：一般社団法人 日本獣医画像診断学会 発行日：2026年3月
事務局 〒224-0033 神奈川県横浜市都筑区茅ヶ崎東3-17-44
TEL：045-593-1311 FAX：045-593-1312
E-mail：jsvdi@jsvdi.com URL：<https://jsvdi.com/>
代表：藤田 道郎 編集：学会誌編集委員会

INDEX

はじめに	1
第 77 回日本獣医画像診断学会開催報告	2
技術講座 MRI の基礎	3
JSVDI 通信	9

はじめに

編集委員 藤田道郎、谷浦督規、前田貞俊、中山智宏（委員長）

近年、認定医講習制度の整備が進み、若い世代の獣医師が積極的に認定講習会へ参加し、認定医受験資格の取得、さらには認定医として活躍する方々が着実に増えております。オンライン開催の普及も相まって、学術集会への参加者数および正会員数は大きく増加いたしました。この変化は、10年前の本学会の姿からは想像し得なかったものであり、日本における獣医画像診断学が次の世代へと確実に歩みを進めていることを示すものといえます。

本号（リニューアル特別号）では、そのような学術的広がりを背景に、淀健治先生より技術講座「MRI の基礎」をご寄稿いただきました。MRI は臨床現場での重要性が高まる一方で、物理的原理の理解が容易ではない分野でもあります。本稿は基礎概念を体系的かつ明快に整理した内容であり、これから画像診断をより深く学ぼうとする先生方にとって、確固たる基盤を築くための指針となるものです。基礎の理解は認定医試験対策に資するのみならず、日常診療における判断の質を高め、ひいては獣医療全体の向上へとつながります。

近年の学術集会における一般演題は、その数のみならず内容においても著しい充実をみせております。臨床に根ざした研究成果、精緻な症例解析、技術的工夫に富む報告など、本学会の学術的成熟を示す優れた発表が数多く認められます。これらの成果を口頭発表のみで終えるのではなく、原著論文あるいは症例報告としてまとめ、本学会誌に掲載することにより、永続的な学術資産として共有されることが望まれます。日頃の臨床や研究活動の成果を文章として整理し発信していただくことは、本学会全体の知的基盤をより強固なものといえます。会員の皆様におかれましては、積極的かつ継続的なご投稿をご検討いただければ幸いです。

なお、新型コロナウイルス感染症の影響により本学会誌はしばらく刊行の間隔が空いておりましたが、次号（第 23 号）は令和 8 年 9 月の刊行を予定しております。また、本学会の獣医画像診断認定制度は 3 年ごとの更新制を採用しており、本学会誌に掲載された原著論文および症例報告には更新に必要なポイントが付与されます。論文として成果を公表することは、自己研鑽の成果を客観的に示すものであり、制度的にも評価される重要な活動です。本誌が会員の皆様にとって、日頃の実践と研究成果を発信する活発な場となることを期待しております。

本学会が、世代を超えて学術的交流と研鑽を支える基盤であり続けるよう、今後も誌面の質の向上と学術的発展の両立を目指し、編集委員一同努めてまいります。会員各位の積極的なご研究とご投稿を心よりお願い申し上げます。

第 77 回日本獣医画像診断学会 開催報告

日本獣医画像診断学会 会長 藤田 道郎（日本獣医生命科学大学）

令和 7 年 12 月 13 日・14 日の 2 日間、大阪公立大学キャンパス I-site なんばにおいて第 77 回日本獣医画像診断学会が開催された。本大会では大阪公立大学の田中利幸先生が大会長を務められ、教育講演 3 題、シンポジウム 1 題、一般口演 8 題、認定講習 5 題に加え、新たにポスター発表 3 題が加わった。ポスター発表が加わったことで、学術的内容が一層充実した大会となった。

今回の教育講演は「放射線治療に活かす画像診断」、「論文の書き方」、および「法医学におけるオートプシーイメージング (Ai) の基本と応用」の 3 題で構成された。「放射線治療に活かす画像診断」では、画像を単なる診断手段として用いるのではなく、治療計画への応用を含む広範な視点から画像診断の役割が論じられ、画像診断学の発展性が示された。「論文の書き方」では、本会が一般社団法人として再出発し、令和 8 年に学会誌を発刊予定であることを踏まえ、多数の開業獣医師を含む会員に有益となる投稿方法や論文作成の基本的指針が提示された。

また、「法医学におけるオートプシーイメージング (Ai) の基本と応用」は、同日午前中に実施されたシンポジウム「獣医療におけるオートプシー前および死後画像診断の有用性」と連動して企画された。従来、Ai の実施により死因が明確となるケースが多いと一般的に捉えられがちであったが、本講演では実際には直接的死因の特定が容易ではない事例が示され、法医画像診断の課題と限界について示された。

本学会が認定する認定医制度においては、更新のために 3 年間で所定のポイント取得が求められており、一般口演での発表は高ポイントが付与される。そのため、近年は一般口演の演題数が増加傾向にあり、活発な質疑応答を通じて学会内の学術的議論の深化に寄与している。さらに今大会では、田中大会長の提案によりポスター発表が導入された。短期間の準備にもかかわらず、「我が国における核医学治療実現のために」、「肺葉捻転の発生直後を CT 検査で捉えた 1 例」、「猫で鼻腔～鼻咽頭内、腎臓、肺に多発する腫瘤（最大は心臓大）を認め、リンパ腫を疑う症例」の 3 題の発表が行われ、参加者による積極的な閲覧と質疑が行われたことは特筆に値する。今後の予定として、令和 8 年 6 月 13 日・14 日の 2 日間、東京農工大学で開催予定の第 78 回日本獣医画像診断学会では、一般口演からアワードを選出する制度の導入を準備している。また、ポスター発表についても演題数が増加すれば同様のアワード創設を検討している。

最後に、一般社団法人化以降、本学会には若手会員の入会および年 2 回の学会参加が顕著に増加している。我が国の獣医画像診断学の普及を主要な目的とする本会理事会としては、この傾向を歓迎するとともに、若手会員が画像診断学により継続的な関心を持ち、学術的發展に寄与できる環境を整備することが重要な責務であると考えている。

2026 年 2 月

技術講座

MRI の基礎

淀 健治

Basics of Magnetic Resonance Imaging

Kenji Yodo

さいとう動物病院富岡総合医療センター

〒370-2316 群馬県富岡市富岡 3058 番1号

TEL:0274-64-0854 FAX:0274-64-0938

E-mail:HFD03712@nifty.com

Saito Animal Hospital Tomioka Medical Center

3058-1 Tomioka Tomioka-shi Gunma 370-2316 Japan

TEL:0274-64-0854 FAX:0274-64-0938

E-mail:HFD03712@nifty.com

はじめに

磁気共鳴イメージング (magnetic resonance imaging: MRI) は、人医療において全身のさまざまな疾患の診断に広く活用されており、今後も発展が期待されている。一方、獣医領域では依然として MRI の臨床利用は限定的であり十分活用されているとは言い難い。その要因としては、①撮像に全身麻酔が必要であること、②装置の導入および維持管理に高額な費用を要すること、③原理が難しく、読影や臨床応用のハードルが高いことなどが挙げられる。しかしながら、近年の技術進歩や獣医療現場における画像診断の重要性の高まりから、MRI の臨床応用は今後拡大していくと予想される。MRI の原理を正しく理解すれば、読影や診断精度の向上が期待でき臨床における MRI の有用性を最大限に引き出せる可能性が広がる。そこで、本稿では MRI の基礎原理、T1 と T2、イメージングについてわかりやすく解説する。

MRI の基礎原理 MR 信号

コンピュータ断層撮影 (computed tomography: CT) は、X 線吸収率を数値化した CT 値 (単位 Hounsfield unit: HU) に基づいて画像が構成されており、空気は -1000 HU、水は 0 HU と定義されている。一方、MRI の信号強度は受信コイル感度や撮像条件、個体差の影響を受け

る相対値であり、CT の HU のような標準化された絶対値ではない。そのため、同一装置で撮像した場合でも患者間で信号強度を直接比較することはできない。

MRI は電波により信号を収集している。電波は周波数に応じて短波や高周波などに分類される。MRI ではラジオの周波数帯 (radio frequency: RF) の電波を使用することから、電波を RF と表記する。ラジオを聴く場合、聞きたい放送局に周波数を合わせるように、MRI も個体毎に周波数を微調整し最適化を行っている。また、送信する RF の出力も、どの程度の出力だと最大の信号が得られるかを調整している (図1)。

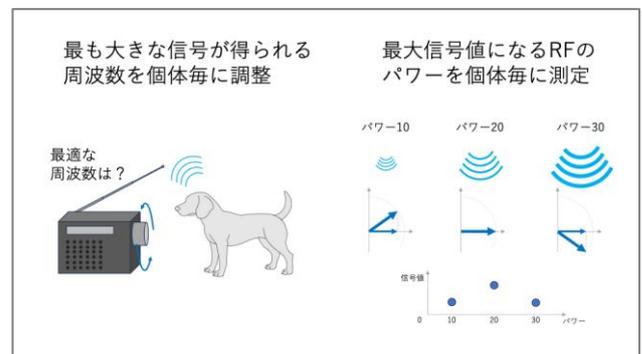


図 1. MRI はスキャン毎に最適な条件に調整

このように個体毎に調整して取得された信号の中で最も高い強度を 100、低いものを 0 として画像全体の濃淡 (階調) を 100% スケールで相対的に表示している。

MRI は水を見ている

MRI は、体内に豊富に存在する水を主な信号源としている。これは、水が体内に多量に存在するので、安定して高い信号強度を得ることができるためである。より厳密には、水分子を構成する水素の原子核 (プロトン) から信号を取得している。

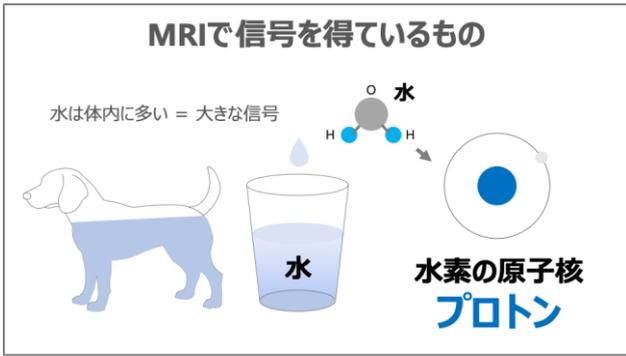


図 2. MRI はプロトンから信号を得る

簡単な MRI 原理の概略

MRI の基本原理について、まずその概要を示す。生体内のプロトンは、自然の状態ではランダムな方向を向いている(①)。強力な磁場の中に入るとプロトンは一定方向に揃う(②)。この状態で RF を当てるとプロトンの向きは一定方向に倒れる(③)。RF が切れると元の状態に戻る(④)。その時の戻り方の違いをコントラストとして描出する(⑤)。これが簡単な MRI 原理の概略である(図3)。これからさらに詳しく内容を説明する。

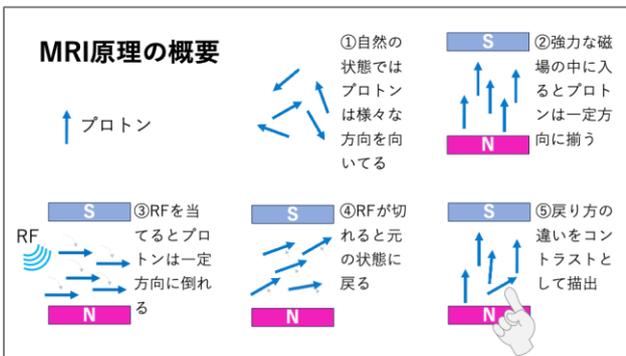


図 3. MRI 原理の概要

プロトンは小さな棒磁石

方角を知りたい時は、方位磁石が役に立つ。地球には南極(S)と北極(N)があり、地球全体が大きな磁石のようになっている。プロトンも地球と同じように、S 極と N 極があり、やや傾いた軸を中心に自転している。よってプロトンは、小さな棒磁石のような性質を持っている(図4)。

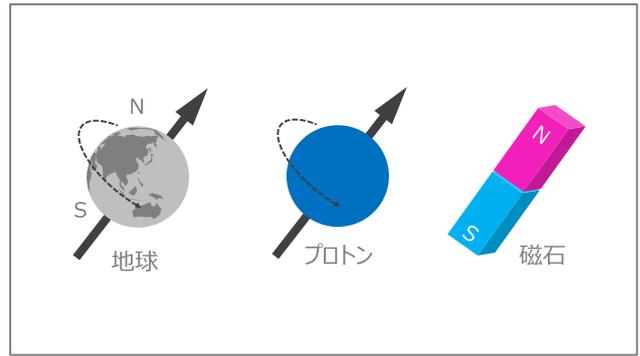


図 4. プロトンは、小さな棒磁石のような性質を持っている。

磁場が存在しない状態では、プロトンは無秩序な方向を向いている。しかし強い磁場の中に入ると、プロトンは小さな棒磁石のような性質を有するため、同じ方向に揃うようになる。正確にはコマが倒れる直前に回転しながら首を振って回る動き(歳差運動)をしながら、その回転軸の中心が一定方向に揃うようになる(図5)。

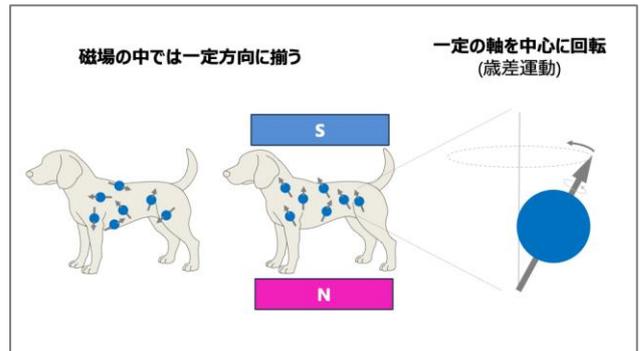


図 5. プロトンは強い磁場の中では回転軸が一定方向に揃う

回転軸が揃ったプロトンはどのぐらいのスピードで回転(歳差運動)をしているかというと、1.5 テスラの MRI においては 63.9MHz である。1Hz というのは 1 秒間に 1 回転することなので、63.9MHz は 1 秒間に 63,900,000 回転ものスピードで回転している。これをラーモア周波数(Larmor frequency)といい、磁場強度に比例して回転スピードが変化する。

プロトンの信号を捉える際、個々のプロトンの動きを検出することは、信号が微弱すぎて困難である。そこで、そ

の付近のプロトンの信号を統合的に扱い、大きな矢印(巨視的磁化ベクトル)で表現している(図6)。MRI の原理において、巨視的磁化ベクトルが縮んだり伸びたりするが、その付近のプロトンが揃った状態だと矢印が大きくなり、プロトンの向きが不揃いになると矢印が小さくなる。

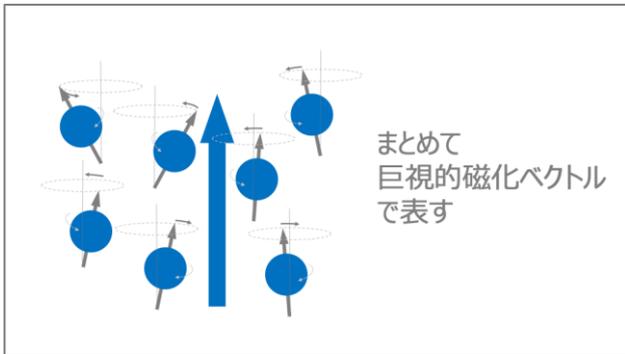


図 6. その付近にあるプロトンをまとめて考え巨視的磁化ベクトルで表す

どのようにして巨視的磁化ベクトルを倒すか

どのようにして巨視的磁化ベクトルを倒すかについて説明する。ラジオで”ただいま〇〇MHz でお送りしております…”というのを聞いたことがあると思う。ラジオの電波も、MHz なので、すなわち回転している。MRI ではプロトンから信号を得たいので、プロトンの回転のスピード(周波数)の RF を使用する。同じ回転スピードの場合のみエネルギーを受けて信号を出すことができる。

もう少し詳しく説明する。RF は電線(送信コイル)に電気を流すことで送信する。電線に電気を流すと右ねじの方向に磁場が発生する(右ねじの法則)。2本の電線に逆向きの電気を流すと、2本の電線の上に磁場ができる(図7)。静磁場により一定方向に揃ったプロトンを挟んで2本の電線で磁場を与えると、プロトンは作られた磁場の方向に倒れる。大きな磁石の中に入り一定方向に揃ったプロトンに、RF により新たにできた磁場が与えられ、プロトンは新たな RF の方向に揃うようになる。一般的に MRI は RF で倒すと言われているが、RF は電磁波でもあるため送信コイルに流れる電流により発生する磁場でプロトンは倒れている。MRI の静磁場を B_0 、RF により加えられる磁場を B_1 と表現する。

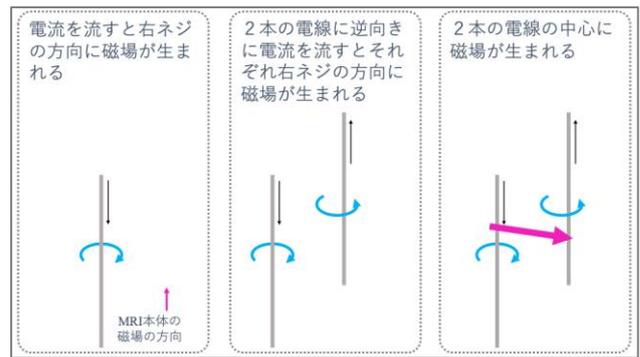


図 7. 右ねじの法則で発生した磁場でプロトンを倒す

ここで 2 本の電線に電気を流し磁場を発生させるタイミングが重要になる。例えば、ブランコで振りの周期に合わせて背中を押すと、次第に加速し振りが大きくなる。同じように、プロトンの回転のタイミングに合わせて電気を流す=磁場を加えると、効率良くエネルギーを加えることができプロトンを倒すことができる。プロトンの歳差運動の回転スピードと同じ回転スピード(周波数)の RF を使うと、最適なタイミングで力が加わり巨視的磁化ベクトルを倒すことができる(図8)。

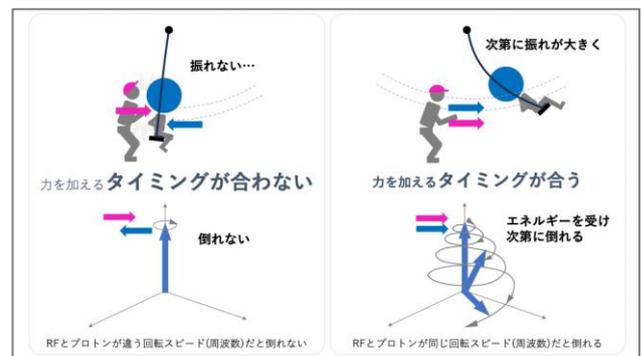


図 8. RF とプロトンが同じ回転スピード(周波数)だと倒れる

プロトンは自転しながら倒れるので、正確には Z 軸から回転しながら XY 平面での回転に移行するようなイメージである。しかしこの表現だと、わかりにくいので一般的には矢印が単純に 90 度倒れるように記載されている。その理由を説明する。例えば、遊園地の遊具のコーヒーカップに乗りながら棒を 90 度倒したとすると、遊具に乗っていない人からは棒は回転しながら倒れるように見えるが、遊具に乗っている人からは棒は単純に 90 度倒れるよう

に見える(図9)。MRI の原理では一般的にプロトンの動きをわかりやすくする為にプロトンの回転のコーヒーカップに乗ったとして考え、単純に 90 度倒れるように記載されている。

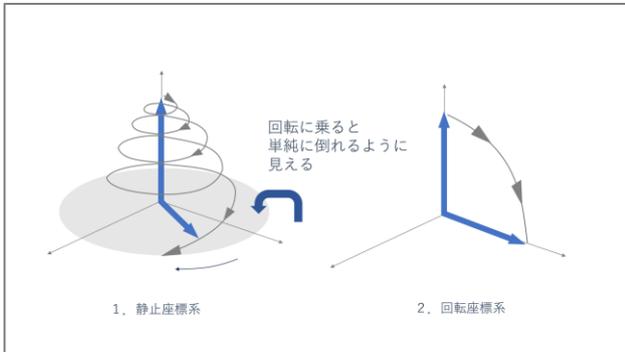


図 9. 回転に乗ると単純に倒れるように見える

RF を切るとプロトンは元の状態に戻っていく。元の静磁場の方向に戻るが、この戻り時の縦磁化の回復が T1 で、横磁化の減衰が T2 である(図10)。T1 はエネルギーの変化を表現している。例えば沢山の果物をもらって困ってしまい近所に配るようなイメージで、エネルギーをもらったプロトンも手を繋いでいる炭素や酸素にエネルギーを分け与えて自分は元の状態に戻っていく。この変化を表現しているのが縦方向の信号の変化で T1 である。T2 は小さな棒磁石であるプロトンが倒された時に同じ方向を向くので、磁石の S と S、N と N が揃ってしまい反発してバラバラになり全体の信号がだんだん小さくなる様子を表現している。

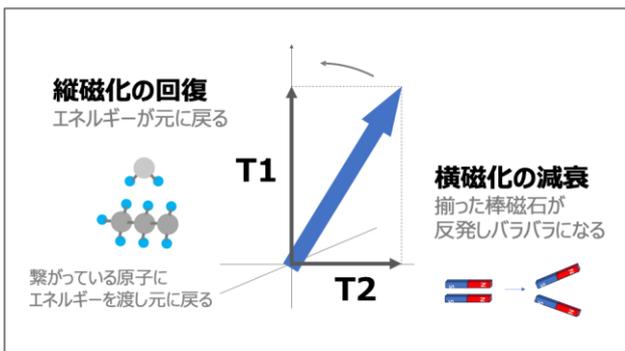


図 10. T1 と T2

MRI 信号を得る受信コイルは XY 平面で回転する動きを捉えられるようにセッティングされている。磁石の性質

があるプロトンの集合体である巨視的磁化が近づいたり離れたりとするとコイルに微弱な電流が流れる。この電流を増幅して MR 信号として解析し画像を作成している(図 11)。

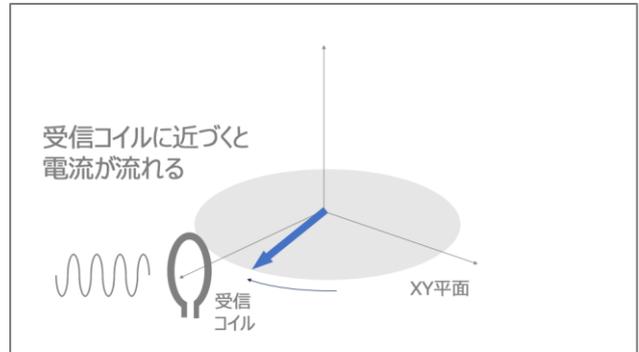


図 11. 受信コイルは XY 平面で動く巨視的磁化の動きを捉えられるようにセッティングされている

MRI は何回も RF で倒して信号を収集するというのを繰り返す。この繰り返す間隔(繰り返し時間 repetition time:TR)と倒してから信号を得るまでの時間(エコー時間 echo time:TE)によって、T1 強調画像か T2 強調画像かが決まる。

受信コイルで MR 信号を捉えることができるのは XY 平面のみである。縦磁化の回復過程を表す時間定数である T1 は Z 軸方向にある。では、どのようにして Z 軸にある T1 を XY 平面で信号として捉えることができるかについて説明する。

T1 を得る方法はシンプルで、基本的には 90 度倒して直ぐに信号を収集すれば Z 軸の成分(T1)がそのまま XY 平面に反映される。よって T1 強調画像を得るには、倒して直ぐに信号を収集するので、TE は短い必要がある。T1 強調画像を得るための TR は縦方向の戻り(T1)の差があるうちに XY 平面に倒す必要がある。縦方向に完全に戻ってしまってから倒すと、観察したい縦方向の戻りの差(T1)が無くなり、全て同じ信号強度になりコントラストの無い画像になってしまう。T1 を見たければ TR は短い必要がある。

T2 強調画像を得るには倒してすぐは T1 なので、そこから信号がばらばらになるのを待たなくては行けない。よって T2 強調画像を得たい場合、倒してから信号を得る

までの時間(TE)は長い必要がある。倒す間隔(TR)が短いと T1 の影響が残ってしまう。T2 強調にしたいのに、T1 の影響が入ってしまうことになるので、T2 強調画像を得たい場合 TR はできるだけ長くする必要がある(図12)。

T1 強調画像を得るために短い TE を設定しても、どうしても信号がばらばらになる T2 の影響も入ってしまう。そのため T1 を撮像しているつもりでも T2 の影響も入ってしまうので、強調画像という用語が使われ T1 強調画像となる。つまり、完全な T1 画像ではなく T2 成分も含んでいるが、T1 を強調した画像であるという意味である。このように TR や TE を変更することで T1 強調にしたり T2 強調にしたりすることができる。

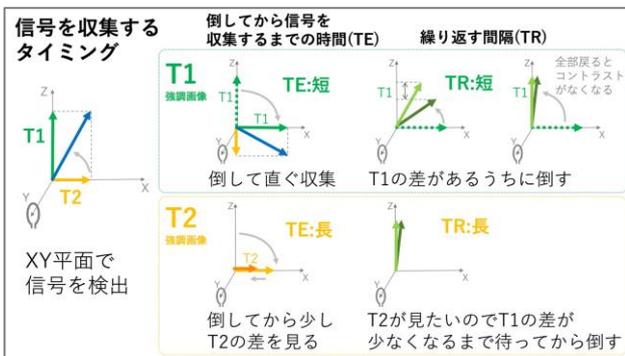


図12 信号を収集するタイミング

MRI のイメージング

MRI のイメージングについて解説する。基本になるのは、プロトンの歳差運動の回転スピードは磁場の強さに比例して早くなるという原理である。簡単な原理だが、MRI 原理のすべての基になるたいへん重要な原理である。先ず撮像する断面を決める。静磁場コイルの中に組み込まれた傾斜磁場コイルを使用して横断面を撮像する場合、頭尾方向に傾斜のついた磁場を作る。傾斜磁場が静磁場に加わることにより、例えば 1.5 テスラでは目的スライスよりも尾側は 1.51 テスラ、1.52 テスラのように尾側に近づくほど磁場が強くなる。頭側は 1.49 テスラ、1.48 テスラのように頭側に近づくほど磁場が弱くなる。各身体部位の磁場の強さに比例してプロトンの回転スピードに差が生じる。傾斜磁場をかけた状態で目的とするスライスのプロトンの回転スピードの RF を照射すると、エネルギーをもらえるのは同じ回転スピードの場合のみなので、

目的のスライスのプロトンだけがエネルギーを受け MRI 信号を出すことができ、他の領域は回転スピードが違うので信号を出さない。このようにしてスライス方向の傾斜磁場を使い、比較的簡単にスライス断面を決めることができる(図13)。CT は基本的には横断面で撮影し再構成により任意断面表示が可能だが、MRI は傾斜磁場の設定を最適に調整することで動物を動かさずに直接斜め(オブリーク)など任意の断面を自由に撮像することが可能である。

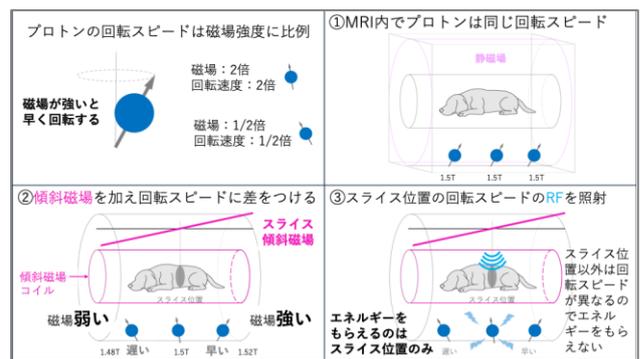


図13. スライス断面を決定する

さて、スライス面は決めることができたが、そこで、面内の信号は全て同じである。面内の信号の区別をつけるために左右方向に傾斜磁場を加えると右側は回転が速くなり、左側は回転が遅くなる。このようにして左右の信号の違いをつけることができる。回転スピードの違う信号が混ざった状態で受信コイルに入ると最初は小さく次第に大きくなりまた小さくなる波形が得られる。この波形をコンピュータでフーリエ変換を行うと周波数毎に分けることが可能である(図14)。

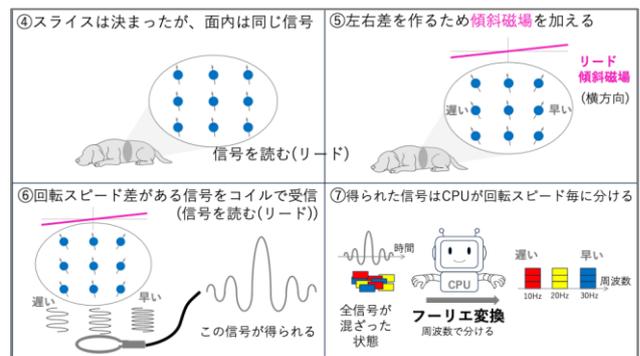


図14. 左右の信号を分ける

次に、左右の信号は分けられたが、上下方向は分けられていない。同じ右から来た信号でも、右上から来たのか右下から来たのかはわからない。上下方向は矢印の向き= 位相に違いをつけることで区別する。位相とは回転の角度の違いを意味する。同じ周波数で回転していても、円運動のどの位置にあるか(開始位置)が異なれば、位相は異なる。位相エンコードは、この回転の角度差を空間的に作り出す操作である。スライスを決める傾斜磁場を加えた後、信号を読む前に位相エンコード傾斜磁場を加える。位相エンコード傾斜磁場を加えると回転スピードに差ができるので、矢印の向きがばらばらになる(図15)。

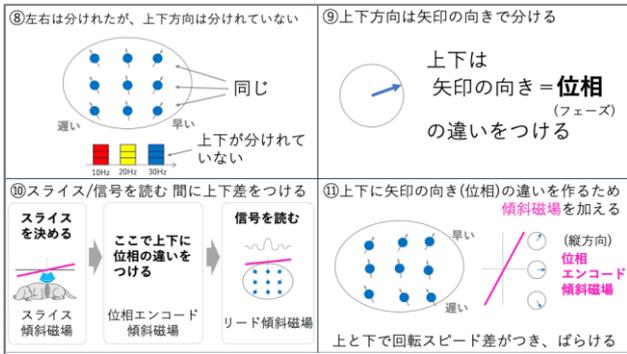


図 15. 上下方向は矢印の向き(位相)に違いをつける

位相エンコード傾斜磁場を加えなければ矢印の向きは揃っているので得られる信号は大きいですが、位相エンコード傾斜磁場を加えると矢印の向きが分散されるため、得られる信号は小さくなる。位相エンコード傾斜磁場の強さをプラスからマイナスに変化させて、繰り返し時間(TR)毎に何本も信号を収集する。収集した信号は k スペースと呼ばれる場所に並べる。k スペースとは、画像に変換する前の周波数情報を保存するデータ空間である。k スペースの上側では大きな位相エンコード傾斜磁場が入るので位相がより強く分散されるため、全体として検出される信号振幅が小さくなる。加える位相エンコード傾斜磁場はだんだん小さくなるので、次第に得られる信号は大きくなり、ちょうど中間部分では位相エンコード傾斜磁場が0なので大きな信号が得られる。その後、位相エンコード傾斜磁場はマイナス側に大きくなるので、次第に得

られる信号は次第に小さくなっていく。全データ収集後に縦方向に信号をつなぐと横方向と同じ波形ができていく。この波形があれば、コンピュータが回転の速さの違いで信号を上下に分けることができる。最後に画像を作成するためにコンピュータで左右方向と上下方向に2回フーリエ変換を行えば、2次元の画像を得ることができる(図16)。注意しなくてはいけないことは、信号は位相エンコード方向に短冊状に収集しているのではなく、必ず毎回断面の全体の信号を得ているということである。

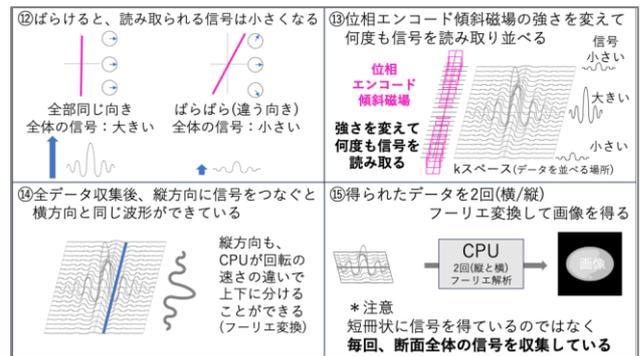


図 16. 位相エンコード傾斜磁場の強さを覚えて何度も信号収集を行い、縦横にフーリエ変換をして画像を得る

おわりに

MRI の原理は物理学の高度な知識を要するよう思われがちであるが、基本的な概念を押さえることで十分に理解し、臨床に応用することが可能である。獣医臨床においても MRI 活用の機会はますます広がる可能性が高いので、本稿が MRI の理解を深め、臨床現場での活用の一助となれば幸いである。なお本稿で使用している図はイメージである。

謝辞

本稿の執筆にあたりご指導を賜った日本獣医生命科学大学獣医放射線学研究室 藤田道郎先生、長谷川大輔先生、日本大学生物資源科学部 中山智宏先生、ノースカロライナ州立大学 栗原学先生に深謝致します。またキャノンメディカルシステムズ株式会社加藤英斗氏に適切なお助言を賜りました。ここに深謝の意を表します。

JSVDI 通信

第 7 期理事選出選挙のお知らせ

2026 年 6 月の現理事会の任期満了に伴い、理事選出選挙を行います。

3 月に立候補受付、4 月に投票の予定です。

立候補申請及び投票はインターネット投票システムを利用します。一斉メールにて申請方法と投票方法をお知らせいたしますので、必ず内容をご確認ください。

学会情報

- **第 78 回日本獣医画像診断学会**

2026 年 6 月 13 日（土）～6 月 14 日（日）

東京農工大学 府中キャンパス

テーマ 「病理と画像」

大会長 戸島 篤史（公益財団法人日本小動物医療センター）

- **第 79 回日本獣医画像診断学会**

2026 年 12 月 5 日（土）～12 月 6 日（日）

福岡国際会議場

大会長 富永 博英（福岡中央動物病院）

詳細が決まり次第、本会ホームページや一斉メールでご案内いたします。

ぜひご予定ください。

認定講習・認定試験予定

- ・ 認定講習

第 78 回学会、第 79 回学会では、認定講習 5 項目を実施予定です。

また、獣医内科学アカデミー（JCVIM2027・2027 年 2 月頃）内で 1 項目を開講予定です。

- ・ 2026 年度認定【筆記】試験

第 78 回学会内で行います。日時等の詳細については決定次第、受験有資格者へメールでお知らせします。

- ・ 2026 年度認定【実技】試験

2027 年 2 月頃実施予定です。詳細が決まり次第、受験有資格者（筆記試験合格者）へお知らせします。

「獣医画像診断」原稿募集について

本誌では、随時原稿を受け付けています。

学会の活性化のためにも、皆様からの積極的な投稿をお待ちしております。

内容の区別は下記の通りです。(原則として画像診断や放射線治療等に関するもの)

- ・ 総説 (論文)
- ・ 原著または短報 (論文)
- ・ 症例報告 (論文)
- ・ 技術講座
- ・ 文献紹介

本誌への投稿は、学会ホームページに掲載の

「学会誌投稿規定」に準拠します。

最新の投稿規定は以下よりご確認ください。

<https://jsvdi.com/journal-regulations/>

- ・ 投稿原稿は編集委員会による査読を経て掲載の可否を決定します。
- ・ 著作権は掲載決定後、学会に帰属します。

問合わせ先および投稿先

〒224-0033 横浜市都筑区茅ヶ崎東 3-17-44

日本獣医画像診断学会

学術誌編集委員会事務局

電子メール：jsvdi@ite.ne.jp (事務局・投稿用)

電話：045-593-1311

URL: <https://jsvdi.com/>

編集後記

近年の本学会の発展は誠に喜ばしいことです。認定医講習制度の整備と定着により若い世代の参加が広がり、会員数は着実に増加しております。また、学術集会における一般演題も年々充実し、本学会の学術活動は質量ともに大きな広がりを見せております。こうした歩みを礎として、学会誌「獣医画像診断」が学術成果の発信と共有の場としての役割を果たし、なお一層の学会の発展に寄与できるよう、編集委員会として引き続き努力を重ねてまいります。

本号では、技術講座として淀健治先生より「MRIの基礎」をご寄稿いただきました。ご多忙の中、貴重な原稿をお寄せいただきましたことに、編集委員会を代表して心より感謝申し上げます。

学会発表で示された多くの知見が論文として記録され、共有されることは、本学会の学術的基盤をさらに強固なものといいたします。「獣医画像診断」が会員各位の研究および臨床成果を発信する学術的基幹媒体として、今後一層活発に活用されることを期待しております。

編集委員会一同、質の高い誌面づくりに努めてまいりますので、引き続きご支援とご投稿を賜りますようお願い申し上げます。

編集委員長 中山 智宏（日本大学）

賛助会員企業

- | | |
|--------------------|----------------------|
| ・株式会社 学窓社 | ・キヤノンメドテックサプライ 株式会社 |
| ・株式会社キャミック | ・株式会社 Sansei |
| ・GEヘルスケア・ジャパン 株式会社 | ・富士フイルムVETシステムズ 株式会社 |
| ・文永堂出版 株式会社 | ・ペットコミュニケーションズ 株式会社 |
| ・株式会社 緑書房 | 五十音順 |

- ・本誌掲載内容の無断転載・複製・改変を禁じます
- ・本誌に掲載された論文の著作権は日本獣医画像診断学会に帰属します
- ・臨床応用は各専門家の責任において行ってください
- ・図表の転載には著作権者の許可が必要です
- ・本誌掲載内容は執筆者個人の見解であり、学会の公式見解ではありません

©一般社団法人日本獣医画像診断学会