DOI: 10.55090/19964552_2024_2_44_57

ПРИМЕНЕНИЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПРИ ИЗУЧЕНИИ ФИЗИЧЕСКИХ ОСНОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Ельцов Анатолий Викторович,
доктор педагогических наук, профессор, профессор кафедры математики, физики и медицинской информатики
Рязанский государственный медицинский университет имени академика И. П. Павлова
eltsov17@rambler.ru

Корнев Сергей Александрович,
Студент
Рязанский государственный медицинский университет имени академика И. П. Павлова
sergey_kornev00@mail.ru

Корнева Елизавета Алексеевна,
Студент
Рязанский государственный медицинский университет имени академика И. П. Павлова
korneva.ea@bk.ru

АННОТАЦИЯ
В статье рассматриваются физические основы магнитно-резонансной (МР) томографии на основе визуализации. Определена последовательность изучения данной темы и подобран соответствующий наглядный материал. Проиллюстрированы магнитные моменты ядер атомов водорода, их суммарная намагниченность, ориентация в пространстве. Объяснен механизм прецессии, расфазировки вращения протонов водорода и фазовой когерентности. Наглядно продемонстрирована роль радиочастотного излучения на поворот вектора суммарной намагниченности в поперечную плоскость при ядерно магнитном резонансе (ЯМР), раскрыт механизм фиксации МР сигналов различной интенсивности в зависимости от протонной концентрации исследуемой ткани. Показана роль Т1 и Т2 релаксации при создании различного контраста МР изображений анатомических органов в различных проекциях.

КЛЮЧЕВЫЕ СЛОВА: *магнитное поле, резонанс, ядро атома, протон, магнитный момент, прецессия, фаза вращения, интенсивность сигнала, МР изображение, релаксация*

THE USE OF IMAGING IN STUDYING THE PHYSICS OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING

Eltsov A. V.,
Ph.D. (Education), Professor, Chair of Mathematics, Physics and Medical Information Technology,
Ryazan State Medical University named after Academician Ivan Pavlov.

Kornev S. A.,
student,
Ryazan State Medical University named after Academician Ivan Pavlov.

Korneva G. V.,
student,
Ryazan State Medical University named after Academician Ivan Pavlov.

ABSTRACT
The article discusses the physical foundations of magnetic resonance imaging (MR) imaging. The sequence of studying this topic has been determined and the appropriate visual material has been selected. The magnetic moments of the nuclei of hydrogen atoms, their total magnetization, and orientation in space are illustrated. The mechanism of precession, dephasing of rotation of hydrogen protons and phase coherence is explained. The role of radio frequency radiation on the rotation of the total magnetization vector into the transverse plane in nuclear magnetic resonance (NMR) is clearly demonstrated, and the mechanism of fixation of MR signals of various intensities depending on the proton concentration of the tissue under study is revealed. The role of T1 and T2 relaxation in creating different contrast of MR images of anatomical organs in different projections is shown.

KEYWORDS: *magnetic field, resonance, atomic nucleus, proton, magnetic moment, precession, rotation phase, signal intensity, MR image, relaxation.*

Магнитно-резонансная томография сегодня является одним из самых распространенных методов лучевой диагностики различных анатомических структур позволяющих получать четкое изображение исследуемых областей в различных проекциях. В основе данного метода лежит явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Впервые с физическими основами магнитно-резонансной томографии (МРТ) студенты медицинского вуза знакомятся на занятиях по физике. Для их изучения и формирования необ-

ходимых компетенций студенты должны вникнуть в суть сложных для понимания абстрактных физических процессов, показать способности интегративного мышления при оперировании знаниями из различных разделов физики. Целью нашего исследования стала разработка и подбор наглядного материала, позволяющего максимально визуализировать его и облегчить восприятие сложных для понимания физических явлений при изучении МРТ.

Вначале необходимо было определить содержание и последовательность изложения данной темы таким образом, чтобы она была понятна обучаемым, формировала у них соответствующие теоретические понятия, объясняла механизм диагностики исследуемых органов и методику получения необходимых МР сигналов и МРТ снимков.

Учитывая, что в основе ЯМР лежат магнитные явления, первой задачей стало разъяснение и повторение темы «Магнитное поле», изученной в школьном курсе физики. Здесь обязательно надо разъяснить и показать, что магнитное поле существует вокруг нашей планеты Земля, постоянных магнитов, и проводников с током (*рис. 1*).

Силовые линии магнитного поля всегда замкнуты, определить их направление можно с помощью магнитной стрелки и правила правого винта (*рис. 2.*).

Лишь после детального разбора и показа натурных физических экспериментов иллюстрирующих ориентирующее действие магнитного поля на стрелку для определения направления вектора магнитной индукции, можно переходить к следующим вопросам данной темы.

Далее обязательно необходимо повторить планетарную модель атома (*рис. 3*), проиллюстрировать, что внутри ядра, где сосредоточен положи-

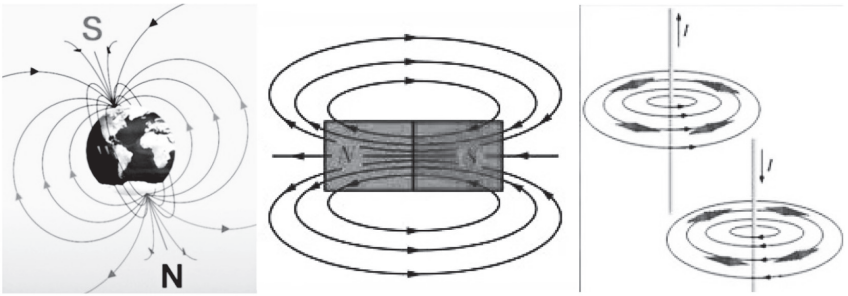

Рис 1. *Силовые линии магнитного поля*

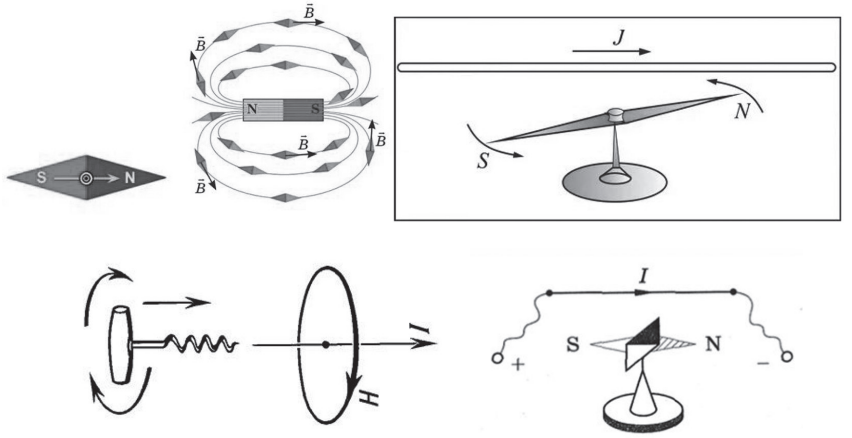

Рис. 2. *Определение направления силовых линий.*

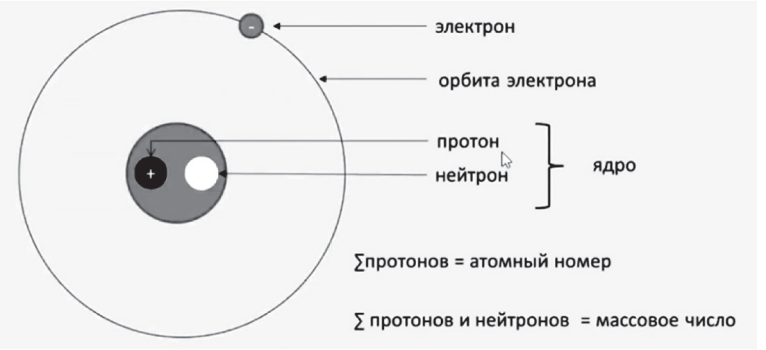

Рис. 3. *Планетарная модель атома*

тельный заряд атома находятся нуклоны: положительно заряженные протоны и нейтроны, не имеющие заряда, их массы огромны по сравнению с находящимися на круговых орбитах электронах.

При рассмотрении данной модели важно сосредоточить внимание учащихся на существующих вращениях внутри атома (*рис. 4*).

Здесь важно отметить, что ядра элементов имеющие одинаковое число протонов и нейтронов не имеют ядерного магнитного момента, спины протонов и нейтронов, вращающиеся в разных направления уравновешивают

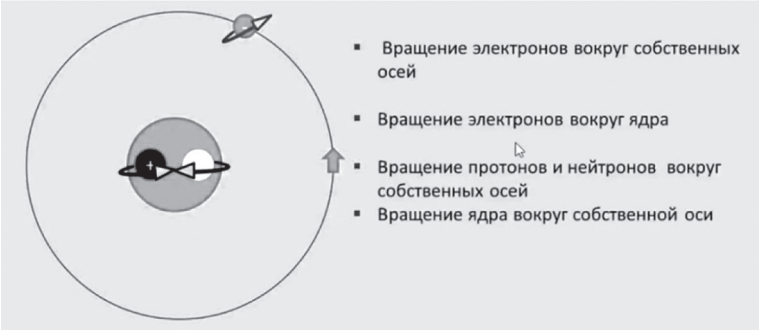

Рис. 4. *Вращения внутри атомов*

друг друга. МР активными являются ядра с нечетным количеством нуклонов, так их ядро, обладая суммарным ненулевым спином, имеет вращательный магнитный момент. Так как водород входит практически во все органические соединения, а его ядро состоит из одного протона, то именно его удобнее всего рассматривать для формирования и анализа магнитно-резонансного (МР) сигнала (*рис. 5*).

Из-за вращения положительного заряда вокруг своей оси, переменное электрическое поле порождает магнитное, ядро атома водорода имеет свой собственный спин и обладает магнитным моментом (*рис. 6*).

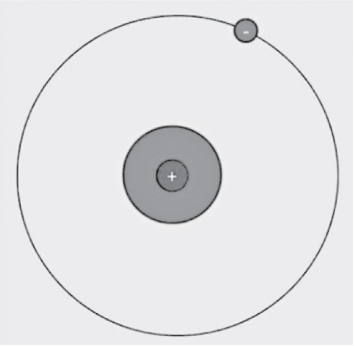

Рис. 5. *Модель атома водорода.*

В отсутствии внешнего магнитного поля Во магнитные моменты ядер водорода располагаются хаотически (*рис. 7*)., при помещении рассматриваемого объекта во внешнее магнитное поле, ориентируются определенным образом. Одна, большая часть ядер, поворачивается параллельно в направлении вектора индукции магнитного поля Во, так как этому состоянию соответствует меньшая затрата энергии, другая более маленькая часть поворачивается в противоположную сторону вектору Во — антипараллельно (*рис. 7*).

При помещении рассматриваемого объекта во внешнее магнитное поле, магнитные моменты ядер водорода ориентируются определенным образом.

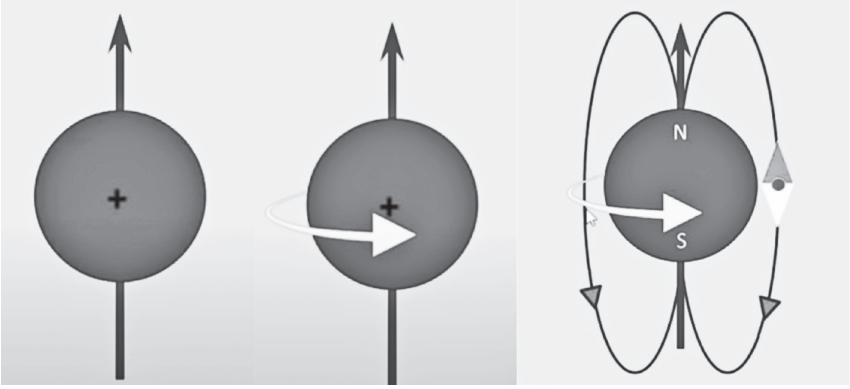

Рис. 6. *Собственный спин ядра атома водорода*

Одна, большая часть ядер, поворачивается параллельно в направлении вектора индукции магнитного поля Во, так как этому состоянию соответствует меньшая затрата энергии, другая более маленькая часть поворачивается в противоположную сторону вектору Во — антипараллельно. При увеличении напряженности внешнего магнитного поля число ядер имеющих антипараллельную ориентацию уменьшается. (*рис. 8*).

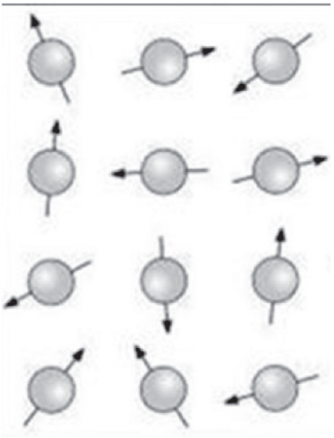

Рис. 7. *Хаотическое расположение магнитных моментов ядер водорода*

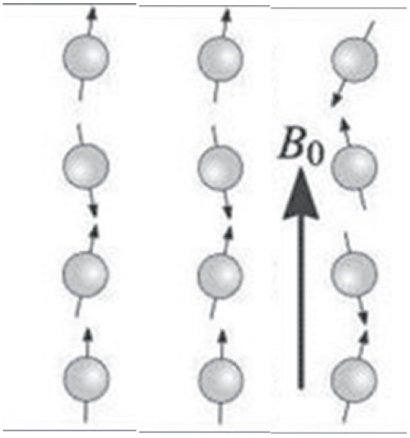

Рис. 8. *Упорядоченное расположение магнитных моментов ядер водорода во внешнем магнитном поле.*

Сумма всех магнитных моментов ядер водорода, ориентированных параллельно внешнему магнитному полю Во образует суммарную намагниченность Мо, она во много тысяч раз меньше напряженности внешнего магнитного поля. Именно величина суммарной намагниченности протонов водорода определяет интенсивность МР –сигналов необходимых для получения искомых послойных изображений исследуемого органа (*рис. 9*).

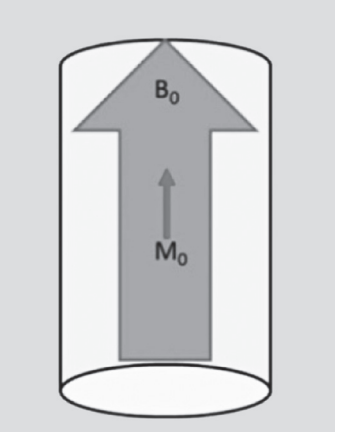

Рис. 9. *Суммарная намагниченность магнитных моментов ядер водорода*

Как видно из рисунка 8 векторы магнитных моментов ядер водорода имеют с вектором внешнего магнитного поля небольшой угол, в нижнем ряду на рисунке у двух левых ядер он тоже присутствует, там есть отклонение либо к нам, либо от нас. Далее следует объяснить, что данный угол возникает в результате прецессии, вращения ядра водорода во внешнем магнитном поле. Сделать это лучше всего на основе рассмотрения аналогии: вращении волчка (юлы) в гравитационном поле Земли (*рис. 10*).

Длина оранжевой линии определяет траекторию прецессии, ω — частоту прецессии, которая имеет свое значение для каждого химического ядра. Ча-

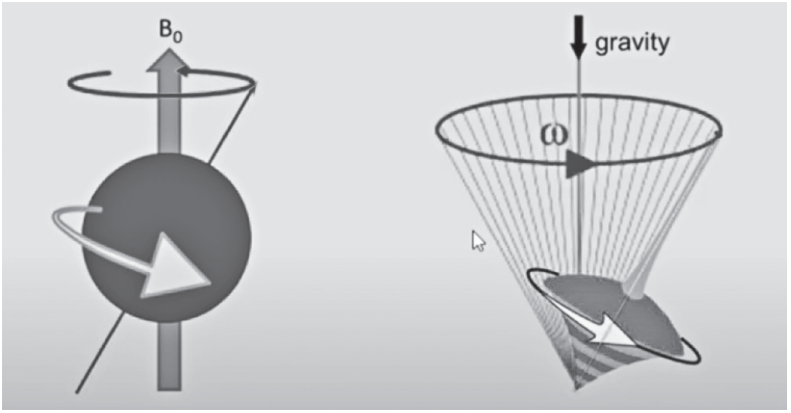

Рис. 10. *Объяснение механизма прецессии*

стоту прецессии ядер называют ларморовской частотой, она определяется по формуле Лармора: ω= γ · Во, где Во — индукция внешнего магнитного поля (Тл), γ — гиромагнитное соотношение, измеренное экспериментальным путем, ее величина уникальна для каждого химического ядра, для протонов водорода равна 42,57 МГц/Тл. Из данной формулы видно, что частота прецессии всегда зависит от величины индукции внешнего магнитного поля. Большое значение для получения МР — изображений играет фаза прецессии для каждого вращающегося ядра водорода. Так как магнитные моменты протонов водорода, вращающихся во внешнем магнитном поле с индукцией Во имеют одинаковую частоту прецессии, но разную фазу (*рис. 11*).

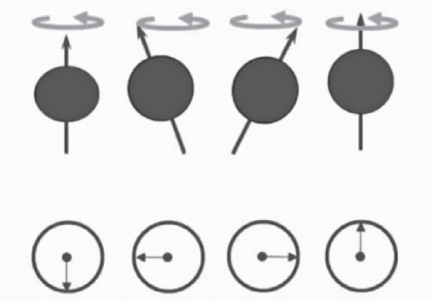

Рис. 11. *Различные фазы вращения ядер водорода*

Внизу на *рисунке 11* показан вид сверху на прецессирующие с одинаковой частотой протоны водорода, различные положения стрелки показывают разные фазы их вращения.

Дальнейшее объяснение и визуализация физических основ МРТ будет связана с методикой измерения суммарной намагниченности магнитных моментов ядер водорода. На *рисунке 9* величина этой суммарной намагниченности представлена вектором Мо, который имеет такое же направление как и вектор индукции внешнего магнитного поля Во и имеет значительно меньшую величину. Для его выделения и дальнейшего анализа необходимо повернуть вектор Мо в плоскость ХУ декартовой системы координат ХУZ (*рис. 12*).

Развернуть магнитную ось вектора Мо можно с помощью другого внешнего магнитного поля, созданного переменным током радиочастотного диапазона, вектор магнитной индукции которого В1 будет перпендикулярен вектору Во. Это магнитное поле образовано электрическим током, частота

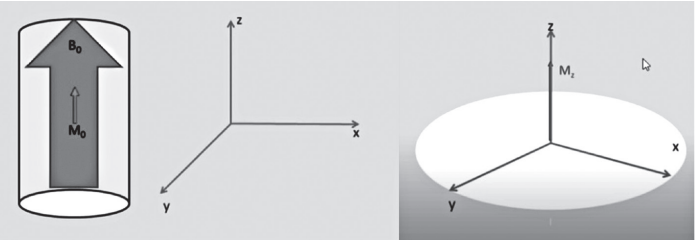

Рис. 12. *Расположение вектора суммарной намагниченности Мо в пространстве*

которого равна частоте прецессии ядер атомов водорода. Другие МР активные ядра ориентированные внешним магнитным полем Во имеют другую частоту прецессии и поворачиваться не будут. Внешнее магнитное поле Во направлено вдоль оси тела человека (продольное расположение вдоль оси Z), а вектор магнитной индукции В1 находится в поперечной, перпендикулярной оси Z плоскости. В результате действия этого внешнего радиочастотного магнитного поля вектор суммарной намагниченности Мо поворачивается и оказывается в плоскости ХУ, подобно стрелке а опыте Эрстеда (*рис. 13*).

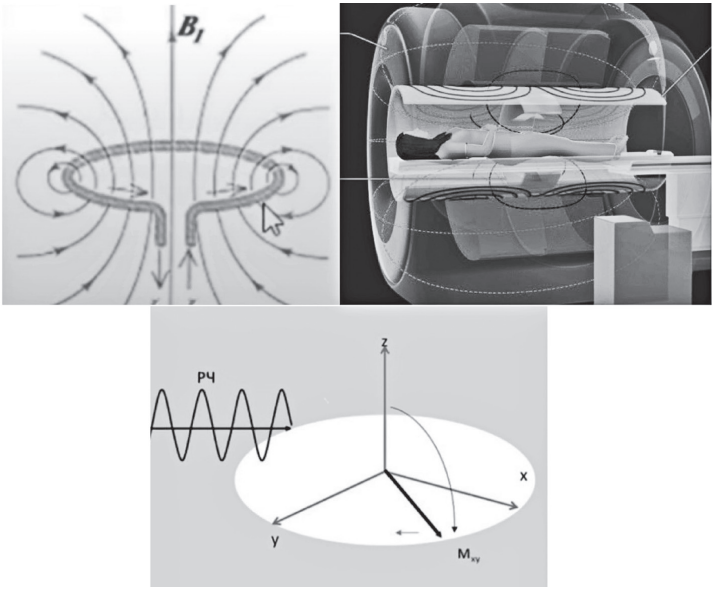

Рис. 13. *Механизм поворота вектора суммарной намагниченности*

При совпадении частоты внешнего радиочастотного магнитного поля с частотой прецессии протонов водорода наступает явление ядерно-магнитного резонанса (ЯМР), в результате которого наблюдается возникновение фазовой когерентности, все протоны водорода прецессируют не только с одинаковой частотой, но и имеют одинаковые фазы вращения (*рис. 14*), возрастает амплитуда сигнала, образованного суммарной намагниченностью вращающихся ядер водорода.

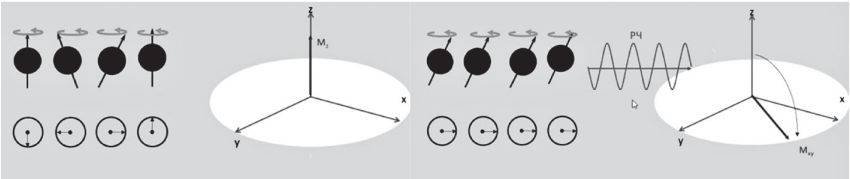

Рис. 14. *Фазовая когерентность*

Вращающиеся с одинаковой частотой и одинаковой фазой в плоскости (ХУ) протоны водорода создают суммарную поперечную основному полю намагниченность Мху которая может быть измерена и зафиксирована. Так как если проводящий контур поместить в переменное магнитное поле то в нем возникает переменное электрическое поле, имеющее такую же частоту, что и магнитное поле. Амплитуда этого поля будет зависеть от степени намагниченности протонов в поперечной плоскости, которая в свою очередь зависит от напряженности внешнего магнитного поля и протонной плотности ткани. Ткани с более высоким содержанием протонов водорода дадут более сильный сигнал (*рис. 15*).

Для обеспечения надежной фиксации данного МР сигнала специальной приемной катушкой, необходимо обеспечить отсутствие радиочастотных помех исходящих от окружающих устройств, поэтому МР томограф помещается в специальную клетку Фарадея, защищающую его от других внешних воздействий.

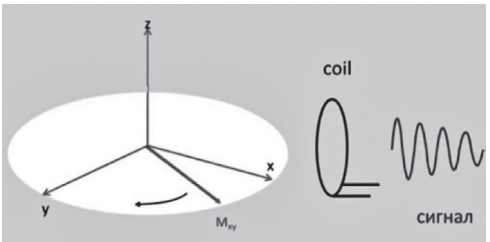

Рис. 15. *Фиксация МР сигнала приемной катушкой*

Когда в определенный момент исчезает радиочастотное излучение, внешнее магнитное поле Во стремить-

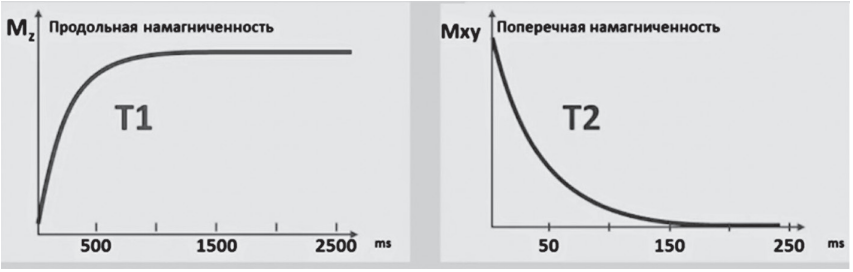

Рис. 16. *T1 и T2 релаксации*

ся вернуть протоны в исходное состояние, магнитные моменты стремятся занять вновь положение параллельно Mz — это T1 релаксация (восстановление). Одновременно, независимо от этого происходит снижение суммарной намагниченности в поперечной плоскости — это T2 релаксация (спад) (*рис. 16*).

Обе релаксации являются важнейшими факторами, определяющими контраст МР-изображений, вместе с протонной плотностью тканей. Время релаксации уникально для каждой ткани, разница во времени релаксации тканей обеспечивает возможность восстановления структуры органов при обработке принимаемых от них МР сигналов различной интенсивности.

Методически более грамотно вначале объяснить суть T2 релаксации (спин-спиновой). При исчезновении радиочастотного (РЧ) излучения величина Mxy начинает снижаться, происходит это из за того что магнитные поля протонов водорода влияют друг на друга таким образом, что происходит их расфазировка. Чем меньше протонов имеют одинаковую фазу магнитных моментов, тем меньше величина Mxy. Спад происходит за счет обмена энергией между соседними ядрами, T2 релаксация характеризуется

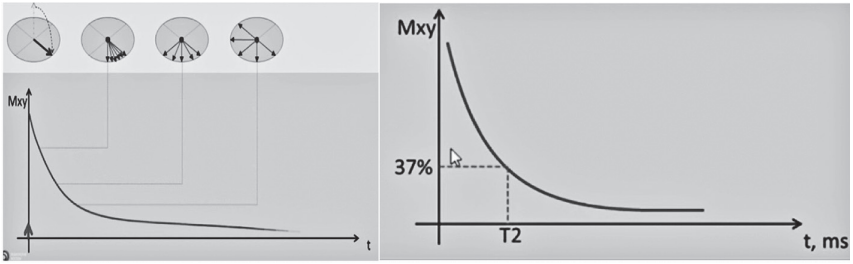

Рис. 17. *Физические основы T2 релаксации*

временем в течение которого суммарная намагниченность Mxy снижается на 63% (*рис. 17*).

Время T2 релаксации для разных тканей различно, чем ближе располагаются друг к другу молекулы тем больше влияние соседних полей протонов друг на друга, тем быстрее происходит расфазировка. Для жировой ткани характерна плотная упаковка молекул и время T2 релаксации короткое. Для воды наоборот время T2 релаксации значительно больше. Разность во времени определяет T2 контрастность МР сигнала, благодаря его различной интенсивности. В определенный момент времени, времени эхо, из за различной скорости расфазировки протонов водорода, значения остаточной намагниченности Mxy для разных тканей будет различным, чем больше значение Mxy тем ярче сигнал. Таким образом получается различный контраст для исследуемых структур во время релаксации T2. Время эхо, это время от окончания радиочастотного импульса до времени регистрации сигнала в приемном контуре (*рис. 18*).

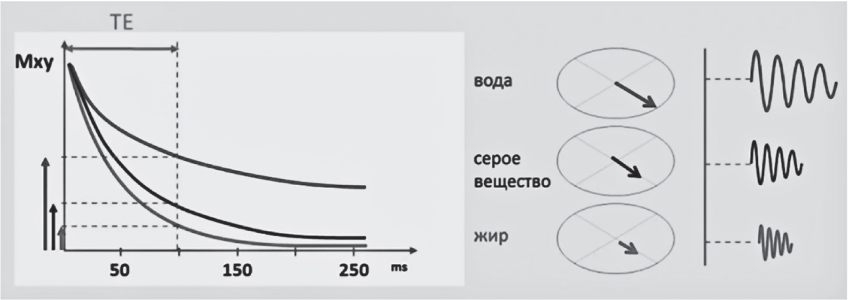

Рис. 18. *Различное время T2 релаксации для разных тканей.*

В продольной плоскости в начальный момент времени, после прекращения РЧ излучения значение суммарной продольной намагниченности Mz равно нулю, протоны стремятся вернуться в свое исходное состояние и сориентироваться параллельно индукции основного внешнего магнитного поля Bo. Восстановление намагниченности в этом направлении называется T1 релаксацией (спин-решетчатой). В процессе T1 релаксации происходит высвобождение тепловой энергии и излучение радиочастотных волн. T1 релаксация характеризуется временем необходимым для восстановления 63% намагниченности Mz от первоначального уровня (*рис. 19*).

Время T1 релаксации также уникально для различных тканей, чем больше размеры молекул тем медленнее их движение и быстрее происходит пе-

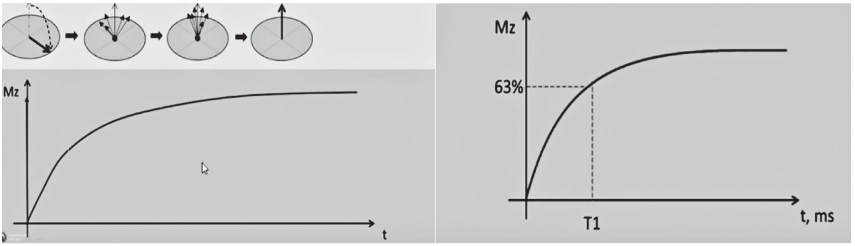

Рис. 19. *Физические основы T1 релаксации*

редача энергии в окружающую решетку. Наоборот чем меньше размер молекул, тем быстрее их движение и тем медленнее они отдают свою энергию окружающим молекулам. Для того чтобы измерить величину намагниченности Mz необходимо остановить процесс T1 релаксации в тот момент когда существует определенное отличие в степени восстановления суммарной намагниченности Mz для различных тканей. Сделать это можно подав следующий радиочастотный импульс, который опять повернет восстанавливаемую намагниченность Mz в поперечную плоскость (ХУ) и ее можно будет измерить. Чем меньше время для восстановления (время повторения) для разных тканей, тем ярче сигнал (*рис. 20*).

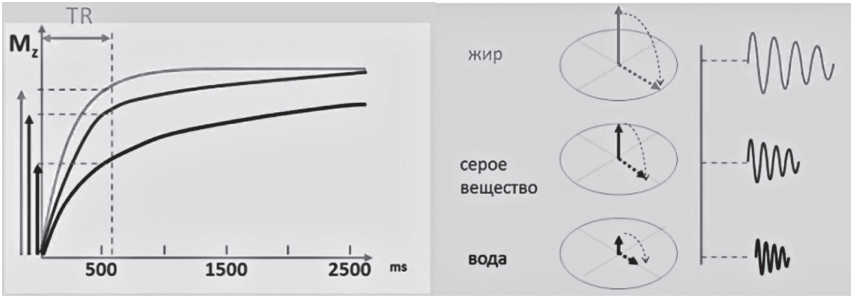

Рис. 20. *Различное время T1 релаксации для разных тканей.*

Эти два вида релаксации позволяют получить контрастное изображение исследуемого анатомического органа в различных проекциях.

Разработанная нами визуализация физических основ магнитно-резонансной томографии позволяет студентам медицинского университета на занятиях по физике вникнуть в суть сложных для понимания абстрактных процессов связанных с магнитными моментами ядер водорода, их ори-

ентацией в пространстве, суммарной намагниченностью. Раскрыт механизм фиксации сигналов различной интенсивности идущих от различных по структуре тканей для получения контрастных МР изображений. ■

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. *Черняев А. П., Волков Д. В., Лыкова Е. Н.* Физические методы визуализации в медицинской диагностике: Учеб. пособие — М.: ООП физического факультета МГУ, 2019. — 112 с.
2. *Анисимов Н. В., Батова С. С., Пирогов Ю. А.* Магнитно-резонансная томография: управление контрастом и междисциплинарные приложения / Под ред. проф. Ю.А. Пирогова, — М.: Физический факультет МГУ имени М. В. Ломоносова, 2013 — 244 с.
3. *Ельцов А. В.* О важности изучения свойств магнитных полей в курсе физики медицинского университета / Ельцов А. В., Попов Г. М. // Школа Будущего 2023. № 2. С. 140–147.
4. *Ельцов А. В., Ельцова Л. Ф.* О реализации некоторых дидактических принципов обучения в электронной информационно-образовательной среде вуза // Личность в меняющемся мире: здоровье, адаптация, развитие. 2021. Т. 9, № 3 (34). С. 249–257. Доступно по: http://humjournal.rzgmu.ru/art&id=492. Ссылка активна на 09.05.24. doi: 10.23888/humJ20213249-257
5. *Ельцов А. В.* Интегративная роль наглядности в процессе обучения физике в медицинском университете / Ельцов А. В., Авачева Т. Г. // Российский вестник перинатологии и педиатрии Т.68. № 4. С. 368–369.
6. *Ельцов А. В.* Интегративный подход как теоретическая основа осуществления школьного физического эксперимента Издательство РГУ имени С.А. Есенина, Рязань, 2007. — 248 с.