

## **Комп'ютерна томографія**

# **Фізичні основи магніторезонансної томографії**

## Особливості МРТ

### Магніторезонансна томографія (МРТ) дозволяє вивчити:

- місця розвитку патологічного осередку;
- локалізацію патологічного осередку в органі;
- форму патологічного осередку (округла, овальна, неправильна);
- розміри органа і патологічного осередку;
- внутрішню будову патологічного осередку (однорідний, неоднорідний);
- протонну щільність органів і патологічних осередків;
- рівень луна-сигналу структур на  $T_1$  та  $T_2$  та інших імпульсних послідовностях.

## Особливості МРТ

### Переваги МРТ:

- високий тканинний контраст порівняно з УЗД та КТ (РТ);
- можливість візуалізації циркулюючої рідини та васкулярної (судинний, такий, що стосується судин) патології;
- отримання МРТ-зображень у різних імпульсних послідовностях зміною часу релаксації та зміною інтенсивності сигналів від жирової тканини та васкулярних набряків;
- отримання зображень безпосередньо у будь-якій площині (аксіальній, коронарній, сагітальній).

### Недоліки МРТ:

- значна тривалість дослідження;
- недостатня візуалізація звапнень;
- широкий спектр артефактів;
- необхідність застосування седативних засобів при дослідженні дітей та пацієнтів з клаустрофобією.

## Особливості МРТ

### Показання до проведення МРТ:

- захворювання ЦНС: пухлин, інфарктів, гематом, судинних захворювань;
- захворювання серця та великих судин;
- захворювання шлунково-кишкового тракту
- захворювання кістково-м'язової системи, у т.ч. хребта;
- вроджена патологія органів і систем
- демієлінізуючі (захворювання нервової системи, що розвивається внаслідок ураження білої речовини головного і спинного мозку, руйнування мієлінової оболонки (дем'єлінізація)) та інші захворювання ЦНС, об'ємні утворення ЦНС, цереброваскулярний інсульт тощо;
- патологія органів середостіння, заочеревинного простору, органів травлення та виділення, скелета, органів малого таза, м'яких тканин тощо.

## Особливості МРТ

### Протипоказання до проведення МРТ:

- наявність в організмі штучного водія ритму;
- наявність в організмі протезів із феромагнетиків;
- наявність в організмі церебральних внутрішньошлуночкових шунтів;
- наявність в організмі об'єктів із феромагнетиків;
- можливі напади епілепсії, судом, втрати свідомості;
- перший триместр вагітності.

## Загальні положення

**Принцип магніторезонансної томографії:** фіксація моменту ядерного магнітного резонансу (ЯМР), а частота і рівень луна-сигналу ЯМР при цьому реєструється чутливим приймачем і служить основою для формування проєкційних даних.

В ядер, які складаються з протонів і нейтронів, і які мають непарну кількість протонів і нейтронів, є спін та магнітний момент. Це справедливо і для води (який процент води у людському тілі?).

Рух магнітного моменту спіна (протона)  $\vec{\mu}$  у постійному магнітному полі описується диференціальним рівнянням Лармора:

$$\frac{d\vec{\mu}(t)}{dt} = \gamma [\vec{\mu}(t), \vec{H}(t)] \quad (1)$$

$$\gamma = \frac{e}{2m} - \text{гіромагнітне відношення};$$

$e$  - заряд протона;

$m$  - маса протона;

$\vec{H}(t)$  - напруженість магнітного поля.

## Рівняння Лармора

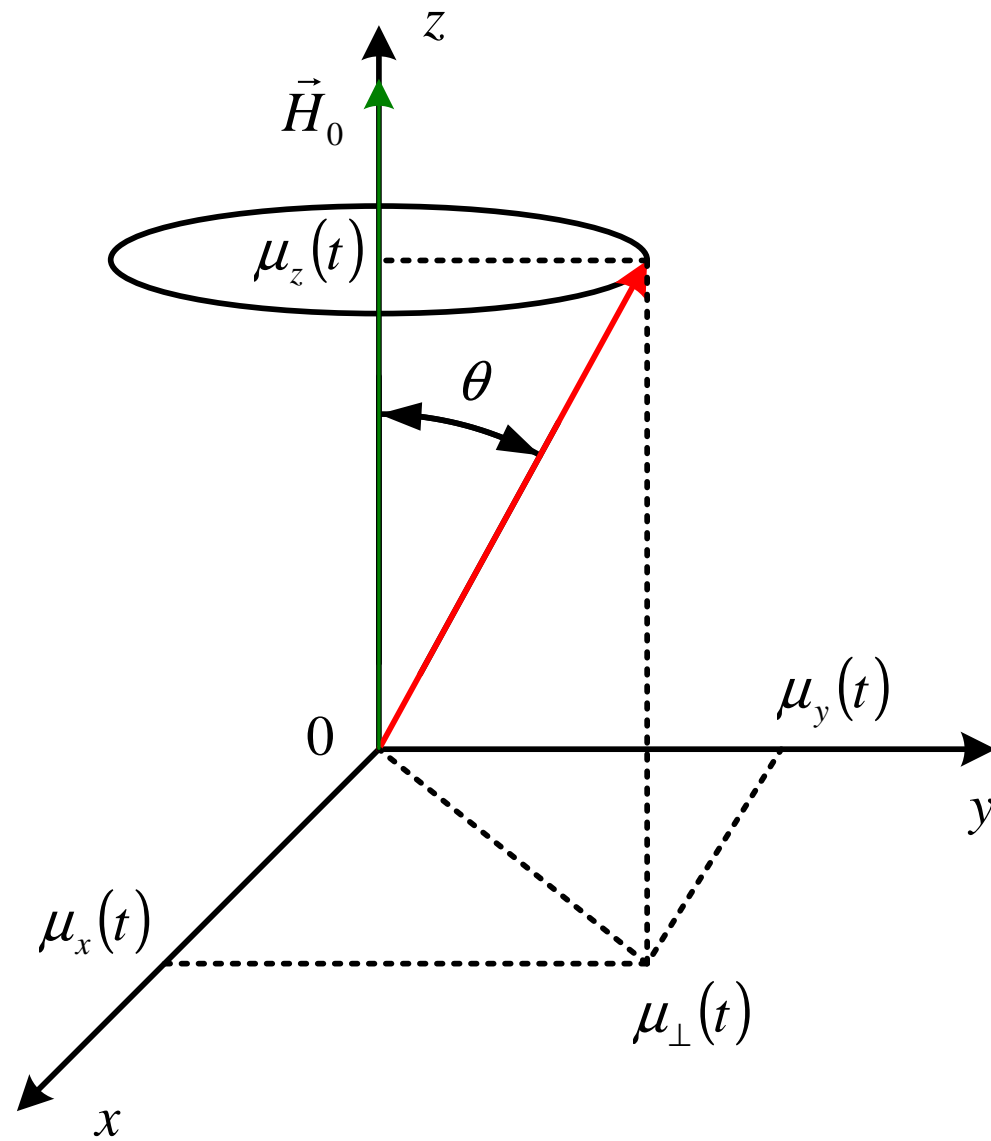
**Значення гіромагнітного відношення у кожного хімічного елемента своє, другого такого значення у будь-якого іншого хімічного елемента не буде! Магніторезонансний томограф орієнтується на протони водню.**

Нехай зовнішнє магнітне поле спрямовано уздовж осі  $z$ :  $\vec{H}_0 = H_0 \vec{z}_0$ , тоді з (1), якщо розписати його за проєкціями декартової СК:

$$\left. \begin{aligned} \frac{d\mu_z(t)}{dt} &= \gamma(\mu_x H_y - \mu_y H_x) = 0, \\ \frac{d\mu_x(t)}{dt} &= \gamma(\mu_y H_z - \mu_z H_y) = \gamma \mu_y H_0, \\ \frac{d\mu_y(t)}{dt} &= \gamma(\mu_z H_x - \mu_x H_z) = -\gamma \mu_x H_0. \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

З першого рівняння (2) випливає, що  $\mu_z(t) = \text{const} = \theta$ , - рисунок на наступному слайді.

# Рівняння Лармора



Прецесія магнітного спіна протону



## Рівняння Лармора

Продиференціювавши друге рівняння з (2), та підставивши у нього третє рівняння, отримаємо звичайне диференціальне рівняння другого порядку:

$$\frac{d^2 \mu_x}{dt^2} + (\gamma H_0)^2 \mu_x = 0, \quad (3)$$

Розв'язок якого

$$\mu_x(t) = A \cos(\gamma H_0 t + \varphi), \quad (4)$$

$A$ ,  $\varphi$  – деякі константи.

Аналогічно

$$\mu_y(t) = -A \sin(\gamma H_0 t + \varphi). \quad (5)$$

## Рівняння Лармора

Об'єднаємо обидві проекції (4) та (5) в одну проекцію на площину xOy:

$$\mu_{\perp}(t) = \sqrt{\mu_x^2(t) + \mu_y^2(t)} = A = \text{const} \Rightarrow \mu_z(t) = \text{const}, \quad (6)$$

тобто кінець вектора  $\vec{\mu}$  обертається у площині xOy з кутовою швидкістю

$$\omega_0 = \gamma H_0 \quad (7)$$

Її назва – **кутова швидкість ларморової прецесії (ларморова частота)**.

Прецесія магнітних моментів протонів (а також електронів і атомних ядер) у магнітному полі – основний процес, характерний для ядерного магнітного резонансу.

Отримані результати помітні на макрорівні. Причому, якщо скласти геометрично всі вектори  $\vec{\mu}_i$ , то отримаємо вектор намагніченості:

$$\vec{M} = \sum_i \vec{\mu}_i. \quad (8)$$

## Рівняння Лармора

На макрорівні вважають, що в силу симетрії вектор намагніченості має дорівнювати нулю. Проте на мікрорівні це не так – відношення кількості протонів, які прецесують за полем трішки більша за кількість протонів, які прецесують проти поля:

$$N_{\text{відн.}} = \frac{\text{кількість протонів, які прецесують за полем}}{\text{кількість протонів, які прецесують проти поля}} = \exp\left(\frac{\Delta E}{kT}\right), \quad (9)$$

$\Delta E = \hbar H_0$ ,  $\hbar = h/2\pi$ ,  $k$  - стала Планка,  $T$  - абсолютна температура.

**Приклад.** При  $T = 25^{\circ} \text{C} = 298^{\circ} \text{K}$ ,  $H_0 = 1 \text{Tл}$ :

$$N_{\text{відн.}} \cong 1 + 3 \cdot 10^{-6} = 1,000003.$$

Тобто різниця хоч і невелика, але не дорівнює нулю.

## Рівняння Лармора

Повертаючись до виразу (7), бачимо, що в результаті вектор намагніченості буде спрямовано уздовж постійного магнітного поля  $\vec{H}_0$ :

$$\vec{M} = \chi_M \mu_0 \vec{H}_0,$$

$\chi_M$  – магнітна сприйнятливість;

$\mu_0$  – магнітна стала.

Проте рівень цієї намагніченості занадто малий, щоб її виявити.

Вся **суть МРТ** полягає, по суті, на відмінності  $\chi_M$  від нуля, чи, іншими словами, на несиметрії орієнтації протонів за полем та проти нього, хоча і цей ефект дуже малий.

Для того, щоб досягнути більшого ефекту, до постійного магнітного поля додають змінне магнітне поле. З цією метою це поле має бути спрямовано перпендикулярно до напрямку постійного магнітного поля. Якщо зробити прив'язку до рисунка на слайді №4, на якому постійне магнітне поле спрямовано уздовж осі  $z$ , тоді змінне магнітне поле потрібно записати, наприклад, так:

$$\vec{H}_\sim = \vec{x}_0 H_x(t) = \vec{x}_0 H_\sim \cos \omega t.$$

## Рівняння Лармора

Тоді постійному магнітному полю відповідатиме **частота прецесії**

$$\omega_0 = \gamma H_0,$$

а змінному магнітному полю – **частота нутації**

$$\omega_{\sim} = \gamma H_{\sim}.$$

(10)

Введемо у розгляд різницю цих частот:

$$\Delta\omega = \omega_0 - \omega_{\sim}.$$

(11)

**Коли**  $\Delta\omega = 0$ , тобто частота обертання магнітного спіна співпадає з частотою впливу на нього змінного магнітного поля, **має місце резонанс.**

На макрорівні говорять про те, що при цьому кут прецесії збільшуватиметься у ті моменти часу, коли напрями векторів  $\vec{H}_{\sim}$  та  $\vec{\mu}$  співпадатимуть.

## Рівняння Лармора

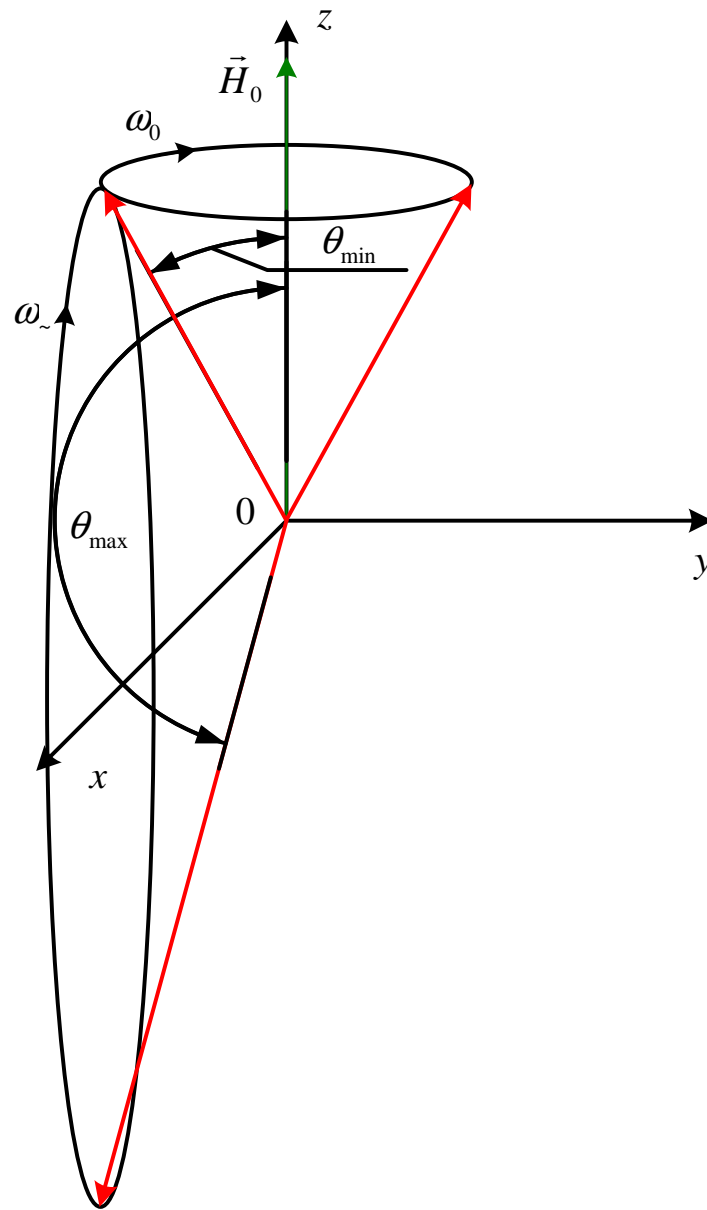
Тобто магнітний момент здійснюватиме одночасно дві прецесії:

- 1) Навколо напрямку постійного магнітного поля (вісь  $z$  на рисунку)  $\vec{H}_0$ , з частотою прецесії  $\omega_0 = \gamma H_0$ ,
- 2) Навколо напрямку змінного магнітного поля  $\vec{H}_\sim$  (вісь  $x$  на рисунку) з частотою нутації  $\omega_\sim = \gamma H_\sim \ll \omega_0$ , тобто у лабораторній системі координат (нерухомій) кінець вектора  $\vec{\mu}$  буде описувати спіраль на поверхні сфери.

При  $\Delta\omega = 0$  кут нутації буде змінюватись від мінімального  $\theta_{\min}$  до максимального  $\theta_{\max}$ , а вектор  $\vec{\mu}$  буде переходити з верхнього конуса прецесії на нижній конус нутації (рисунок на наступному слайді).

На **мікрорівні ж цей перехід буде стрибкоподібним** і при  $\Delta\omega = 0$  **буде ядерний магнітний резонанс**, тобто вибіркове поглинання електромагнітної енергії речовиною. **У результаті ця речовина буде випромінювати електромагнітну енергію у вигляді луна-сигналу, з рівня якого можна зробити висновок про густину речовини.**

# Рівняння Лармора



Конуси прецесії та нутації

## Рівняння Блоха

Але рівняння Лармора є у певному сенсі ідеальним, оскільки не враховує процеси релаксації на атомарному рівні. Врахування це здійснено у рівнянні Блоха:

$$\frac{d\vec{M}(t)}{dt} = \gamma[\vec{M}(t), \vec{B}_z] \cdot \left[ \frac{M_z(t) - M_z}{T_1} \vec{z}_0 - \frac{M_x(t)\vec{x}_0 + M_y(t)\vec{y}_0}{T_2^*} \right]. \quad (12)$$

Прецесія вектора намагніченості навколо напрямку постійного магнітного поля.

Врахування процесів релаксації (послаблення, зменшення, переходу у нове положення), а саме спін-решітчастої та спін-спінової релаксацій.



## Рівняння Блоха

**Спін-решітчаста (поздовжня) релаксація** (характеризують часом  $T_1$ ) обумовлена енергетичними обмінами між спінами (протонами) та середовищем, у якому вони перебувають.

**Спін-спінова (поперечна) релаксація** (характеризують часом  $T_2$ ) обумовлена взаємодією між спінами.

Ці взаємодії створюють локальні поля, тобто неоднорідності магнітного поля, що спричиняє різні колові швидкості, тобто розфазування спінів та втрати резонансу у площині xOy.

**Крім цього, також має місце технічна неоднорідність зовнішнього магнітного поля  $\Delta B$ , яка посилює розфазування.** Тому у розгляд вводиться новий час поперечної релаксації  $T_2^*$ :

$$\frac{1}{T_2^*} = \frac{1}{T_2} + \gamma \frac{\Delta B}{2} \Rightarrow T_2^* \leq T_2.$$

Це означає, що релаксація (розфазування, втрата резонансу) у площині xOy відбувається швидше при  $\Delta B \neq 0$ , ніж при  $\Delta B = 0$ .

## Рівняння Блоха

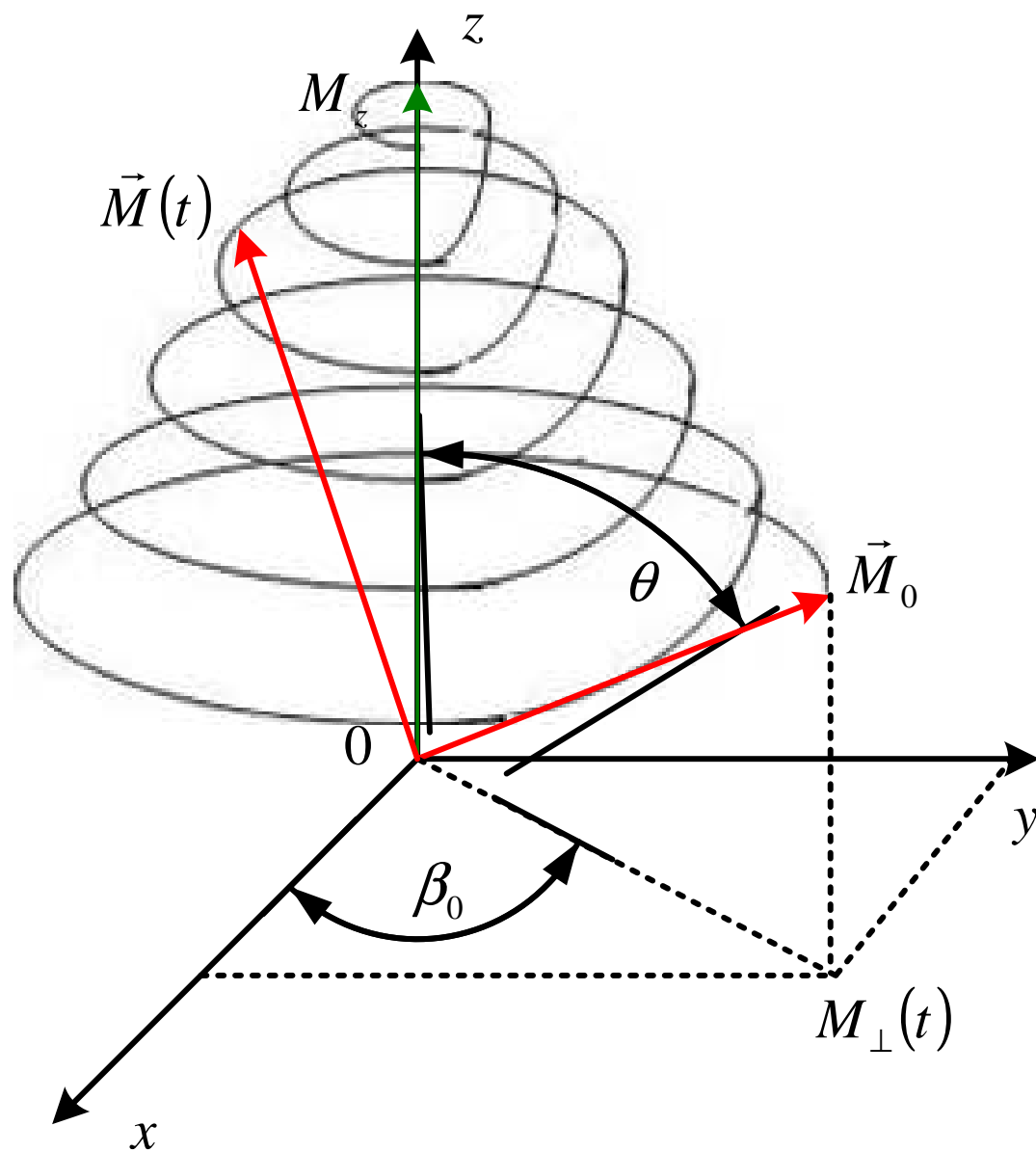
Розв'язок рівняння Блоха у лабораторній (нерухомій) системі координат має вигляд:

$$\begin{aligned}M_z(t) &= M_z + (M_0 \cos \theta - M_z) \exp(-t/T_1), \\M_x(t) &= M_0 \sin \theta \cdot \cos \beta(t) \cdot \exp(-t/T_2^*), \\M_y(t) &= M_0 \sin \theta \cdot \sin \beta(t) \cdot \exp(-t/T_2^*),\end{aligned}\tag{13}$$

$$\beta(t) = \beta_0 + \omega t = \beta_0 + \gamma M_z t, \text{ або :}$$

$$\begin{aligned}M_z(t) &= M_z + (M_0 \cos \theta - M_z) \exp(-t/T_1), \\M_{\perp}(t) &= \sqrt{M_x^2(t) + M_y^2(t)} = M_0 \sin \theta \cdot \exp(-t/T_2^*).\end{aligned}\tag{14}$$

# Рівняння Блоха



Графічна ілюстрація розв'язку рівняння Блоха

## Рівняння Блоха

З (14) випливає, що вектор намагніченості  $\vec{M}$  рухається по спіралі від  $\vec{M}_0|_{t=0}$  до  $\vec{M}_z (t \rightarrow \infty)$ , причому проекція  $\vec{M}_\perp(t)$  здійснює колове обертання у площині xOy з коловою швидкістю  $\omega = \gamma M_z$ .

**Чому береться до уваги прецесія саме протонів водню?**

Відповідь у таблицях 1, 2.

Таблиця 1

Тканина	Процентний вміст води
Сіра речовина мозку	83
Нирки	81
Серце	80
М'язи, легені	78
Печінка	71
Шкіра	68
Кістка	12

## Про гіромагнітне відношення

Таблиця 2

Ядро	$\gamma$ , МГц/Тл	$\gamma/2\pi$
Водень $H^2$	267,8	42,58
Вуглець $C^{13}$	67,1	10,7
Фосфор $P^{31}$	108,1	17,2

## Про час спін-решітчастої релаксації

Таблиця 3

Орган	$T_1, c$	
	Здорова тканина	Рак
Легені	0,73	1,10
Кишківник	0,68	1,15
Шлунок	0,75	1,20
Печінка	0,59	0,80
Селезінка	0,70	1,1

$$T_2^* \approx T_2 \sim 1c.$$

## “Робота” над рівнем луна-сигналу

Таким чином, ансамбль протонів випромінює (електромагнітний радіочастотний) луна-сигнал лише при наявності поперечної компоненти намагніченості  $\vec{M}_\perp(t)$ . При  $\vec{M}_\perp(t) \Big|_{t \uparrow} \rightarrow 0$  і це спадання обумовлене розфазуванням протонів і неоднорідністю поля. При  $t \rightarrow \infty$  наступає рівновага, коли  $\vec{M} \parallel \vec{M}_z \Rightarrow M_\perp = 0$ , тобто луна-сигнал відсутній.

**Щоб отримати луна-сигнал, потрібно відхилити вектор намагніченості від напрямку вектора  $M_z$ . Це основа МРТ-вимірювань!**

Реалізують це за допомогою **імпульсного методу**: створюють короткий радіочастотний імпульс у напрямку, не паралельному до постійного магнітного поля  $B_z$ , краще за все під кутом 90 градусів до

Називають його  $\pi/2$ –імпульс Карра-Парсела резонансної частоти  $\omega = \gamma B_z$

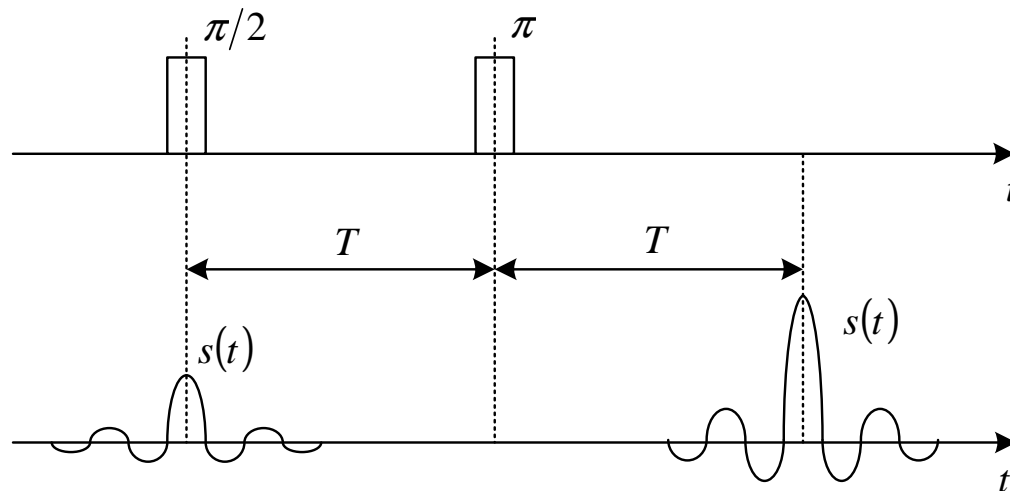
без відключення  $B_z$ . Тоді вектор  $\vec{M}$  буде здійснювати спіралеподібне відхилення від осі  $z$  з появою поперечної компоненти  $\vec{M}_\perp(t)$ . У цьому випадку від ансамблю протонів буде випромінюватись луна-сигнал, він же сигнал спадання вільної індукції, але цей сигнал ще слабкий та затухаючий через розфазування протонів, хоча і більший за рівнем для випадку відсутності імпульса Карра-Парсела.

## “Робота” над рівнем луна-сигналу

Зрозуміліше, можливо, **чому саме кут у 90 градусів:** пригадайте, під яким кутом до підвісу сидіння гойдалки найкраще прикладати імпулься поштовху, щоб відхилити підвіс гойдалки на максимальний кут. 😊

### Метод луни Ганна

Для отримання рівня луна-сигналу, який вже можна зареєструвати, створюють ще один імпуль, який спрямовано протилежно до  $B_z$  ( $\pi$  - імпульс Карра-Парсела). Він повертає спіни у фазу, і веде до того, що через час  $T$  з'явиться сильний (який і реєструватимуть) луна-сигнал – рисунок.





## “Робота” над рівнем луна-сигналу

Зрозуміліше, можливо, **чому саме кут у 180 градусів:** бігуни на доріжці стартують в один момент часу, але біжать з різними швидкостями, проте мають прибїгти на фінішну лінію одночасно. Як це зробити? За додатковим звуковим сигналом вони всі змінюють напрям свого руху на 180 градусів, після чого продовжують бігти кожен зі своєю швидкістю. На стартову лінію, яка тепер стала фінішною лінією, вони прибїжать одночасно. 😊

### Діагностичні можливості луна-сигналу:

- рівень луна-сигналу  $s(t)$  несе інформацію про протонну щільність речовини;
- частота ларморової прецесії несе інформацію про тип речовини;
- час поздовжньої релаксації  $T_1$  несе інформацію про фазовий стан речовини.