

**ВИКОРИСТАННЯ МАГНІТНОГО ПОЛЯ  
В МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ**  
Косуліна Н. Г., д.т.н., проф. e-mail: [kosnatgen@ukr.net](mailto:kosnatgen@ukr.net)  
Гарбуз А. І., магістр, e-mail: [anna7.22ppk@gmail.com](mailto:anna7.22ppk@gmail.com)  
Даньшов М. С., магістр, e-mail: [urpleportvine@gmail.com](mailto:urpleportvine@gmail.com)  
Державний біотехнологічний університет

**Актуальність.** Основними елементами конструкції магнітно-резонансної томографії (МРТ) апаратів є: постійний магніт; градієнтно-коригуючий модуль (ГКМ); радіочастотні (РЧ) котушки; попередній підсилювач; джерело живлення; радіочастотний передавач; блок фільтрації.

Під час роботи томографа генерується магнітне поле, яке безпосередньо впливає на тканини людського організму. Залежно від потужності обладнання створює навколо пацієнта магнітне поле. Існує три види магнітів для МРТ: резистивні, постійні та надпровідні. Томографи з полем до 0,3 Тл найчастіше мають резистивні чи постійні магніти, вище 3,0 Тл – надпровідні. Оптимальна напруженість магнітного поля є предметом дискусій серед фахівців. Необхідність сильних магнітних полів у томографії стали ставити під сумнів.

Технічний розвиток призвів до того, що якість зображення томографа зі слабкими та середніми полями стала не гірше, а іноді й краще, ніж у сильних полях. Додаткові дослідження показали, що найбільш важливий для медичної томографії є факторконтрастності тканин в середніх магнітних полях, злегка спадаючи потім зі збільшенням магнітного поля [1, 2].

**Мета роботи** є дослідження магнітного поля в формуванні візуалізації біологічних тканин.

**Основний матеріал дослідження.** Томографічна установка налаштована на взаємодію з ядрами водню, що входять до складу формули води, яка присутня у тканинах нашого організму. Ядра в атомах води власними силами є маленькими магнітиками. Вони мають спин і власний обертальний момент:

Власний момент імпульсу  $p$ :

$$p = \sqrt{I(I+1)} \frac{\hbar}{2\pi},$$

де  $I$  – спин;  $\hbar$  – постійна Планка.

Магнітний момент:

$$\mu = \gamma p,$$

де  $\gamma$  – гіромагнітне відношення.

У ході томографії ядра в атомах води змушені взаємодіяти із магнітним полем томографа. При накладенні зовнішнього магнітного поля більшість ядер водню займають становище з мінімальною енергією, тобто повертаються вздовж поля. Якщо на ядра впливати електромагнітним імпульсом певної чистоти, то імпульс поглинається і ядра повертаються на 180 градусів, при цьому переходячи в стан з більшою енергією:

$$E = -\frac{mh}{2\pi} \gamma B_0,$$

де  $m_i$  – проекція вектору  $\mu$  на лінії напруженості магнітного поля.

$$\text{Для } m_1 = +1/2: E_1 = -\frac{h}{4\pi} \gamma B_0, \text{ для } m_1 = -1/2: E_1 = \frac{h}{4\pi} \gamma B_0. \Delta E = E_2 - E_1 = \frac{h}{2\pi} \gamma B_0.$$

Але через деякий час вони повертаються у свій вихідний стан, а ось надлишок енергії випромінюється у вигляді електромагнітної хвилі. Ці хвилі ловить МРТ апарат, як звичайне радіо ловить радіосигнали. У тканинах біологічного об'єкту вміст води, а отже, і ядер водню, різний. За інтенсивністю відгуку можна зрозуміти, як багато ядер водню у зразку. Відповідно, саме це дає можливість на зображенні диференціювати різні органи. Деякі тканини, де мало води, будуть світлішими (наприклад, кістки), деякі будуть темнішими (наприклад, м'язи). В них атомів водню більше. Ці чорно-білі контрасти формують об'ємну анатомічну картину досліджуваної частини тіла.

Резонансна частота поглинання залежить від напруги поля. Але якщо воно скрізь буде однаковим, то поглинання та випромінювання буде виходити звідусіль. Тоді томографічний апарат не зрозуміє, звідки йде сигнал, і пазлу МРТ-зображення не скластися в єдину картинку. Тому в конструкції томографа крім основного магніту використовують градієнтні поля. Їхнє завдання – додавати або віднімати власні поля з поля основного магніту, тим самим роблячи його неоднорідним. Завдяки цьому резонансне поглинання енергії відбувається не скрізь, а лише на обстежуваній ділянці. Змінюючи градієнтні поля оператор МРТ може змінювати місце сканування. Тобто усередині основного магніту розташовані градієнтні котушки. Градієнтні котушки дозволяють створювати додаткові магнітні поля, що накладаються на основне магнітне поле  $B_0$ :

$$\bar{B}_0 = \mu_0(\bar{H} + \bar{J}) = \mu_0\mu_r\bar{H} = \mu_a\bar{H}$$

де  $\mu_0$  – магнітна постійна, а  $\mu_a$  і  $\mu_r$  – абсолютна і відносна магнітні проникності;  
 $\text{div}\bar{B} = 0$  – принципу безперервності магнітного потоку.

Маємо 3 набори котушок. Кожен набір може створювати магнітне поле у певному напрямку:  $Z$ ,  $X$  або  $Y$ . Наприклад, коли струм надходить у  $Z$  градієнт, у  $Z$  напрямку (вздовж довгої осі тіла) створюється однорідна лінійна зміна поля. У центрі магніту поле має напруженість  $B_0$ , а резонансна частота дорівнює  $f$ , але на відстані  $Z$  поле змінюється на величину  $B$ , а відповідно змінюється і резонансна частота. За рахунок додавання до загального однорідного магнітного поля градієнтного магнітного збурення забезпечується локалізація ядерного магнітного сигналу. Дія градієнта, що забезпечує вибір зрізу, забезпечує селективне збудження протонів саме у потрібній області. Від потужності та швидкості дії котушок залежить швидкодія, відношення сигнал/шум, роздільної здатності томографа. Резонансні частоти котушки створюють поле  $B_1$ , яке повертає сумарну намагніченість в імпульсній послідовності. Вони також реєструють поперечну намагніченість, в той час, як вона процесує (вісь обертання змінює свій напрямок) в площині  $XY$ . РЧ котушки бувають трьох основних категорій: РЧ що передають і приймають, тільки приймають, тільки передають. РЧ котушки служать випромінювачами полів  $B_1$  і приймачами РЧ енергії від об'єкта, що досліджується. Коли пацієнт перебуває у однорідному магнітному полі  $B_0$ , всі протони від голови до пальців ніг вирівнюються вздовж  $B_0$ . Всі вони обертаються з частотою Ларморової:

$$f = \frac{\gamma}{2\pi}|B| \quad \text{або} \quad \omega = \gamma|B|,$$

де  $\gamma$  – гіромагнітне відношення,  $B$  – зовнішнє електромагнітне поле.

Гіромагнітне відношення – це головна різниця між усіма типами моментів імпульсів, які були розглянуті вище, але наступна формула дозволяє об'єднати всі типи:

$$\gamma = \frac{g\mu_B}{\hbar},$$

де  $g$  – фактор Ланде,  $\mu_B$  – магнетон Бора,  $\hbar$  – постійна Планка. Для електрона гіромагнітне відношення дорівнює 2,8 МГц

Ларморова частота протона в магнітному полі силою в 1 Тесла становить 42 МГц, тобто Ларморова частота знаходиться в діапазоні радіохвиль.

Якщо згенерувати радіочастотний імпульс збудження для переведення вектору намагніченості в площину  $X$ - $Y$ , всі протони реагують і виникає сигнал у відповідь, але локалізації джерела сигналу немає.

При включеному  $Z$ -градієнті в цьому напрямку генерується додаткове магнітне поле  $GZ$ , що накладається на  $B_0$ . Більше сильне поле означає вищу Ларморову частоту. Вздовж всього нахилу градієнта поле  $B$  різне і, отже, протони обертаються з різними частотами. Тепер, якщо згенерувати РЧ імпульс з частотою  $f + \Delta f$ , прореагують тільки протони в тонкому зрізі, тому що вони – єдині, що обертаються з цією ж частотою. Відповідь буде тільки від протонів з цього зрізу. Таким чином, локалізується джерело сигналу по осі  $Z$ . Протони в цьому зрізі обертаються з однією частотою і мають однакову фазу. У зрізі знаходиться безліч протонів, і невідома локалізація джерел по осях  $X$  і  $Y$ . Тому для точного визначення безпосереднього джерела сигналу потрібно подальше кодування.

Для подальшого кодування протонів на дуже короткий час включається градієнт  $GY$ . Протягом цього часу в напрямку осі  $Y$  створюється додаткове магнітне поле градієнта. У цьому випадку протони матимуть трохи різні швидкості обертання. Вони більше не обертаються у фазі. Різниця фаз накопичуватиметься. Коли градієнт  $GY$  вимкнений, протони в зрізі будуть обертатися з однаковою частотою, але мати різну фазу. Це називається кодуванням фази. Для кодування лівого правого напрямку включається третій градієнт  $GX$ . Протони з лівого боку обертаються з нижчою частотою, ніж із правої. Вони накопичують додатковий зсув фази через відмінності в частотах, але вже набула різниця фаз, отримана при кодуванні фази градієнта на попередньому кроці, зберігається. Таким чином, для локалізації джерела сигналів, які приймаються котушкою, використовуються градієнти магнітного поля.

1.  $GZ$  градієнт вибирає аксіальний зріз. 2.  $GY$  градієнт створює рядки з різними фазами. 3.  $GX$  градієнт формує стовпці з різними частотами.

Один крок кодування фази виконується лише для одного рядка. Для сканування цілого зрізу, повний процес кодування зрізу, фази та частоти має бути повторений крок кодування кілька разів. Таким чином, створені маленькі обсяги (воксели). Кожен воксел має унікальну комбінацію частоти та фази. Кількість протонів у кожному вокселі визначає амплітуду РЧ хвилі. Отриманий сигнал, що надходить із різних областей тіла, містить складне поєднання частот, фаз та амплітуд.

**Висновок.** У майбутньому більшість МРТ працюватимуть у слабких та середніх полях. Нове покоління користувачів МРТ, невеликі клініки та лікарні, будуть віддавати перевагу більш дешевим МРТ, які забезпечують можливість проведення переважної більшості діагностичних обстежень, що найчастіше зустрічаються. Великі лікарні, клініки збережуть інтерес до сильних магнітних полів, але й вони купуватимуть томографи зі слабкими та середніми полями як другі та треті установки для масових обстежень (і розвантаження від них великого томографа).

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Аппараты медицинской визуализации (мировой рынок).  
<https://zdrav.expert/index.php/>
2. Основи біомедичного електронного апаратобудування.  
[https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/firen/3zlepko\\_osnovy\\_biomedychnogo\\_radioelektronного\\_aparatobuduvannya/11.html](https://web.posibnyky.vntu.edu.ua/firen/3zlepko_osnovy_biomedychnogo_radioelektronного_aparatobuduvannya/11.html)