

ВІЗУАЛІЗАЦІЯ ПРОСТОРОВИХ РОЗПОДІЛІВ ГУСТИНИ ПРОТОНІВ ВОДИ ТА ЖИРОВОЇ ТКАНИНИ В ЯМР-ТОМОГРАФІЇ

М. В. Кононов, А. В. Нетреба

*Київський національний університет імені Тараса Шевченка,
радіофізичний факультет,
вул. Володимирська, 64, 01033, Київ, Україна*

(Отримано 11 березня 2004 р.; в остаточному вигляді — 20 квітня 2007 р.)

Розглянуто реконструкцію густини протонів води та ліпідів жирових тканин методом ЯМР-томографії з урахуванням величини екранування ядра водню електронною оболонкою від зовнішнього магнетного поля. На основі запропонованих імпульсних послідовностей наведено методику розрізнення просторових розподілів намагненості, сформованої прецесійними процесами протонів різного типу. Проведено кількісні оцінки параметрів градієнтів магнетного поля відповідно до фактичних можливостей медичних томографічних систем.

Ключові слова: магнетнорезонансна томографія, спінові характеристики, імпульсна послідовність.

PACS number(s): 87.61.–с

ВСТУП

Більшість методів магнетнорезонансної томографії (МРТ) дають змогу відновлювати просторові характеристики розподілів протонів, що входять до складу води. Ідентифікація біологічних тканин базується на використанні відомих значень умісту води в них. При дослідженні тканин головного мозку методами МРТ сигнал спаду вільної індукції головно генерується збудженими протонами води, оскільки внесок протонів, що входять до складу інших хемічних сполук, на декілька порядків менший. Саме це виправдовує застосування методів візуалізації розподілів густини протонів води при дослідженні головного мозку та накладає обмеження на використання цих методів в інших випадках.

Методи ЯМР-томографії базуються на дослідженні поведінки магнетного моменту ядер у зовнішньому магнетному полі. Основою для відновлення просторових характеристик є аналіз перевипромінювання електромагнетних хвиль ядрами водню, яке спричинене отриманням ними енергії від радіохвиль сигналу збудження. Умовою одержання цієї енергії є накладання на об'єкт потужного електромагнетного поля та збудження радіочастотними імпульсами ядерних магнетних моментів на частоті їхньої прецесії навколо напрямку силових ліній магнетного поля.

Формування протонами сигналу спінового відлуння при дослідженні біологічних об'єктів методами ЯМР залежить від взаємного впливу складних органічних макромолекул та біологічних комплексів, особливостей внутрішніх процесів тощо [1]. Ядра атомів оточені електронною оболонкою, яка частково екранує їх від зовнішнього магнетного поля. Екранування, яке залежить від хемічного оточення ядра, приводить до зміщення резонансної частоти [2]. Явище зміщення частоти називають хемічним зсувом. Аналіз величини хемічного зсуву для протонів можна використати, як

показано в [3], для вивчення властивостей біологічно-активних молекул. У багатьох біологічних тканинах протони входять до складу ліпідів, які містить жирова тканина. Частота прецесії протонів різного хемічного оточення залежить від величини хемічного зсуву. При використанні магнетного поля на рівні 2 Тл, що є типовим для багатьох магнетнорезонансних томографів, різниця резонансних частот для протонів води та ліпідів становить 300 Гц [4]. Розділення сигналів від протонів води та жирів дає змогу побудувати, наприклад, зображення лімфатичних вузлів та прилеглої жирової тканини при діагностиці молочної залози. Традиційні методи МРТ, які не враховують величини хемічного зсуву, не ефективні при діагностиці тканин із великим умістом жирів.

АНАЛІЗ СУМАРНОГО РОЗПОДІЛУ ГУСТИНИ ПРОТОНІВ РІЗНОГО ТИПУ

Одним із відомих методів розділення розподілів протонів жирів та води є метод CHESS (chemical shift selective). Для отримання просторового розподілу густини протонів певного типу він потребує трьох імпульсів радіочастотного збудження та шести градієнтних імпульсів [5]. В іншому методі CSI (chemical shift imaging), що запропонував Діксон [6], проведено два вимірювання з різними фазами зсунутих на 180° радіочастотних (РЧ) імпульсів стосовно градієнтів та послідовности спінового відлуння [5]. У цьому методі магнетні моменти, що відповідають протонам води та жирів, після дії на спінову систему 90° -го РЧ імпульсу обертаються у площині XY з різними кутовими частотами. При цьому різниця фаз лінійно зростає з часом. При використанні імпульсної послідовности спінового відлуння після 180° -го імпульсу і до моменту запису сигналу ця різниця фаз дорівнюватиме нулеві та намагненості, які відповідають протонам води та

жирової тканини і знову перебувають у фазі та разом формують сигнал спінового відлуння.

Розгляньмо особливості спінових прецесійних і релаксаційних процесів у трьох елементах об'єму об'єкта, показаного на рис. 1 при проведенні ЯМР — дослідження з використанням послідовності, зображеної на рис. 2, для якої час між 90° та 180° імпульсами дорівнює 15 мс, а вся послідовність повторюється через 2.5 с. Така послідовність дає змогу отримати сигнал спаду вільної індукції, спричинений збудженням протонів води в шарі 1 та жиру в шарі 2. Як було зазначено, при напруженості постійного магнетного поля B_0 на рівні 2 Тл, в яке поміщається об'єкт, резонансні частоти для протонів жиру та води відрізняються на 300 Гц. Ядерний магнетний резонанс на деякій частоті для протонів жиру зсувається за магнетним полем на величину 10^{-6} Тл порівняно з протонами води. Це зумовлено тим, що протон у складі молекули ліпиду зазнає більшого екранування електронною оболонкою, ніж протон у молекулі води. Для розглянутих протонів характерний час спін-ґраткової релаксації на рівні сотень мс, а час спін-спінової релаксації — на рівні десятків мс.

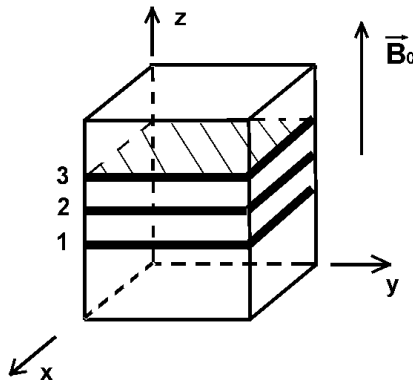


Рис. 1. Три просторові шари збудження спінових систем.

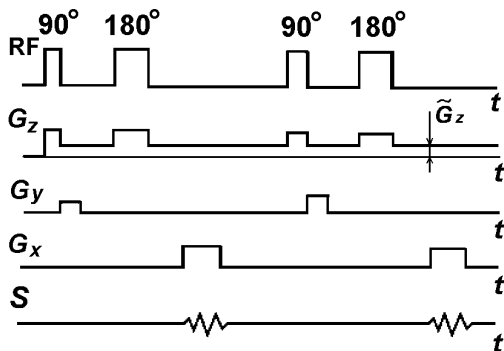


Рис. 2. Імпульсна послідовність для визначення спінової густини протонів різного типу в паралельних шарах.

Градентні системи сучасних томографів характеризуються градієнтом зміни магнетного поля на рівні

10^{-3} Тл/м. При першому увімкненні 90° радіочастотного імпульсу (позначення на графіках — RF) та відповідному накладанні градієнта G_z зміни магнетного поля вздовж осі Z на деякій частоті збуджуються протони води в шарі 1 та жиру в шарі 2. Фазове просторове кодування здійснюється накладанням градієнтів G_y та $G_z = \tilde{G}_z$, для якого $\tilde{G}_z \Delta z \approx 10^{-6}$ Тл, де Δz — різниця координат шару 1 та 2. Подальша зміна напрямків прецесії магнетних моментів у шарах 1 та 2 забезпечується ввімкненням 180° імпульсів радіочастотного збудження та градієнта вибору шарів G_z , після яких градієнт G_z знову повертається до рівня $G_z = \tilde{G}_z$. Після цього під час запису сигналу спінового відлуння проводиться частотне кодування за допомогою градієнта G_x . Одночасне ввімкнення градієнта $G_z = \tilde{G}_z$ разом із G_x чи G_y компенсує відмінності у величинах екранування магнетного поля для протонів води та жиру. За цих умов просторове кодування частоти та фази у площинах 1 та 2 здійснюється синхронно. Тому сигнал спаду вільної індукції реєструватиметься прийнятною системою одразу від збудження спінів двох типів у різних площинах. Цей сигнал має вигляд [7]:

$$S(t_1, t_2) = C \sum_{m,n} \rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) e^{i2\pi\gamma(G_x x_m t_1 + G_y y_n t_2)}, \quad (1)$$

де $\rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) = \rho_1^V(x_m, y_n) + \rho_2^L(x_m, y_n)$, $\rho_1^V(x_m, y_n)$ та $\rho_2^L(x_m, y_n)$ — спінова густина протонів води в шарі 1 та, відповідно, протонів жиру в шарі 2 у точці з координатами (x_m, y_n) , γ — гіромагнетне співвідношення, C — константа.

Застосувавши обернене перетворення Фур'є до виразу (1), знаходимо розподіл суми спінових густин протонів двох типів у двох шарах:

$$\rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) = \sum_{t_1, t_2} S(t_1, t_2) e^{-i2\pi\gamma(G_x x_m t_1 + G_y y_n t_2)}. \quad (2)$$

Для визначення величини $\rho_{12}^{LV}(x_m, y_n)$ в імпульсній послідовності необхідно змінити градієнт вибору шару G_z на протилежну, що забезпечить збудження протонів жиру у площині 1 та протонів води у площині 2. Якщо один із розподілів, наприклад $\rho_1^V(x_m, y_n)$, відомий або знайдений із використанням будь-якого іншого методу, то з урахуванням виразу (2) інший розподіл дорівнює:

$$\rho_2^L(x_m, y_n) = \rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) - \rho_1^V(x_m, y_n).$$

ЗБУДЖЕННЯ ОДНОТИПНИХ ПРОТОНІВ У ДВОХ ШАРАХ

Визначити просторовий розподіл спінової густини протонів одного з двох типів можна, збуджуючи спінові системи так, щоб сигнал спаду вільної індукції формувався часовою зміною намагнетченості, пов'язаною з поведінкою спінів тільки протонів одного типу.

Нехай при ввімкненому градієнті вибору шару G_z та постійній компоненті магнетного поля B_0 вмикається імпульс радіочастотного збудження тривалістю 5 мс. Смуга частот такого імпульсу має ширину $\Delta f = 200$ Гц. Внаслідок дії такого збудження та за умов накладання градієнта магнетного поля в шарах 1 та 2 (рис. 1) збуджуються спінові моменти протонів води та, відповідно, жиру. Товщина кожного з шарів визначається частотною шириною збуджуючого імпульсу та величиною градієнта магнетного поля. При вказаній тривалості та частотній ширині імпульсу ділянки збудження протонів двох типів, які схематично показані на рис. 3, не будуть просторово пере-криватися.

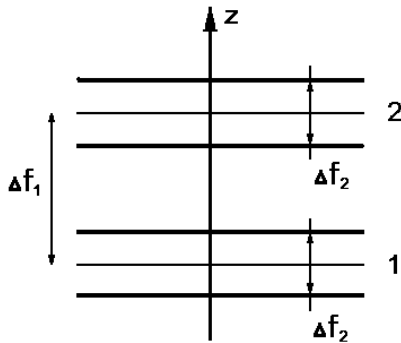


Рис. 3. Ділянки збудження спінів двох типів ($\Delta f_1 = 300$ Гц, $\Delta f_2 = 200$ Гц).

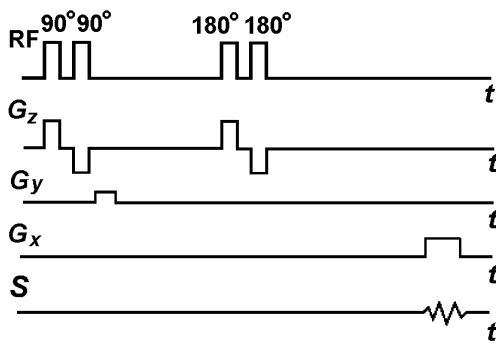


Рис. 4. Імпульсна послідовність для визначення спінової густини протонів одного типу в паралельних шарах.

Для побудови томограм перерізів досліджуваного об'єкта за розподілом протонів тільки одного типу пропонуємо застосувати послідовність увімкнення систем радіочастотного збудження та формування градієнтних полів, яка зображена на рис. 4. Ця послідовність характеризується наявністю двох пар 90° та 180° РЧ-імпульсів, час між парами близько 15 мс. При першому вмиканні 90° РЧ-імпульсу разом із градієнтом $G_z = \hat{G}_z$ спінові моменти протонів води шару 1 та жиру шару 2 (рис. 1) повертаються на кут 90° щодо свого початкового напрямку. Після цього градієнт вибору шару одразу перемикається до протилежного значення $G_z = -\hat{G}_z$ і в ділянці шарів 1–3 (рис. 1) утворюється магнетне поле, зміна якого по-

казана на рис. 5. Одночасне ввімкнення з градієнтом вибору шару $G_z = -\hat{G}_z$ 90° -го РЧ-імпульсу дає змогу повернути на 90° спінові моменти води в шарі 3 та спінові моменти жиру в шарі 2. Після дії імпульсів магнетні моменти протонів води у двох шарах обертаються навколо осі Z у площині XOY . При цьому вектор намагнетченості \mathbf{M} , який відповідає магнетним моментам протонів жиру в шарі 2, орієнтується проти осі Z та прецесує навколо неї. Процес повороту вектора \mathbf{M} до напрямку магнетного поля B_0 характеризується часом поздовжньої релаксації T_1 .

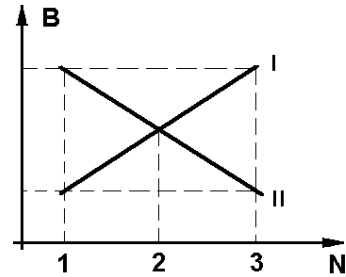


Рис. 5. Формування магнетного поля градієнтною системою вибору шару (пряма I відповідає значенню $G_z = \hat{G}_z$, пряма II – значенню $G_z = -\hat{G}_z$).

Для протонів молекул жирових тканин величина поперечної до осі Z намагнетченості є невеликою протягом інтервалу часу, який суттєво менший за T_1 . Фазове кодування спінових релаксаційних процесів забезпечується вмиканням одного з поперечних градієнтів G_y (рис. 4). Подальше ввімкнення 180° -го РЧ-імпульсу та градієнта $G_z = \hat{G}_z$ повертає на 180° спінові моменти протонів води в шарі 1 та жиру в шарі 2 (рис. 1). Оскільки час між 90° та 180° РЧ-імпульсами суттєво менший за час спин-граткової релаксації T_1 , то вектор намагнетченості шару 2 прецесує навколо Z і направлений по осі Z із невеликим відхиленням від неї. Протони води в шарі 1 під дією цього 180° імпульсу переорієнтуються в діаметрально протилежних напрямках. Наступне поєднання 180° РЧ-імпульсу та градієнта $G_z = -\hat{G}_z$ повертає вектор намагнетченості протонів жиру в шарі 2 проти осі Z та спричинює повну переорієнтацію на 180° протонів води в шарі 3. Через час, рівний інтервалові між 90° та 180° РЧ-імпульсами, магнетні моменти протонів води в шарах 1 та 3, які рухались із різними швидкостями, орієнтуються майже в одному напрямку, що спричинює зростання поперечної намагнетченості. При цьому проводиться запис сигналу спінового відлуння при ввімкненому градієнті G_x частотного кодування. Внесок у сигнал спінового відлуння випромінювання спінових моментів протонів жиру в шарі 2 є незначним, оскільки поперечна намагнетченість та зміна поздовжньої намагнетченості у шарі 2 є невеликими.

Прийнятий прийнятною системою томографа сигнал описується виразом (1), у якому $\rho_{12}^{VL}(x_m, y_n)$ треба замінити на $\rho_{13}^{VV}(x_m, y_n) = \rho_1^V(x_m, y_n) + \rho_3^V(x_m, y_n)$, а $S(t_1, t_2)$ на $S(t_1, t_3)$. Значення $\rho_{13}^{VV}(x_m, y_n)$ знаходимо, застосувавши обернене перетворення Фур'є.

Двічі повторивши імпульсну послідовність, зображену на рис. 2, отримуємо два перші рівняння та, застосувавши послідовність, наведену на рис. 4, — третє рівняння системи (3).

$$\begin{cases} \rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) = \rho_1^V(x_m, y_n) + \rho_2^L(x_m, y_n), \\ \rho_{23}^{LV}(x_m, y_n) = \rho_2^L(x_m, y_n) + \rho_3^V(x_m, y_n), \\ \rho_{13}^{VV}(x_m, y_n) = \rho_1^V(x_m, y_n) + \rho_3^V(x_m, y_n). \end{cases} \quad (3)$$

Розв'язавши систему (3), одержуємо просторові розподіли спінової густини протонів води та жиру для різних шарів:

$$\begin{aligned} \rho_3^V(x_m, y_n) &= \frac{\rho_{23}^{LV}(x_m, y_n) - \rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) + \rho_{13}^{VV}(x_m, y_n)}{2}; \\ \rho_1^V(x_m, y_n) &= \frac{\rho_{13}^{VV}(x_m, y_n) - \rho_{23}^{LV}(x_m, y_n) + \rho_{12}^{VL}(x_m, y_n)}{2}; \\ \rho_2^L(x_m, y_n) &= \frac{\rho_{23}^{LV}(x_m, y_n) + \rho_{12}^{VL}(x_m, y_n) - \rho_{13}^{VV}(x_m, y_n)}{2}. \end{aligned}$$

Використовуючи один зі знайдених розподілів спінової густини протонів жиру або води, можна за допомогою однієї із зображених на рис. 2 та рис. 4 імпульсних послідовностей відновлювати розподіли протонів будь-якого з указаних вище типів.

ВИСНОВКИ

Застосування запропонованої послідовності ввімкнення градієнтних систем та радіочастотного збудження в ЯМР-томографії дає змогу отримувати просторові розподіли густини протонів води та жирової тканини. Основою побудови імпульсної послідовності та способу реконструкції спінової густини є врахування величини хемічного зсуву для кожного типу протонів. Найдоцільніше використовувати цей метод для одержання серії зображень поперечних перерізів, побудованих на розподілах протонів двох типів, при дослідженні органів із великим умістом жирової тканини.

[1] А. И. Жерновой, М. Г. Белорукова, М. Н. Николаева, Л. М. Шаршина, Медицинская техника **3**, 10 (2001).
 [2] Р. Эрнст, Дж. Боденхаузен, А. Вокаун *ЯМР в одном и двух измерениях* (Мир, Москва, 1990).
 [3] А. О. Lantushenko, Yu. V. Mukhina, K. A. Veselkov, in *Proceedings of the Third International Young Scientists' Conference on Applied Physics* (Kyiv, 2003), p. 127.
 [4] К. Х. Хауссер, Х. Р. Кальбитцер, *ЯМР в медицине и*

биологии: структура молекул, томография, спектроскопия in-vivo (Наукова думка, Киев, 1993).
 [5] S. Webb, *The Physics of Medical Imaging* (IOP Publishing Ltd, Bristol, 1988).
 [6] T. Dixon, *Radiology* **153**, 189 (1984).
 [7] У. Хиншо, А. Лент, Труды Института инженеров по электротехнике и радиоэлектронике **71(3)**, 63 (1983).

VISUALIZATION OF THE SPATIAL DISTRIBUTIONS OF THE WATER AND FATTY TISSUE PROTON DENSITY IN NMR IMAGING

M. V. Kononov, A. V. Netreba
 Taras Shevchenko National University of Kyiv,
 Faculty of Radiophysics,
 64 Volodymyrska St., 01033, Kyiv, Ukraine

The reconstruction of the water and fatty tissue lypoid protons density by a Magnetic Resonance Tomography method is considered with the allowance for hydrogen nuclear shielding by the electron envelope from the external magnetic field. The technique of spatial distributions separation of the magnetization generated by the protons precession processes of varied nature is proposed on the basis of the pulse sequences offered. A quantitative evaluations of the parameters of magnetic field gradients are conducted in accordance with the actual capabilities of medical tomographical systems.