

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
КИЇВСЬКИЙ НАЦІОНАЛЬНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ІМЕНІ ТАРАСА ШЕВЧЕНКА

Кваліфікаційна наукова
праця на правах рукопису

КОМАРОВ АНДРІЙ ОЛЕКСАНДРОВИЧ

УДК 53.082.7:57.088.5:
544.163.3:517.4(043.3)

ДИСЕРТАЦІЯ

СИНТЕЗ ХАРАКТЕРИСТИК ГЕТЕРОГЕННИХ СТРУКТУР ЗА
БАГАТОКОМПОНЕНТНИМИ СИГНАЛАМИ У ЯДЕРНІЙ
МАГНІТО-РЕЗОНАНСНІЙ ТОМОГРАФІЇ

105 – Прикладна фізика та наноматеріали

10 – Природничі науки

Подається на здобуття наукового ступеня **доктора філософії**

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

_____ А. О. Комаров

Науковий керівник:

Нетреба Андрій В'ячеславович,

кандидат фізико-математичних наук,

доцент

АНОТАЦІЯ

Комаров А. О. Синтез характеристик гетерогенних структур за багатокomпонентними сигналами у ядерній магнітно-резонансній томографії. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття наукового ступеня доктора філософії з галузі знань 10 Природничі науки за спеціальністю 105 Прикладна фізика та наноматеріали. Київський національний університет імені Тараса Шевченка, Київ, 2023.

Розвиток магнітно-резонансних систем дає можливість отримати достатню просторову роздільну здатність для розрізнення різних анатомічних елементів дуже малих розмірів. Але проблема відсутності діагностичної інформації з невеликих анатомічних структур та складності чіткого виділення їх меж залишається через послідовно змішані сигнали від розташованих поблизу вокселів будови. Отже, щоб вирішити цю проблему та отримати необхідну важливу діагностичну інформацію, не намагаючись збільшити просторову роздільну здатність томографічної системи, необхідно застосувати новий підхід, який враховує сигнали кожного окремого вокселя і потім шляхом аналізу отриманих сигналів побудувати як межі даних малих структур, так і загалом мати можливість виділити всі наявні подібні структури у отриманому томографічному зображенні.

Дисертаційна робота присвячена розробці методів обробки сигналів магнітно-резонансної томографії для визначення контурів та топології дрібних елементів біологічних тканин близьких за своїми релаксаційними характеристиками. Також було досліджено актуальну науково-технічну проблему підвищення інформативності діагностичних зображень отриманих у процесі магнітно-резонансного медичного дослідження. Було проведено оцінку впливу нестабільності градієнтів магнітного поля на якість реконструкції МРТ зображень. Запропоновано технологію проведення вимірювань для декількох кутових орієнтацій системи поперечного фазо-частотного кодування сигналу

відгуку, що дозволяє компенсувати вплив нестійкості параметрів. Отримано результати, спрямовані на підвищення роздільної здатності відновлених томограм, які базуються на застосування інтерполяційних процедур декількох комплексів вимірювань просторових розподілів спінових характеристик.

Під час виконання дисертаційного дослідження було вирішено наступні науково-технічні задачі: здійснено оцінку якості реконструкції МРТ-зображення для різного ступеня нестабільності градієнтів поперечного магнітного поля; побудовано узагальнення томографічних розподілів високої розмірності за даними реконструкції для кількох кутових орієнтацій досліджуваного об'єкта; розраховано співвідношення сигналів спаду вільної індукції для комбінованих просторових елементів біологічних тканин; запропоновано методи вибору меж розподілу біологічних тканин за відмінностями в їх спінових характеристиках.

Об'єктом дисертаційного дослідження є методи обробки сигналів, розв'язання обернених задач, методики класифікації, кластеризації. Предметом дослідження є дані МРТ досліджень, масиви вимірюваних сигналів, бібліотеки медичних зображень. Методи дослідження базуються на опосередкованому, непрямому визначенні характеристик біологічних об'єктів, роботі з великими масивами даних, застосуванні сучасних бібліотек прикладних програм для розрахунків та роботі зі спеціалізованими форматами, методами моделювання вимірювального експерименту.

У результаті представлено методику реконструкції томограми за допомогою градієнтів поперечного магнітного поля з різним ступенем нестабільності. Як джерело даних для моделювання томографічного експерименту використані реальні томографічні зображення, зважені за спіновою густиною, часом спин-спінової та спин-граткової релаксації. Отримано залежності для інтегральних показників якості зображення для кожного змодельованого експерименту.

Встановлено збереження якості реконструкції МР томограм для трьох типів зваженості сигналів із середньоквадратичним відхиленням точок у К-просторі до 7 %. У діапазоні відхилень від 7 до 12 % результати залежать від

методу отримання томограм. Після 12 % ці залежності стають більш значними і зображення втрачають інформативність.

Розглянуто побудову просторових розподілів спінових характеристик протонів у процесі магнітно-резонансних томографічних досліджень. Вивчено характер впливу гауссоподібного шуму у структурі радіочастотного сигналу відгуку внаслідок прецесії намагніченості при застосуванні радіочастотних імпульсних послідовностей фазочастотного кодування сигналу.

Розроблено методику часткової компенсації спотворень у структурі відновлених томографічних зображень, яка передбачає проведення реєстрації сигналів за кількох орієнтацій поперечних магнітних градієнтних систем фазочастотного кодування прецесії намагніченості.

Виявлено характер зміни сигналу відгуку в методі магнітно-резонансної томографії, визначено різні залежності для діагностичних даних різного типу. Визначено, що межі значень сигналу не перекриваються при різних значеннях вагових коефіцієнтів для різних типів біологічних тканин. За їх характером можна визначити тип біологічної тканини кожній точці зображення. Кількісно визначено, що різні типи тканин мають різний внесок у загальний сигнал для різних типів зваженості, що зумовлено різним типовим часом спін-спінової та спін-граткової релаксації.

Розроблено методику отримання зображень, що містять додаткову інформацію щодо виділення меж біологічних тканин з різними релаксаційними характеристиками. За нею кожен воксель зображення з певним домінуючим типом тканини було прийнято як елемент, що має параметри релаксації, які збігалися з параметрами релаксації домінантної тканини у вокселі. За створеною програмою зворотнього перетворення реалізовано імітацію застосування імпульсної послідовності для отримання сигналу відгуку. Перерахуванням сигналів від вокселів з певною домінуючою тканиною та перетворенням Фур'є для виправленого масиву даних виконано реконструкцію зображення.

Отримані результати дозволяють розробляти технології створення магнітно-резонансних томографічних приладів зменшених розмірів, які можуть

використовуватися для діагностики внутрішніх структур кінцівок, бути мобільними, використовувати слабкіші магнітні поля, а також застосовуватися в нових медичних технологіях для діагностики у ветеринарії, вивчення структур біологічних зразків і т. ін.

Отримані результати мають практичне значення для планування процедур томографічного дослідження перехідних ділянок, що характеризуються поєднанням різних типів біологічних тканин. Вибір оптимальних часових параметрів імпульсних послідовностей дозволить адаптувати весь процес МРТ-діагностики.

Отримані результати мають найбільший інтерес для розвитку технологій високої роздільної здатності в області магнітно-резонансної томографії. Використання високоселективних компонент градієнтних магнітних полів дозволить досліджувати виділені ділянки в об'єкті. Іншим важливим перспективним застосуванням результатів може бути постобробка отриманих томограм. Для багатьох спеціалізованих технологій методи обробки зображень є прийнятними і дозволяють отримувати нову інформацію з уже наявних вимірювань.

Ключові слова: Магнітно-резонансна томографія, імпульсна послідовність, сигнал відгуку, спінова густина, релаксація, реконструкція, обернені задачі, біологічна тканина.

SUMMARY

Komarov A. O. Synthesis of heterogeneous structures characteristics from multicomponent signals in nuclear magnetic resonance imaging. – Qualifying scientific work on manuscript rights.

Dissertation for obtaining the scientific degree of Doctor of Philosophy in the field of knowledge 10 Natural sciences in the specialty 105 Applied physics and nanomaterials. Taras Shevchenko National University of Kyiv, Kyiv, 2023.

The development of magnetic resonance systems makes it possible to obtain sufficient spatial resolution to distinguish various anatomical elements of very small sizes. But the problem of the lack of diagnostic information from small anatomical structures and the difficulty of clearly distinguishing their boundaries remains due to consistently mixed signals from nearby voxels of the structure. Therefore, in order to solve this problem and obtain the necessary important diagnostic information without trying to increase the spatial resolution of the tomographic system, it is necessary to apply a new approach that takes into account the signals of each individual voxel and then, by analyzing the received signals, construct both the boundaries of the data of small structures and, in general, have the ability to highlight all available similar structures in the obtained tomographic image.

The dissertation is devoted to the development of magnetic resonance imaging signal processing methods for determining the contours and topology of small elements of biological tissues that are similar in their relaxation characteristics. The current scientific and technical problem of increasing the informativeness of diagnostic images obtained in the process of magnetic resonance medical research was also investigated. The influence of the instability of magnetic field gradients on the quality of MRI image reconstruction was evaluated. The technology of conducting measurements for several angular orientations of the system of transverse phase-frequency coding of the response signal is proposed, which allows to compensate for the influence of parameter instability. Results aimed at increasing the resolution of reconstructed tomograms were

obtained, which are based on the application of interpolation procedures of several sets of measurements of spatial distributions of spin characteristics.

During the dissertation research, the following scientific and technical tasks were solved: the evaluation of the quality of MRI image reconstruction for different degrees of instability of transverse magnetic field gradients was carried out; a generalization of high-dimensional tomographic distributions based on reconstruction data for several angular orientations of the object under study is constructed; the ratio of free induction decay signals for combined spatial elements of biological tissues is calculated; proposed methods of choosing the limits of the distribution of biological tissues based on differences in their spin characteristics.

The object of the dissertation research is signal processing methods, inverse problems solving, methods of classification, clustering. The subject of the research is data from MRI studies, arrays of measured signals, libraries of medical images. Research methods are based on indirect determination of the biological objects characteristics, work with large data sets, use of modern libraries and application programs for calculations and work with specialized medical data formats, methods of modeling a measurement experiment.

As a result, the method of tomogram reconstruction using transverse magnetic field gradients with different degrees of instability is presented. Real tomographic images weighted by spin density, spin-spin and spin-lattice relaxation times were used as a data source for modeling the tomographic experiment. Dependencies for integral image quality indicators for each simulated experiment were obtained.

The preservation of the quality of reconstruction of MR tomograms for three types of signal weighting with a mean square deviation of points in K-space up to 7% was established. In the range of deviations from 7 to 12%, the results depend on the method of obtaining tomograms. After 12%, these dependencies become more significant and the images lose their informativeness.

The construction of spatial distributions of spin characteristics of protons in the process of magnetic resonance tomographic studies is considered. The nature of the influence of Gaussian noise in the structure of the radio frequency response signal due

to the precession of magnetization when using radio frequency pulse sequences of phase frequency coding of the signal was studied.

A method of partial compensation of distortions in the structure of restored tomographic images has been developed, which involves recording signals in several orientations of transverse magnetic gradient systems of phase-frequency coding of magnetization precession.

The nature of the change in the response signal in the method of magnetic resonance imaging was revealed, and various dependencies were determined for diagnostic data of different types. It was determined that the limits of the signal values do not overlap at different values of the weighting coefficients for different types of biological tissues. By their nature, it is possible to determine the type of biological tissue at each point of the image. It is quantified that different types of tissues have different contributions to the total signal for different types of weighting, which is due to different typical spin-spin and spin-lattice relaxation times.

A method of obtaining images containing additional information on the selection of the boundaries of biological tissues with different relaxation characteristics has been developed. According to her, each voxel of the image with a certain dominant tissue type was taken as an element having relaxation parameters that coincided with the relaxation parameters of the dominant tissue in the voxel. Based on the created inverse conversion program, a simulation of the use of a pulse sequence to obtain a response signal was implemented. By enumeration of signals from voxels with certain dominant tissue and fourier transformation of the corrected data array, image reconstruction is performed.

The obtained results make it possible to develop technologies for creating magnetic resonance imaging devices of reduced size, which can be used to diagnose the internal structures of limbs, be mobile, use weaker magnetic fields, and also be used in new medical technologies for diagnostics in veterinary medicine, studying the structures of biological samples, etc. others

The obtained results are of practical importance for the planning of tomographic examination procedures of transitional areas characterized by a combination of

different types of biological tissues. Choosing the optimal time parameters of pulse sequences will allow adapting the entire process of MRI diagnostics.

The obtained results are of the greatest interest for the development of high-resolution technologies in the field of magnetic resonance imaging. The use of highly selective components of gradient magnetic fields will make it possible to study selected areas in the object. Another important perspective application of the results can be the post-processing of the obtained tomograms. For many specialized technologies, image processing methods are acceptable and allow obtaining new information from already available measurements.

Key words: Magnetic resonance imaging, pulse sequence, response signal, spin density, relaxation, reconstruction, inverse problems, biological tissue.

СПИСОК ПУБЛІКАЦІЙ ЗДОБУВАЧА:

у яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. A. V. Netroba and **A. O. Komarov**, "Influence of the transverse gradient magnetic fields instability to reconstruction in MR imaging", 2017 IEEE International Young Scientists Forum on Applied Physics and Engineering (YSF), Lviv, Ukraine, 2017, pp. 139-142, doi: 10.1109/YSF.2017.8126660

2. **A. O. Komarov**, O. O. Naguliak, A. V. Netroba, S. P. Radchenko and O. O. Sudakov, "Compensation of the Magnetic Gradient Instability in MRI by Measurements Data for Several Angular Orientations,"2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, UKraine, 2018, pp. 355-359, doi: 10.1109/ELNANO.2018.8477435

3. A. Netroba, **A. Komarov**, S. Radchenko and O. Naguliak, "Object Spin Characteristics Restoration for Combined Tissue Areas in MRI,"2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2019, pp. 497-501, doi: 10.1109/ELNANO.2019.8783216

4. A. V. Netroba, **A. O. Komarov**, Y. O. Kyiashko, The multi-component relaxation combination of proton magnetization in biological tissues magnetic resonance investigations, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 699:1, 71-81 (2020), DOI: 10.1080/15421406.2020.1732541

6. Netroba, A.V., Naguliak, O.A., **Komarov, A.O.**, Gradient Magnetic Field Signal Phase-Frequency Coding Modification for Data Regularization in Magnetic Resonance Imaging. *Radioelectron.Commun.Syst.* 64, 281–292 (2021). <https://doi.org/10.3103/S0735272721060017>

які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

1. The sensitivity of MR-Imaging weighted by the spin density and temporal relaxation characteristics in accordance to the gradients parameters / **Komarov A.O.**, Netroba A.V., Kyiashko Y.O. // Proc. 62nd International Conference Open Readings 2018, Vilnius, Lithuania

2. Possibilities of MRI analysis under condition of instability of signals measurement / **Komarov A.O.**, Netreba A.V., Kyiashko Y.O., Pershukov, I.O. // Proc. of XVIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2018, Kyiv, Ukraine

3. Detailed analysis of regions and contours of different types of tissues in MRI, with the consideration of parameters of tissue weights / **Komarov A.O.**, Netreba A.V. // Proc. of XIX International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2019, Kyiv, Ukraine

4. Biological tissue separation by different MR signal response / **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P. // Proc. of XV International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2019, Kyiv, Ukraine

5. Response MRI signals distortions influence estimation for biological tissues several types regions features / **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V. // Proc. of XVI International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2020, Kyiv, Ukraine

6. Noise component evaluation for proton magnetic resonance response in multiparametric biological tissues characteristics spatial recovery / **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P., Pogorielov R.V. // International research and practice conference: Nanotechnology and Nanomaterials (NANO-2020) 26-29 August 2020, Lviv, Ukraine

7. MR-Imaging for chemical shift combined inhomogeneous areas / **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V. // Proc. of XXI International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2021, Kyiv, Ukraine

8. Instability effect simulation for biological tissues relaxation characteristics in MRI / **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V. // Proc. of XVII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2021, Kyiv, Ukraine

9. The restoration of spin characteristics of the object with combined areas by mri methods / **Komarov A.O.**, Netreba A.V., Pogorielov R.V. // Proc. of XXII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2022, Kyiv, Ukraine

10. Several type biological tissues segmentation by specific regions MRI image histograms estimation / **Komarov A.O.**, Ntreba A.V., Pogorielov R.V. // Proc. of XVIII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2022, Kyiv, Ukraine

11. Biological tissues segmentation by mr image height map evaluation / **Komarov A.O.**, Ntreba A.V. // Proc. of XXIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2023, Kyiv, Ukraine

ЗМІСТ

Вступ	15
Розділ 1 Метод магнітно-резонансної томографії	19
1.1 Загальна характеристика методу.....	19
1.2 Фізичні основи МРТ та релаксаційні характеристики тканин.....	20
1.2.1 Спін-спінова та спін-граткова релаксація	22
1.2.2 Контраст зображення за розподілом спінових характеристик.....	25
1.2.3 Контрастування МРТ зображення за часами спін-спінової та спін-граткової релаксації	26
1.2.4 Контраст протонної густини.....	28
1.3 Принципи кодування знятого сигналу	30
1.3.1 Зріз-кодуєчий градієнт	30
1.3.2 Градієнт фазового кодування.....	31
1.3.3 Градієнт частотного кодування	32
1.4 Реконструювання зображень	33
1.5 Застосування спеціалізованих імпульсних послідовностей для отримання діагностичних даних.....	34
1.5.1 Спінове ехо (спінове відлуння).....	34
1.5.2 Градієнтне відлуння.....	36
1.5.3 Послідовність інверсія-відновлення	37
1.5.4 Дифузно-зважена МРТ	39
1.5.5 Функціональна МРТ	41
1.5.6 МРТ ангіографія та венографія.....	42
1.6 Загальні причини появи артефактів МРТ зображень.....	43
1.6.1 Артефакти, пов'язані з збуренням магнітного поля	43
1.6.2 Радіочастотні артефакти та артефакти градієнтів	44
1.6.3 Артефакти руху та потоків.....	45
1.6.4 Артефакти обробки сигналу та побудови зображень.....	46
Розділ 2 Математичні методи моделювання та аналізу результатів томографічного експерименту	48
2.1 Методи моделювання сигналу томографічного експерименту	48
2.2 Аналіз МРТ зображень за їх гістограмними характеристиками	50
2.2.1 Розбиття гістограми	50
2.2.2 Видалення фону.....	52
2.2.3 Виділення інформативної частини зображення.....	54
2.2.4 Вибір порогу	55
2.2.5 Бінарна математична морфологія.....	59

Розділ 3 Формування МРТ зображень для різних параметрів фазо-частотного кодування сигналів	60
3.1 Властивості МРТ-зображення, зважених за релаксаційними характеристиками	60
3.1.1 Методи моделювання нестабільності градієнта поля	61
3.1.2 Математична модель для корекції сигналу спаду вільної індукції ...	63
3.1.3 Реалізація відтворення імпульсних послідовностей для реальних МРТ зображень.....	66
3.1.4 Обробка модельних об'єктів	67
3.1.5 Оцінка якості МРТ-зображення для різного ступеня нестабільності градієнтів	72
3.2 Модифікація градієнтів магнітних полів фазо-частотного кодування сигналів під час магнітно-резонансної візуалізації для регуляризації даних	75
3.2.1 Методи дискретизації та кодування сигналів	77
3.2.2 Імовірнісний підхід формування нерегулярних вимірів.....	78
3.2.3 Статистичні характеристики реконструйованих магнітно-резонансних зображень.....	81
3.2.4 Побудова узагальнених томографічних розподілів високої розмірності за даними відновлення для кількох кутових орієнтацій.....	84
3.3 Висновки до розділу 3	87
Розділ 4 Відновлення спінових характеристик об'єкта для комбінованих ділянок тканини в мрт	89
4.1 Формування сигналу відгуку для неоднорідних просторових об'ємних елементів	89
4.1.1 Метод розрахунку сигналу відгуку	91
4.1.2 Можливості інтерпретації властивостей біологічної тканини	95
4.2 Дослідження багатокомпонентної релаксації протонного намагнічення біологічних тканин в МРТ	99
4.2.1 Обробка сигналу відгуку в МРТ	100
4.2.2 Вибір меж розподілу біологічних тканин за відмінностями в їх спінових характеристиках	102
4.2.3 Вибір меж розподілу біологічних тканин за їх гістограмним аналізом	110
4.3 Висновки до розділу 4	113
Висновки	115
Список використаних джерел	116
Додатки	129

ВСТУП

Актуальність теми.

Розвиток магнітно-резонансних систем дає можливість отримати достатню просторову роздільну здатність для розрізнення різних анатомічних елементів дуже малих розмірів. Але проблема відсутності діагностичної інформації з невеликих анатомічних структур та складності чіткого виділення їх меж залишається через послідовно змішані сигнали від розташованих поблизу вокселів будови. Отже, щоб вирішити цю проблему та отримати необхідну важливу діагностичну інформацію, не намагаючись збільшити просторову роздільну здатність томографічної системи, необхідно застосувати новий підхід, який враховує сигнали кожного окремого вокселя і потім шляхом аналізу отриманих сигналів побудувати як межі даних малих структур, так і загалом мати можливість виділити всі наявні подібні структури у отриманому томографічному зображенні. Актуальність теми даного дослідження також полягає у можливості підвищення інформативності діагностичних зображень, що полягає у можливості розрізняти області, що складаються із тканин із близькими релаксаційними характеристиками і без додаткової обробки є нерозрізняваними. Також за результатами даної роботи може бути виконане проектування томографічних систем.

Зв'язок роботи з науковими програмами, планами, темами.

Дисертаційна робота виконана в рамках тем наукових досліджень факультету радіофізики електроніки та комп'ютерних систем Київського національного університету імені Тараса Шевченка: Когерентні кореляційні процеси у багаточастинкових середовищах та великих розподілених фізичних та біологічних системах (№ держреєстрації 0119U100341, науковий керівник Висоцький В.І., 2019 – 2021 р.) та Дифузійні та електродинамічні явища у багатокомпонентних неоднорідних системах для медико-біологічних інформаційних технологій (№ держреєстрації 0122U002024, науковий керівник Нетреба А.В., 2022 – 2024 р.)

Мета і задачі дослідження. Метою роботи є вирішити актуальну науково–технічну проблему підвищення інформативності діагностичних зображень отриманих у процесі магнітно-резонансного медичного дослідження. Оцінити вплив нестабільності градієнтів магнітного поля на якість реконструкції МРТ зображень. Дослідити методи обробки сигналів магніторезонансної томографії, що є застосовними для визначення контурів та топології дрібних елементів біологічних тканин близьких за своїми релаксаційними характеристиками.

Для досягнення поставленої мети необхідно розв’язати наступні задачі:

- оцінити якість реконструкції МРТ-зображення для різного ступеня нестабільності градієнтів поперечного магнітного поля;
- побудувати узагальнення томографічних розподілів високої розмірності за даними реконструкції для кількох кутових орієнтацій досліджуваного об’єкта;
- розрахувати співвідношення сигналів спаду вільної індукції для комбінованих просторових елементів біологічних тканин;
- запропонувати методи вибору меж розподілу біологічних тканин за відмінностями в їх спінових характеристиках;

Об’єктом дослідження є методи обробки сигналів, розв’язання обернених задач, методики класифікації, кластеризації.

Предметом дослідження є дані МРТ досліджень, масиви вимірних сигналів, бібліотеки медичних зображень.

Методи дослідження базуються на методах опосередкованого, непрямого визначення характеристик біологічних об’єктів, роботі з великими масивами даних, застосуванні сучасних бібліотек прикладних програм для розрахунків та роботі зі спеціалізованими форматами, методами моделювання вимірювального експерименту.

Наукова новизна одержаних результатів полягає у вирішенні актуальної науково–технічної проблеми підвищення інформативності діагностичних зображень отриманих у процесі магнітно-резонансного медичного дослідження.

Оцінці впливу нестабільності градієнтів магнітного поля на якість реконструкції МРТ зображень.

При виконанні дисертаційної роботи отримано такі наукові результати:

— досліджено характер впливу гауссоподібного шуму у структурі радіочастотного сигналу відгуку внаслідок прецесії намагніченості при застосуванні радіочастотних імпульсних послідовностей фазочастотного кодування сигналу;

— запропоновано методику часткової компенсації спотворень у структурі відновлених томографічних зображень, що передбачає проведення реєстрації сигналів за кількох орієнтацій поперечних магнітних градієнтних систем фазочастотного кодування прецесії намагніченості. На прикладі роботи з томограмами головного мозку реалізована при цьому техніка отримання більш високого роздільної здатності, в порівнянні з початковими реконструкціями;

— кількісно визначено, що різні типи тканин мають різний внесок у загальний сигнал відгуку при різних співвідношеннях вмісту вокселів для різних типів зваженості. Ця різниця зумовлена різним типовим часом спін-спінової та спін-граткової релаксації для різних типів тканин.

Практичне значення одержаних результатів. Результати даної роботи є практично важливими для планування процедур томографічних досліджень перехідних зон, що характеризуються поєднанням різних типів біологічних тканин. Вибір оптимальних часових параметрів імпульсних послідовностей дозволить адаптувати весь процес діагностики МРТ.

Практичне значення результатів даної роботи полягає у можливості їх використання при проведенні конструктивного проектування систем формування градієнтних магнітних полів та при розробці методів обробки сигналів отримуваних у магніторезонансній томографії з метою збільшення інформативності отримуваної діагностичної інформації

Апробація результатів дослідження. Представлені в дисертаційній роботі результати отримані дисертантом самостійно або за його участю. Результати дисертаційного дослідження було оприлюднено на наукових

семінарах і конференціях:

«2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)», (Київ, Україна, 2018 р.); «2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO)», (Київ, Україна, 2019 р.); «62nd International Conference Open Readings», (Вільнюс, Литва, 2018 р.); «XVIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics», (Київ, Україна, 2018 р.); «XIV International Scientific Conference Electronics and Applied Physics», (Київ, Україна, 2018 р.); «XIX International Young Scientists' Conference on Applied Physics», (Київ, Україна, 2019 р.); «XV International Scientific Conference Electronics and Applied Physics», (Київ, Україна, 2019 р.); «International research and practice conference: Nanotechnology and Nanomaterials (NANO-2020)», (Львів, Україна, 2020 р.); «XVI International Scientific Conference Electronics and Applied Physics», (Київ, Україна, 2020 р.); «XXI International Young Scientists' Conference on Applied Physics», (Київ, Україна, 2021 р.); «XVII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics», (Київ, Україна, 2021 р.); «XXII International Young Scientists' Conference on Applied Physics», (Київ, Україна, 2022 р.); «XVIII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics», (Київ, Україна, 2022 р.); «XIX International Young Scientists' Conference on Applied Physics», (Київ, Україна, 2023 р.).

Публікації. Основні положення роботи було опубліковано у 16 наукових працях, із них: 2 статті у закордонних періодичних наукових журналах; 3 статті у закордонних збірниках праць конференцій; а також 11 тез доповідей на науково-практичних конференціях.

Структура та обсяг роботи. Дисертація складається зі вступу, 4 розділів, які містять 14 підрозділів, висновків, списку використаних джерел та 1 додатку. Загальний обсяг дисертації становить 131 сторінку, у т. ч. 101 сторінку основного тексту. Список використаних джерел налічує 110 найменувань, викладений на 13 сторінках.

РОЗДІЛ 1 МЕТОД МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНОЇ ТОМОГРАФІЇ

1.1 Загальна характеристика методу

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) — широко використовувана діагностична методика, що не вимагає використання іонізуючого випромінювання [1]. Магнітно-резонансна томографія заснована на принципах магнітного резонансу. Метод діагностики оцінює просторовий розподіл спінів в об'єкті. Він використовує принципи випромінювання та поглинання енергії в радіочастотному діапазоні в межах електромагнітного спектру. Для визначення просторової диференціації тканин використовуються градієнти магнітного поля [2].

При вимірюванні сигналу, фрагменти досліджуваного об'єкта методом МРТ поділяються на воксели. Воксели є елементами об'єму, що відповідають реконструйованому пікселю зображення. Так як параметри, такі як розмір вокселя і поле зору (FOV), визначають просторову роздільну здатність реконструйованого зображення, фактично визначаючи розмір матриці зображення. Для отримання більш точних діагностичних даних необхідно збільшити роздільну здатність зображення за рахунок збільшення кількості етапів кодування частоти і фази. Для частотного кодування можна використовувати більш потужні градієнти магнітного поля. Збільшення фазового кодування збільшує час отримання зображення. Інтенсивність кожного пікселя пропорційна інтенсивності ЯМР-сигналу, що складається з відповідних елементів або вокселів відображуваного об'єкта.

МРТ ґрунтується на поглинанні та випромінненні енергії у радіочастотному діапазоні електромагнітного спектра. Але неможливо побачити об'єкт, менший, ніж довжина хвилі випроміннення, що використовується для отримання зображення. Цей метод долає це обмеження за рахунок отримання зображень, заснованих на просторових варіаціях фази та частоти радіочастотної енергії, поглинутої та випроміненої досліджуваним об'єктом.

Тіло людини у найбільшій кількості складають жир та вода, які у свою чергу складаються із великої кількості атомів водню, які, у свою чергу, складають близько 63% кількості атомів у тілі людини. Ядро атома водню випромінює ЯМР-сигнал. Через це магнітно-резонансне (МР) зображення переважно відображає ЯМР-сигнал від ядер атомів водню [3].

1.2 Фізичні основи МРТ та релаксаційні характеристики тканин

Отримання зображення у МРТ засноване на фізичних властивостях спіну. Тож частинка зі спіном, поміщена у магнітне поле, напруженістю \mathbf{B} , буде, по-перше, орієнтована вздовж чи проти напрямку дії цього поля та, по-друге, будуть прецесувати навколо цього напрямку із частотою Лармора (1.1) [3]:

$$\omega = \gamma \cdot B, \quad (1.1)$$

де ω – частота Лармора;

γ – гіромагнітне співвідношення;

B – напруженість магнітного поля.

Оскільки зображення будується на основі ЯМР-сигналу окремих вокселів зображення, вводиться поняття сумарної намагніченості, (сума всіх магнітних моментів протонів у обраному вокселі, що спрямована за напрямком магнітного поля системи). У середовищі із напруженістю магнітного поля \mathbf{B}_0 , це матиме наступний вигляд (рис. 1.1):

Сумарний вектор намагніченості спрямований вздовж осі Z , яка в свою чергу є напрямком вектору напруженості магнітної поля \mathbf{B}_0 .

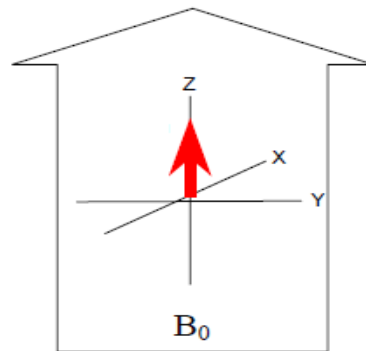


Рисунок 1.1 – Вектор сумарної намагніченості

Надсилаючи радіочастотні (РЧ) імпульси із частотою Лармора (її також можна назвати центральною частотою), із деякою амплітудою і протягом визначеного проміжку часу, можна обертати вектор сумарної намагніченості в площині перпендикулярній осі Z , в даному випадку площині $X-Y$ (рис. 1.2) [4]:

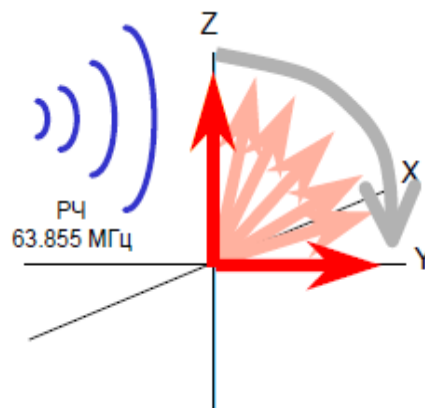


Рисунок 1.2 – Поворот на 90° вектору сумарної намагніченості під дією РЧ імпульсу.

Такий процес називається збудженням. Його ще можна представити як переведення протонів на вищий енергетичний рівень, за рахунок поглинання енергії РЧ імпульсу. Цей стан не є енергетично вигідним, тому, протони намагаються перейти назад, на початковий енергетичний рівень або ж знову зорієнтуватися вздовж вектору зовнішнього магнітного поля. Це є процесом

релаксації, який, в свою чергу можна розділити на дві частини: T_1 та T_2 релаксацію.

1.2.1 Спін-спінова та спін-граткова релаксація

Після закінчення дії РЧ імпульсу збудження, сумарний вектор намагніченості буде повертатись у початковий стан, паралельний осі Z . При цьому випромінюючи РЧ хвилі (рис. 1.3) [4]:

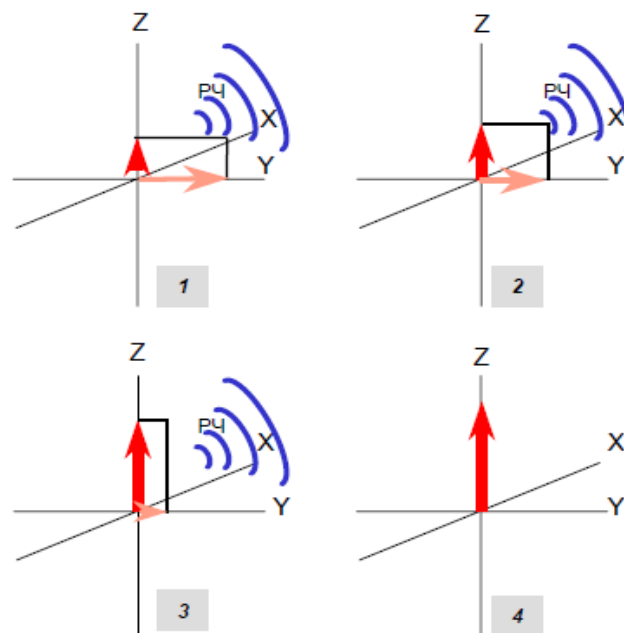


Рисунок 1.3 – Випромінювання РЧ сигналу під час T_1 -релаксації

T_1 -релаксація, також відома як спін-граткова релаксація, описує саме процеси в напрямку осі Z . Це явище у часі t описується наступним рівнянням (1.2) [4]

$$M_Z = M_0 \left(1 - e^{-t/T_1} \right), \quad (1.2)$$

де M_Z – проекція рівноважної намагніченості M_0 на вісь Z ;

M_0 – рівноважна намагніченість вздовж поля B_0 .

Тож можна сказати, що час спін-граткової релаксації T_1 — це час, необхідний для того, щоб змінити Z -складову намагніченості з коефіцієнтом ϵ (рис. 1.4):

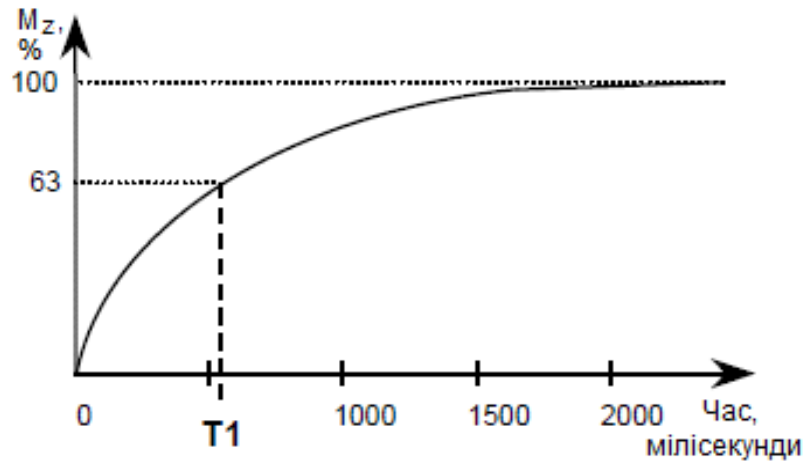


Рисунок 1.4 – Залежність поздовжньої намагніченості у часі

Кожен магнітний диполь існує в мікрооточенні, унікальному для тканини, до якої він належить. У всіх тканинах існують слабкі магнітні поля (~ 1 мТл), створені обертовими ядрами водню (протонами). Релаксація T_2 відбувається в змінному локальному магнітному полі, коли при передачі енергії між диполями, спрямованими паралельно та антипаралельно зовнішньому магнітному полю, обертаючи один одного в протилежних напрямках. Ця швидкість перевероту або передачі енергії між спінами або диполями зростає, коли частота зміни локального магнітного поля наближається до частоти Лармора. Це пов'язано зі швидкістю обертання та трансляції молекули води або сусідніх диполів. Диполь-дипольна взаємодія також збільшує силу локального поля, яке залежить від близькості сусідніх диполів.

Якщо вектор сумарної намагніченості розташований у площині X - Y , він також, як і в рівноважному, стані прецесуватиме з частотою Лармора навколо осі Z але, також, почне зсуватися за фазою через те, що кожен спіновий пакет зазнає

дії магнітного поля, що дещо відрізняється магнітного поля, що діє на сусідні спінові пакети, і обертається із власною частотою Лармора (рис. 1.5) [4]:

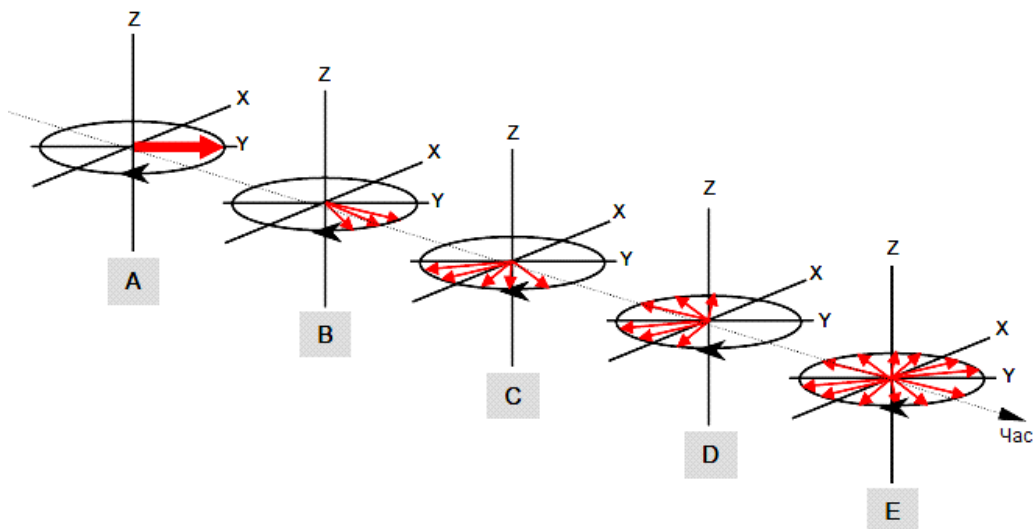


Рисунок 1.5 – Процес розфазування вектору поперечної намагніченості (А – Е)

Часова константа, що входить у вираз, який описує поведінку поперечної намагніченості M_{XY} у часі t , називається часом спин-спінової релаксації T_2 :

$$M_{XY} = M_{XY_0} (1 - e^{-t/T_2}), \quad (1.3)$$

де M_{XY_0} – початкове значення поперечної намагніченості.

M_{XY} – миттєве значення поперечної намагніченості.

Графік цієї залежності має вигляд (рис. 1.6):

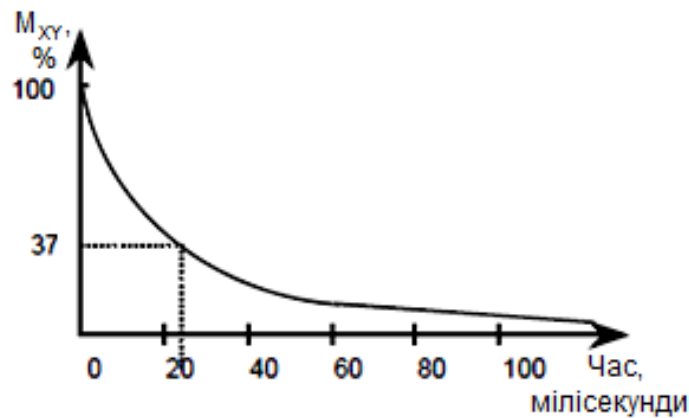


Рисунок 1.6 – Залежність поперечної намагніченості у часі

Сумарна намагніченість в площині X - Y прямує до нуля, при чому у той саме час, поздовжня намагніченість зростає до тих пір поки M_0 не буде спрямований вдовж осі Z .

При цьому:

- T_1 і T_2 релаксації — два незалежних процеси, що протікають одночасно.
- T_2 — значно швидше ніж T_1 : десятки мілісекунд проти секунд, для деяких атомів.

Для ілюстрації в табл. 1.1 наведені значення тривалості T_1 і T_2 для різних типів тканин:

1.2.2 Контраст зображення за розподілом спінових характеристик

При ЯМР скануванні одночасно відбуваються два процеси релаксації, за T_1 і T_2 . Причому значення T_1 є значно більшим ніж значення T_2 . Контраст зображення сильно залежить від цих процесів і від того, наскільки повно кожен з них проявляється при обраних часових параметрах сканування TR і TE . Розглянемо отримання контрастного зображення на прикладі сканування мозку.

Таблиця 1.1 – Типові значення часів релаксації для різних типів біологічних тканин

Тканина	T_1 (мс), 1.5 T	T_2 , мс
Мозок		
Сіра речовина	921	101
Біла речовина	787	92
Пухлина	1073	121
Набряк	1090	113
Грудний відділ		
Фібозна тканина	868	49
Жирова тканина	259	84
Пухлина	976	80
Карцинома	923	94
Печінка		
Звичайна тканина	493	43
Пухлина	905	84
Цироз печінки	438	45
М'язова тканина		
Звичайна тканина	868	47
Пухлина	1083	87
Карцинома	1046	82
Набряк	1488	67

1.2.3 Контрастування МРТ зображення за часами спін-спінової та спін-граткової релаксації

Оберемо наступні параметри сканування: $TR = 600$ мс і $TE = 10$ мс. Тобто T_1 релаксація протікає за 600 мс, а T_2 релаксація - тільки за 5 мс ($TE/2$). Як видно з рис. 1.7а через 5 мс зміщення фаз є невеликим і воно не сильно відрізняється у різних тканин. Тому контраст зображення дуже слабо залежить від часу релаксації T_2 . Що стосується T_1 релаксації, то через 600 мс жирова тканина практично повністю релаксуватиме, але для CSF (спинномозковій рідині) необхідний ще деякий час (рис. 1.7) [4].

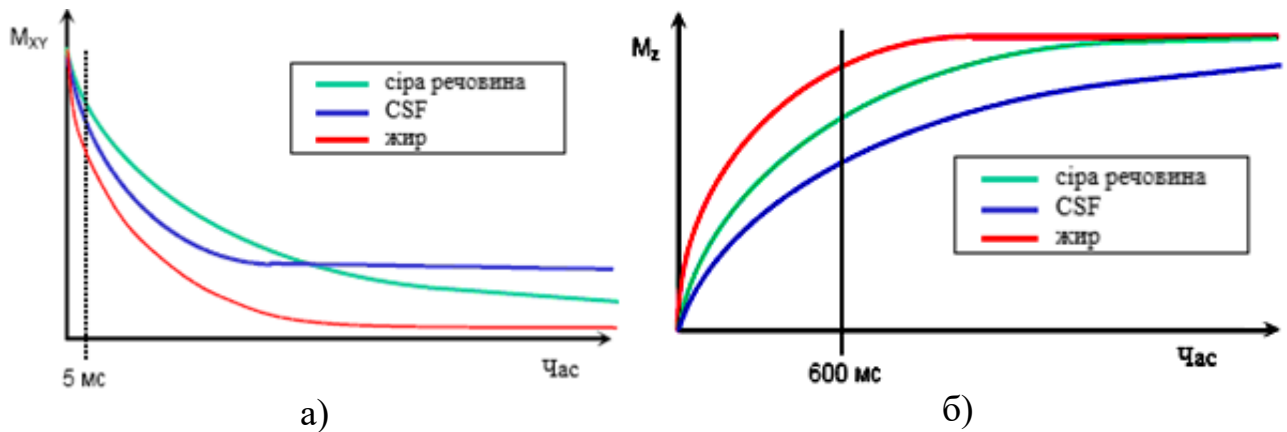


Рисунок 1.7 – Часова залежність намагніченості для різних типів біологічних тканин:
 а) спін-спінова релаксація;
 б) спін-граткова релаксація в різних тканинах мозку.

Це означає, що внесок від CSF в загальний сигнал буде незначним. Зображення "зважене за T_1 " тому, що контраст більше залежить від процесу релаксації T_1 . В результатуючому зображенні CSF буде темною, жирова тканина буде яскравою, а інтенсивність сірої речовини буде чимось середнім між ними. [5]

Тепер задамо наступні параметри: $TR = 3000$ мс і $TE = 120$ мс, тобто T_2 релаксація протікатиме 60 мс. Як слідує з (рис. 1.8) [4].

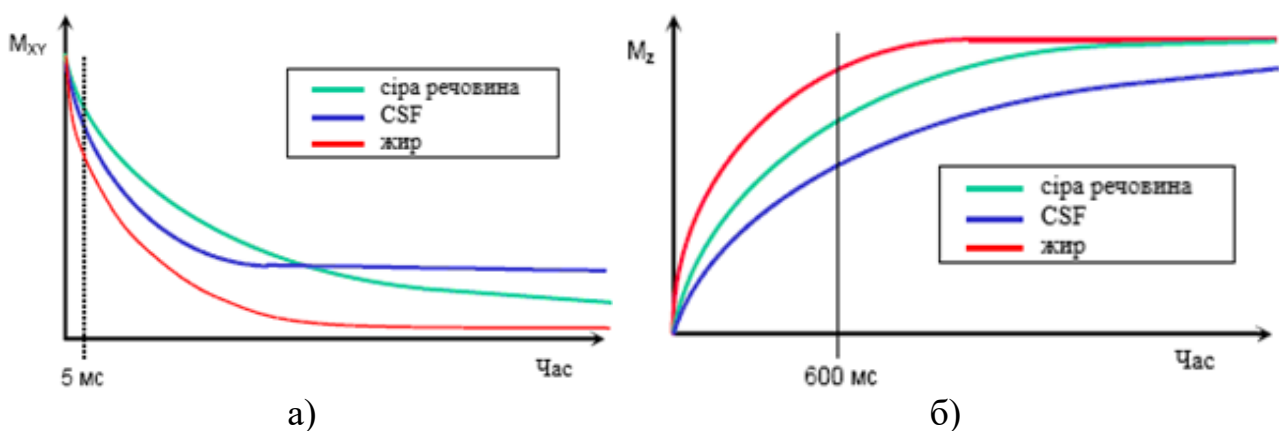


Рисунок 1.8 – Часова залежність намагніченості для різних типів біологічних тканин:
 а) спін-спінова релаксація;
 б) спін-граткова релаксація в різних тканинах мозку.

Тут практично всі тканини піддалися повній T_1 релаксації. Тут TE є домінуючим фактором для контрасту зображення. Зображення "зважене за T_2 ". На зображенні CSF буде зображена білим кольором, в той час як інші тканини будуть зображені у відтінках сірого.

1.2.4 Контраст протонної густини

Існує ще один тип контрасту зображення, за протонною щільністю (**PD**). Задамо наступні параметри: $TR = 2000$ мс і $TE = 10$ мс. Таким чином, як і в першому випадку T_2 релаксація вносить незначний внесок в контраст зображення. За $TR = 2000$ мс, сумарна намагніченість більшості тканин відновиться уздовж **Z**-осі. Контраст зображення в **PD** зображеннях не залежить ні від T_2 , ані від T_1 релаксації. Отриманий сигнал повністю залежить від кількості протонів в тканині: невелика кількість протонів означає низький сигнал і темне зображення, в той час як велика їх кількість утворює потужний сигнал і яскраве зображення.

Усі зображення мають поєднання T_1 і T_2 контрастів. Контраст залежить тільки від часу релаксації T_2 . У спін-ехо (**SE**) послідовності найбільш важливі для контрасти зображення часи TR і TE .

На (рис. 1.9) схематично показано, як TR і TE пов'язані в термінах контрасту зображення в **SE** послідовності. Коротке TR і короткий TE дають контраст, зважений за T_1 . Довге TR і короткий TE дають контраст **PD**. Довге TR і довге TE призводять до контрасту, зваженого за T_2 (рис. 1.10).

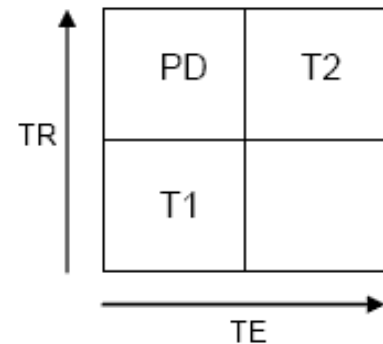


Рисунок 1.9. Залежність типу зваженості від параметрів імпульсної послідовності

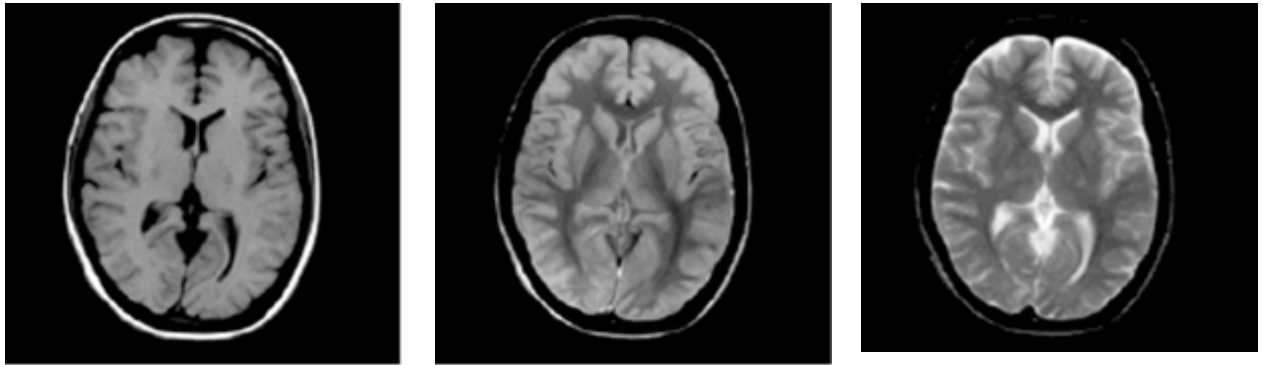


Рисунок 1.10 – Зображення з різними контрастами:

- а) зважене за T_1 ;
- б) протонною густиною PD ;
- в) зважене за T_2 .

На рис. 1.10 чітко помітні явні відмінності в інтенсивності сигналу тканин. *CSF* темна на T_1 , сіра на PD і яскрава на T_2 .

МРТ добре відображає м'які тканини, тоді як КТ краще візуалізує кісткові структури. Нерви, м'язи, зв'язки і сухожилля спостерігаються набагато чіткіше в МРТ, ніж в КТ. Крім того, магнітно-резонансний метод незамінний при обстеженні головного і спинного мозку. У головному мозку МРТ може розрізняти білу і сіру речовину. Завдяки високій точності і чіткості отриманих зображень магнітно-резонансна томографія успішно використовується в діагностиці запальних, інфекційних, онкологічних захворювань, при дослідженні суглобів, всіх відділів хребта, молочних залоз, серця, органів черевної порожнини, малого таза, судин.

Сучасні методики МРТ роблять можливим досліджувати функцію органів - вимірювати швидкість кровотоку, струму спинномозкової рідини, спостерігати структуру і активацію різних ділянок кори головного мозку.

1.3 Принципи кодування знятого сигналу

Якщо припустити, що магнітне поле однорідне, то всі протони в організмі прецесували б з ларморовою частотою. Це, також, означає, що вони повертали б сигнал. Але як розрізнити, від якої саме частини тіла людини надходить цей сигнал? Вирішення цієї проблеми лежить у властивостях РЧ-хвилі, а саме: фаза, частота та амплітуда.

Спочатку треба розділити тіло на елементи об'єму — воксели. Потім закодувати воксел таким чином, щоб протони, що його складають, випромінювали РЧ хвилю з відомою частотою та фазою. Амплітуда сигналу залежить від кількості протонів у вокселі.

1.3.1 Зріз-кодуючий градієнт

При знятті МР зображень, людина вкладається, зазвичай вздовж дії постійного магнітного поля B_0 , тож для отримання окремих аксіальних зрізів ввімкнемо вздовж вісі Z відповідне градієнтне поле G_Z (рис. 1.11) [4]:

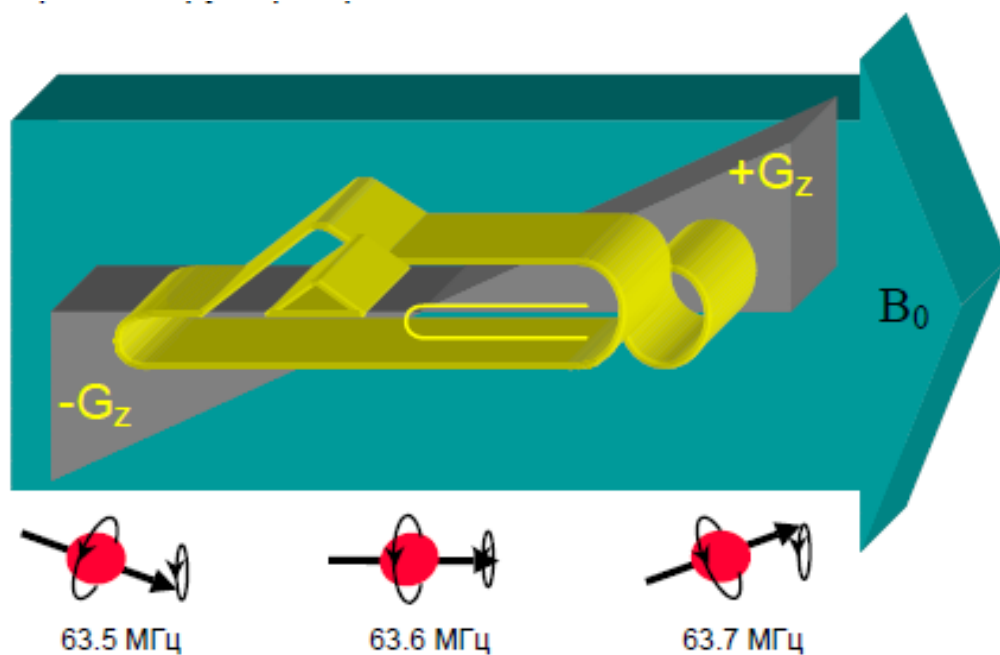


Рисунок 1.11 – Дія зріз-селектуючого градієнта[4]

Тоді, можна побачити, що вздовж всього тіла людини, через наявність градієнта, поле B_0 неоднакове і лінійно збільшується від ніг пацієнта до голови. Таким чином, частота Лармора для різних аксіальних зрізів буде різною і за умови використання РЧ імпульсу з деяким значенням частоти, відреагують тільки протони у тонкому зрізі, бо тільки вони матимуть відповідну частоту Лармора.

1.3.2 Градієнт фазового кодування

Для продовження кодування протонів на дуже короткий час вмикається градієнт G_y . Протягом цього часу у напрямку згори-вниз створюється додаткове магнітне поле градієнта. В цьому випадку протони з рівними координатами вздовж осі Y обертатимуться із різною частотою, відповідною до значення градієнта G_y у цій координаті.

Коли градієнт G_y буде вимкнений, частоти прецесії протонів у всьому зрізі знову стануть однаковими, але їх фази будуть різними (рис. 1.12) [4]:

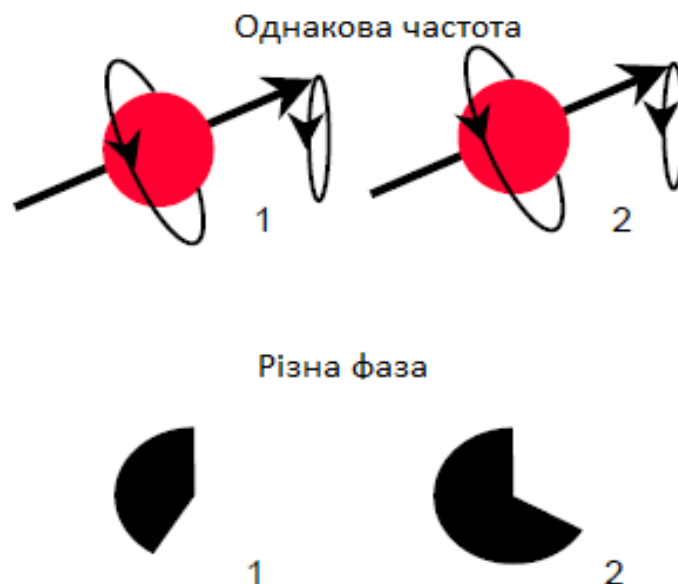


Рисунок 1.12 – Результат фазового кодування

Таким чином відбувається фазове кодування і стає можливим розрізнити координати точок зображення вздовж вісі Y . [6]

1.3.3 Градієнт частотного кодування

Тепер, залишається лише виконати частотне кодування для розрізнення координат вздовж вісі X . Для цього вмикається останній градієнт G_x , що створює додаткове магнітне поле вздовж цього напрямку.

Протони з лівого боку прецесують з більш низькою частотою, ніж з правого. Вони накопичують додатковий зсув фази через різницю у частотах, але – що дуже важливо – вже набута різниця фаз, отримана під час кодування фази градієнта на попередньому кроці, зберігається (рис. 1.13) [4]:

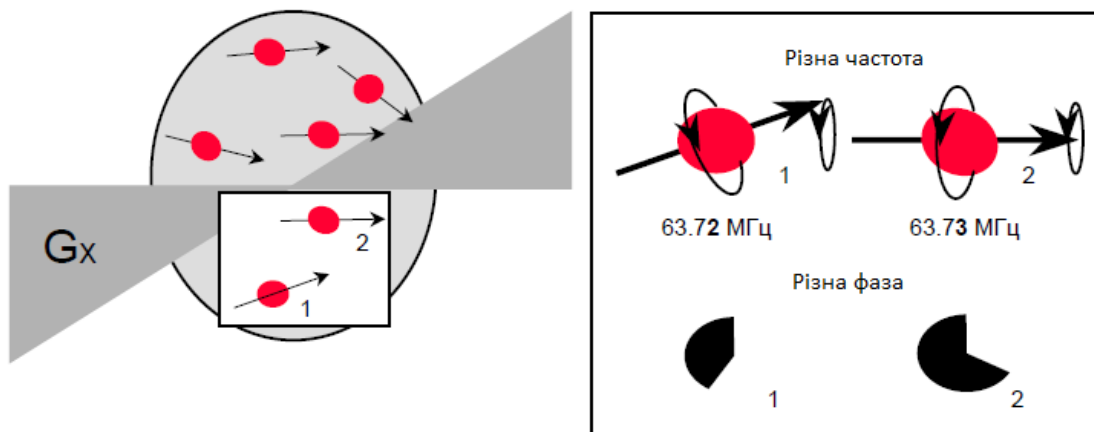


Рисунок 1.13 – Результат дії кодуєчих градієнтів

Таким чином, стає можливо визначити, звідки надходить сигнал: з лівого, центрального або правого боку зрізу. А загалом, тепер стає можливо визначити координату, сигнал від якої сприймається відповідними РЧ котушками. [7]

1.4 Реконструювання зображень

При використанні градієнтних систем, отримується наступний результат (рис. 1.14) [4]:

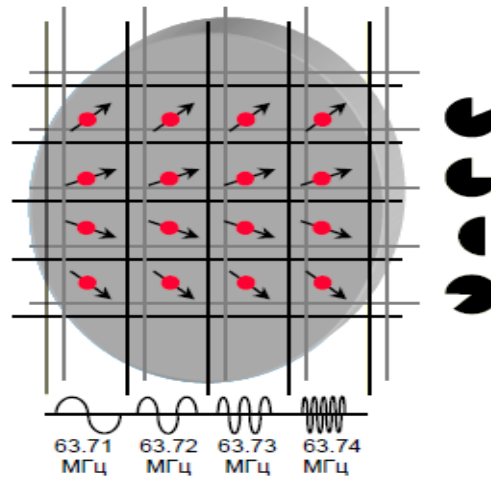


Рисунок 1.14 – Результат дії кодуєчих градієнтів

Утворюється масив вокселів, що мають унікальну комбінацію фази та частоти:

- G_z –градієнт обирає аксіальний зріз;
- G_y –градієнт створив строки із різними фазами;
- G_x –градієнт сформував стовпці із різними частотами.

Кількість протонів у кожному вокселі визначає силу (амплітуду) РЧ–хвилі.

Імпульсна послідовність — послідовність дій, необхідних для отримання МРТ зображення. Ці дії: РЧ імпульси, переключення градієнтів та прийом сигналу. На наступному рисунку представлена «діаграма імпульсної послідовності», на якій схематично наведена послідовність дій(рис. 1.15) [4, 8]:

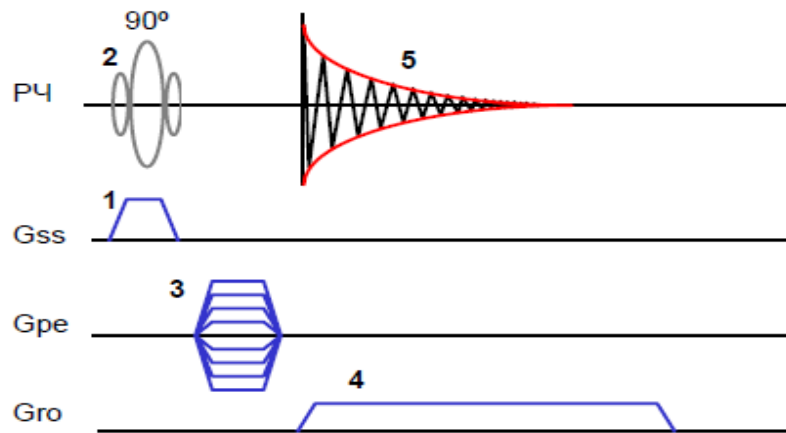


Рисунок 1.15 – Модель імпульсної послідовності

Починається імпульсна послідовність із ввімкнення зріз-селектуючого градієнта (1) (G_{SS}). Одночасно із ним вмикається 90° РЧ-імпульс (2), для повороту сумарної намагніченості в площину X - Y . Потім був ввімкнений фазокодуєчий градієнт (3) (G_{PE}) для виконання першого кроку кодування фази. Після цього подається частотно-кодуєчий або зчитуючий градієнт (4) (G_{RO}), під час якого приймається сигнал спаду вільної індукції (5) (Free Induction Decay – FID).

За один крок кодування фази здійснюється лише для одного рядка. Для сканування всього зрізу повний процес кодування зрізу фази та частоти повинен бути повторений стільки разів, скільки рядків даних буде сприйнято у даному зображенні. Це також пояснює необхідність в параметрі сканування — час повторення (Repetition Time – TR) [4, 9].

1.5 Застосування спеціалізованих імпульсних послідовностей для отримання діагностичних даних

1.5.1 Спінове ехо (спінове відлуння)

Зважене за тривалістю спін-граткової релаксації T_1 :

Фізика процесу: вимірювання спін-граткової релаксації за використання короткого часу повторення (TR) і часу відлуння (TE). [10]

Особливості отриманих сигналів та медичне застосування:

- нижчий сигнал для більшого вмісту води, як при набряку, пухлині, інфаркті, запаленні, інфекції, гіпергострому або хронічному крововиливі.
- високий сигнал для жиру;
- високий сигнал для парамагнітних контрастних речовин застосовуваних у МРТ дослідженні.

Зважене за тривалістю спінової релаксації T_2 :

Фізика процесу: вимірювання спінової релаксації за допомогою тривалого часу TR і TE .

Особливості отриманих сигналів та медичне застосування:

- вищий сигнал для більшого вмісту води;
- низький сигнал для жиру. Варто зазначити, що це стосується лише стандартних послідовностей Spin Echo (SE), а не більш сучасної послідовності Fast Spin Echo (FSE) (також відомої як Turbo Spin Echo, TSE), яка є найбільш широко використовувана сьогодні. При FSE/TSE жир матиме високий сигнал.[11, 12]

- Низький сигнал для парамагнітних речовин .

Зважене за спіновою густиною ρ :

Фізика процесу — довгий час TR (для зменшення T_1) і короткий TE (для мінімізації T_2) [13].

Особливості отриманих сигналів та медичне застосування:

Захворювання та травми суглобів.

- сильний сигнал від розривів меніска (рис. 1.16).



Рисунок 1.16 – Типове МРТ зображення зважене за спіновою густиною ρ

1.5.2 Градієнтне відлуння

Steady-state free precession (SSFP) полягає у підтримці постійної залишкової поперечної намагніченості упродовж послідовних циклів, створення відео МРТ серця.

Effective T2 or “T2-star” (T2*) послідовність полягає у відтворенні відлуння спотвореного градієнта (GRE) з довгим часом відлуння та малим кутом повороту. [14]

Характерним для даної імпульсної послідовності є низький сигнал від відкладень гемосидерину і крововиливів (рис. 1.17). [14]

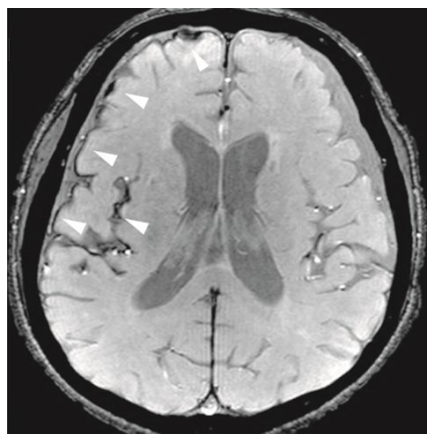


Рисунок 1.17 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності T2*

Susceptibility-weighted (SWI) послідовність полягає у відтворенні відлуння спотвореного градієнта (**GRE**), повністю компенсоване потоком, довгий час відлуння, поєднує зображення фази із зображенням величини. [15]

Використовується для виявлення невеликої кількості крововиливу (дифузне пошкодження аксона рис. 1.18) або кальцію. [15]

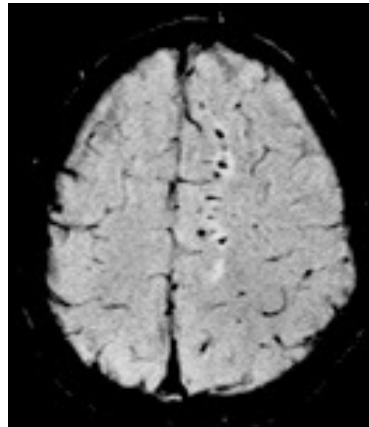


Рисунок 1.18 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності SWI

1.5.3 Послідовність інверсія-відновлення

Short tau inversion recovery (STIR) послідовність полягає у придушенні сигналу від жирової тканини шляхом встановлення часу інверсії, коли сигнал від жирової тканини дорівнює нулю. [16]

Типові зображення характеризуються сильним сигналом від набрякової тканини, наприклад, при серйозному стресовому переломі (рис. 1.19). [16]

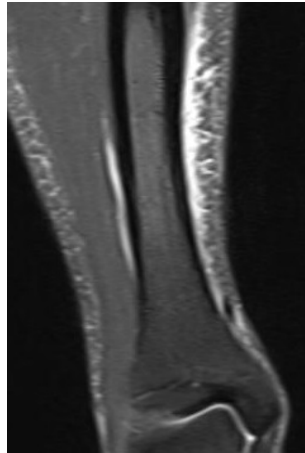


Рисунок 1.19 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності STIR

Fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) полягає у придушенні сигналу від рідини шляхом встановлення часу інверсії, який обнулює вплив рідини на значення сигналу. Високий сигнал при лакунарному інфаркті, бляшках розсіяного склерозу (РС), субарахноїдальних крововиливах і менінгіті (рис. 1.20). [17]



Рисунок 1.20 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності FLAIR

Подвійна інверсія-відновлення – Double inversion recovery (DIR) полягає у одночасному пригніченні сигналу від цереброспінальної рідини та білої речовини за двократною інверсії. [18]

Одним із характерних результатів використання є високий сигнал бляшок розсіяного склерозу (рис. 1.21). [18]

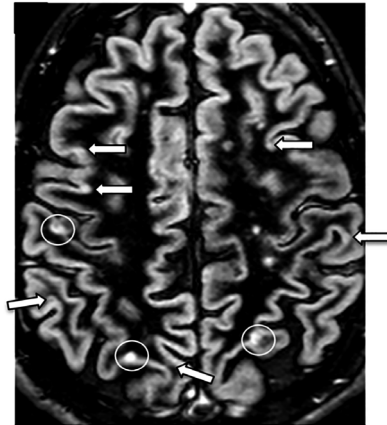


Рисунок 1.21 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності DIR

1.5.4 Дифузно-зважена МРТ

Дифузійно-зважена магнітно-резонансна томографія (DWI) використовується для вимірювання броунівського руху молекул води. [19]

Медична цінність використання послідовності полягає у сильному сигналі протягом декількох хвилин після інфаркту мозку (рис. 1.22). [20]

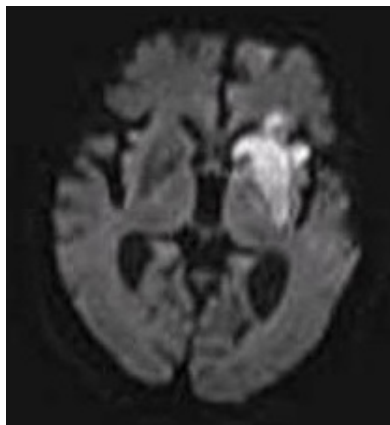


Рисунок 1.22 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності DWI

Зображення з уявним коефіцієнтом дифузії – Apparent diffusion coefficient (ADC) це МРТ-зображення, яке точніше показує дифузію, ніж звичайний DWI, шляхом усунення зважування T_2 , яке в іншому випадку властиве звичайному DWI. [21] Зображення АЦП робить це шляхом отримання кількох звичайних зображень DWI з різними значеннями зважування DWI, а зміна сигналу

пропорційна швидкості дифузії. На відміну від зображень DWI, стандартні відтінки сірого зображень ADC представляють меншу величину дифузії як темнішу.

Наприклад, церебральний інфаркт призводить до обмеження дифузії, і різниця між зображеннями з різними зважуваннями DWI буде незначною, що призведе до зображення ADC із низьким сигналом у зоні інфаркту (рис. 1.23). [21] Зниження ADC може бути виявлено через кілька хвилин після інфаркту мозку. [22] Високий сигнал інфарктної тканини на традиційному DWI є результатом його часткового зважування T_2 .

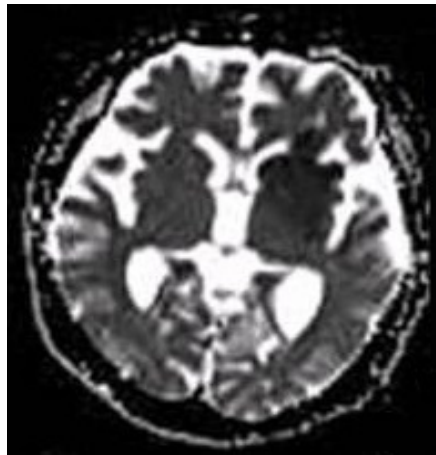


Рисунок 1.23 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності ADC

Дифузійно-тензорна візуалізація – Diffusion tensor imaging (DTI) в загальному використовується в основному для трактографії (рис. 1.24) загальним броунівським рухом молекул води більшої інтенсивності в напрямках нервових волокон [23, 24], зокрема, оцінка деформації білої речовини пухлинами [23] та знижена фракційна анізотропія може вказувати на деменцію. [23].



Рисунок 1.24 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності DTI

1.5.5 Функціональна МРТ

Послідовність blood-oxygen-level dependent imaging (BOLD) використовується для спостереження зміни, залежного від насичення киснем, магнетизму гемоглобіну, що відображають активність тканин (рис. 1.25). [25]

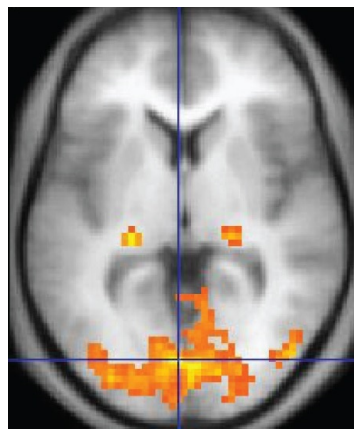


Рисунок 1.25 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності BOLD

Використовується для локалізації активності мозку при виконанні призначеного завдання (наприклад, розмова, рух пальцями) перед операцією, також використовується в дослідженні когнітивних функцій. [25, 26]

1.5.6 МРТ ангіографія та венографія

Часопролітна – Time-of-flight (TOF) імпульсна послідовність характеризується тим що, кров, що потрапляє в область зображення, ще не є магнітно насиченою, що дає їй набагато вищий сигнал при використанні короткого часу відлуння та компенсації потоку і в результаті є корисною у виявленні аневризм, стенозу або розшарування судин (рис. 1.26). [27]



Рисунок 1.26 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності TOF

Фазоконтрастна – Phase-contrast magnetic resonance imaging (PC-MRA):

Два градієнти однакової величини, але протилежного напрямку, використовуються для кодування фазового зсуву, який пропорційний швидкості спінів [27]. Це забезпечує виявлення аневризм, стенозу або розшарування судин (рис. 1.27) [27].

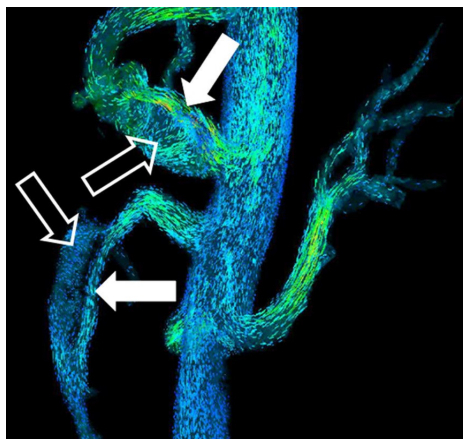


Рисунок 1.27 – Типове МРТ зображення отримане за імпульсної послідовності РС-MRA

1.6 Загальні причини появи артефактів МРТ зображень

Артефакти МРТ — штучні похибки в процесі МРТ-дослідження, які значно погіршують якість зображення. Артефакти МРТ негативно впливають на можливості адекватної оцінки зображення експертом (знижують інформативність), а також можуть створювати ілюзію патології на зображенні (спотворення інформативності) [28, 29].

Артефакти МРТ поділяються на чотири основні категорії [4]:

- збурення магнітного поля;
- радіочастотні артефакти та артефакти, пов'язані з градієнтами магнітних полів;
- артефакти руху та потоків;
- артефакти обробки та побудови зображень.

1.6.1 Артефакти, пов'язані з збуренням магнітного поля

Це ті артефакти МР-томограм, які викликані впливом на магнітне поле томографа навколишніх феромагнітних предметів, ними можуть бути автомобілі, що стоять в безпосередній близькості, ліфти та аналогічні предмети. Для захисту від цього типу артефактів використовується шиммування та екранування приміщення, в якому розташований томограф. Даний вид

артефактів зустрічається досить рідко за рахунок сучасних систем забезпечення безпеки для проведення досліджень.

Артефакти локальної неоднорідності магнітного поля викликаються феромагнітними елементами, що знаходяться поблизу. Внаслідок їх присутності та впливу їх властивостей може повністю пропадати сигнал у деякій локальній області магнітного поля, може відбуватися і спотворення інтенсивності сигналу на краях такої області [29, 30].

Рекомендується, щоб людина, яка проходить дослідження в томографі, попередньо усунула з себе всі зовнішні металеві об'єкти (ювелірні прикраси, годинники, металеві пряжки тощо). При цьому деякі сплави припустимі для використання в томографах, такими, наприклад, роблять сучасні імпланти [31].

Артефакти сприйнятливості (susceptibility) виникають через високий рівень намагніченості тканини. Ця характеристика визначається магнітною сприйнятливістю. Зазвичай значення цього показника для тканин невеликі, проте, якщо відбувся крововилив, локально збільшується концентрація гемоглобіну, і присутність феромагнетика погіршує якість поля. Аналогічний ефект може відбуватися на межі тканини та повітря (легені, пазухи, носоглотка). Як результат, сигнал у локальному полі може посилюватись або послаблюватись. Ефект сприйнятливості легше усувається під час використання послідовностей спінового відлуння, ніж послідовностей градієнтного відлуння. [5]

1.6.2 Радіочастотні артефакти та артефакти градієнтів

Артефакти профілю зрізу викликані крос-збудженням - інтерференцією радіочастотних імпульсів, призначених для одного зрізу, з збудженням сусіднього. Виникає зміна контрасту зображення. Як захист від цього виду артефактів використовується збільшення міжзрізових інтервалів або непослідовне збудження анатомічно сусідніх зрізів.

Артефакти у послідовностях багаторазового спінового відлуння спостерігаються, якщо рефокусуєчі імпульси не відповідають точно 180 градусів протягом усього шару, і в зоні переходу (від 0° до 180°) на краях шару є весь діапазон кутів відхилення. У цьому випадку, рефокусуєчі імпульси будуть формувати й інші сигнали, які, не будучи погашеними, можуть погіршити зображення, одержувані надалі по другому відлунню.[32] Якщо період повторення передбачає можливості повного відновлення сигналу, то профіль, спочатку заданий радіочастотним імпульсом, буде спотворений[33].

Лінійні артефакти виражаються появою ліній високої інтенсивності у центрі зображення, орієнтованих напрямі фазового кодування. Викликається радіочастотними наведеннями з передавача до приймача. Наведення буде проявлятися в центрі кожної проекції, оскільки наведення проводиться на резонансній частоті. Невеликі варіації величини наведення в кожній проекції викликають артефакт, розподілений по полю огляду в напрямку фазового кодування. Артефакт можна усунути, роблячи два усереднення разом із чергуванням фази збуджуючого імпульсу. Артефакт лінії у напрямку фазового кодування, віддаленої від центру зображення, є результатом інтерференції на явно вираженій частоті. Вона зазвичай викликається паразитною радіочастотою, наприклад, комерційних радіо- та телевізійних станцій. Радіочастотного екрана, що поставляється з комерційними системами, зазвичай буває достатньо, але періодично слід перевіряти і чистити дверні контакти [34].

1.6.3 Артефакти руху та потоків

Артефакти дихального руху та серцебиття найчастіше зустрічаються при дослідженні черевної порожнини[29]. МРТ-зображення розмивається під час руху, можуть з'являтися «примари». Межі анатомічних структур стають нечіткими, оскільки зображення під час руху усереднюються. Невеликі пошкодження можуть затемнюватися. «Примарами» називають артефакти, де

виникають часткові копії основного зображення, які можуть з'являтися в різних місцях. Причина артефактів-«примар» - пульсуючі потоки рідини [35].

Джерелом артефактів потоків є пульсуючі потоки крові та спинномозкової рідини. Швидкість потоку буде різною на рядках томограми. Артефакти потоку спостерігаються у вигляді колонок, що проходять через положення артеріальних судин. Венозний кровотік також створює артефакти, але вони набагато слабші, оскільки пульсація вен слабше [29].

1.6.4 Артефакти обробки сигналу та побудови зображень

Артефакти хімічного зсуву є частотнозалежними артефактами, що викликані відмінностями резонансних частот у середовищах, що відрізняються один від одного [30]. Частоти протонів у жирових та у хрящових тканинах доволі сильно різняться. Найбільш помітно це явище у сильних магнітних полях, що призводить до зміщення частин зображення на кілька пікселів у напрямі зчитування.

Артефакт усічення відображається на зображенні як паралельні смуги, близькі до меж тканин з різними інтенсивностями сигналів, такими як жир і м'яз або спинномозкова рідина та спинний мозок. Ці лінії часто важко піддаються розпізнаванню як артефакти, оскільки створюють ілюзію подібності до реальних структур. Артефакти усічення особливо сильні при використанні маленьких матриць зображення і можуть бути легко ослаблені зі збільшенням матриці. Однак особливістю є те, що артефакти усічення найчастіше зустрічаються в напрямку фазового кодування, а збільшення матриці в цьому напрямку збільшує час сканування, що небажано. Поєднання відповідної орієнтації сканування та збільшення матриці даних у напрямку частотного кодування зазвичай послаблюють артефакт до допустимого рівня [29].

Артефакти накладання зображень — це зворотнє згортання зображення інформації, розташованої поза обраним полем огляду. Воно може мати місце у напрямках як фазового, так і частотного кодування. Рішення — понад вибірка, розширення поля огляду. У разі фазового кодування — орієнтація напряму кодування так, щоб анатомічні структури не виходили за межі кадру. При неможливості застосування поверхневої котушки.

Артефакт чорної межі виникають при використанні послідовності «інверсія-відновлення» та градієнтного відлуння, сигнали утворюють точні чорні контури анатомічних фігур. Сигнали води та жиру можуть бути або у фазі, або у протифазі. Якщо це випадково відбувається у тих вокселях, де існують парціальні об'ємні ефекти між органами, багатими водою, і органами багатими жиром, відповідні сигнали взаємно знищуються, і видимими залишаються артефактні контури органа [8].

Квадратурний артефакт спостерігається при некоректному налаштуванні зсуву сигналу (опорний сигнал одного каналу має бути зсунуто рівно на 90 градусів по відношенню до опорного сигналу другого каналу) виникнення помилкового зображення, поверненого навколо осей X і Y по відношенню до основного зображення [5]. Усувається поступовим регулюванням фази квадратурного каналу та коефіцієнта посилення приймача.

РОЗДІЛ 2

МАТЕМАТИЧНІ МЕТОДИ МОДЕЛЮВАННЯ ТА АНАЛІЗУ РЕЗУЛЬТАТІВ ТОМОГРАФІЧНОГО ЕКСПЕРИМЕНТУ

2.1 Методи моделювання сигналу томографічного експерименту

Для того, щоб патологію або будь-яку тканину було видно на магнітно-резонансному зображенні, між нею та прилеглою тканиною має бути контраст або різниця в інтенсивності сигналу. Інтенсивність сигналу, S , визначається рівнянням сигналу для конкретної використаної послідовності імпульсів. Деякі з внутрішніх змінних:

- Час спін-граткової релаксації, T_1
- Час спін-спінової релаксації, T_2
- Спінова густина, ρ
- T_2^*

Спінова густина - це концентрація спінів, що несуть сигнал. Інструментальні змінні (параметри імпульсної послідовності):

- Час повторення, TR
- Echo Time, TE
- Час інверсії, TI
- Кут повороту, θ
- T_2^*

T_2^* потрапляє в обидва списки, оскільки містить компонент, що залежить від однорідності магнітного поля та молекулярного руху. Рівняння сигналу для послідовностей імпульсів, серед найбільш вживаних на практиці, такі [36, 37]:

Спін-Ехо:

$$S = k * \rho * \left(1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right) * \exp\left(-\frac{TE}{T_2}\right), \quad (2.1)$$

Інверсія-відновлення (180-90):

$$S = k * \rho * \left(1 - 2 * \exp\left(-\frac{TI}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right), \quad (2.2)$$

Інверсія-відновлення (180-90-180):

$$S = k * \rho * \left(1 - 2 * \exp\left(-\frac{TI}{T_1}\right) + \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right) * \exp\left(-\frac{TE}{T_2}\right), \quad (2.3)$$

Градiєнт-Ехо:

$$S = k * \rho * \frac{\left(1 - \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right) \right) * \exp\left(-\frac{TE}{T_2}\right) * \sin \theta}{1 - \cos \theta * \exp\left(-\frac{TR}{T_1}\right)}, \quad (2.4)$$

У кожному з цих рівнянь S представляє амплітуду сигналу в спектрі частотної області. Величина k є константою пропорційності, яка залежить від чутливості схеми виявлення сигналу. Значення T_1 , T_2 і ρ є специфічними для тканини або патології.

Щоб переконатися, що сигнали з усіх етапів фазового кодування мають однакові властивості сигналу, до початку кожного отримання зображення додається кілька циклів урівноваження через послідовність. Необхідність цього можна побачити, вивчивши компоненти M_Z і M_{XY} як функцію часу в послідовності типу 90-FID (спін-ехо). Зверніть увагу, що величина поперечної намагніченості від імпульсу 90° досягає рівноважного значення після кількох циклів TR . Ця практика продовжує час візуалізації на кілька періодів TR .

Було прийнято номенклатуру для позначення переважного механізму контрасту на зображенні. Зображення, контраст яких переважно спричинений відмінностями в T_1 тканин, називаються T_1 -зваженим зображенням. Подібним чином для T_2 і ρ зображення називаються T_2 -зваженими та зображеннями, зваженими за спіновою густиною.

2.2 Аналіз МРТ зображень за їх гістограмними характеристиками

Виділення меж тканин діагностичного зображення є важливим завданням при модифікації методів отримання та обробки медичних даних. Зважаючи на відмінності у фізичних властивостях біологічних тканин, при отриманні сигналів у методі магнітно-резонансної томографії буде отримано специфічний просторовий розподіл значень сигналів від окремих областей досліджуваного об'єкту. При чому значення отриманих сигналів будуть залежні і від використаних інструментальних змінних, і від внутрішніх змінних досліджуваного об'єкту. Оскільки інструментальні змінні є контрольованими і відомими заздалегідь – стає можливим за отриманими сигналами визначити їх залежність від внутрішніх змінних об'єкту відповідно до їх просторового розподілу. Як один із методів виділення відповідності яскравості точок отриманого діагностичного зображення до їх біологічного вмісту є гістограмний аналіз[38, 39, 40].

2.2.1 Розбиття гістограми

Використаний метод гістограмного аналізу є ефективною технікою автоматичного розбиття гістограм рівня сірого [41]. Метою методу є — знайти увігнутість, оточену двома найбільш помітними вершинами кривої, що характеризує відмінність у значеннях сигналів від різних біологічних тканин отриманих у процесі томографічного дослідження. Коротко кажучи, ми шукаємо положення максимальної розбіжності між гістограмою та єдиною підгонкою Гауса. На рис. 2.1 показано, як ця ідея використовується для розділення типової гістограми з двома помітними піками.

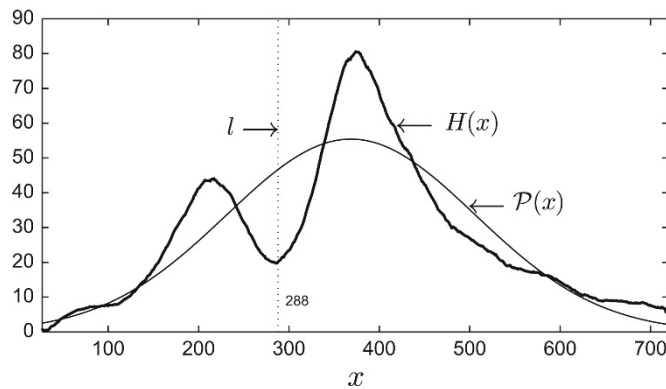


Рисунок 2.2 – Розбиття гістограми за допомогою максимальної відстані між $P(x)$ і $H(x)$. l — рівень розподілу/порогове значення

Щоб розбити гістограму $H(x)$, розглянемо допоміжну криву $P(x)$ що визначається в тому самому діапазоні рівнів сірого $H(x)$. Ми робимо простий вибір, враховуючи $P(x)$ як нормальний розподіл із середнім значенням і дисперсією, відповідно μ , середній рівень сірого $H(x)$ і σ^2 , відповідна дисперсія. Ми також розглядаємо $P(x)$ і $H(x)$ мають однакову площу під їх відповідними графіками. Враховуючи що $x_{min} \leq x \leq x_{max}$, формально маємо

$$P(x) = \frac{\alpha}{z} G(x) \quad (2.5)$$

Де

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma^2}} \exp\left(-\frac{(x - \mu)^2}{2\sigma^2}\right)$$

$$z = \sum_{x=x_{min}}^{x_{max}} G(x), \quad \alpha = \sum_{x=x_{min}}^{x_{max}} H(x)$$

$$\mu = \frac{1}{\alpha} \sum_{x=x_{min}}^{x_{max}} xH(x), \quad \sigma^2 = \frac{1}{\alpha} \sum_{x=x_{min}}^{x_{max}} (x - \mu)^2 H(x)$$

$P(x)$ є простою моделлю, яка нагадує $H(x)$ щодо свого базового розподілу значень. Як нормальний розподіл, $P(x)$ представляє найбільше значення при $x = \mu$ і має опуклу частину, яка йде від $\mu - \sigma$ до $\mu + \sigma$. Найвищі піки $H(x)$ також знаходяться навколо середнього рівня сірого μ оскільки на його значення в основному впливають ці піки. Отже, увігнутості, оточені найвищими піками $H(x)$, часто контрастують з опуклою частиною $P(x)$, близько μ . Тоді ми

вважаємо, що пошук лінії l , яка розділяє головні піки в $H(x)$, є питанням максимізації $P(x) - H(x)$ для $\mu - \sigma \leq x \leq \mu + \sigma$, або формально:

$$l = \underset{x}{\operatorname{argmax}}(P(x) - H(x)), \mu - \sigma \leq x \leq \mu + \sigma \quad (2.6)$$

На рис. 2.3 є порівняння обраного методу з методом Оцу [42] для тієї самої гістограми на рис. 2.4. Метод Оцу є класичним підходом для поділу гістограми, але також відомо, що він не може правильно розділити бімодальні гістограми, коли два класи є дуже різні за розміром, як-от гістограма на рис. 2.5. Проте обраний метод не має цього недоліку. Він може правильно визначити поріг розподілу, вимагаючи дуже низьких обчислювальних зусиль, за один прохід по гістограмі.

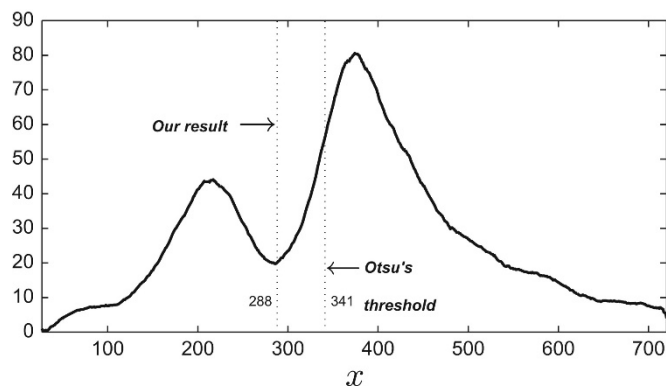


Рисунок 2.6 – Порівняння обраної техніки з популярним методом Оцу.

2.2.2 Видалення фону

Перший крок даного методу — відокремити інформативну частину зображення від фону. Через великий порожній простір (повітря), що оточує, наприклад, голову, МРТ-зображення зазвичай представляють гістограму з високим піком поруч із найнижчими рівнями сірого. Тут застосовано метод розбиття гістограми, щоб знайти межі такого піку та визначити початкову оцінку фону. Щоб отримати точніший результат, обираємо фокус на області низьких рівнів сірого. Обираючи нижню частину гістограми, яка займає 85% загальної площі під кривою. Потім застосовується алгоритм розбиття для отримання порогового рівня l .

На рис. 2.7 показано пошук l у T_1 -зваженому зображенні $256 \times 256 \times 160$ вокселів (1 мм на зріз). Найвищий пік також є єдиним піком на гістограмі зображення. Він притягує центр кривої Гауса, розташовуючи пороговий рівень l біля основи «пагорба», за бажанням.

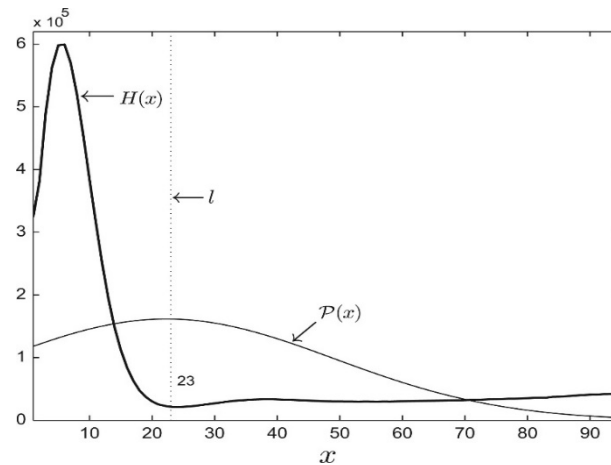


Рисунок 2.8 – Знаходження порогового рівня l для оцінки фону

На рис. 2.9а представлено сагітальний зріз об'єму, використаного в цьому прикладі. Поріг 1 використовується для створення грубої двійкової маски, як показано на рис. 2.10b. У цій масці більшість вокселів уже правильно класифіковано як передній/головний (білий) або фоновий (чорний). У послідовності маска обробляється двома бінарними морфологічними операторами, щоб мінімізувати кількість неправильно класифікованих вокселів. Перша операція усуває білі фрагменти, які мають менше 200 вокселів. Це робиться для виправлення класифікації фонових вокселів, які були неправильно класифіковані через наявність інтенсивного шуму. Друга операція заповнює «чорні діри» в області голови, виправляючи інший набір неправильно класифікованих вокселів. На рис. 2.11с представлений медіальний зріз отриманої кінцевої маски. Обидві операції виконуються в 3D, враховуючи з'єднання шести сусідів (по одному на кожену грань вокселя). Оскільки наш головний інтерес не в контурі голови, жодних операцій для згладжування поверхні маски не застосовується.

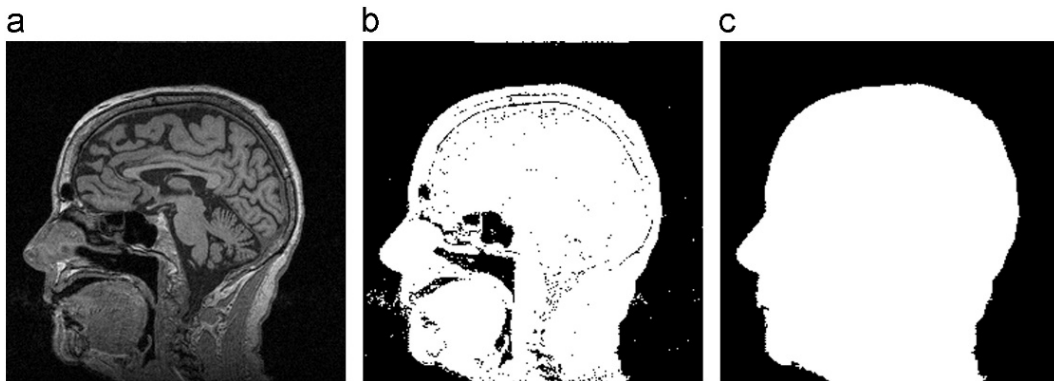


Рисунок 2.12 – Приклад бінарної маски голови. (а) Фрагмент оригінального зображення. (b) Груба бінарна маска, отримана з використанням порогового рівня l . (c) Кінцева маска

2.2.3 Виділення інформативної частини зображення

Після видалення фону із зображення нова гістограма рівня сірого $H(x)$ генерується, враховуючи лише вокселі в області голови. Запропонований метод розподілу гістограми використано у прикладі, щоб оцінити правильний діапазон рівнів сірого в тканинах мозку: білій речовині (WM) і сірій речовині (GM). У T_1 -зваженій МРТ тканини, не пов'язані з мозком, такі як кістки та м'язи, зображені з тим самим діапазоном рівнів сірого, що й тканина сірої речовини. Отже, $H(x)$ є кривою, яка представляє дуже високий пік у діапазоні цих тканин. Біла речовина зображена з дещо яскравішими рівнями, також утворюючи пік на гістограмі. Однак поділ цих двох піків зазвичай дуже тонкий, і вони здебільшого відображаються на гістограмі як один високий пік.

На рис. 2.13 показано дві гістограми рівнів сірого, де виділено піки, які відповідають GM і WM. Відтепер ми будемо називати ці піки просто «піком GM/WM». Перша гістограма (рис. 2.14а) є реальним клінічним зображенням. Зверніть увагу на те, що на кривій спостерігається дуже тонке розділення піків. Друга гістограма (рис. 2.15b) є синтетичним зображенням із проекту BrainWeb4 [43], розробленого в Монреальському неврологічному інституті (MNI). На цій кривій, однак, поділ піку GM/WM дуже очевидний. Це означає, що класифікувати вокселі як GM або WM буде набагато легше на другому

зображенні, ніж на першому. Декілька факторів можуть сприяти тому, щоб тканини GM і WM були більш або менш помітні на МРТ-зображенні. В основному вони включають наявність сильнішого високочастотного шуму та РЧ-неоднорідності в процесі формування зображення та навіть налаштування параметрів зображення (відлуння та час повторення).

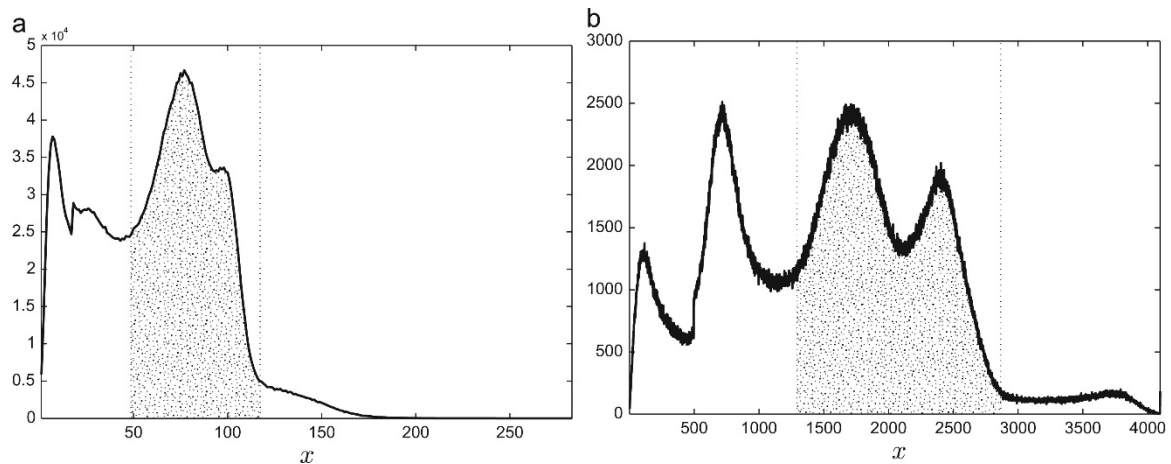


Рис. 2.16 – Гістограми сірого рівня голови. Посилені центральні області відповідають найбільш ймовірному діапазону сірого в тканинах мозку, «пік GM/WM».
 (а) Гістограма реального МР-зображення $256 \times 256 \times 160$ вокселів.
 (б) Гістограма синтетичного об'єму

2.2.4 Вибір порогу

Наступний крок полягає в тому, щоб визначити правильні межі піку GM/WM як тоді, коли його розділення є очевидним, так і коли воно незначне. Ми будемо називати ці межі l_1 (нижня межа) і l_2 (верхня межа). Щоб це зробити, шукаємо l_1 і l_2 окремо, зосереджуючись на різних частинах гістограми $H(x)$, в свою чергу. Давайте розглянемо x_{min} і x_{max} - мінімальний та максимальний рівні сірого $H(x)$, відповідно. Потім:

- Щоб знайти пороговий рівень l_1 , запропонований метод поділу гістограми застосовується до нижньої частини $H(x)$ що містить $A_1\%$ загальної площі під кривою, тобто $H(x)$ для $x_{min} \leq x \leq x_1$, де

$$\frac{\sum_{x=x_{min}}^{x_1} H(x)}{\sum_{x=x_{min}}^{x_{max}} H(x)} = A_1\% \quad (2.7)$$

- Пороговий рівень l_2 обчислюється шляхом застосування методу розподілу гістограми до верхньої частини $H(x)$ що містить $A_2\%$ загальної площі під кривою, тобто $H(x)$ для $x_2 \leq x \leq x_{max}$, де

$$\frac{\sum_{x=x_2}^{x_{max}} H(x)}{\sum_{x=x_{min}}^{x_{max}} H(x)} = A_2\% \quad (2.8)$$

Правильне налаштування A_1 і A_2 сприяє більш точному пошуку оптимальних порогових рівнів l_1 і l_2 . Хорошою евристикою є розгляд A_1 і A_2 , пов'язаних із загальною морфометрією голови. Наприклад, можна очікувати, що $A_2 \ll A_1$ тому що об'єм тканин, яскравіших за білу речовину на T_1 -зваженій МРТ (жир, тверда мозкова оболонка та кістковий мозок), значно менший, ніж об'єм елементів, темніших за сіру речовину (повітря, спинномозкова рідина — ліквор, шкіра та очі).

На рис. 2.17, рис. 2.18 ми демонструємо пошук l_1 і l_2 на тих самих гістограмах рівня сірого на рис. 2.19. В обох випадках, $A_1 = 80\%$ та $A_2 = 20\%$. Це ті самі значення параметрів, які ми використовуємо в даному дослідженні. На графіках на рис. 2.20, рис. 2.21 обчислення l_1 і l_2 (рівняння (2.9)) представлені разом для кращої візуалізації. Крива Гауса, яка визначає l_1 , задана рівнянням. (1), використовуючи $H(x)$ для $x_{min} \leq x \leq x_1$. Аналогічно, крива Гауса, яка визначає l_2 , задана рівнянням. (1), використовуючи $H(x)$ для $x_2 \leq x \leq x_{max}$. Оскільки $A_1 + A_2 = 1$, маємо що $x_1 = x_2$, як показано на графіках. Зверніть увагу, що повернуті порогові рівні дуже схожі на очікувані, як показано на рис. 2.22.

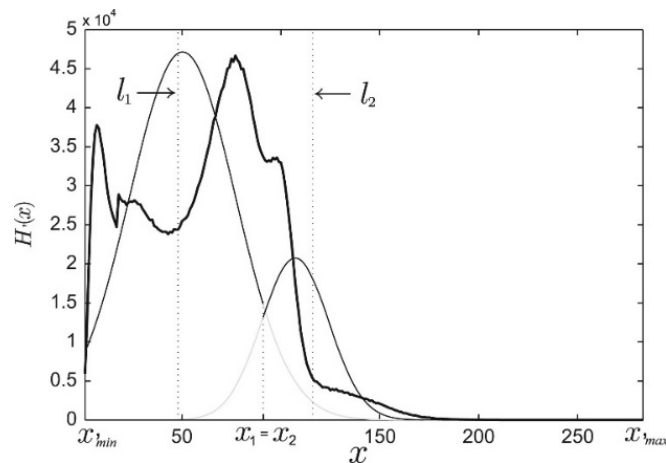


Рисунок 2.23 – Розрахунок l_1 і l_2 , меж піку GM/WM, на гістограмі реального $256 \times 256 \times 160$ вокселів T_1 -зваженого МР зображення

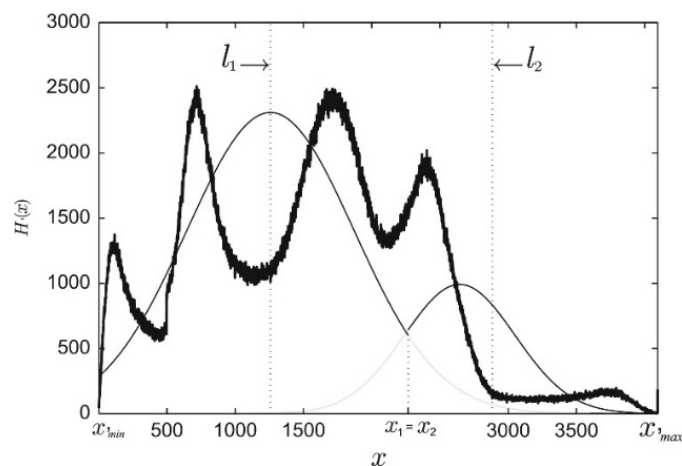


Рисунок 2.24 – Обчислення l_1 і l_2 на гістограмі синтетичного об'єму

Після знаходження порогових рівнів l_1 і l_2 генерується груба двійкова маска M . Вокселі з інтенсивністю, що лежить між l_1 і l_2 , встановлюються як передній (білий), а решта встановлюється як фон (чорний). На (рис. 2.25) проілюстровано маски об'ємів, розглянутих у попередніх прикладах. Перший рядок відповідає реальному об'єму, а другий – синтетичному. Як можна помітити, більшість вокселів мозку, а також вокселів навколо мозку були правильно класифіковані. Це цільова умова для об зберігаючи правильну кінцеву маску за допомогою бінарної математичної морфології. У послідовності ми опишемо набір бінарних морфологічних операцій як показано на рис. 2.26.

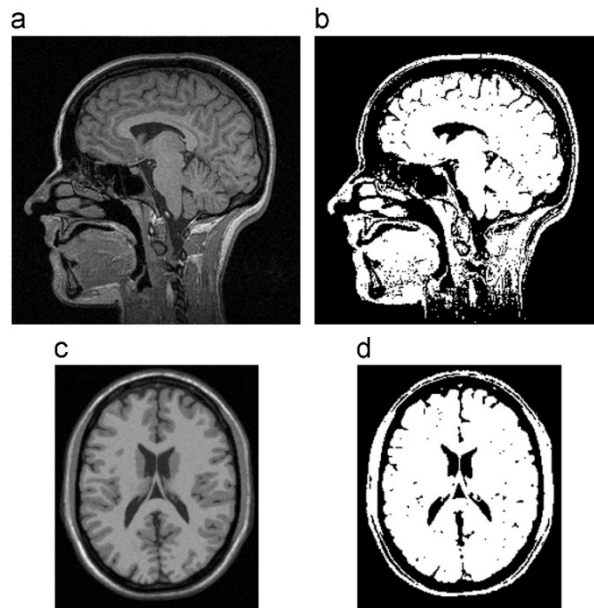


Рис. 2.27 – Початкові бінарні маски, отримані з пороговими рівнями l_1 і l_2 .
 (a) Зріз реального обсягу, використаний у прикладі на рис. 2.28.
 (b) Відповідна бінарна маска.
 (c) Зріз синтетичного об'єму, використаний у прикладі на рис. 2.29.
 (d) Відповідна бінарна маска

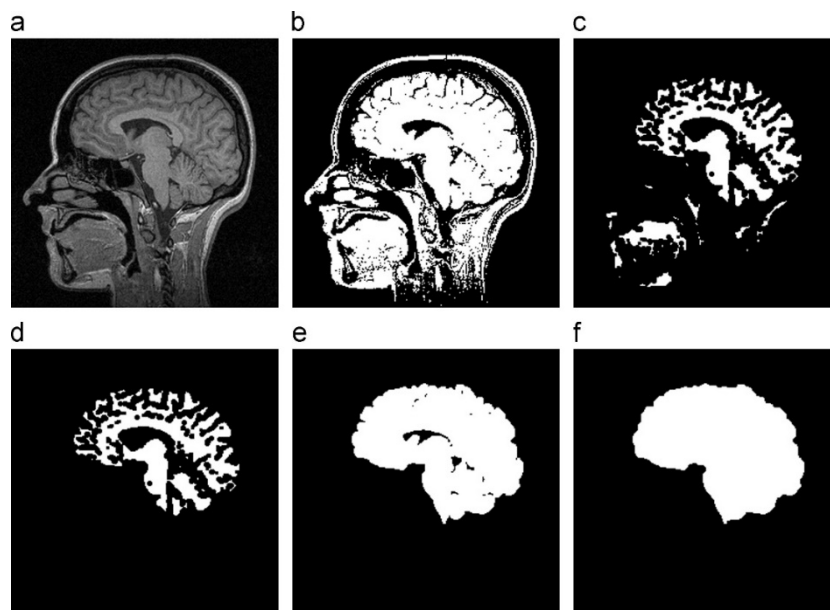


Рис 2.30 – Послідовність бінарних морфологічних операцій, які використовуються для отримання остаточної мозкової маски.
 (a) Фрагмент оригінального зображення.
 (b) Початкова бінарна маска, отримана з пороговими рівнями l_1 і l_2 .
 (c) Бінарна ерозія.
 (d) Найбільший зв'язний компонент.
 (e) Бінарне розширення.
 (f) Заповнення отворів (кінцева маска)

2.2.5 Бінарна математична морфологія

Враховуючи бінарну маску M , сформовану з використанням порогових рівнів l_1 і l_2 , застосовується набір бінарних морфологічних операторів, щоб належним чином виділити область мозку. Послідовність дій виконується так:

- Спочатку початкова маска M розмивається сферичним структурним елементом радіусом 2 мм. Ця операція спрямована на усунення вузьких зв'язків між мозком і прилеглими не-мозковими областями. Цей вид зв'язку є дуже поширеним і має тенденцію до більш інтенсивного виникнення на зображеннях із вищим коефіцієнтом шуму.

- У отриманій масці позначаються суміжні блоки вокселів переднього плану, і зберігається лише найбільший блок. Позначення виконується з урахуванням тривимірної зв'язності шести сусідів (по одному для кожної грані вокселя).

- Отриману маску розширюють сферичним структуруючим елементом радіусом 3 мм.

- У послідовності до отриманої маски застосовано морфологічне бінарне замикання зі сферичним структурним елементом радіусом 3 мм.

- Нарешті, тривимірна операція заповнення отворів застосовується до попереднього результату, створюючи остаточну маску мозку VM .

РОЗДІЛ 3 ФОРМУВАННЯ МРТ ЗОБРАЖЕНЬ ДЛЯ РІЗНИХ ПАРАМЕТРІВ ФАЗО-ЧАСТОТНОГО КОДУВАННЯ СИГНАЛІВ

3.1 Властивості МРТ-зображення, зважених за релаксаційними характеристиками

Сьогодні в медичній практиці широко використовується магнітно-резонансна томографія (МРТ). Це дозволяє отримати просторовий розподіл характеристик біологічних тканин. В основі таких характеристик лежить визначення просторової концентрації протонів, які входять до складу молекулярної структури тканин. Головною перевагою таких методів діагностики є відсутність порушення цілісності досліджуваного біологічного об'єкта. Інформативність сучасних діагностичних методик знаходиться на високому рівні. Але розвиток сучасних обчислювальних можливостей підвищує зацікавленість у винаході та впровадженні нових оригінальних методів обробки сигналів і відновлення томограм.

Варто зазначити, що ці тенденції розвитку діагностичних методик із застосуванням нових математичних методів вимагають нових інженерних рішень для апаратної частини томографів. Дана робота присвячена вивченню впливу апаратних особливостей на якість реконструкції томограм. Зокрема, розглянуто інформаційну залежність вихідних діагностичних характеристик від граничної точності системи формування поперечних градієнтів магнітного поля. Компонент градієнта магнітного поля є однією з важливих частин просторово контрольованого вибіркового явища збудження ядерного магнітного резонансу.

Ці результати актуальні зараз у зв'язку з розробкою нових видів мобільного медичного обладнання, нових діагностичних технологій та нових методів інтерпретації магнітно-резонансних зображень [44, 45].

Актуальними завданнями підвищення інформативності МРТ можна назвати корекцію магнітного поля при вимірюванні даних [46]; створення нових пристроїв на основі дуже низького рівня магнітних полів [47, 48]; оцінка

залежності якості МР від перерозподілу випромінювання між частинами приймача [49]. Методи корекції випадкових змін фази, викликаних нестабільністю магнітного поля, запропоновані в [50, 51]. Високоєфективні методи аналізу складу вокселів для кількох отриманих зображень запропоновані в [52].

3.1.1 Методи моделювання нестабільності градієнта поля

У якості модельного об'єкта дослідження були взяті реальні томографічні зображення (рис.3.1).

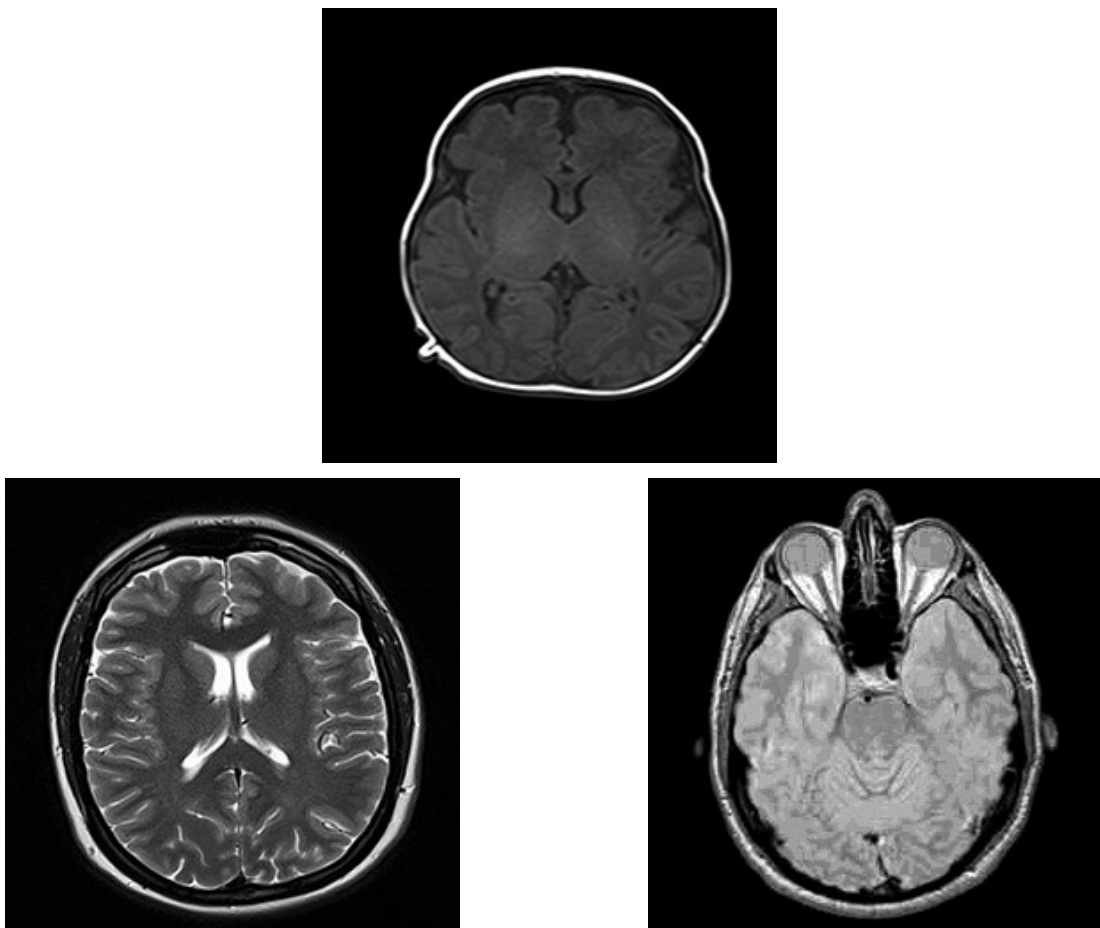


Рисунок 3.1 – Зважене МРТ–зображення:

- а) за часом спин- граткової релаксації $T_1(x,y)$;
- б) за часом спин-спінової релаксації $T_2(x,y)$;
- в) за спіноюю густиною $\rho(x,y)$.

Для цих зображень було розраховано сигнал спаду вільної індукції. При розрахунку сигналу була змодельована нестабільність градієнтної системи. Для цих завдань використовувалося оригінальне власне програмне забезпечення.

Розглянуто три типи томографічних зображень зрізу в області головного мозку, які були побудовані на основі просторового розподілу спінової густини, часів спін-спінової та спін-граткової релаксації. Тип зважування томограми визначається при плануванні томографічного експерименту і залежить від меж однієї імпульсної послідовності між радіочастотними (РЧ) імпульсами збудження [53]. Різні види томограм несуть дещо різну інформативність. З одного боку, вони описують фізіологічну структуру об'єкта в області дослідження. Зважування за часом релаксації дозволяє поглиблено вивчати метаболічні, запальні та інші явища з урахуванням їх просторової локалізації. Значення релаксаційних характеристик тканин мозку при постійному магнітному полі 1,5 Тл наведено в табл. 3.1.

Таблиця 3.1 - Типовий час спін-спінової та спін-граткової релаксації для тканин мозку

Біологічна тканина	Час релаксації	
	T_1 , мс	T_2 , мс
Сіра речовина	920	100
Біла речовина	785	90
Набряк	1100	110

Використання методики розрахунку сигналу спаду вільної індукції (FID) за вже зробленими томограмами є дуже виправданим, оскільки відомий математичний опис вимірюваного сигналу і немає необхідності проводити експеримент, де об'єктом вимірювання є пацієнт. [54]

Подібний підхід до моделювання динаміки спінової релаксації успішно застосований у галузі прикладної фізики матеріалознавства [55].

3.1.2 Математична модель для корекції сигналу спаду вільної індукції

Сигнал спаду вільної індукції (FID) у загальному вигляді можна представити виразом (3.1)

$$S(t_1, t_2) = \sum_{x,y} \rho(x, y) \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1(x,y)}} \right) \cdot e^{-\frac{TE}{T_2(x,y)}} \cdot e^{[i\gamma(xG_x t_1 + yG_y t_2)]} \quad (3.1)$$

де $\rho(x, y)$ – спінова густина;

$T_1(x, y)$ – тривалість спін-граткової релаксації;

$T_2(x, y)$ – тривалість спін-спінової релаксації;

TE – тривалість спінового відлуння;

TR – тривалість повторення.

Цей вираз у цілому може описати сигнал спаду вільної індукції, який можна отримати за допомогою послідовності імпульсів спін-ехо.

Зваженість зображення залежить від густини розподілу протонів і від двох типів процесів спінової релаксації. Один із цих факторів максимально проявляється в кінцевих результатах діагностики, що визначаються співвідношенням типових часів релаксації з параметрами імпульсної послідовності TR і TE .

Координати в градієнтному K -просторі можна записати як (3.2)

$$k_{x,y} = \gamma G_{x,y} t_{1,2}, \quad (3.2)$$

де γ – гіромагнітне відношення для водню;

$G_{x,y}$ – значення градієнта магнітного поля;

$t_{1,2}$ – параметри послідовності імпульсів, які змінюються на кожному циклі повторення і відповідають за фазове та частотне кодування сигналів.

Для генерування чисел нормального розподілу ймовірностей використовувалися властивості центральної граничної теореми [56, 57]. У роботі передбачається моделювання нестійкості градієнтних систем шляхом опису гауссоподібного закону розподілу ймовірностей відносно експериментальних точок у K -просторі (3.3) [58, 59, 60, 61, 62]:

$$F(\tilde{k}) = \frac{1}{\sigma_{\tilde{k}} \sqrt{2\pi}} \exp \left[-\frac{(\tilde{k} - m_k)^2}{2\sigma_{\tilde{k}}^2} \right], \quad (3.3)$$

Де випадкова величина в K -просторі дорівнює $\tilde{k} = |\Delta \vec{k}|$, $\vec{k} = |\Delta k_x, \Delta k_y|$, σ_x – середньоквадратичне відхилення для випадкової величини x , m_x – математичне очікування.

Використовуючи власний програмний модуль, ми генеруємо набір випадкових чисел, які описуються рівномірним законом розподілу. Сума розрахована для цих цифр визначається виразом (3.4)

$$X = \sum_{i=1}^N x_i, \quad (3.4)$$

Після цього проміжне значення параметра становить (3.5)

$$P = (X - m_x) / \sigma_x. \quad (3.5)$$

Після цього випадкова величина перетворюється в іншу величину, яка описується іншим законом розподілу (3.6) [58, 63].

$$\tilde{k} = \sigma_x \cdot P + m_x. \quad (3.6)$$

Положення точки в k -просторі визначається випадковим зсувом визначеним виразами (3.7) і (3.8), описаним вище.

$$\hat{k}_x = k_x^0 + \Delta\tilde{k}_x; \quad (3.7)$$

$$\hat{k}_y = k_y^0 + \Delta\tilde{k}_y \quad (3.8)$$

Цей ймовірнісний характер визначається зсувом значень величини градієнтів магнітного поля (3.9) і (3.10)

$$\hat{k}_x = k_x^0 + \Delta\tilde{k}_x; \quad (3.9)$$

$$\hat{k}_y = k_y^0 + \Delta\tilde{k}_y \quad (3.10)$$

Положення точок вимірювань у просторі градієнта K можна умовно представити регулярною сіткою вимірювань (рис.3.2).

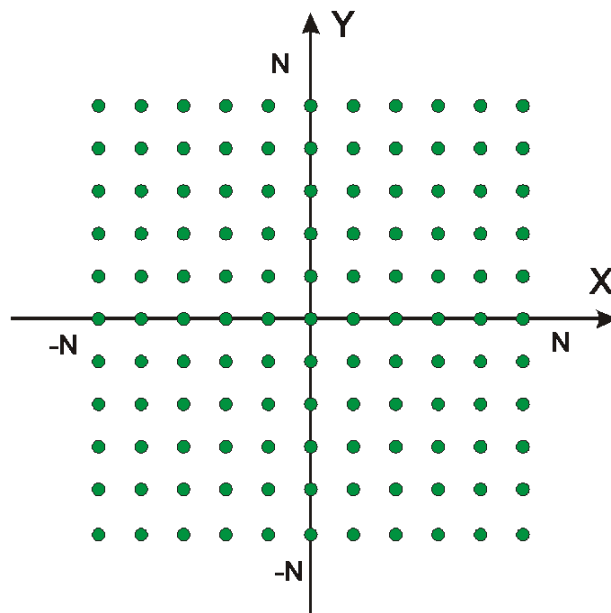


Рисунок 3.2 – Регулярна сітка координат точок зображення сигналу спаду вільної індукції в K -просторі.

Відповідно до розглянутої моделі відхилень точок у K -просторі, положення точки можна помістити в область круглої форми де імовірність положення відображена градієнтною заливкою (рис. 3.3).

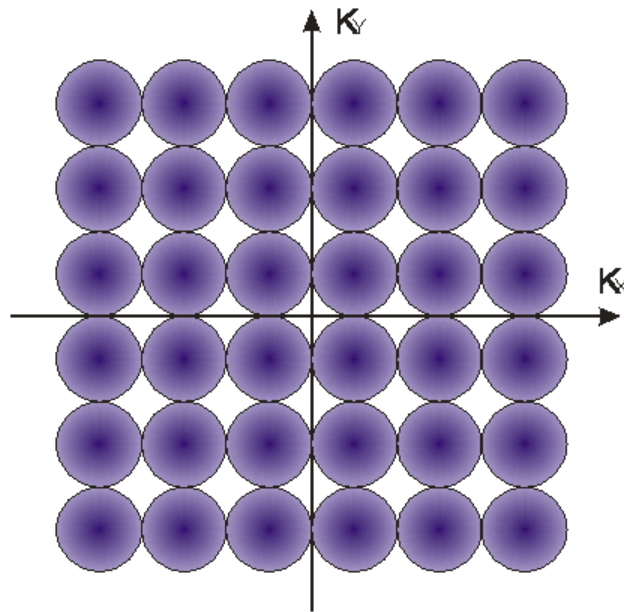


Рисунок 3.3 – Сигнал спаду вільної індукції із відхиленням координат від регулярної сітки в k -просторі.

Центральна точка просторового розподілу збігається з точкою регулярної сітки, коли відхилення вимірювань моделюються відповідно до нормального закону розподілу ймовірностей (рис.3.2).

В іншому випадку істотно порушуються принципи впорядкованого розміщення точок у k -просторі.

3.1.3 Реалізація відтворення імпульсних послідовностей для реальних МРТ зображень

Для МРТ-зображень, показаних на рис. 3.1, сигнал спаду вільної індукції розраховувався відповідно до виразу (3.1).

Виконано 36 загальних циклів моделювання роботи МР-сканерів для кожного з 3-х модельних об'єктів. Для кожного циклу в якості параметра було встановлено стандартне відхилення точки вимірювання в k -просторі.

Кожен цикл роботи включає наступні кроки:

- розрахунок матриці сигналів розмірністю $W \times W$, в дослідженні томограми були переведені в розмір з $W=256$;
- генерація рядів випадкових величин з рівномірним законом розподілу імовірностей;
- перерахунок такого ряду у випадкову величину, яка описується законом розподілу ймовірностей Гауса (2);
- коригування значень сигналу спаду вільної індукції для кожної точки градієнтного k -простору;
- отримання цілісної матриці сигналів спаду вільної індукції;
- реконструкція отриманих МРТ зображень за допомогою зворотного перетворення Фур'є для точок (\hat{k}_x, \hat{k}_y) .

3.1.4 Обробка модельних об'єктів

Відповідно до описаної методики в якості об'єкта вимірювань використовується реальна томограма рис. 3.1 б,) [64]. Набір сигналів (3.1) розраховується з використанням зазначеної томограми як об'єкта. Після цього проводиться зворотна реконструкція томограми з отриманого масиву сигналів. За цим методом реалізовано модельний експеримент по реконструкції томограм в різних умовах реєстрації сигналу. [65]

Результати реконструкції для зваженої за спіною густиною томограми для різних значень точок (\hat{k}_x, \hat{k}_y) у K -просторі середньоквадратичного відхилення B показані на рис. 3.4–3.12.

Для уточнення візуального аналізу наведено 3 із 12 реконструйованих зображень для кожного об'єкта для відносно більшого, середнього та малого значення середньоквадратичного відхилення.



Рисунок 3.4 – МРТ-зображення, зважене за спіною густиною $\rho(x,y)$ для $\sigma = 20\%$ реконструкції.

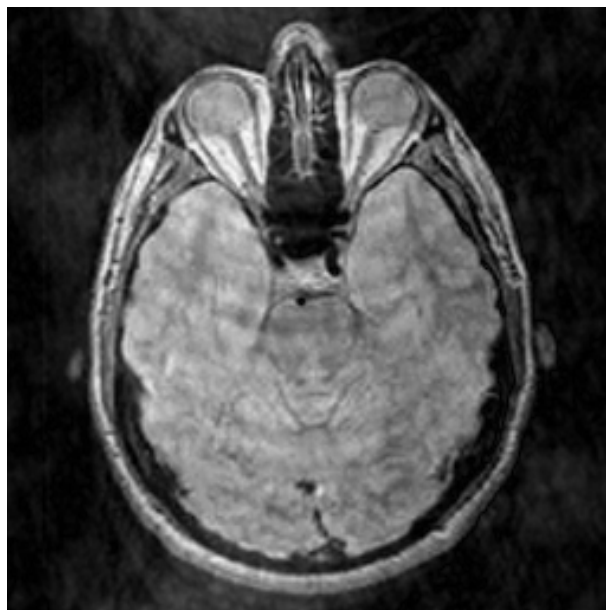


Рисунок 3.5 – МРТ-зображення, зважене за спіною густиною $\rho(x,y)$ для $\sigma = 8.3\%$ реконструкції.

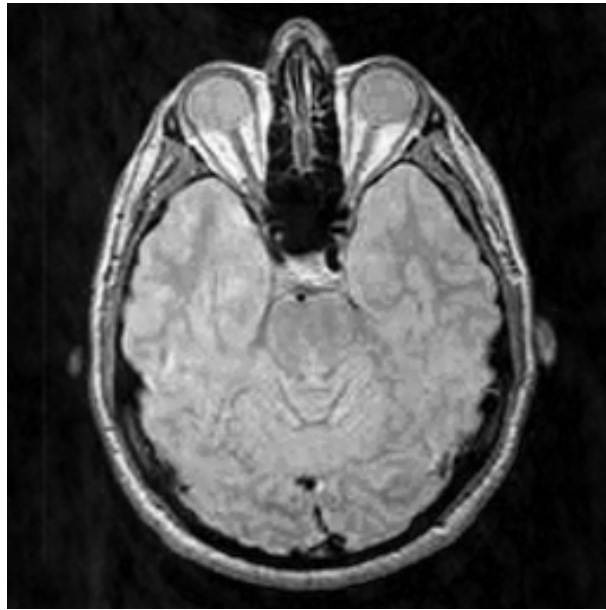


Рисунок 3.6 – МРТ-зображення, зважене за спіноюю густиною $\rho(x,y)$ для $\sigma = 4\%$ реконструкції.

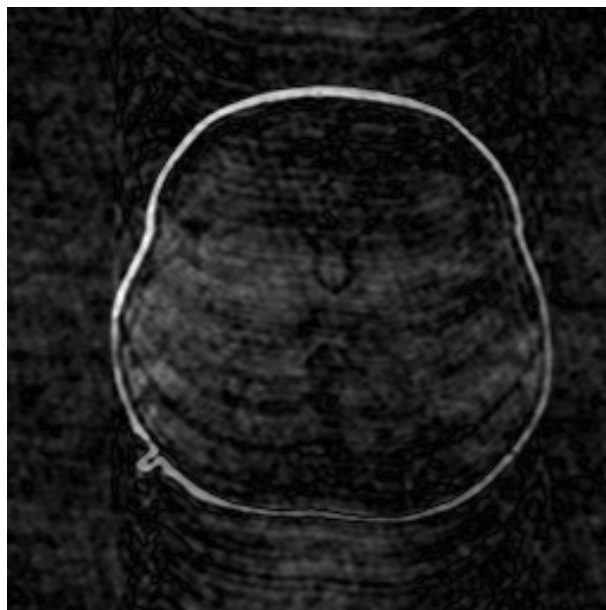


Рисунок 3.7 – МРТ-зображення, зважене за часом спіно-граткової релаксації T_1 для $\sigma = 20\%$ реконструкції.

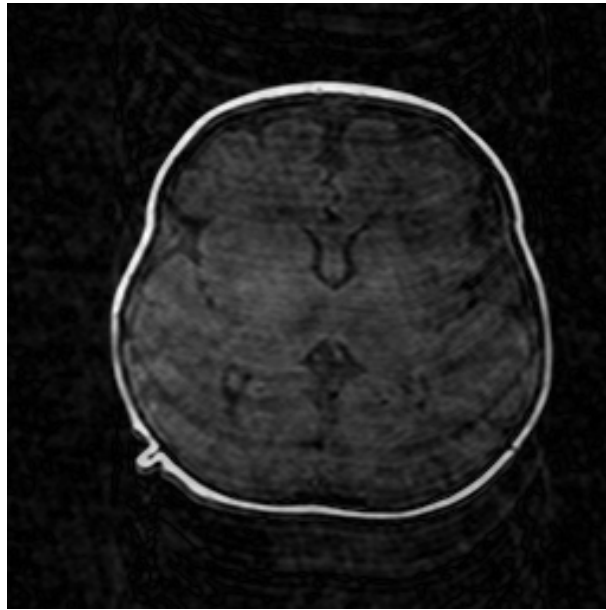


Рисунок 3.8 – МРТ-зображення, зважене за часом спіно-граткової релаксації T_1 для $\sigma = 8.3$ % реконструкції.

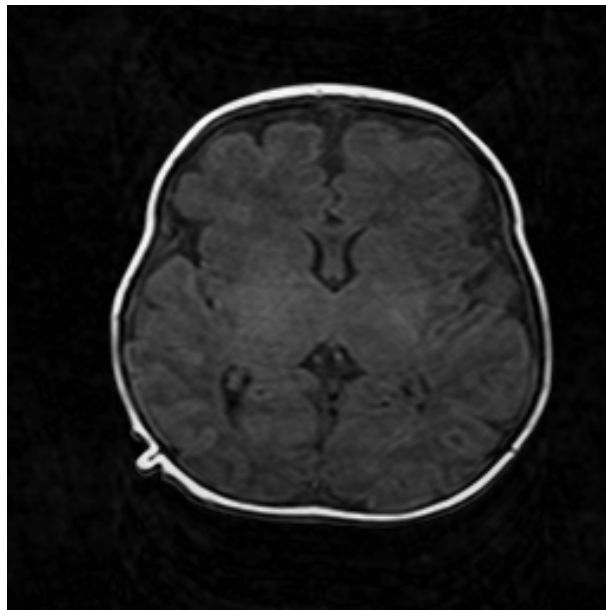


Рисунок 3.9 – МРТ-зображення, зважене за часом спіно-граткової релаксації T_1 для $\sigma = 4$ % реконструкції.

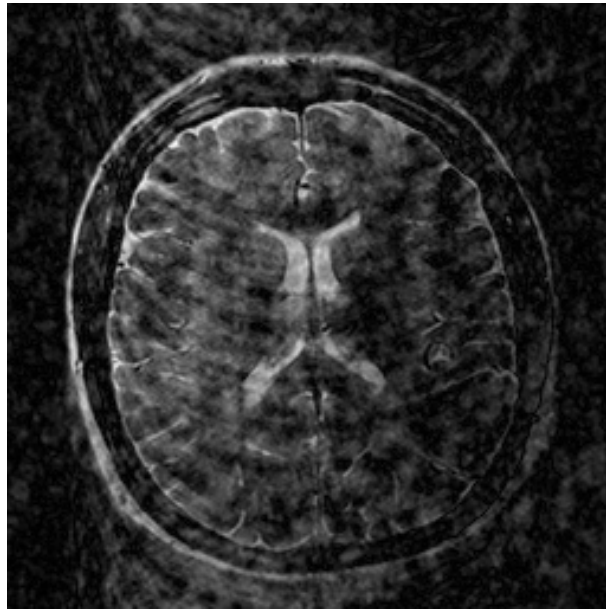


Рисунок 3.10 – МРТ-зображення, зважене за часом спінової релаксації T_2 для $\sigma = 20\%$ реконструкції.

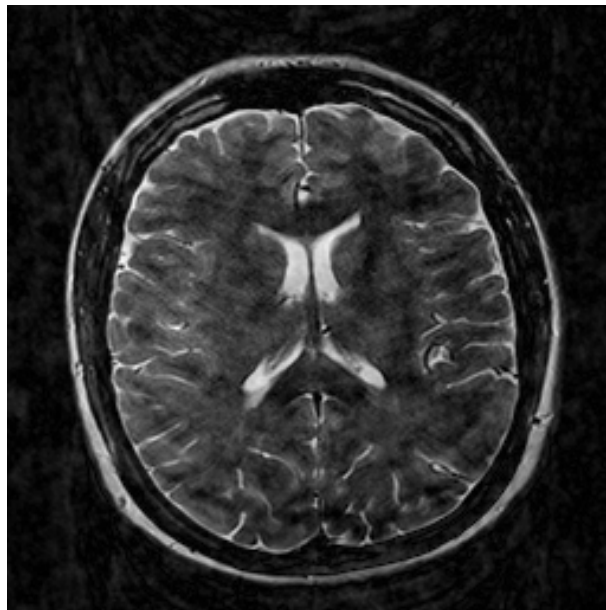


Рисунок 3.11 – МРТ-зображення, зважене за часом спінової релаксації T_2 для $\sigma = 8.3\%$ реконструкції.

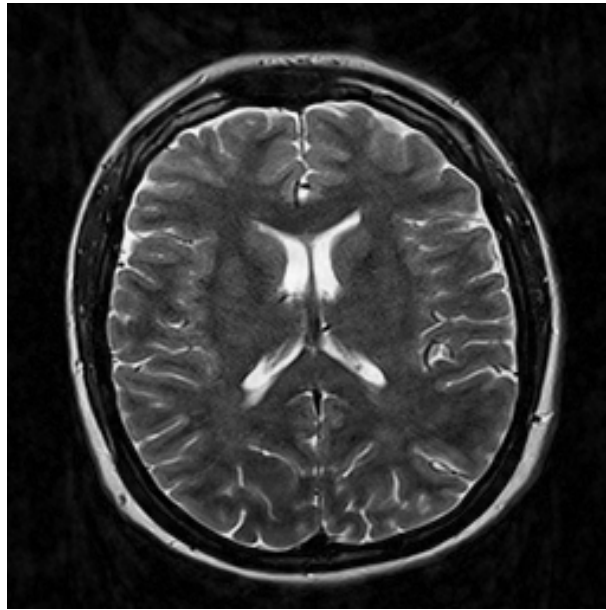


Рисунок 3.12 – МРТ-зображення, зважене за часом спінової релаксації T_2 для $\sigma = 4\%$ реконструкції.

3.1.5 Оцінка якості МРТ-зображення для різного ступеня нестабільності градієнтів

Для отримання кількісної оцінки якості реконструкції розраховано коефіцієнт парної кореляції Пірсона (3) двох зображень (табл. 3.2–3.4). Одне з цих зображень відновлюється для регулярно розташованих сигналів у К-просторі, а друге зображення отримується для нерегулярної сітки. [66]

$$C = \frac{\sum_{i,j} (I_{i,j} - \bar{I}) \cdot (ID_{i,j} - \overline{ID})}{\sqrt{\sum_{i,j} (I_{i,j} - \bar{I})^2} \cdot \sqrt{\sum_{i,j} (ID_{i,j} - \overline{ID})^2}}, \quad (3.11)$$

де $I_{i,j}$ та $ID_{i,j}$ – значення елементів, відновлених зображень за регулярною та нерегулярною сіткою даних відповідно;
 \bar{I} і \overline{ID} – середні значення для всього масиву відповідно.

Таблиця 3.2 - Залежність коефіцієнта кореляції від σ для зважених за спіноюю густиною МР-зображень із різним ступенем нестабільності градієнтів

Середньоквадратичне відхилення σ , %	Коефіцієнт кореляції C
20,0	0,758
16,7	0,835
14,3	0,880
12,5	0,910
11,1	0,929
10,0	0,943
9,1	0,954
8,3	0,961
7,1	0,972
6,3	0,978
5,0	0,986
4,0	0,993

Таблиця 3.3 - Залежність коефіцієнта кореляції від σ для реконструйованих зважених за часом спін-граткової релаксації T_1 МР-зображень, з різним ступенем нестабільності градієнтів

Середньоквадратичне відхилення σ , %	Коефіцієнт кореляції C
20,0	0,693
16,7	0,753
14,3	0,857
12,5	0,907
11,1	0,921
10,0	0,932
9,1	0,953
8,3	0,956
7,1	0,974
6,3	0,979
5,0	0,988
4,0	0,991

Таблиця 3.4 - Залежність коефіцієнта кореляції від σ для реконструйованих зважених за часом спін-спінової релаксації T_2 МР-зображень, з різним ступенем нестабільності градієнтів

Середньоквадратичне відхилення σ , %	Коефіцієнт кореляції C
20,0	0,658
16,7	0,734
14,3	0,849
12,5	0,904
11,1	0,914
10,0	0,926
9,1	0,948
8,3	0,950
7,1	0,972
6,3	0,976
5,0	0,985
4,0	0,990

Для порівняння ступеня впливу поперечної нестабільності магнітного поля на просторовий розподіл спінової густини (верхня крива) та характеристик спінової релаксації (дві нижні криві) наведено графік на (рис. 3.13).

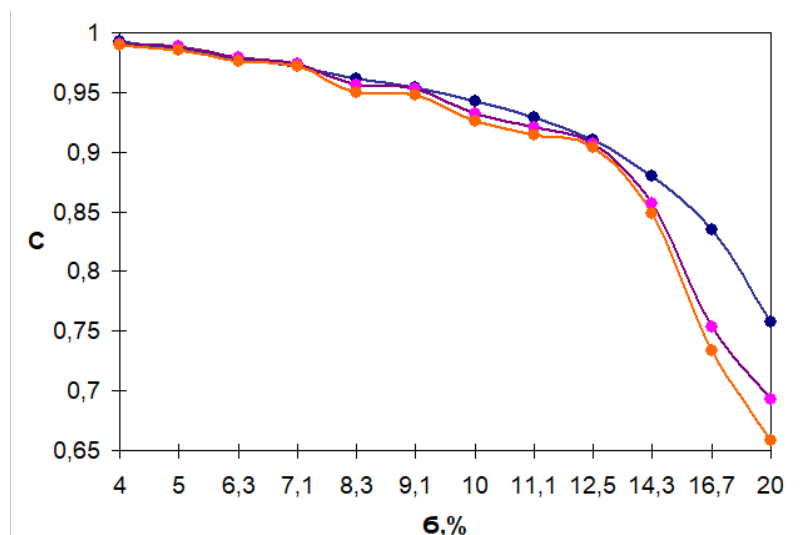


Рисунок 3.13 – Залежність коефіцієнта кореляції від відхилення точки в K -просторі для різного типу зваженості реконструйованих МР-зображень.

На цьому графіку синя крива відповідає реконструкції 12 зображень, зважених за спіноюю густиною ρ , фіолетова крива відповідає 12 зображенням, зваженим за часом спін-спінової релаксації T_1 , жовта крива відповідає 12 зображенням, зваженим за часом спін-спінової релаксації T_2 . Точки на графіку представляють усереднене значення коефіцієнта кореляції для кожного значення параметра неідеальності σ для кожного типу зваженості, повтореного 5 разів. Відносна похибка для розрахованих значень коефіцієнта кореляції складає $<1\%$.

3.2 Модифікація градієнтів магнітних полів фазо-частотного кодування сигналів під час магнітно-резонансної візуалізації для регуляризації даних

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) – один з методів візуалізації внутрішніх органів людини, що найбільш широко використовуються, в медицині. Метод заснований на принципі просторово селективного збудження явища ядерного магнітного резонансу (ЯМР) та подальшого вимірювання та обробки сигналу відгуку. У прикладній області умови виникнення ЯМР створюються, як правило, для протонів. Спеціалізовані діагностичні технології отримання та розшифрування сигналів використовуються не тільки для отримання діагностичної медичної інформації у вигляді зображень структур тканин, але й для дослідження біологічних та фізичних властивостей молекул [64]. Розвиток нових технологій пов'язаний з необхідністю підвищення інформативності, зменшення часу сканування, використанням, наскільки можливо, слабших магнітних полів. Досягнення таких цілей можливе завдяки використанню нових математичних методів роботи з великими масивами виміряних даних. На практиці часто виникає проблема нестабільності просторових параметрів градієнтів магнітного поля в магнітно-резонансному томографі при проведенні вимірювань [44, 46, 47, 49], а якість томограм, своєю чергою, залежить від них. Роздільна здатність зображення визначає якість

томограм: їх деталізацію, чіткість елементів зображення чи його розмитість. Розмірність томограми пов'язана з розміром вокселя, як мінімального досліджуваного елемента об'єму, що визначається набором кроків частотного та фазового кодування сигналів. Кількість кроків кодування за частотою та фазою в різних напрямках у площині зображення зазвичай називають розміром матриці сигналу відгуку [67]. На роздільну здатність зображення впливає не тільки розмір матриці, але також товщина зрізу зображення та поле огляду. При фіксуванні деяких параметрів та зміні інших можливо отримати зображення високої роздільної здатності за рахунок іншого параметра, наприклад часу сканування. Збільшивши поле огляду в будь-якому з напрямків, можна збільшити розмір вокселя, при цьому зменшуючи роздільну здатність зображення і навпаки. Товщина зрізу визначає глибину параметра вокселя планарної візуалізації. При проведенні тривимірних побудов використовується фазове кодування в напрямку поздовжньої осі, що дозволяє отримати меншу товщину зрізу, ніж при використанні двовимірної планарної візуалізації. Зменшивши товщину зрізу, пропорційно до кількості зрізів збільшується час сканування. Сьогодні існує багато досліджень, спрямованих на отримання реконструйованих томографічних зображень зі збільшеною роздільною здатністю при незмінних параметрах сигнал-шум і часу сканування [68]. Проблема нестабільності градієнта магнітного поля також є об'єктом досліджень при отриманні зображень з високою роздільною здатністю [58]. Відомі методики отримання магнітно-резонансних зображень високої роздільної здатності, виходячи з зображень нижчої роздільної здатності, які базуються на схемах розріджування даних та обробці даних у просторовій частотній області [69]. Таким чином, у роботі [70] розглянуто загальні принципи отримання томограм збільшеної роздільної здатності з урахуванням їхньої адаптації до умов проведення томографічного експерименту для об'єктів, що рухаються. Викладені в [71] результати присвячені завданням обробки цифрового сигналу за наявності спотворень форми сигналу та наявності адитивного шуму Гауссоподібного

профілю. Також розроблено математичну модель опису спотворень відомих та випадкових сигналів у завданнях розпізнавання даних [72].

Досліджується вплив нестабільності градієнтів магнітного поля на якість зображень, а також можливість збільшення їхньої роздільної здатності.

3.2.1 Методи дискретизації та кодування сигналів

Для вимірювання сигналу відгуку використовується серія повторень магнітно-резонансної послідовності збудження просторово неоднорідних спинових релаксацій за допомогою радіочастотних імпульсів збудження. Об'єкт при цьому знаходиться в магнітному полі величиною порядку 1-10 Тл, фазо-частотне кодування проводиться за допомогою градієнтних систем формування неоднорідного магнітного поля, сигнал від об'єкта, що досліджується, вимірюється приймальними антенами. В ідеальному випадку реконструкція томограм методами Фур'є Зейматографії використовує так звану регулярну сітку вимірювань у просторі поперечного градієнта магнітного поля. Але умови регулярності часто не виконуються. В роботі [58, 73] досліджено залежність характеристик відновлення від значень параметрів нерегулярності. Використання вимірювань даних сигналу вільної індукції для кількох значень орієнтації просторових осей градієнтів магнітного поля томографічної системи дає можливість збільшити розмірність реконструйованих магнітно-резонансних зображень та зменшити негативний вплив нерегулярності просторових вимірювань у K – просторі [74, 75, 76].

У дослідженні було використано дві томограми мозку людини, зважені за параметрами розподілу спинової щільності, що залежить від концентрації протонів. Ці томографічні зображення були використані як об'єкти для розрахунку сигналу відгуку, за яким проведено реконструкцію томограм.

3.2.2 Імовірнісний підхід формування нерегулярних вимірів

При отриманні магнітно-резонансного томографічного зображення системою керування реалізується повторення імпульсної магнітно-резонансної послідовності. В результаті таких вимірювань приймальна система томографа реєструє набір сигналів, які можуть бути описані наступним математичним виразом (3.12)

$$S(k_x, k_y) = S_0 \sum_{x,y} \rho(x,y) \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR}{T_1(x,y)}} \right) \cdot e^{-\frac{TE}{T_2(x,y)}} \cdot e^{i(k_x x + k_y y)}. \quad (3.12)$$

Розглядаються томографічні розподіли, отримані за умови зважування спінової густини $\rho(x,y)$. Загалом, тип розподілу, а саме зважений він за спіновою густиною, часом спін-спінової або спін-граткової релаксації визначається тимчасовими параметрами радіочастотних імпульсів – їх тривалістю та інтервалами між ними.

У попередньому виразі (3.1) було введено такі величини: (k_x, k_y) — точка в \mathbf{K} -просторі, яка знаходиться виразом (3.2) $k_{x,y} = \gamma \mathbf{G}_{x,y} t_{1,2}$, γ – гіромагнітне відношення для водню; $\mathbf{G}_{x,y}$ – значення градієнта магнітного поля; $t_{1,2}$ – параметри послідовності імпульсів, які змінюються на кожному циклі повторення і відповідають за фазове та частотне кодування сигналів, тобто значення тривалості імпульсів градієнтів магнітного поля.

Умовно положення точки в \mathbf{K} -просторі можна описати сумою двох виразів (3.13) і (3.14). Перше вираз описує положення точки в регулярній сітці, а друге - відхилення від неї (рис.3.14).

$$k_x = k_x^0 + \Delta k_x; \quad (3.13)$$

$$k_y = k_y^0 + \Delta k_y. \quad (3.14)$$

Аналогічно, можна уявити значення поперечних градієнтів магнітного поля у вигляді регулярної та ймовірнісної складової, вираженої рівняннями (3.15) і (3.16):

$$\mathbf{G}_x = \mathbf{G}_x^0 + \Delta\mathbf{G}_x; \quad (3.15) \quad \mathbf{G}_y = \mathbf{G}_y^0 + \Delta\mathbf{G}_y. \quad (3.16)$$

Характер ймовірнісної складової залежить від безлічі незалежних факторів, серед яких вплив шумів радіочастотного випромінювання імпульсів збудження, відхилення від заданих параметрів градієнтних котушок формування магнітного поля в різних точках простору об'єкта, що досліджується, досить довільна локальна структура досліджуваного об'єкта, внаслідок чого можливі прояви резонансу. Відповідно до центральної граничної теореми, комплекс викладених причин у сукупності дозволяє вважати за доцільне застосування закону розподілу ймовірності Гауса для моделювання випадкових відхилень.

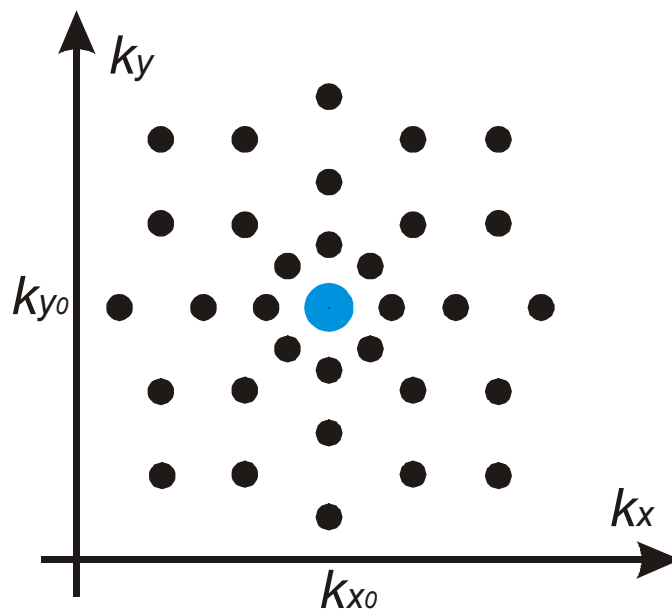


Рисунок 3.14 – Положення вимірюваної точки в градієнтному \mathbf{K} -просторі

Використання як об'єкт дослідження реальних томограм вимагає реалізацію програмних алгоритмів розрахунку сигналів та подальшої

реконструкції. Засоби програмних розробок зазвичай мають вбудовані функції генерування випадкових чисел, які описуються рівномірним законом розподілу ймовірності. При реалізації розглянутого експерименту створено власний генератор випадкових чисел, що описуються нормальним законом розподілу ймовірності.

Таким чином, для моделювання роботи приймальної системи томографа було використано процедуру генерування даних, що описуються нормальним законом розподілу ймовірності. Розподіл ймовірності величин випадкової змінної, згідно з нормальним законом, має вигляд (3.17):

$$F(\tilde{k}) = \frac{1}{\sigma_{\tilde{k}} \sqrt{2\pi}} \exp \left[-\frac{(\tilde{k} - m_{\tilde{k}})^2}{2\sigma_{\tilde{k}}^2} \right]. \quad (3.17)$$

Де випадкова змінна координати відхилення точки в \mathbf{K} -просторі становить (3.18):

$$\tilde{k} = \sqrt{(\Delta k_x)^2 + (\Delta k_y)^2}. \quad (3.18)$$

При цьому середньоквадратичне відхилення величини \tilde{k} позначається як $\sigma_{\tilde{k}}$, відповідно математичне очікування, як $m_{\tilde{k}}$.

Процес моделювання випадкових величин, що описуються нормальним розподілом ймовірності починається з генерування n випадкових значень x_i , що характеризуються гаусовим законом розподілу ймовірності. Для цих значень x_i аналогічно виразу (3.4) обчислено їх суму (3.19)

$$w = \sum_{i=1}^N x_i, \quad (3.19)$$

Для значень математичних очікувань m_w та середньоквадратичних відхилень σ_w начвна залежність (3.20), а для середньоквадратичного відхилення –(3.21);

$$\sigma_w : m_w = n/2; \quad (3.20) \quad \sigma_w = \sqrt{12/n}. \quad (3.21)$$

Процес перетворення набору значень з одного просторового розподілу ймовірності на інше можна представити за допомогою виразу (3.22) [58, 63]:

$$\tilde{k} = \sigma_{\tilde{k}} \cdot \frac{w - m_w}{\sigma_w} + m_{\tilde{k}}. \quad (3.22)$$

3.2.3 Статистичні характеристики реконструйованих магнітно-резонансних зображень

Для моделі об'єкта зображення процес запису сигналу відгуку було зроблено кількох напрямів орієнтації градієнтів поперечної намагніченості магнітного поля томографічної системи у площині XOY . Ця площина є паралельною зрізу об'єкта, що описується розглянутими томограмами. Початкове положення відповідає куту $\alpha = 0^\circ$, наступні два $\alpha = 22,5^\circ$ та $\alpha = 45^\circ$. Для набору значень параметра кожного з кутових напрямів було отримано масив значень сигналу спаду вільної індукції. Після чого було проведено реконструкцію зображень. Якість отриманих зображень було оцінено за допомогою порівняння їх із реконструйованими зображеннями, для яких не була змодельована нестабільність положення точок у \mathbf{K} -просторі.

Для кількісного порівняння друга томограма була реконструйована для такого самого кута повороту. Як кількісний параметр був використаний парний коефіцієнт кореляції початкового томографічного зображення, яке було

використано, як модельний об'єкт для отримання набору кодованих сигналів відгуку та відновленого зображення з такого ж масиву сигналів. Значення отриманих коефіцієнтів кореляції відповідно рис.3.15, наведено у табл. 3.5.

Таблиця 3.5 - Коефіцієнт кореляції реконструйованих зображень зрізу 1 для значень параметрів нестабільності та значень кута повороту

Середньоквадратичне відхилення $\sigma_{\bar{k}}$, %	Коефіцієнт кореляції реконструйованих зображень		
	$\alpha = 0^\circ$	$\alpha = 22,5^\circ$	$\alpha = 45^\circ$
5	0,82295	0,826994	0,830871
7	0,854977	0,861436	0,868379
8	0,938247	0,893777	0,897102
9	0,942374	0,944751	0,94153
10	0,962107	0,939003	0,93921
12	0,984387	0,983381	0,983381
14	0,981527	0,982091	0,976774
16	0,986031	0,987232	0,982373
20	0,991197	0,99252	0,988841

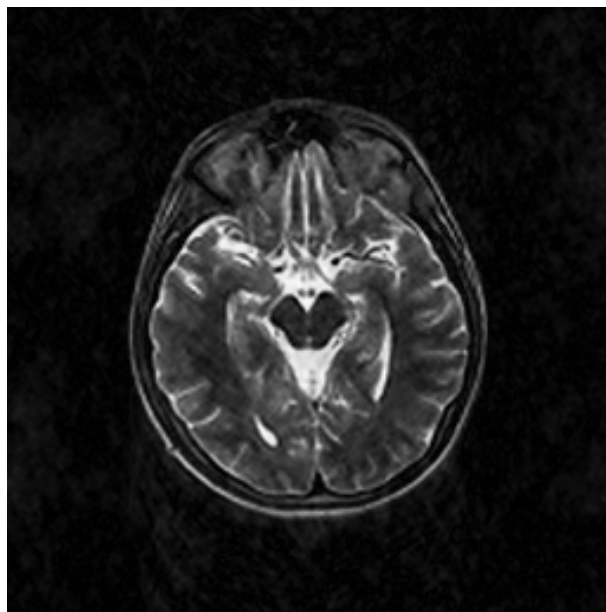
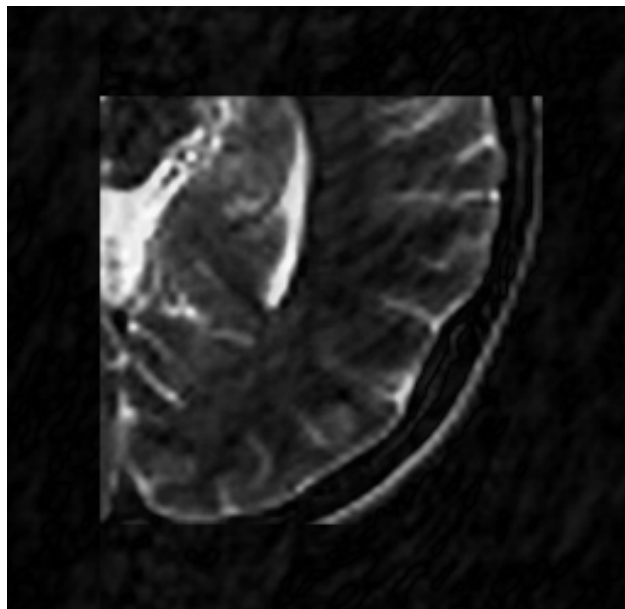
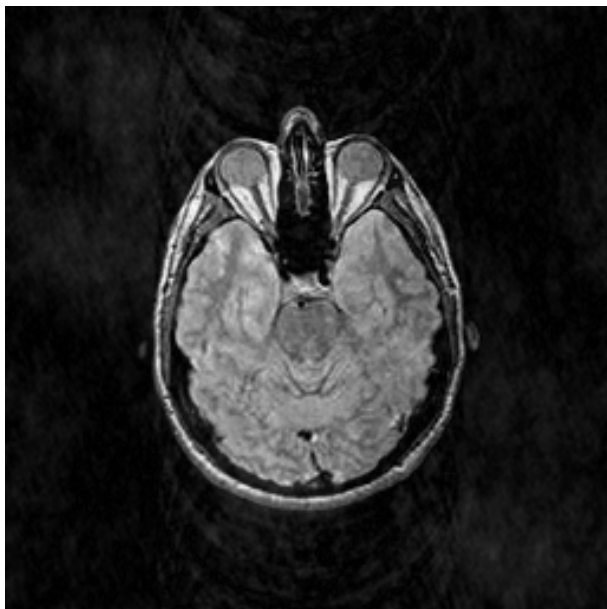


Рисунок 3.15 – Магнітно-резонансне зображення зрізу 1, реконструйоване при $\sigma_{\bar{k}}=12$, $\alpha = 0^\circ$

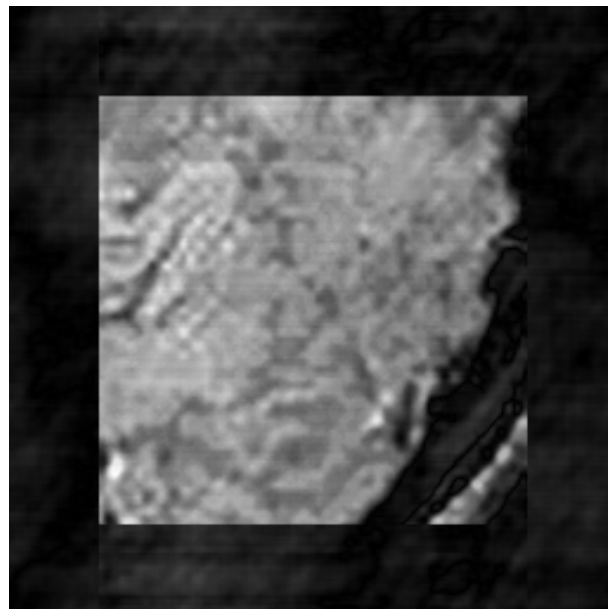
Значення параметру $\sigma_{\bar{k}}=12$ є граничним для якості реконструйованої томограми. Ще три зображення були отримані для цього значення (рис. 3.16 а)-в).



а)



б)



в)

Рисунок 3.16 – Магнітно-резонансне зображення зрізів, реконструйоване при $\sigma_{\bar{k}}=12$, $\alpha=0^\circ$:
а – зріз 2; б – зріз 3; в – зріз 4.

Коефіцієнт кореляції реконструйованих зображень для значень параметрів нестабільності та значень кута повороту відповідно рис. 3.16 а)–в), наведені в табл. 3.6.

Таблиця 3.6 - Коефіцієнт кореляції реконструйованих зображень зрізів при нестабільності $\sigma_{\bar{k}}=12$ та куту повороту α від 0° до 45°

Коефіцієнт кореляції реконструйованих зображень		
Кут повороту, град		
$\alpha = 0$	$\alpha = 22,5$	$\alpha = 45$
Зріз 1		
0,980731	0,978065	0,958288
Зріз 2		
0,980033	0,975719	0,971305
Зріз 3		
0,972357	0,964713	0,941237

3.2.4 Побудова узагальнених томографічних розподілів високої розмірності за даними відновлення для кількох кутових орієнтацій

3.2.4.1 Методи інтерполяції для комбінування зображень

Розглянемо запропонований підхід мінімізації впливу артефактів нерегулярності положення точок вимірювання сигналів у градієнтному \mathbf{K} -просторі з прикладу двох томографічних побудов з різними кутами вимірювань α .

Центральні точки квадратних областей (рис.3.17) відповідають умовним дискретним елементам відновленої томограми. Загальний принцип побудови таких томографічних зображень розглянуто у роботі [67].

На рис. 3.17 і 3.18 для наочності інтерпретації показано побудову томограми з використанням двох значень кута повороту $\alpha = 0$ та $\alpha = 45$.

У нашій роботі побудова томограм була виконана з використанням трьох значень кута повороту, таких як $\alpha = 0$, $\alpha = 22,5$ та $\alpha = 45$ (рис. 3.21).

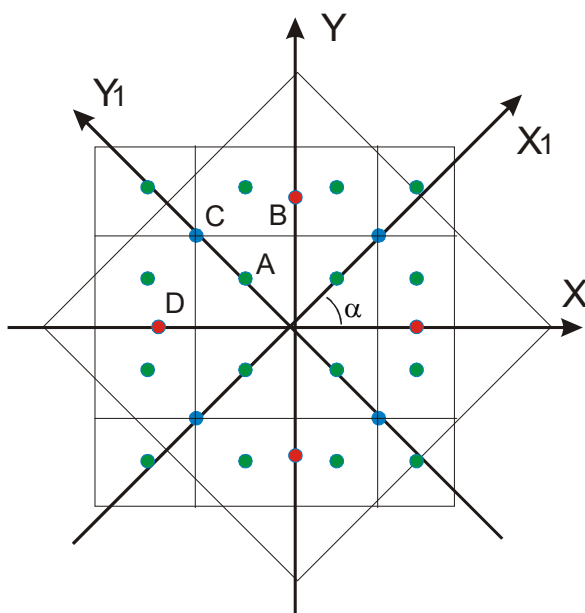


Рисунок 3.17 – Схема доповнення різних кутових орієнтацій

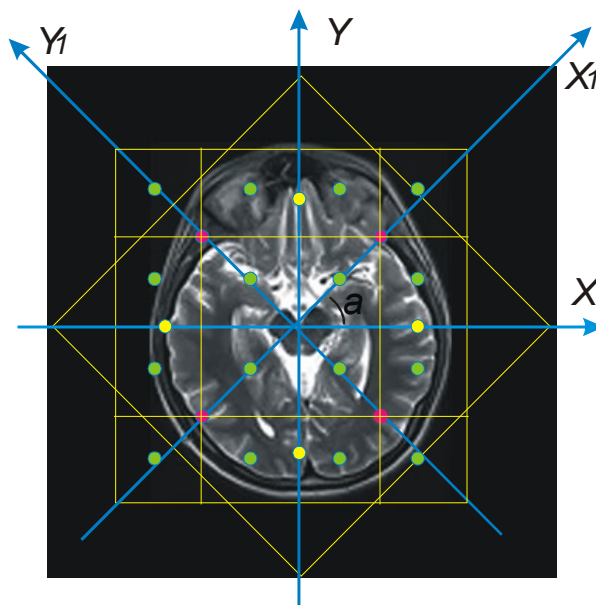


Рисунок 3.18 – Збільшення розмірності за комбінованими томограмами

Залежно від комбінації параметрів збору даних, зокрема характеру тимчасової вибірки, відомі застосування методів математичної оптимізації для аналізу та порівняння реконструкції динамічних томографічних даних [77].

Практична побудова узагальнених томограм зі збільшеною роздільною здатністю, як показано в [67], полягає у використанні кількох кутових побудов одного і того ж просторового зрізу об'єкта. Проведено використання методу триангуляції для отримання узагальненого зображення кращої якості або зі збільшеною розмірністю (рис. 3.19).

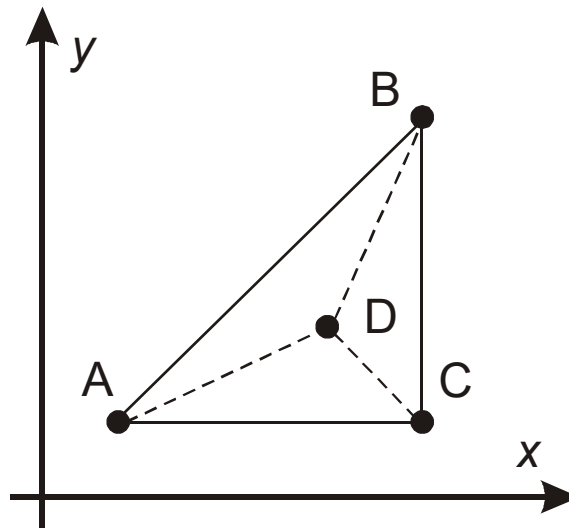


Рисунок 3.19 – Схема просторового оцінювання спінових характеристик за наявними вимірними даними методом побудови локальних площин.

Для кожної точки D , що шукається, знайдено три найближчих точки A, B, C для зображень з різними кутами. Ці точки є центром вокселя в об'єкті, що досліджується. Використання методу триангуляції потребує побудови площини, що проходить через ці три точки. Таку площину можна описати рівнянням площини тривимірному просторі, в якому двома координатами є координати елемента поперечного зрізу досліджуваного об'єкта, а третьою координатою є величина яскравості пікселя томограми.

3.2.4.2 Реконструкція томограм високої розмірності

Реалізація викладених підходів комбінування діагностичних даних різних кутових орієнтацій якісно та кількісно розширює можливості методу загалом [78]. Сутність методу підвищення інформативності полягає у мінімізації негативного впливу дискретизації даних кінцевих зображень.

Магнітно-резонансні зображення (рис. 3.20) демонструють томограми з найкращою якістю, що забезпечено використанням додаткових вимірювань даних кількох масивів сигналів навіть у присутності негативних факторів у роботі градієнтних систем.

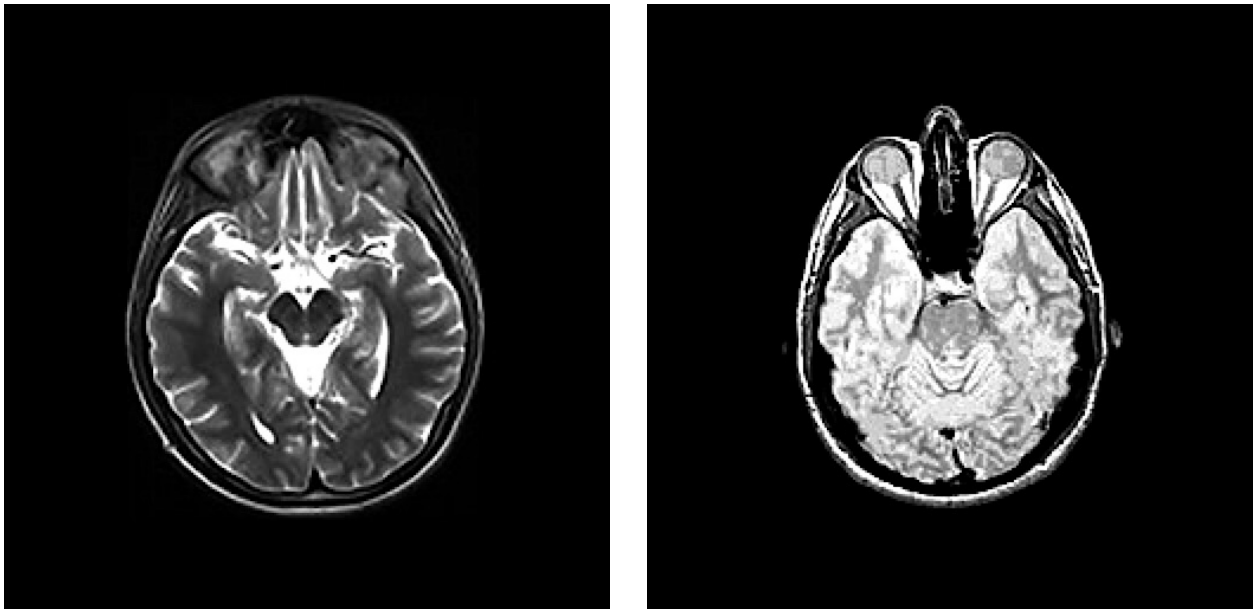


Рисунок 3.21 – Магнітно-резонансна томограма високої роздільної здатності (а – шар 1, б – шар 2)

3.3 Висновки до розділу 3

Представлено методику реконструкції томограми за допомогою градієнтів поперечного магнітного поля з різним ступенем нестабільності. Як об'єкти використовуються реальні томограми, зважені за спіновою густиною, часом спін-спінової та спін-граткової релаксації. Отримано залежності для

інтегральних показників якості зображення для кожного змодельованого експерименту.

При обробці реконструйованих МР томограм встановлено, що всі три їх типи характеризуються достатньою якістю із середньоквадратичним відхиленням точок у **K**-просторі до 7 %. У діапазоні відхилень від 7 до 12 % результати залежать від методу отримання томограм. Після 12 % ці залежності стають більш значними і зображення втрачають інформативність.

Отримані результати спрямовані на розробку нових діагностичних методик, зокрема для комбінованих томографічних методів [79, 80, 81].

Також розглянуто завдання побудови просторових розподілів спінових характеристик протонів у процесі магнітно-резонансних томографічних досліджень. Досліджено характер впливу гауссоподібного шуму у структурі радіочастотного сигналу відгуку внаслідок прецесії намагніченості при застосуванні радіочастотних імпульсних послідовностей фазочастотного кодування сигналу. [82, 83, 84]

Запропоновано методику часткової компенсації спотворень у структурі відновлених томографічних зображень, що передбачає проведення реєстрації сигналів за кількох орієнтацій поперечних магнітних градієнтних систем фазочастотного кодування прецесії намагніченості. На прикладі роботи з томограмами головного мозку реалізована при цьому техніка отримання більш високого роздільної здатності, в порівнянні з початковими реконструкціями. [85]

Отримані результати дозволяють розробляти технології створення магнітно-резонансних томографічних приладів зменшених розмірів, які можуть використовуватися для діагностики внутрішніх структур кінцівок, бути мобільними, використовувати слабкіші магнітні поля, а також застосовуватися в нових медичних технологіях для діагностики у ветеринарії, вивчення структур біологічних зразків і т. ін. [86]

РОЗДІЛ 4

ВІДНОВЛЕННЯ СПІНОВИХ ХАРАКТЕРИСТИК ОБ'ЄКТА ДЛЯ КОМБІНОВАНИХ ДІЛЯНОК ТКАНИНИ В МРТ

4.1 Формування сигналу відгуку для неоднорідних просторових об'ємних елементів

Магнітно-резонансна томографія (МРТ) є широко використовуваним діагностичним методом, який не передбачає використання іонізуючого випромінювання [1]. Магнітно-резонансна томографія заснована на принципах магнітного резонансу. Методика діагностики оцінює просторовий розподіл спінів в об'єкті. Він використовує принципи випромінювання та поглинання енергії в радіочастотному діапазоні в межах електромагнітного спектру. У магнітно-резонансній томографії сигнали отримують від спінів, коли вони збуджуються радіочастотними імпульсами. Для просторової диференціації внесків окремих тканин використовуються градієнти магнітного поля [2].

При вимірюванні сигналу зрізи виявленого об'єкта методом МРТ розділяються на вокселі. Вокселі - це об'ємні елементи, що відповідають пікселю реконструйованого зображення. Оскільки такі параметри, як розмір вокселя та поле зору (FOV), визначають просторову роздільну здатність реконструйованого зображення, фактично визначаючи розмір матриці зображення. Для отримання більш точних діагностичних даних необхідно збільшити роздільну здатність зображення за рахунок збільшення кількості кроків частотного та фазового кодування. Для частотного кодування можна використовувати більш потужні магнітні градієнти. Збільшення кроків фазового кодування збільшує час збору.

Для вирішення проблеми пропонується багато нових методів і технік. Для отримання зображень з високою роздільною здатністю, зважаючи на апаратні обмеження щодо часу отримання, запропоновані різні методи надроздільності (SR) і паралельні методи отримання, такі як Sence або Grappa [87, 88]. Такі методи та підходи SR, як метод POCS, ML-POCS, гібридні методи [89], [90] використовують детермінований підхід, а зворотна задача розв'язується за допомогою попередньої інформації про розв'язок. Деякі інші методи

використовують підходи стохастичної регуляризації. Різні методи, засновані на рекурсивних алгоритмах найменших квадратів RLS. Це алгоритм адаптивного фільтра RLS або алгоритм найменшого середнього квадрата R-LMS. Було запропоновано новий підхід до покращення роздільної здатності та техніку реконструкції для отримання SR-зображень із апаратними обмеженнями [73, 49]. Методи адитивного шуму, які розглядають проблему розпізнавання цифрових сигналів, розглядалися в умовах деформуючих спотворень форми цих сигналів, а адитивний гаусівський шум [71, 72, 74], призначений для вирішення різноманітних задач просторово-часової адаптивної обробки сигналів.

Наразі розвиток магнітно-резонансних систем дозволяє отримати достатню просторову роздільну здатність для розрізнення різних анатомічних елементів дуже малих розмірів. Але проблема відсутності діагностичної інформації з малих анатомічних структур залишається через когерентно змішані сигнали від сусідніх вокселів виявленої структури. Отже, щоб вирішити цю проблему та отримати дуже необхідну та важливу діагностичну інформацію, не намагаючись підвищити просторову роздільну здатність томографічної системи, потрібно прийняти новий підхід, який враховує сигнали від кожного окремого вокселя. Багато авторів пропонують різні рішення, деякі з них пропонують методи, засновані на техніці Sparse Bayesian Learning (SBL) [91] інші методи, засновані на традиційних підходах. Вони показують, що використання методів, заснованих на підході Sparse Bayesian Learning, дає якісніші результати, ніж звичайні [92], [93].

Запропонована техніка, яка називається інтравоксельним аналізом (IVA), спрямована на виявлення та розрізнення різних сигналів, які змішуються в кожному пікселі отриманого зображення. Зокрема, для кожного вокселя виконується виявлення кількості залучених внесків. Разом з цим етапом оцінюється час релаксації T2 кожної виявленої тканини. Запропонована методика дозволяє отримати прийнятні результати при використанні не більше 10 зборів [52]. Важливим напрямком підвищення інформативності

томографічних досліджень є адаптація методів отримання сигналу за наявності значного об'єму жирової тканини [53].

У даній роботі для отримання більш інформативних даних розглядається та порівнюється комбінація тканин кожного окремого вокселя під час виконання реконструкції зображення методами МРТ. Показано реконструкцію, виконану за даними моделювання, відповідні результати та висновки. [94, 95]

4.1.1 Метод розрахунку сигналу відгуку

4.1.1.1 Розробка моделі для розподілу коефіцієнтів заповнення вокселів різними типами біологічних тканин

Розглянемо модель вокселя, яка складається з різних типів біологічних тканин (рис. 4.1). Позначимо ці області як А, В, С. Воксель буде називатися елементом мінімального відібраного об'єму, який можна дослідити за допомогою методу МРТ-відображення.

Нехай $\rho_l(x_n, y_m)$ питома густина воксельної частини в просторовій точці (x_n, y_m) , що відповідає типу біологічної тканини $l=1..3$. Ми будемо оцінювати сигнал відгуку для трьох типів біологічної тканини мозку, серед яких біла речовина, сіра речовина, набряк.

Сигнал відгуку для кожного компонента вокселя можна математично записати як (4.1)

$$S(x_n, y_m) = S_0 \cdot \sum_{l=1}^3 H_l \rho_l(x_n, y_m) \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR_l}{T_{1l}(x_n, y_m)}} \right) \cdot e^{-\frac{TE_l}{T_{2l}(x_n, y_m)}}. \quad (4.1)$$

Тут $T_2(x_n, y_m)$ та $T_1(x_n, y_m)$ відповідно тривалість спін-спінової та спін-граткової релаксації.

Параметри TE і TR визначають умови вимірювання сигналу спаду вільної індукції. Відповідно до їх кореляції кінцеві результати МРТ зважуються за спіноюю густиною, спін-спіноюю або спін-гратковою релаксацією. У цьому дослідженні значення цих параметрів імпульсної послідовності були обрані аналогічно [96] і наведені в табл. 4.1.

Якщо позначити коефіцієнти розподілу $H_l(l=1..3)$ для кожного типу тканини, то повний сигнал можна представити у вигляді зваженої суми

$$\hat{S}(x_n, y_m) = H_1 S_1(x_n, y_m) + H_2 S_2(x_n, y_m) + H_3 S_3(x_n, y_m). \quad (4.2)$$

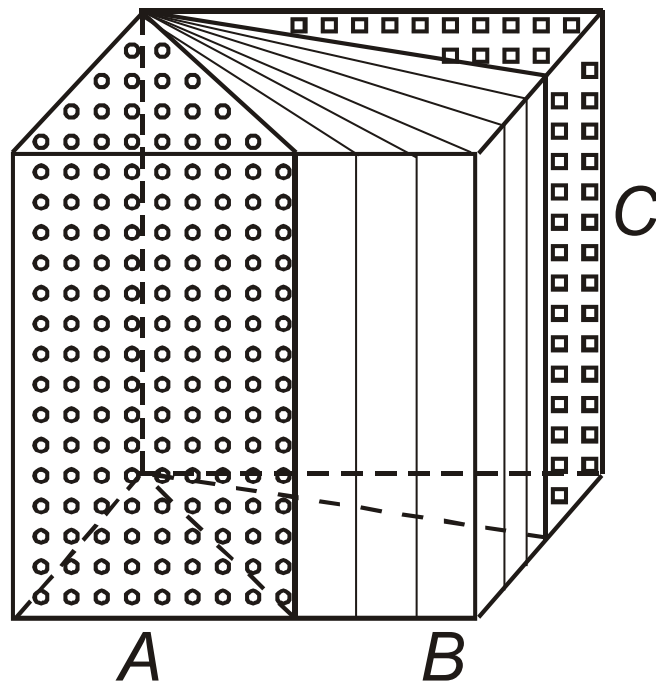


Рисунок 4.2 – Комбінований воксель з трьох типів біологічних тканин.

Сигнал відгуку оцінювали для трьох типів томографічних зображень. Серед них томограми зважені за спіноюю густиною, часом спін-спіноюї і спін-граткової релаксації [58].

4.1.1.2 Вибір характеристик імпульсних послідовностей

Для розрахунків використовували типові значення параметрів T_1 і T_2 для трьох типів тканин (сіра речовина, біла речовина та набряк). Дані наведені в табл. 4.2.

Таблиця 4.2 – Тривалість спін-спінової та спін-граткової релаксації для трьох типів біологічних тканин

Тип тканини	Час релаксації	
	T_1 , мс	T_2 , мс
Сіра речовина	920	100
Біла речовина	785	90
Набряк	1100	110

У цій таблиці наведено деякі середні значення релаксаційних параметрів для кожного типу біологічної тканини. Такий підхід є прийнятним у розглянутій задачі, оскільки аналізується характер впливу властивостей змішаного об'ємного елемента на параметри сигналу, а не розподіл однотипних тканин.

У ході дослідження були розглянуті різні види томограм методом зважування. Наступні параметри імпульсних послідовностей були використані для розрахунку сигналів відгуку (табл. 2). Використання різних заданих часових параметрів дає змогу отримувати томограми різного типу за спіновими характеристиками.

Таблиця 4.3 – Величина імпульсних послідовностей для реконструкції, зважених за різними спіновими характеристиками МР-томограм

Тип тканини	Час релаксації	
	TE, мс	TR, мс
ρ	10	2000
T_1	10	600
T_2	120	3000

Розгляд усіх можливих співвідношень розподілу біологічних тканин головного мозку з кроком 5 % здійснюється згідно з виразом (4.1). Дані для

сигналу магнітно-резонансної відповіді для випадку побудови спіно-зваженої томограми наведені в табл. 4.2.

Аналогічно оцінювали сигнал для томограм, зважених за часом спінової T_2 та спіно-граткової релаксації T_1 . У цьому розділі представлені кількісні результати розрахунків лише для одного типу томограм, оскільки цього достатньо для опису реалізованого підходу.

Таблиця 3 містить проміжні значення, отримані для різних співвідношень компонент об'єму вокселя подані в табл. 4.4. Сигнал відгуку розраховувався для дискретних кроків у 5 % для параметрів H_1 , H_2 і H_3 .

Таблиця 4.4 - Сигнал відгуку магнітного резонансу для спіново-зваженої МР-томограми для різних співвідношень комбінованих вокселів

№ п.п	Сіра речовина. (H_1 , %)	Біла речовина, (H_2 , %)	Набряк, (H_3 , %)	S , зважене за ρ	S , зважене за T_1	S , зважене за T_2
1	100	0	0	0,801929	0,433497	0,289642
2	95	5	0	0,803073	0,43573	0,288051
3	95	0	5	0,800077	0,431016	0,290857
4	90	10	0	0,804217	0,437963	0,28646
5	90	5	5	0,801221	0,433249	0,289266
6	90	0	10	0,798224	0,428536	0,292072
7	85	15	0	0,805361	0,440196	0,28487
8	85	10	5	0,802365	0,435483	0,287675
9	85	5	10	0,799369	0,430769	0,290481
10	85	0	15	0,796372	0,426055	0,293287
...
30	65	30	5	0,806942	0,444416	0,281312
31	65	25	10	0,803945	0,439702	0,284118
32	65	20	15	0,800949	0,434988	0,286924
33	65	15	20	0,797953	0,430275	0,28973
34	65	10	25	0,794956	0,425561	0,292536
...
66	50	0	50	0,783407	0,408692	0,301793

4.1.2 Можливості інтерпретації властивостей біологічної тканини

4.1.2.1 Різні типи діагностичних даних у МРТ

Зображення МРТ, зважені за спіноюю густиною або часом спін-спінової або спін-граткової релаксації, мають різні діагностичні застосування (рис. 4.3). За наведеними зображеннями також можна відзначити, що для різних типів зваженості виділяються різні типи тканин. Метод постобробки томографічних зображень широко використовується для аналізу характеристик тканин, зокрема спінової густини та часу спінової релаксації [97, 98, 99]. Багато з них передбачають компенсацію шумової складової. Отже, при аналізі окремого вокселя МРТ зображення можливе на основі значення отриманого сигналу, визначення типу зваженості зображення та визначення домінуючого типу тканини в цьому елементі.

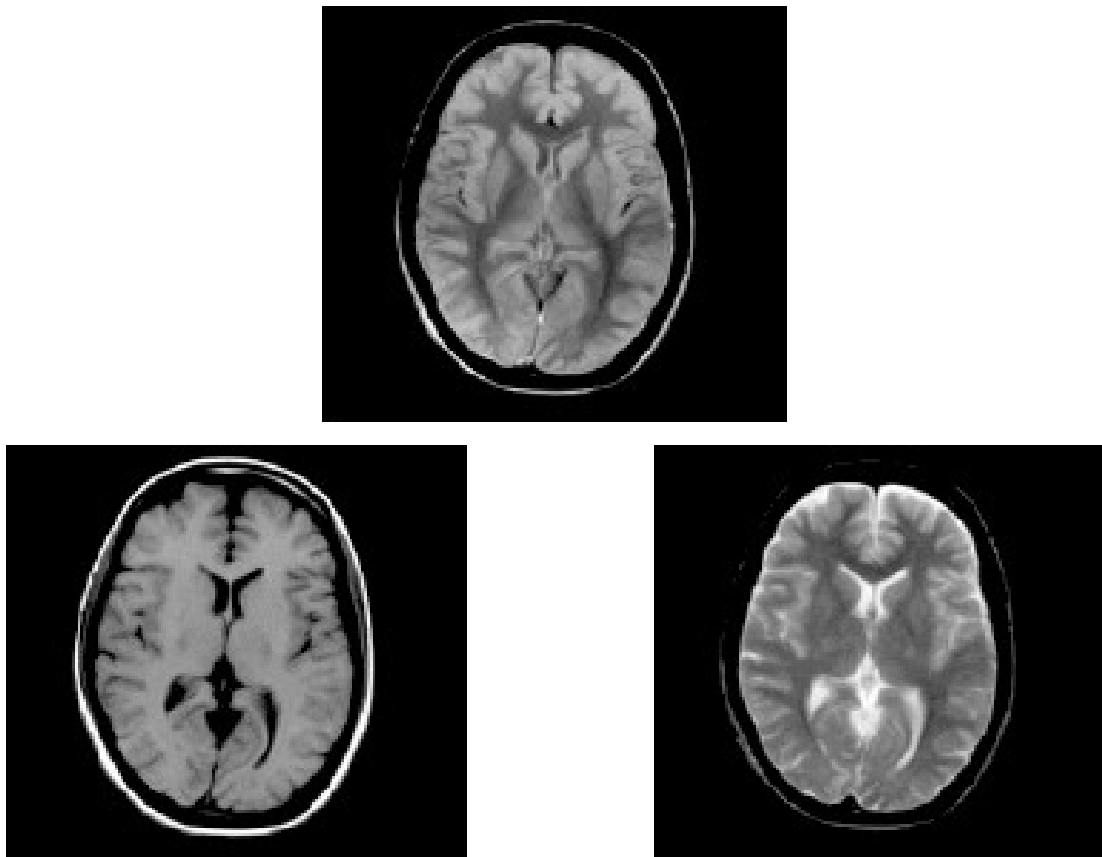


Рисунок 4.3 – Зваження зображень:

а – за спіноюю густиною $\rho(x,y)$;

б – за тривалістю спін-граткової релаксації $T_1(x,y)$;

в – за тривалістю спін-спінової релаксації $T_2(x,y)$.

4.1.2.2 Аналіз інформативних властивостей сигналу відгуку

У цьому дослідженні значення відносної інтенсивності сигналу спаду вільної індукції розраховуються залежно від відсоткового вмісту трьох речовин у вокселі (**H**): сірої та білої речовини, а також набряку мозку. У складі домінуючої речовини менше 100% також розраховувалися варіації відсоткового складу вторинних речовин, що утворює клиноподібні залежності. Зведені графіки цих залежностей для трьох типів зваженості будуються за ρ , T_1 і T_2 (рис. 4.4-4.6). Горизонтальна вісь показує значення відсоткового вмісту кожного типу біологічної тканини в комбінованому вокселі.

На рисунках введено такі позначення: а – сіра речовина, б – біла речовина, в – набряк.

По вертикальній осі графіка відкладаються значення сигналу відгуку в умовних одиницях. Такі сигнали отримані для комбінованих вокселів з різним розподілом типів біологічних тканин.

Різні кількісні показники впливу параметрів змішаних вокселів на сигнал відгуку характерні для різних типів томограм, зокрема тих, які зважені за спіновою густиною, часами спін-спінової та спін-граткової релаксації (рис. 4.4-4.6). Ці відмінності важливі для вибору найбільш підходящого типу томограм при роботі з перехідними ділянками на межі від однієї біологічної тканини до іншої. На (рис. 4.4-4.6) представлено три варіанти залежності сигналу відгуку від комбінованих характеристик вокселів для трьох різних умов томографічного експерименту, які визначаються значеннями параметрів імпульсних послідовностей, наведених у табл. 4.5.

Дані були підібрані таким чином, щоб кожен з вагових коефіцієнтів було проаналізовано з метою якісного та кількісного аналізу зміни загального сигналу спаду вільної індукції за наявності певного домінування однієї з тканин у об'ємі вокселя та за умови що один із залишків перевищує останній.

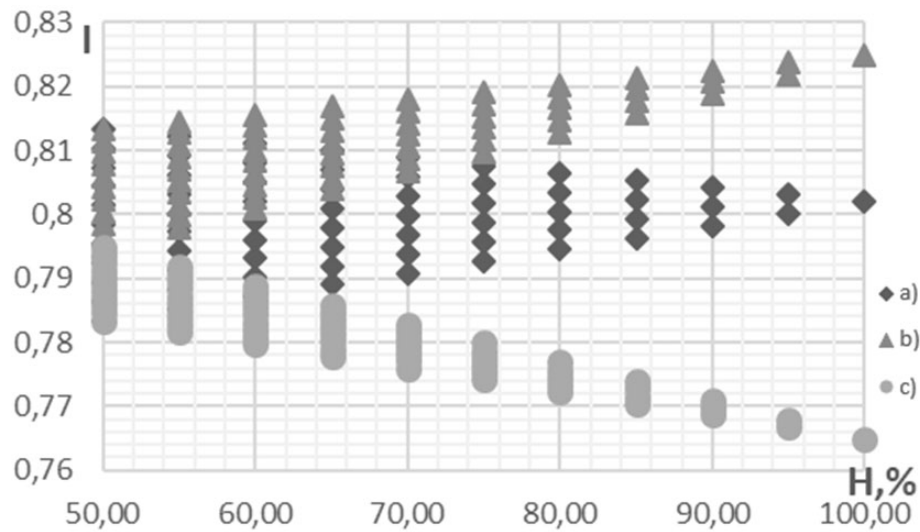


Рисунок 4.4 – Зважене за спіноюю густиною $\rho(x,y)$ МРТ зображення. Залежність сигналу елемента від відсоткового складу переважуючого компонента: а) – сіра речовина, б) – біла речовина, в) – набряк.

Згідно з графіком (рис. 4.4), інтенсивність прийнятого сигналу знаходиться в діапазоні від 0,76 до 0,82 умовних одиниць інтенсивності сигналу. Сигнал від білої речовини має найбільше значення, на відміну від сигналу відгуку набрякової тканини, який має найменше значення.

На графіку видно, що досліджувані елементи, які містили білу або сіру речовину менше 70-75 %, стають нерозрізнюваними.

При переважанні набряку менше 65 % прийняті сигнали також стають невідрізними від сигналів з переважанням сірої речовини.

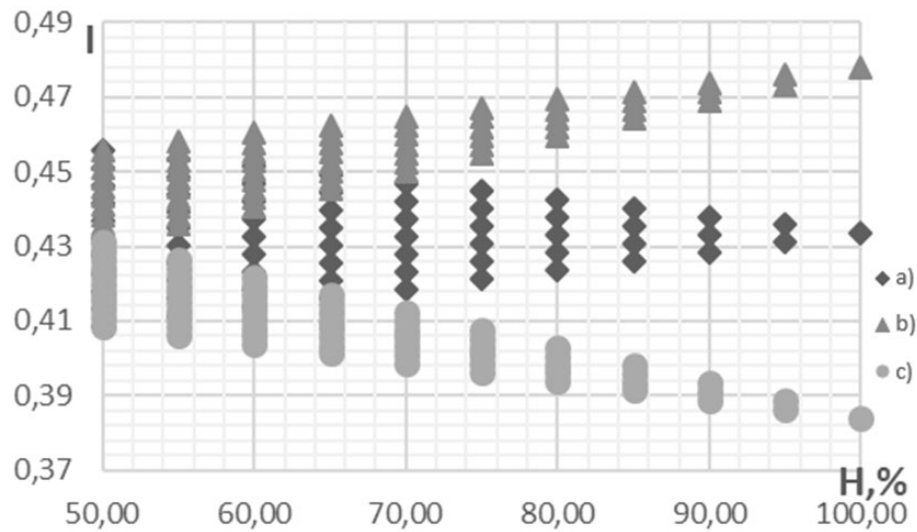


Рисунок 4.5 – Зображення зважене за часом спін-граткової релаксації $T_1(x,y)$. Залежність сигналу елемента від відсоткового складу переважаючого компонента: а) – сіра речовина, б) – біла речовина, в) – набряк.

Для часу спін-граткової релаксації $T_1(x,y)$ зважений отриманий сигнал МР зображення знаходиться в діапазоні від 0,38 до 0,48 умовних одиниць інтенсивності сигналу (рис.4.5). Особливістю цього томографічного розподілу є структура залежностей, згідно з якою величина сигналу більшою мірою залежить від переважання білої речовини і менше, ніж від переважання набряку у виділеному елементі.

За графіком (рис. 4.5), можна оцінити, що сигнали з відсотком білої або сірої речовини менше 70 % стають нерозрізненими.

З воксельною структурою зі складом набряку тканини менше 65% отримані сигнали також стають невідрізними від сигналів переважання сірої речовини.

Характер залежності впливу комбінованої воксельної структури, для зважених за часом спін-спінової релаксації томограм, принципово відрізняється від залежностей для двох розглянутих раніше типів (рис. 4.6). Величина сигналу в умовних одиницях змінюється від 0,26 до 0,31.

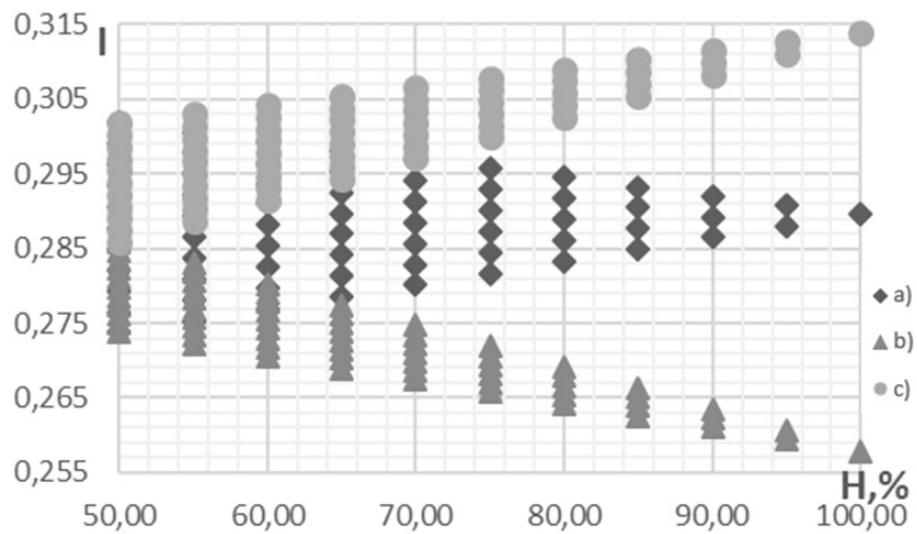


Рисунок 4.6 – Зображення зважене за часом спінової релаксації $T_2(x,y)$. Залежність сигналу елемента від відсоткового складу переважаючого компонента: а) – сіра речовина, б) – біла речовина, в) – набряк.

Сигнал набуває максимального значення при переважанні набряку і мінімального – при переважанні білої речовини. У разі біологічної тканини з меншою часткою білої або сірої речовини, до 65 %, сигнал стає нерозрізнованим. Якщо кількість набрякової тканини дорівнює 60 % частки у вокселі, відмінність отриманих сигналів від тканини з аналогічною частиною сірої речовини також стає непомітною.

4.2 Дослідження багатокomпонентної релаксації протонного намагнічення біологічних тканин в МРТ

Методи використання просторово-керованого збудження ЯМР знайшли широке застосування в практиці магнітно-резонансної томографії (МРТ). Особливістю цих методів є аналіз просторових розподілів спінових властивостей для певного елементарного об'єму. Він включає різномірні компоненти і складається з компонентів, що знаходяться в рідкому або аморфному стані.

Актуальними залишаються завдання підвищення роздільної здатності та якості візуалізації фізичних параметрів.

Рішення технологічних завдань здійснюється різними способами. Серед них важливо навести прийоми підвищення загальної інформативності МРТ, які полягають у динамічній корекції магнітного поля в полі збудження безпосередньо при вимірюванні сигналу відгуку [46]. Оригінальними є алгоритми оцінки вихідної якості МРТ за процесом перерозподілу випромінювання в приймальній системі [49]. Дуже важливою є робота зі створення нових типів приладів для слабких магнітних полів [47].

Іншим підходом є розробка спеціальних імпульсних послідовностей, які дозволяють аналізувати молекулярні структури певного типу або застосовувати методи молекулярної динаміки та розрахунки для речовин до розробки послідовностей спінових флуктуацій [100], [101]. Попереднє дослідження спінової динаміки для елемента з багатьма складовими можна виконати за допомогою методів моделювання Монте-Карло [102].

У [53] запропоновано технологію селективного використання ЯМР для жирових тканин з урахуванням хімічного зсуву частоти ЯМР для заданого молекулярного складу. Методи аналізу розподілу властивостей комбінованих вокселів для набору реконструйованих зображень описані в [52].

4.2.1 Обробка сигналу відгуку в МРТ

4.2.1.1 Умови проведення вимірювань та розрахунків при моделюванні

Комбінація тканин кожного окремого вокселя під час виконання реконструкції зображення за допомогою МРТ розглядається та порівнюється для отримання більш інформативних даних. Показано реконструкцію на основі даних моделювання та відповідних результатів. Розглянемо воксель як мінімальний елемент в об'ємі досліджуваного об'єкта. Виберемо в якості

томографічного об'єкта томографічні дані області головного мозку. Нехай він складається всього з трьох речовин: сірої речовини, білої речовини і набряку, в різних пропорціях [96, 103]. Позначимо координати вокселя як (x_n, y_m) . Сигнал відповіді визначається властивостями тканин, що складають досліджуваний елемент об'єму (4.3):

$$S(x_n, y_m) = S_0 \cdot \sum_{l=1}^3 H_l \rho_l(x_n, y_m) \cdot \left(1 - e^{-\frac{TR_l}{T_{1l}(x_n, y_m)}} \right) \cdot e^{-\frac{TE_l}{T_{2l}(x_n, y_m)}}, \quad (4.3)$$

де S_0 – нормуючий коефіцієнт;

l – індекс типу тканини;

$\rho(x_n, y_m)$ – спінова густина;

$T_2(x_n, y_m)$ і $T_1(x_n, y_m)$ – відповідно тривалість спін-спінової та спін-граткової релаксації;

H_1 – частка типу тканини в межах вокселя.

Сигнал відгуку від цього елемента складається з трьох компонентів, які визначаються взаємозв'язками між різними типами біологічних тканин та їх властивостями. Параметри TE і TR визначали умови вимірювання сигналу відповіді. Відповідно до їх кореляції кінцеві результати МРТ зважуються за спіновою густиною, спін-спіновою або спін-гратковою релаксацією. У цьому дослідженні значення цих параметрів імпульсної послідовності були обрані аналогічно [96] і наведені в табл. 4.6.

Таблиця 4.6 – Параметри тривалості імпульсних послідовностей МР для вимірювання зважених сигналів.

Зображення	Зважене за спіновою густиною	Зважене за тривалістю спін-граткової релаксації	Зважене за тривалістю спін-спінової релаксації
TE, мс	10	10	120
TR, мс	2000	600	3000

Кожна біологічна тканина характеризується власним типовим часом релаксації. Розглянемо деякі усереднені значення (табл. 4.7) для трьох типів тканин при збудженні явища ядерного магнітного резонансу для протонів при величині постійного магнітного поля 1,5 Тл.

Таблиця 4.7 - Узагальнені значення часів спінової та спінової релаксації для біологічних тканин мозку

Тип тканини	Час релаксації	
	T_1 , мс	T_2 , мс
Сіра речовина	920	100
Біла речовина	785	90
Набряк	1100	110

МР-зображення, зважені за спіновою густиною або часом спінової або спінової релаксації, мають різні діагностичні застосування (рис. 4.3). Ці зображення також можуть бути використані для визначення можливості розрізнення типу тканини. Таким чином, аналізуючи сигнал від одного вокселя, можна визначити співвідношення між типами тканин, з яких він складається.

4.2.2 Вибір меж розподілу біологічних тканин за відмінностями в їх спінових характеристиках

4.2.2.1 Критерії класифікації тканин за реконструйованим томографічним розподілом

Згідно з результатами, отриманими в попередньому розділі, МРТ-зображення, отримані при різних типах зваженості, мають різну діагностичну придатність. Наприклад, зважені за часом спінової релаксації використовуються в патологічних дослідженнях. Цей метод добре підкреслює тканини в фізіологічному стані, наприклад, пухлини або набряки. Якщо проаналізувати рис. 4.4-4.6, то можна відзначити, що значення сигналів від вокселів, в яких домінуючим типом тканини є набряк, значно більші, ніж у вокселів, де

домінуючим типом є тканина в нормальному фізіологічному стані. Тому лише зважені за часом спин-спінові релаксаційні зображення будуть вважатися найбільш цікавими для завдання отримання інформації про межі та структуру біологічних тканин у різних фізіологічних станах.

Перш за все, візуалізуємо результати, отримані в попередньому підрозділі, для більш детального аналізу та більш наочної інтерпретації. Для цього давайте візьмемо два окремих МРТ зображення зваженої за часом спин-спінової релаксації. Ми оберемо ділянки цих зображень, в яких будуть представлені різні типи тканин. Крім того, оскільки яскравість пікселя зображення прямо пропорційна значенню сигналу спаду вільної індукції від відповідного вокселя, за яскравістю пікселя ми можемо зробити висновок про тип домінуючої тканини в даному вокселі.

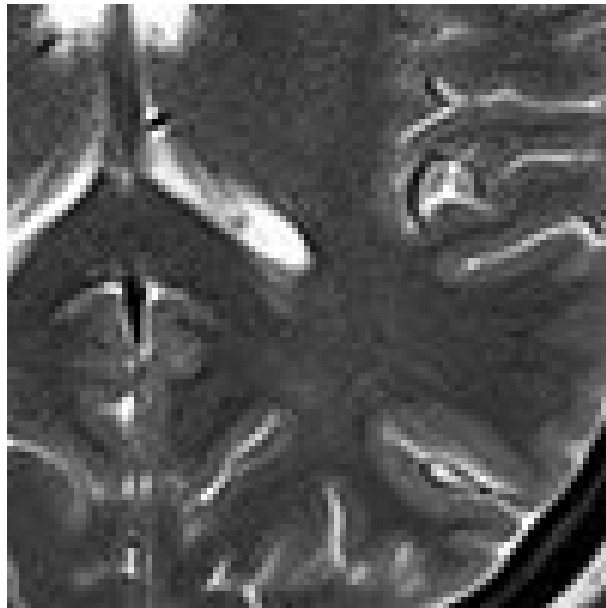


Рисунок 4.7 – Фрагмент томограми головного мозку для нормального фізіологічного стану.

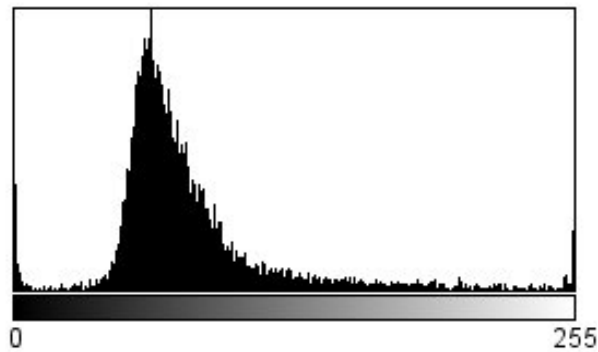


Рисунок 4.8 – Гістограма розподілу яскравості для фрагменту зображення з рис. 4.7.

Ці зображення неможливо оцінити кількісно в цілому, лише шляхом візуального аналізу зображень. Гістограми також неінформативні, тобто не можуть визначити яскравість пікселів зображення, відповідних сигналам від різних типів тканин. Для того, щоб можна було співвіднести яскравість пікселів зображення з відповідною тканиною, ми вибираємо ділянки, де всі види тканин представлені приблизно в однакових пропорціях.

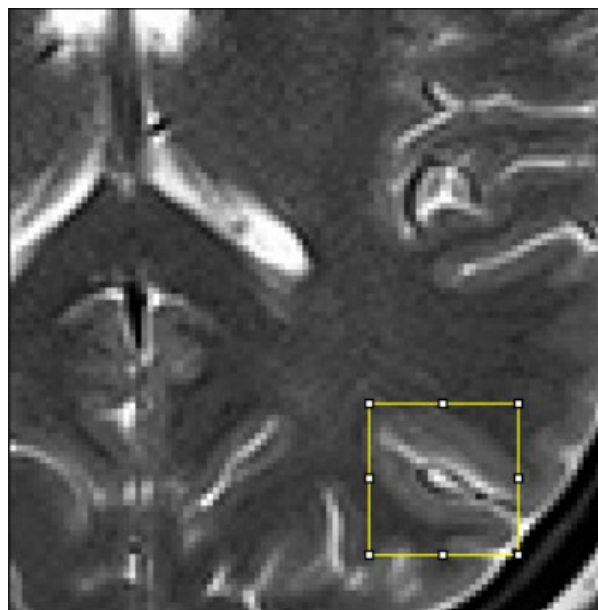


Рисунок 4.9 – Фрагмент томограми головного мозку для аналізу гістограми.

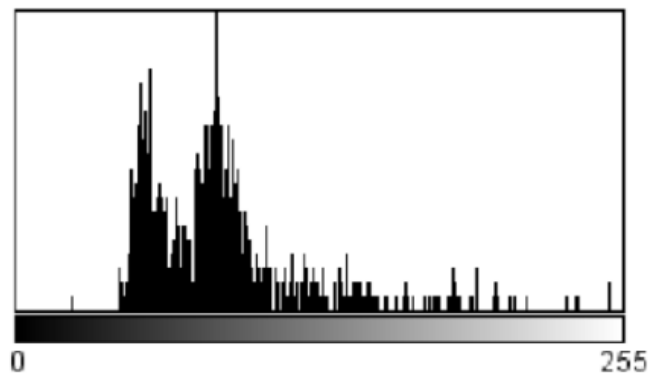


Рисунок 4.10 – Гістограма розподілу яскравості для фрагменту зображення з рис. 4.9.

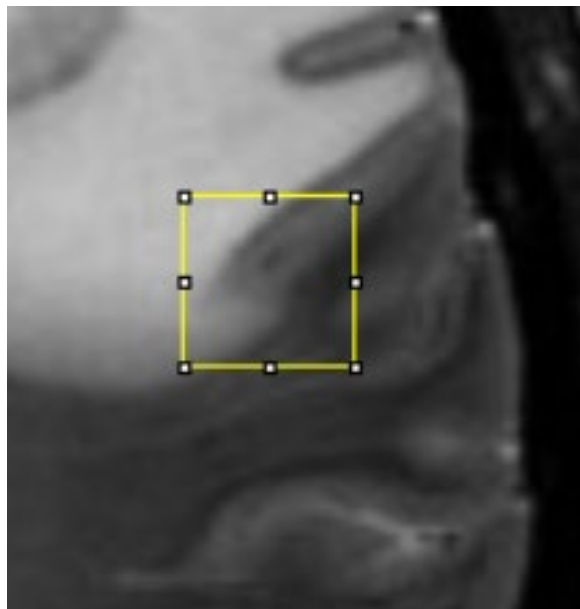


Рисунок 4.11 – Фрагмент томограми головного мозку у аномальному фізіологічному стані для аналізу гістограми.

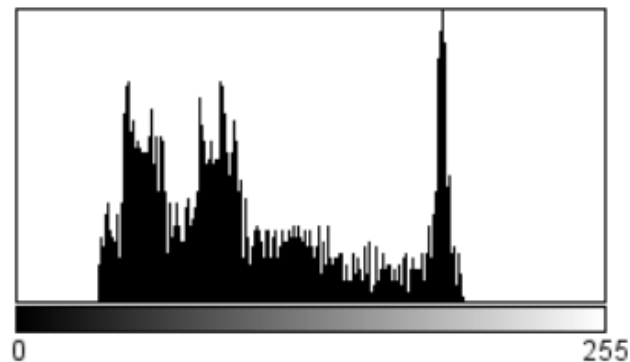


Рисунок 4.12 – Гістограма розподілу яскравості для фрагменту зображення з рис. 4.13.

Описаний вище принцип був використаний для отримання зображень, що містять додаткову інформацію, і для підкреслення меж тканини з різними характеристиками релаксації. Кожен воксель зображення з певним домінуючим типом тканини був прийнятий як елемент, що має параметри релаксації, які збігалися з параметрами релаксації домінуючої тканини у вокселі. Створено програму зворотного перетворення. Реалізовано імітацію прийому сигналів приймальною системою. На цьому ж етапі перераховуються сигнали від вокселів з певною домінуючою тканиною, ніби весь воксель складається тільки з неї. Потім перетворенням Фур'є для цього виправленого масиву даних виконується реконструкція зображення.

4.2.2.2 Виділення областей за попередніми умовами обробки сигналу

Отримані таким чином зображення матимуть більш чіткий контраст уздовж кордонів між різними типами тканин. Загальне відображення структури самих тканин не зміниться через параметри релаксації цих тканин. Перед виконанням перетворення вихідного зображення необхідно визначити межі яскравості пікселів вихідного зображення, які відповідають різним типам

біологічних тканин. Використовуючи метод гістограмного аналізу МРТ зображень докладно поданий у пункті 2.2 для фрагментів діагностичних зображень було отримано межі біологічних тканин за їх яскравістю (табл. 4.6).

Таблиця 4.8 - Межі яскравості пікселя для зображення різних типів біологічних тканин

Біологічна тканина	Межа	Зображення (рис.4.14)	Зображення (рис.4.16)
Біла речовина	нижня	45	34
	верхня	73	52
Сіра речовина	нижня	74	53
	верхня	105	87
Набряк	нижня	-	166
	верхня	-	198

Після врахування обмежень яскравості пікселів, що відповідають певним типам тканин, зображення були перераховані з урахуванням характеристик релаксації вибраних типів тканин.

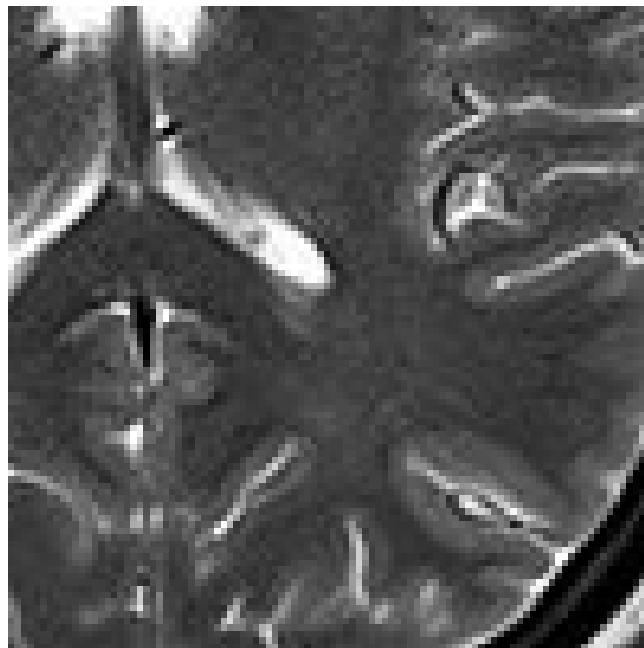


Рисунок 4.14 – Фрагмент томограми головного мозку у нормальному фізіологічному стані до адаптованої обробки сигналу.

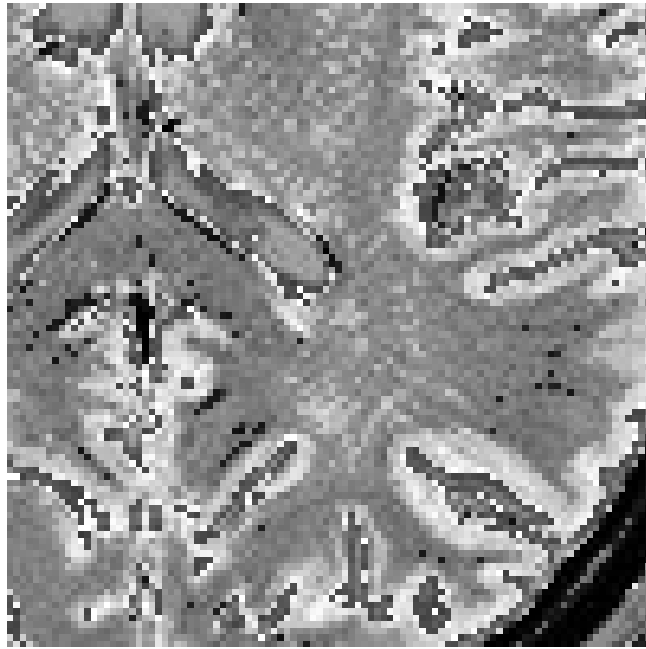


Рисунок 4.15 – Фрагмент томограми головного мозку у нормальному фізіологічному стані після адаптованої обробки сигналу.

За фрагментами томограм головного мозку у нормальному фізіологічному стані до та після адаптованої обробки сигналу стає можливим більш чітко та більш контрастно підкреслення та виокремлення неконтрастних елементів біологічних тканин, як у даному прикладі для білої та сірої речовини.



Рисунок 4.16 – Фрагмент томограми головного мозку у аномальному фізіологічному стані до адаптованої обробки сигналу.

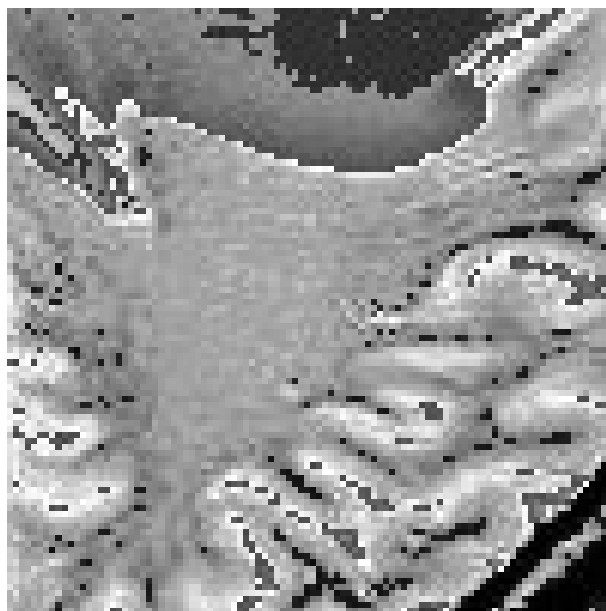


Рисунок 4.17 – Фрагмент томограми головного мозку у аномальному фізіологічному стані після адаптованої обробки сигналу.

Після перерахунку досліджувані тканини: білої та сірої, стали більш контрастними, а їхні межі виразнішими. Межі цих тканин з іншими, наприклад

ліквором, також чітко визначені. При візуалізації структура виділених тканин не змінювалася.

При постобробці також чітко виділяються межі між тканинами з різними релаксаційними характеристиками та функціональними та фізіологічними властивостями. Запропонований спосіб обробки зображень доречний для підкреслення межі між тканинами та отримання додаткової інформації про їх властивості. Особливо важливо, що запропонована методика відбору біологічних тканин базується не на традиційній обробці зображень, а на більш глибоких методах аналізу магнітно-резонансного сигналу за їх відгуком.

4.2.3 Вибір меж розподілу біологічних тканин за їх гістограмним аналізом

Використовуючи методи розділення інформативних частин зображення за їх гістограмними особливостями (розділ 2.2) було знайдено межі за яскравістю зображення і для підтвердження методу виділення областей за попередніми умовами обробки сигналу описаного у попередньому розділі. [104]

Вибирається ділянка, яка містить кілька видів тканин. Визначається гістограма цього фрагменту, що відповідає межах яскравості пікселів зображення, відповідних сигналу спаду вільної індукції від вокселя зображення. Таким чином, яскравість пікселів зображення буде визначати тип домінуючої тканини в цій точці зображення [2]. Це відповідає візуалізації гістограми вибраної області, де різні біологічні тканини перекриваються. Таким чином, контур кожної біологічної тканини слід провести через точки перекриття з'єднаних тканин.

За отриманими зображеннями рис. 4.18 - 4.19 було підкреслено межі за яскравістю відображення біологічних тканин і хоча є підкресленими не тільки власне цільові тканини але й інші елементи зображення, межі власне обраних тканин також є розрізняваними.

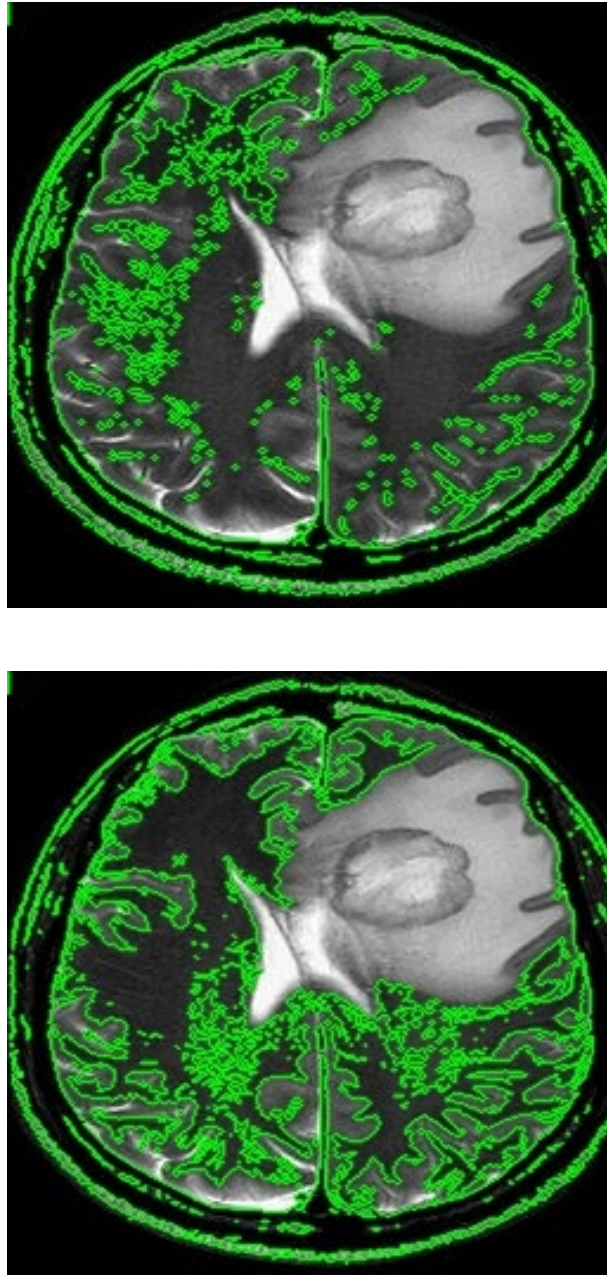


Рисунок 4.20 – Фрагмент томограми головного мозку у аномальному фізіологічному стані із виділенням меж сірої речовини.

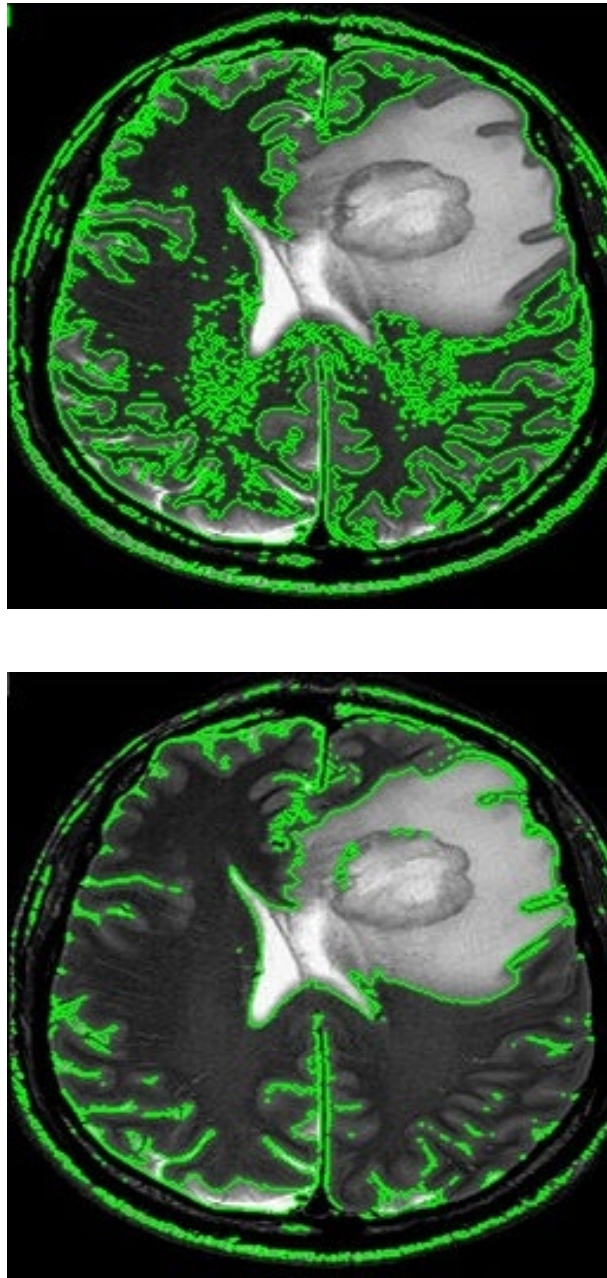


Рисунок 4.21 – Фрагмент томограми головного мозку у аномальному фізіологічному стані із виділенням меж білої речовини.

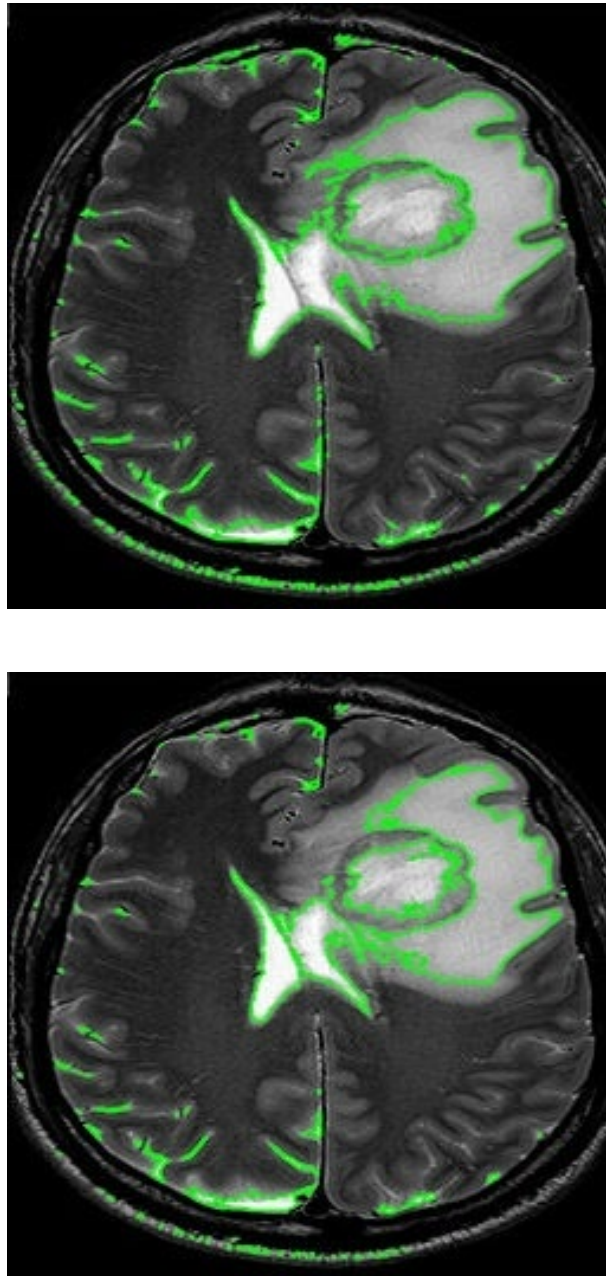


Рисунок 4.22 – Фрагмент томограми головного мозку у аномальному фізіологічному стані із виділенням меж набряку.

4.3 Висновки до розділу 4

При проведенні дослідження залежностей характеру зміни сигналу відгуку в методі магнітно-резонансної томографії визначено різні залежності для діагностичних даних різного типу. Межі значень сигналу не перекриваються в різних значеннях вагових коефіцієнтів для різних типів біологічних тканин.

Таким чином, за значенням сигналу можна визначити тип зображуваної тканини в точках зображення. Крім того, кількісно визначено, що різні типи тканин дадуть різний внесок у загальний сигнал для різних типів зваженості, що зумовлено різним типовим часом спін-спінової та спін-граткової.

Отримані результати мають практичне значення для планування процедур томографічного дослідження перехідних ділянок, що характеризуються поєднанням різних типів біологічних тканин. Вибір оптимальних часових параметрів імпульсних послідовностей дозволить адаптувати весь процес МРТ-діагностики. Отримані результати також становлять інтерес для розробки технологій надроздільної здатності в області МРТ-візуалізації. Використання високоселективних компонентів градієнтних магнітних полів дозволить досліджувати виділені ділянки в об'єкті. Іншим важливим перспективним застосуванням результатів може бути постобробка отриманих томограм.

Розроблено методику отримання зображень з додатковою інформацією про виділення меж біологічних тканин з різними релаксаційними характеристиками. За нею кожен воксель зображення з певним домінуючим типом тканини прийнято як елемент, що має параметри релаксації, які збігалися з параметрами релаксації домінуючої тканини у вокселі. За створеною програмою зворотнього перетворення реалізовано імітацію прийому сигналів. Перерахуванням сигналів від вокселів з певною домінуючою тканиною та перетворенням Фур'є для виправленого масиву даних виконано реконструкцію зображення.

Отримані результати можуть бути застосовні у розвитку технологій високої роздільної здатності в області МР-томографії. Використання високоселективних компонентів градієнтних магнітних полів дозволить досліджувати виділені ділянки в об'єкті. Іншим важливим перспективним застосуванням результатів може бути постобробка отриманих томограм [105], [106, 107]. Для багатьох спеціалізованих технологій методи обробки зображень є прийнятними і дозволяють отримувати нову інформацію з уже наявних вимірювань [108, 109, 110].

ВИСНОВКИ

Розглянуто завдання побудови просторових розподілів спінових характеристик протонів у процесі магнітно-резонансних томографічних досліджень. Досліджено характер впливу Гауссоподібного шуму у структурі радіочастотного сигналу відгуку внаслідок прецесії намагніченості при застосуванні радіочастотних імпульсних послідовностей фазочастотного кодування сигналу. Як об'єкти використовуються реальні томограми, зважені за спіноюю густиною, часом спін-спінової та спін-граткової релаксації. Отримано залежності для інтегральних показників якості зображення для кожного змодельованого експерименту.

Запропоновано методику часткової компенсації спотворень у структурі відновлених томографічних зображень, що передбачає проведення реєстрації сигналів за кількох орієнтацій поперечних магнітних градієнтних систем фазочастотного кодування прецесії намагніченості. На прикладі роботи з томограмами головного мозку реалізована при цьому техніка отримання більш високого роздільної здатності, в порівнянні з початковими реконструкціями.

При проведенні дослідження залежностей характеру зміни сигналу відгуку в методі магнітно-резонансної томографії визначено різні залежності для діагностичних даних різного типу. Визначено що межі значень сигналу не перекриваються в різних значеннях вагових коефіцієнтів для різних типів біологічних тканин. Таким чином, за значенням сигналу можна визначити тип зображуваної тканини в точках зображення.

Для методів магнітно-резонансної томографії визначаються різні залежності сигналу для комбінованих ділянок у разі різних типів діагностичних даних. Було кількісно визначено, що різні типи тканин мають різний внесок у загальний сигнал відгуку при різних співвідношеннях вмісту вокселів для різних типів зваженості. Ця різниця зумовлена різним типовим часом спін-спінової та спін-граткової релаксації для різних типів тканин.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. P. Armstrong, SF. Keevil, "Magnetic resonance imaging--1: Basic principles of image production,". *B.M.J.*, vol. 303(6793), pp. 35–40, July 1991.
2. J.A. Fessler, T. Komatsu, K. Aizawa, T. Igarashi, and T. Saito, "Model-based image reconstruction for MRI," *IEEE Signal Process Mag.*, vol. 27(4), pp. 81–89, July 2010
3. Evert J Blink. *Basic mri Physics, Application specialist MRI*, 2004.
4. Ринк П. А. Магнитный резонанс в медицине. Основной учебник Европейского Форума по магнитному резонансу / П. А. Ринк. 3– изд.,. Пер. с англ. – Oxford, Backwell scientific publications, 1995, 247 с.
- 5 Monaretto, T.; Moraes, T.B.; Colnago, L.A. Recent 1D and 2D TD–NMR Pulse Sequences for Plant Science. *Plants* 2021, 10, 833. <https://doi.org/10.3390/plants10050833>
- 6 Wei He, Yu Zhang, Junling Ding, Linman Zhao, "A Modified Phase Cycling Method for Complex-Valued MRI Reconstruction", *International Journal of Biomedical Imaging*, vol. 2020, Article ID 8846220, 7 pages, 2020. <https://doi.org/10.1155/2020/8846220>
- 7 Serai SD, Ho ML, Artunduaga M, Chan SS, Chavhan GB. Components of a magnetic resonance imaging system and their relationship to safety and image quality. *Pediatr Radiol*. 2021 May;51(5):716-723. doi: 10.1007/s00247-020-04894-9. Epub 2021 Apr 19. PMID: 33871725.
- 8 Jung, B.A. and Weigel, M. (2013), Spin echo magnetic resonance imaging. *J. Magn. Reson. Imaging*, 37: 805-817. <https://doi.org/10.1002/jmri.24068>
- 9 Yamada S, Matsuzawa T, Yamada K, Yoshioka S, Ono S, Hishinuma T. A modified signal intensity equation of Carr-Purcell-Meiboom-Gill pulse sequence for MR imaging. *Tohoku J Exp Med*. 1989 Jul;158(3):203-9. doi: 10.1620/tjem.158.203. PMID: 2799806.

- 10 Chen, Y., Almarzouqi, S.J., Morgan, M.L., Lee, A.G. (2018). T1-Weighted Image. In: Schmidt-Erfurth, U., Kohnen, T. (eds) Encyclopedia of Ophthalmology. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-540-69000-9_1228
- 11 Wei, M., Zhang, Y., Bai, G. et al. T2-weighted MRI-based radiomics for discriminating between benign and borderline epithelial ovarian tumors: a multicenter study. *Insights Imaging* 13, 130 (2022). <https://doi.org/10.1186/s13244-022-01264-x>
- 12 Xiaohong Xing, Xiaochun Kuang, Xiaobing Li, Yingsheng Cheng, Fengjun Liu, Potential use of high-resolution T2-weighted MRI with histopathologic findings in staging esophageal cancer, *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*; Vol 13, No 1 (January 01, 2023)
- 13 Graham D, Cloke P, Vosper M (2011-05-31). Principles and Applications of Radiological Physics E-Book (6 ed.). Elsevier Health Sciences. p. 292. ISBN 978-0-7020-4614-8.
- 14 Chavhan GB, Babyn PS, Thomas B, Shroff MM, Haacke EM (2009). "Principles, techniques, and applications of T2*-based MR imaging and its special applications". *Radiographics*. 29 (5): 1433–49. doi:10.1148/rg.295095034
- 15 Gaillard F, Chieng R, Bell D, et al. Susceptibility weighted imaging. Reference article, Radiopaedia.org (Accessed on 12 Dec 2023) <https://doi.org/10.53347/rID-13858>
- 16 Haubold J, Demircioglu A, Theysohn JM, Wetter A, Radbruch A, Dörner N, Schlosser TW, Deuschl C, Li Y, Nassenstein K, Schaarschmidt BM, Forsting M, Umutlu L, Nensa F. Generating Virtual Short Tau Inversion Recovery (STIR) Images from T1- and T2-Weighted Images Using a Conditional Generative Adversarial Network in Spine Imaging. *Diagnostics (Basel)*. 2021 Aug 25;11(9):1542. doi: 10.3390/diagnostics11091542. PMID: 34573884; PMCID: PMC8467788.

- 17 Bakshi R, Ariyaratana S, Benedict RH, Jacobs L (May 2001). "Fluid-attenuated inversion recovery magnetic resonance imaging detects cortical and juxtacortical multiple sclerosis lesions". *Archives of Neurology*. 58 (5): 742–8. doi:10.1001/archneur.58.5.742. PMID 11346369.
- 18 Zorigt, O., Nakajima, T., Kumasaka, Y. et al. Synthetic double inversion recovery imaging in brain MRI: quantitative evaluation and feasibility of synthetic MRI and a comparison with conventional double inversion recovery and fluid-attenuated inversion recovery sequences. *BMC Med Imaging* 22, 183 (2022). <https://doi.org/10.1186/s12880-022-00877-4>
- 19 Baliyan V, Das CJ, Sharma R, Gupta AK. Diffusion weighted imaging: Technique and applications. *World J Radiol*. 2016 Sep 28;8(9):785-798. doi: 10.4329/wjr.v8.i9.785. PMID: 27721941; PMCID: PMC5039674.
- 20 Grand S, Tahon F, Attye A, Lefournier V, Le Bas JF, Krainik A (December 2013). "Perfusion imaging in brain disease". *Diagnostic and Interventional Imaging*. 94 (12): 1241–1257. doi:10.1016/j.diii.2013.06.009
- 21 Le Bihan D (August 2013). Apparent diffusion coefficient and beyond: what diffusion MR imaging can tell us about tissue structure. *Radiology* 268 (2): 318–22. PMID 23882093. doi:10.1148/radiol.13130420
- 22 An H, Ford AL, Vo K, Powers WJ, Lee JM, Lin W (May 2011). Signal evolution and infarction risk for apparent diffusion coefficient lesions in acute ischemic stroke are both time- and perfusion-dependent. *Stroke* 42 (5): 1276–1281. PMC 3384724. PMID 21454821. doi:10.1161/STROKEAHA.110.610501
- 23 Chua TC, Wen W, Slavin MJ, Sachdev PS (February 2008). "Diffusion tensor imaging in mild cognitive impairment and Alzheimer's disease: a review". *Current Opinion in Neurology*. 21 (1): 83–92. doi:10.1097/WCO.0b013e3282f4594b
- 24 Wade, Ryckie G.; Tam, Winnie; Perumal, Antonia; Pepple, Sophanit; Griffiths, Timothy T.; Flather, Robert; Haroon, Hamied A.; Shelley, David; Plein, Sven; Bourke, Grainne; Teh, Irvin (2023-10-13). "Comparison of distortion correction preprocessing pipelines for DTI in the upper limb". *Magnetic Resonance in Medicine*. doi:10.1002/mrm.29881. ISSN 0740-3194. PMID 37831659

- 25 Chou I. "Milestone 19: (1990) Functional MRI". *Nature*. Retrieved 9 August 2013.
- 26 Ziad S. Saad, Daniel R. Glen, Gang Chen, Michael S. Beauchamp, Rutvik Desai, Robert W. Cox, A new method for improving functional-to-structural MRI alignment using local Pearson correlation, *NeuroImage*, Volume 44, Issue 3, 2009, Pages 839-848, ISSN 1053-8119, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2008.09.037>.
- 27 Ballinger J, Bell D, Botz B, et al. Phase contrast imaging. Reference article, *Radiopaedia.org* (Accessed on 12 Dec 2023) <https://doi.org/10.53347/rID-22024>
- 28 R.M.Henkelman, M.J.Bronskill. Artifacts in Magnetic Resonance Imaging // *Rev Magn Reson Med.* — 1987. — № 2. — C. 126—256.
- 29 Krupa K, Bekiesińska-Figatowska M. Artifacts in magnetic resonance imaging. *Pol J Radiol.* 2015 Feb 23;80:93-106. doi: 10.12659/PJR.892628
- 30 Mohammadi-Nejad, Ali-Reza & Hossein-Zadeh, Gholam-Ali. (2007). Simulation of Echo Planar Imaging in MRI: Application to assessment of field inhomogeneity and chemical shift. 2007 9th International Symposium on Signal Processing and its Applications, ISSPA 2007, Proceedings. 1 - 4. 10.1109/ISSPA.2007.4555485.
- 31 Kim, Yong-Ha; Choi, Manki; Kim, Jae-Won, Are titanium implants actually safe for magnetic resonance imaging examinations?, *Arch Plast Surg* 2019; 46(01): 96-97, DOI: 10.5999/aps.2018.01466
- 32 R.Graumann, A.Oppelt, E.Stetter. Multiple Spin Echo Imaging with a 2-D Fourier Method (АНГЛ.) // *Magn Reson Med.* — 1986. — № 3. — p. 707—721.
- 33 I.R.Young, S.Khenia et al. Clinical Magnetic Resonance Susceptibility Mapping of the Brain. // *J Comput Assist Tomogr.* — 1987. — № 11. — p. 2—6
- 34 Dieringer, Matthias A.; Deimling, Michael; Santoro, Davide; Wuerfel, Jens; Madai, Vince I.; Sobesky, Jan; von Knobelsdorff-Brenkenhoff, Florian; Schulz-Menger, Jeanette; Niendorf, Thoralf (2014-03-12). "Rapid Parametric Mapping of the Longitudinal Relaxation Time T1 Using Two-Dimensional Variable Flip Angle Magnetic Resonance Imaging at 1.5 Tesla, 3 Tesla, and 7 Tesla". *PLOS ONE*. 9 (3): e91318. Bibcode:2014PLoSO...991318D. doi:10.1371/journal.pone.0091318

- 35 Solomon E (2021). "Free-breathing radial imaging using a pilot-tone radiofrequency transmitter for detection of respiratory motion". *Magnetic Resonance in Medicine*. 85 (5): 2672–2685. doi:10.1002/mrm.28616
- 36 Chen, Y., Li, W., Jiang, K., Wang, C.Y. and Yu, X. (2016), Rapid T2 mapping of mouse heart using the carr–purcell–meiboom–gill sequence and compressed sensing reconstruction. *J. Magn. Reson. Imaging*, 44: 375-382. <https://doi.org/10.1002/jmri.25175>
- 37 SUSUMU YAMADA, TAIJI MATSUZAWA, KENJI YAMADA, SHUICHI ONO, TAKASHI HISHINUMA, Expression Forms and Characteristics of Carr-Purcell-Meiboom-Gill Sequence Magnetic Resonance Images, *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 1989, Volume 157, Issue 3, Pages 185-192, Released on J-STAGE August 31, 2006, Online ISSN 1349-3329, Print ISSN 0040-8727, <https://doi.org/10.1620/tjem.157.185>
- 38 Sofie Rahbek, Kristoffer H. Madsen, Henrik Lundell, Faisal Mahmood, Lars G. Hanson, Data-driven separation of MRI signal components for tissue characterization, *Journal of Magnetic Resonance*, Volume 333, 2021, 107103, ISSN 1090-7807, <https://doi.org/10.1016/j.jmr.2021.107103>.
- 39 Waldenberg, C., Hebelka, H., Brisby, H. et al. MRI histogram analysis enables objective and continuous classification of intervertebral disc degeneration. *Eur Spine J* 27, 1042–1048 (2018). <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5264-7>
- 40 Just, N. Improving tumour heterogeneity MRI assessment with histograms. *Br J Cancer* 111, 2205–2213 (2014). <https://doi.org/10.1038/bjc.2014.512>
- 41 André G.R. Balan, Agma J.M. Traina, Marcela X. Ribeiro, Paulo M.A. Marques, Caetano Traina Jr., Smart histogram analysis applied to the skull-stripping problem in T1-weighted MRI, *Computers in Biology and Medicine*, Volume 42, Issue 5, 2012, Pages 509-522, ISSN 0010-4825, <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2012.01.004>.
- 42 N. Otsu, "A Threshold Selection Method from Gray-Level Histograms," in *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics*, vol. 9, no. 1, pp. 62-66, Jan. 1979, doi: 10.1109/TSMC.1979.4310076.

- 43 COCOSCO, Chris A. Brainweb: Online interface to a 3D MRI simulated brain database. (No Title), 1997.
44. Ralf Ladebeck, Diana Martin, Sebastian Schmidt, “Mobile combined MRI/PET apparatus”, US20090043189 – A1, 2009.
- 45 Lobbes MB, Lalji UC, Nelemans PJ, Houben I, Smidt ML, Heuts E, de Vries B, Wildberger JE, Beets-Tan RG. The quality of tumor size assessment by contrast-enhanced spectral mammography and the benefit of additional breast MRI. *J Cancer*. 2015 Jan 5;6(2):144-50. doi: 10.7150/jca.10705. PMID: 25561979; PMCID: PMC4280397.
46. Crijns S. P. M., “Real-time correction of magnetic field inhomogeneity- induced image distortions for MRI-guided conventional and proton radiotherapy”, Institute of Physics and Engineering in Medicine, 2010- 2011.
47. M. Espy, M. Flynn, J. Gomez, C. Hanson, R. Kraus, P. Magnelind, K. Maskaly, A. Matlashov, S. Newman, T. Owens, “Ultra-low-field MRI for the detection of liquid explosives” IOP Publishing Ltd, Superconductor Science and Technology, vol. 23, num. 3, 2010.
- 48 Simone A. Winkler, Franz Schmitt, Hermann Landes, Joshua de Bever, Trevor Wade, Andrew Alejski, Brian K. Rutt, Gradient and shim technologies for ultra high field MRI, *NeuroImage*, Volume 168, 2018, Pages 59-70, ISSN 1053-8119, <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2016.11.033>.
49. Kononov, M.V., Nagulyak, O.A., Netroba, A.V., “Influence of X- radiation in receiver system on reconstruction performance of projection tomography”, *Radioelectronics and Communications Systems*, vol.51, iss.3, March 2008, pp. 163-165, DOI: 10.3103/S0735272708030084.
- 50 Langlois, S., Desvignes, M., Constans, J.M. and Revenu, M. (1999), MRI geometric distortion: A simple approach to correcting the effects of non-linear gradient fields. *J. Magn. Reson. Imaging*, 9: 821-831. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1522-2586\(199906\)9:6<821::AID-JMRI9>3.0.CO;2-2](https://doi.org/10.1002/(SICI)1522-2586(199906)9:6<821::AID-JMRI9>3.0.CO;2-2)
51. Lionel M.BrocheP. JamesRossGareth R.DaviesDavid J.Lurie (2017), *Magnetic Resonance Imaging*, 44, 55-59

- 52 Ambrosanio M, Baselice F, Ferraioli G, Lenti F, Pascazio V., Intra voxel analysis in magnetic resonance imaging. *Magn Reson Imaging*. 2017 Apr;37:70-80. doi: 10.1016/j.mri.2016.11.009. Epub 2016 Nov 17. PMID: 27867053.
53. Kononov M.V., Netreba A.V. (2007), *Journal of Physical Studies*, 11(3), 325–328.
- 54 Linlin Chen, Binqun Zhou, Guanqun Lei, Wenfeng Wu, Jing Wang, Yueyang Zhai, Zhuo Wang, Jiancheng Fang; A method for calibrating coil constants by using the free induction decay of noble gases. *AIP Advances* 1 July 2017; 7 (7): 075315.
55. D. Persano Adorno, C. Graceffa, N. Pizzolato, M.A. Lodato (2014), *Lithuanian Journal of Physics*, 54(1), 25–28.
56. Ventsel E.S. 2005, *Theory of Probability and its engineering application*, 2-nd ed., High.School, M..
- 57 J. M. V. Kinani, A. J. Rosales-Silva, F. J. Gallegos-Funes and A. Arellano, "Rethinking MRI random signals modeling," 2013 10th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), Mexico City, Mexico, 2013, pp. 116-121, doi: 10.1109/ICEEE.2013.6676085.
58. Netreba A.V., Komarov A.O. Influence of the Transverse Gradient Magnetic Fields Instability to Reconstruction in MR Imaging. 2017 IEEE International Young Scientists Forum on Applied Physics and Engineering YSF-2017, DOI: 10.1109/YSF.2017.8126660.
- 59 Praitayini Kanakaraj, Leon Y. Cai, Francois Rheault, Fang-Cheng Yehe, Baxter P. Rogers, Kurt G. Schilling, Bennett A. Landman, Mapping the impact of nonlinear gradient fields with noise on diffusion MRI, *Magnetic Resonance Imaging*, Volume 98, 2023, Pages 124-131, ISSN 0730-725X, <https://doi.org/10.1016/j.mri.2023.01.004>.
- 60 Razavi, M., Eaton, B., Paradiso, S., Mina, M., Hudetz, A.G. and Bolinger, L. (2008), Source of low-frequency fluctuations in functional MRI signal. *J. Magn. Reson. Imaging*, 27: 891-897. <https://doi.org/10.1002/jmri.21283>

- 61 Komarov A.O., Netreba A.V., Detailed analysis of regions and contours of different types of tissues in MRI, with the consideration of parameters of tissue weights, Proc. of XIX International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2019, Kyiv, Ukraine
- 62 Komarov A.O., Naguliak O.O., Netreba A.V., Gradient Magnetic Field Signal Phase-Frequency Coding Modification for Data Regularization in Magnetic Resonance Imaging, Radioelectron.Commun.Syst. 64, 2021. <https://doi.org/10.3103/S0735272721060017>
63. Korolyuk V. S., Portenko N. I., Skorohod AV, Turbin A.F. (1985), The Handbook on Probability Theory and Mathematical Statistics, Science, M.
64. Naguliak, O.O., Netreba, A.V. “The influence of the time MR sequence parameters on the diffusion weighted imaging sensitivity”, Journal of Physical Studies, v. 19, No. 1/2 (2015) 1002(4 p.).
- 65 Komarov A.O., Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P., Object Spin Characteristics Restoration for Combined Tissue Areas in MRI, 2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2019, doi: 10.1109/ELNANO.2019.8783216.
- 66 Komarov A.O., Naguliak O.O., Netreba A.V., Instability effect simulation for biological tissues relaxation characteristics in MRI, Proc. of XVII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2021, Kyiv, Ukraine
67. A. V. Netreba; O. O. Naguliak; S. P. Radchenko, O.O. Sudakov. Increasing of the MR imaging spatial resolution by data estimation in k-space. IEEE 37th International Conference ELNANO-2017, April 18-22, DOI: 10.1109/ELNANO.2017.7939769.
68. Plenge E, Poot DH, Bernsen M, Kotek G, Houston G, Wielopolski P, van der Weerd L, Niessen WJ, Meijering E. Super-resolution methods in MRI: can they improve the trade-off between resolution, signal-to-noise ratio, and acquisition time?, Magn. Reson. Med. 2012 Dec;68(6):1983-93. doi: 10.1002/mrm.24187. Epub 2012 Feb 1. PubMed PMID: 22298247.

69. Rueda, A., Malpica, N., Romero, E. Single-image super-resolution of brain MR images using overcomplete dictionaries, *Medical Image Analysis* Volume 17, Issue 1, January 2013, Pages 113-132.
70. Van Reeth, E., Tham, I.W.K., Tan, C.H., Poh, C.L. Super-resolution in magnetic resonance imaging: A review - Concepts in Magnetic Resonance Part A: Bridging Education and Research Volume 40 A, Issue 6, November 2012, Pages 306-325.
71. A. V. Akimov, Alexander A. Sirota - Synthesis and analysis of algorithms for digital signal recognition in conditions of deforming distortions and additive noise, -*Radioelectronics and Communications Systems*, Volume 60, Issue 10, October 2017, P. 458-468.
72. P. Yu. Kostenko, V. V. Slobodyanuk, A. N. Barsukov, Stealthiness of analytical chaotic signals, *Radioelectronics and Communications Systems*, March 2017, Volume 60, Issue 3, P. 132–140.
- 73 A.V. Netreba, S.P. Radchenko, M.O. Razdabara, "Correlation reconstructed spine and time relaxation spatial distribution of atomic systems in MRI", *IEEE 34th International Scientific Conference on Electronics and Nanotechnology ELNANO 2014- Conference Proceedings*, pp. 365-367, April 2014, 10.1109/ELNANO.2014.6873453.
74. David I. Lekhovyt'skiy - Adaptive lattice filters for systems of space-time processing of non-stationary Gaussian processes. -*Radioelectronics and Communications Systems*, Vol 61, No 11 (2018) , P. 477-514.
- 75 Sutour, Camille & Deledalle, Charles & Aujol, Jean-François. (2015). Estimation of the Noise Level Function Based on a Nonparametric Detection of Homogeneous Image Regions. *SIAM Journal on Imaging Sciences*. 8. 10.1137/15M1012682
- 76 Komarov A.O., Netreba A.V., Pogorielov R.V., The restoration of spin characteristics of the object with combined areas by mri methods, *Proc. of XXII International Young Scientists' Conference on Applied Physics*, 2022, Kyiv, Ukraine

77. C Debus, R Floca, D Nörenberg, A Abdollahi and M Ingris. "Impact of fitting algorithms on errors of parameter estimates in dynamic contrast-enhanced MRI", *Phys. in Med. and Biology*, 2017 Nov 21;62(24):9322-9340. doi: 10.1088/1361-6560/aa8989.
78. A.O. Komarov ; O.O. Naguliak ; A.V. Netreba ; S.P. Radchenko ; O.O. Sudakov - Compensation of the Magnetic Gradient Instability in MRI by Measurements Data for Several Angular Orientations – Proc. 2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), 2018, P.355 – 359, DOI: 10.1109/ELNANO.2018.8477435.
79. Stefaan Vandenberghe and Paul K Marsden (2015), *Phys Med Biol.*, 60(4), R115–R154, doi:10.1088/0031-9155/60/4/R115.
80. Sangtae Ahn, Lishui Cheng, Dattesh D Shanbhag, Hua Qian, Sandeep S Kaushik, Floris P Jansen and Florian Wiesinger (2018), *Phys Med Biol.*, 63(4), doi:10.1088/1361-6560/aaa8a6.
81. De Silva T, Uneri A, Ketcha MD, Reaungamornrat S, Goerres J, Jacobson MW, Vogt S, Kleinszig G, Khanna AJ, Wolinsky JP, Siewerdsen JH (2017), *Phys Med Biol.*, 62(2), 684-701, doi: 10.1088/1361-6560/62/2/684.
- 82 Komarov A.O., Netreba A.V., Kyiashko Y.O., Pershukov, I.O., Possibilities of MRI analysis under condition of instability of signals measurement, Proc. of XVIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2018, Kyiv, Ukraine
- 83 . Komarov A.O., Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P., Biological tissue separation by different MR signal response, Proc. of XV International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2019, Kyiv, Ukraine
- 84 Komarov A.O., Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P., Pogorielov R.V., Noise component evaluation for proton magnetic resonance response in multiparametric biological tissues characteristics spatial recovery, International research and practice conference: Nanotechnology and Nanomaterials (NANO-2020) 26-29 August 2020, Lviv, Ukraine

- 85 Komarov A.O., Natreba A.V., Kyiashko Y.O., The sensitivity of MR-Imaging weighted by the spin density and temporal relaxation characteristics in accordance to the gradients parameters, Proc. 62nd International Conference Open Readings 2018, Vilnius, Lithuania
- 86 Zhang, Y., Sheng, R., Yang, C. et al. Higher field reduced FOV diffusion-weighted imaging for abdominal imaging at 5.0 Tesla: image quality evaluation compared with 3.0 Tesla. *Insights Imaging* 14, 171 (2023). <https://doi.org/10.1186/s13244-023-01513-7>
87. P. M. Weiger, M.B. Schdeidegger, P. Boesiger, “Sence: sensitivity encoding for fast MR,” *Magn. Reson. Med.*, vol. 42(5), pp.952-96, 1999.
88. M.A.Griswold, P.M. Jakob, R.M. Heidemann, M. Nittka, V. Jellus, Wang J., “Generalized autocalibrating partially parallel acquisitions (GRAPPA),” *Magn Reson Med.*, vol. 47(6), pp. 1202-1210, 2002.
89. A.K. Katsaggelos, *Digital Image Restoration*. vol. 23, Heidelberg. Germany: Springer-Verlag, 1991.
90. M. Elad and A. Feuer, “Superresolution restoration of an image sequence: adaptive filtering approach,” *IEEE Trans. Image Processing*, vol. 8, pp. 387-395, March 1999.
91. Y. Li, Z.L. Yu, N. Bi, Y. Xu, Z. Gu, Amari S.I., “Sparse representation for brain signal processing: a tutorial on methods and applications,” *IEEE Signal Process Mag.*, vol.31(3), pp. 96-106, March 2014.
92. W. Wu, S. Nagarajan, Z. Chen , “Bayesian machine learning: EEG/MEG signal processing measurements,” *IEEE Signal Process Mag.*, vol. 33(1), pp. 14-36, January 2016.
93. D.P. Wipf, B.D. Rao, “Sparse bayesian learning for basis selection,” *IEEE Trans. Signal Process*, vol.52 (8), pp. 2153-2164, August 2004.

- 94 A. V. Ntreba, A. O. Komarov, Y. O. Kyiashko (2020) The multi-component relaxation combination of proton magnetization in biological tissues magnetic resonance investigations, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 699:1, 71-81, DOI: 10.1080/15421406.2020.1732541
- 95 Komarov A.O., Naguliak O.O., Ntreba A.V., Response MRI signals distortions influence estimation for biological tissues several types regions features, *Proc. of XVI International Scientific Conference Electronics and Applied Physics*, 2020, Kyiv, Ukraine
96. Komarov A.O., Ntreba A.V., Kyiashko Y.O., Pershukov, I.O., Restoration of the protons spatial distribution for different types ratios of the biological tissues, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 2018, 673:1, DOI: 10.1080/15421406.2019.1578499.
97. D.Gensanne, G.Josse, J.M.Lagarde, D.Vincensini, "A post-processing method for multiexponential spin-spin relaxation analysis of MRI signals," *Physics in Medicine and Biology*, vol.50(16), pp.3755-72, 2005, doi: 10.1088/0031-9155/50/16/007.
98. R. H. Caverly, "MRI Fundamentals: RF Aspects of Magnetic Resonance Imaging (MRI)," *IEEE Microwave Magazine*, vol.16(6), June 2015, doi: 10.1109/MMM.2015.2419753.
99. S. Krivenko ; V. Lukin ; O. Krylova ; V. Shutko, "Visually Lossless Compression of Retina Images," *IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology ELNANO 2018, Conference Proceedings*, pp. 255-260, April 2018 doi: 10.1109/ELNANO.2018.8477459.
100. Lara Querciagrossa, Silvia Orlandi, Matteo Ricci, Alberto Arcioni & Roberto Berardi (2019) Chiral Gay–Berne model for molecular dynamics computer simulations, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 684:1, 66-81, DOI: 10.1080/15421406.2019.1581711.
101. A.M. Korostil & M.M. Krupa (2018) Induced orientational molecular ordering in nematic liquid crystals with magnetic nanoparticles, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 674:1, 152-158, DOI: 10.1080/15421406.2019.1578498.

102. R. Asquini, C. Chiccoli, A. d'Alessandro, P. Pasini & C. Zannoni (2019) Monte Carlo Study of Slot-waveguide Liquid Crystal Phase Shifters, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 683:1, 46-55, DOI: 10.1080/15421406.2019.1581704
- 103 Komarov A.O., Netroba A.V., Pogorielov R.V., Several type biological tissues segmentation by specific regions MRI image histograms estimation, *Proc. of XVIII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics*, 2022, Kyiv, Ukraine
- 104 Mingjiang Li, Jincheng Zhou, Dan Wang, Peng Peng, Yezhao Yu, "Application of Clustering-Based Analysis in MRI Brain Tissue Segmentation", *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, vol. 2022, Article ID 7401184, 16 pages, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/7401184>
105. Sangtae Ahn, Lishui Cheng, Dattesh D Shanbhag, Hua Qian, Sandeep S Kaushik, Floris P Jansen and Florian Wiesinger (2018), *Phys Med Biol.*, 63(4), doi:10.1088/1361-6560/aaa8a6.
106. De Silva T, Uneri A, Ketcha MD, Reaungamornrat S, Goerres J, Jacobson MW, Vogt S, Kleinszig G, Khanna AJ, Wolinsky JP, Siewerdsen JH (2017), *Phys Med Biol.*, 62(2), 684-701, doi: 10.1088/1361-6560/62/2/684.
107. Stefaan Vandenberghe and Paul K Marsden (2015), *Physics in Medicine and Biology*, 60(4), R115–R154, doi:10.1088/0031-9155/60/4/R115.
108. D.Gensanne, G.Josse, J.M.Lagarde, D.Vincensini (2005), *Physics in Medicine and Biology*, 50(16), 3755-72, doi: 10.1088/0031-9155/50/16/007.
109. Robert H. Caverly (2015), *IEEE Microwave Magazine*, 16(6), doi: 10.1109/MMM.2015.2419753.
- 110 Komarov A.O., Netroba A.V., Biological tissues segmentation by mr image height map evaluation, *Proc. of XXIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics*, 2023, Kyiv, Ukraine

ДОДАТКИ

Додаток А

СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

у яких опубліковані основні наукові результати дисертації:

1. A. V. Netroba and **A. O. Komarov**, "Influence of the transverse gradient magnetic fields instability to reconstruction in MR imaging," 2017 IEEE International Young Scientists Forum on Applied Physics and Engineering (YSF), Lviv, Ukraine, 2017, pp. 139-142, doi: 10.1109/YSF.2017.8126660

2. **A. O. Komarov**, O. O. Naguliak, A. V. Netroba, S. P. Radchenko and O. O. Sudakov, " Compensation of the Magnetic Gradient Instability in MRI by Measurements Data for Several Angular Orientations,"2018 IEEE 38th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, UKraine, 2018, pp. 355-359, doi: 10.1109/ELNANO.2018.8477435

3. A. Netroba, **A. Komarov**, S. Radchenko and O. Naguliak, "Object Spin Characteristics Restoration for Combined Tissue Areas in MRI,"2019 IEEE 39th International Conference on Electronics and Nanotechnology (ELNANO), Kyiv, Ukraine, 2019, pp. 497-501, doi: 10.1109/ELNANO.2019.8783216

4. A. V. Netroba, **A. O. Komarov**, Y. O. Kyiashko (2020) The multi-component relaxation combination of proton magnetization in biological tissues magnetic resonance investigations, Molecular Crystals and Liquid Crystals, 699:1, 71-81, DOI: 10.1080/15421406.2020.1732541

6. Netroba, A.V., Naguliak, O.A., **Komarov, A.O.** Gradient Magnetic Field Signal Phase-Frequency Coding Modification for Data Regularization in Magnetic Resonance Imaging. Radioelectron.Commun.Syst. 64, 281–292 (2021). <https://doi.org/10.3103/S0735272721060017>

які засвідчують апробацію матеріалів дисертації:

1. **Komarov A.O.**, Netroba A.V., Kyiashko Y.O., The sensitivity of MR-Imaging weighted by the spin density and temporal relaxation characteristics in

accordance to the gradients parameters, Proc. 62nd International Conference Open Readings 2018, Vilnius, Lithuania

2. **Komarov A.O.**, Netreba A.V., Kyiashko Y.O., Pershukov, I.O., Possibilities of MRI analysis under condition of instability of signals measurement, Proc. of XVIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2018, Kyiv, Ukraine

3. **Komarov A.O.**, Netreba A.V., Detailed analysis of regions and contours of different types of tissues in MRI, with the consideration of parameters of tissue weights, Proc. of XIX International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2019, Kyiv, Ukraine

4. **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P., Biological tissue separation by different MR signal response, Proc. of XV International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2019, Kyiv, Ukraine

5. **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., Response MRI signals distortions influence estimation for biological tissues several types regions features, Proc. of XVI International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2020, Kyiv, Ukraine

6. **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., Radchenko S.P., Pogorielov R.V., Noise component evaluation for proton magnetic resonance response in multiparametric biological tissues characteristics spatial recovery, International research and practice conference: Nanotechnology and Nanomaterials (NANO-2020) 26-29 August 2020, Lviv, Ukraine

7. **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., MR-Imaging for chemical shift combined inhomogeneous areas, Proc. of XXI International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2021, Kyiv, Ukraine

8. **Komarov A.O.**, Naguliak O.O., Netreba A.V., Instability effect simulation for biological tissues relaxation characteristics in MRI, Proc. of XVII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2021, Kyiv, Ukraine

9. **Komarov A.O.**, Netreba A.V., Pogorielov R.V., The restoration of spin characteristics of the object with combined areas by mri methods, Proc. of XXII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2022, Kyiv, Ukraine

10. **Komarov A.O.**, Netreba A.V., Pogorielov R.V., Several type biological tissues segmentation by specific regions MRI image histograms estimation, Proc. of XVIII International Scientific Conference Electronics and Applied Physics, 2022, Kyiv, Ukraine

11. Biological tissues segmentation by mr image height map evaluation / **Komarov A.O.**, Netreba A.V. // Proc. of XXIII International Young Scientists' Conference on Applied Physics, 2023, Kyiv, Ukraine