

А. І. Розмаріця, Л. В. Коломієць, д.т.н., К. Ф. Боряк, д.т.н., Л. В. Кузнецова, О. І. Стариш

Одеська державна академія технічного регулювання та якості, м. Одеса

МОДИФІКОВАНА МЕТОДИКА КОНТРОЛЮ ПАРАМЕТРІВ МАГНІТНО-РЕЗОНАНСНИХ ТОМОГРАФІВ

У статті представлена модифікована до вітчизняних умов методика контролю експлуатаційних параметрів магнітно-резонансних томографів.

Ключові слова: магнітно-резонансний томограф, контроль, експлуатація, якість.

Вступ

У вітчизняних медичних закладах знайшли достатньо широке застосування магнітно-резонансні томографи (МРТ).

Це обумовлено тим, що ці сучасні медичні апарати забезпечують високий просторовий та контрастний дозвіл в зареєстрованих зображеннях м'яких тканин без введення спеціальних розчинів (потенційно токсичних контрастних речовин) в організм. Крім того, МРТ мають можливість візуалізації важкодоступних областей і отримання специфічних характеристик тканин залежно від застосованих імпульсних послідовностей [1].

МРТ (рис.1) – досить складна, з точки зору конструкції, медична техніка, яка в експлуатації може представляти електромагнітну та електричну небезпеку як для пацієнта, так і для персоналу, який її обслуговує.



Рисунок 1 – Магнітно-резонансний томограф

Для забезпечення безпеки пацієнтів і медичного персоналу, а також запобігання реєстрації неправильної діагностичної інформації повинен бути забезпечений належний контроль параметрів і характеристик МРТ не тільки під час інсталяційних технічних випробувань, але й у процесі експлуатації. Тому, крім контролю електричних та магнітних характеристик МРТ, дослідженю повинні підлягати параметри, які визначають

якість формування зображення, оскільки саме від цього показника в значній мірі залежить правильність постановки діагнозу та ступінь успішності лікування пацієнта.

Постановка проблеми

На сьогоднішній день в Україні відсутній державний стандарт, який встановлював би вимоги до контролю безпеки при роботі з МРТ. В той же час, діючий у Європейському союзі міжнародний стандарт IEC 60601-2-33 (2006) [2], яким регламентується процедура випробувань на електробезпечність, захист від механічних впливів і контроль параметрів електромагнітного поля, в нашій країні ще не гармонізований.

У міжнародному стандарті [2] наведені графично припустимі значення характеристик МРТ, перевищення яких здатне привести до небажаних біофізичних ефектів, а також вимоги до електричних характеристик та параметрів електромагнітного поля. Однак, у ньому відсутня інформація стосовно наявності методів контролю характеристик, які визначають якість формування зображення при використанні МРТ.

Таким чином, дотепер в Україні не існує єдиного нормативного документу, який містив би повний перелік контролюваних параметрів і характеристик МРТ в момент інсталяції та в процесі експлуатації, і, як наслідок, відсутній єдиний підхід до організації та проведення експлуатаційного контролю кабінетів МРТ.

Слід також відзначити особливості самої організації процедури перевірки МРТ в умовах експлуатації, де у більшості випадків проведення технічних випробувань МРТ і оцінка отриманих даних здійснюються безпосередньо на робочому місці медперсоналу, внаслідок чого вимушено порушується графік прийому пацієнтів.

Крім того, контроль окремих параметрів та характеристик МРТ проводять сервісні центри по обслуговуванню томографів, які не в повній мірі забезпечені необхідним набором інструмен-

тів і є малопридатними при такому виді перевірок, як випробування на сталість параметрів.

Мета статті

Створення модифікованої до вітчизняних умов методики проведення експлуатаційних випробувань МРТ.

Виклад основного матеріалу

Аналіз діючих стандартів та літературних джерел показав, що міжнародними організаціями розроблені документи, на основі яких проводять експлуатаційний контроль апаратів МРТ. До них, зокрема, можна віднести стандарти Національної асоціації виробників електротехнічної продукції, що встановлюють вимоги до методів контролю якості формування зображення [3] – [6]; стандарт моніторингу продуктивності МРТ, їх акредитації і контролю якості Американського радіологічного коледжу [7]; методику Асоціації фізиків в області медицини, в якій представлені етапи проведення контролю якості зображень МРТ [8]; методику, розроблену російськими вченими московського НВІЦ медичної радіології, в якій представлений процес експлуатаційних випробувань кабінетів МРТ [9].

Остання із методик [9] є найбільш близькою для вирішення нашої проблеми, у зв'язку з чим модифікуємо її до вітчизняних умов на підставі діючих стандартів і норм та застосування засобів вимірюваної техніки (ЗВТ), відомості про які внесені до Державного реєстру України, а також за рахунок удосконалення алгоритму вимірювань та програмного забезпечення.

Алгоритм процесу вимірювань представимо у вигляді наступних етапів (рисунки зображені відтворені з методики [9]):

I Визначення параметрів і характеристик, які підлягають контролю:

1.1 Індукція статичного магнітного поля.

Перевірка величини індукції статичного магнітного поля робочої зони апарату МРТ за допомогою мілітесlamетра.

1.2 Область контролюваного доступу

Перевірка границь області контролюваного доступу (визначення просторових координат точки – відстань від ізоцентра МРТ до точки в просторі, відповідної рівню індукції магнітного поля в 0,5 мТл) за допомогою мілітесlamетра і рулетки. Побудова прикордонних кривих.

1.3 Рівень індукції постійного магнітного поля на робочих місцях

Перевірка рівня індукції поля шляхом вимірювання магнітної індукції на робочих місцях та зоні перебування персоналу (порівняння із гранично припустимими рівнями постійного магнітного поля із урахуванням часу впливу поля за зміну на працівника в цілому на тіло, або на окремі

його частини) за допомогою вимірювача рівня електромагнітного поля.

1.4 Рівень випромінювання персональних комп’ютерів.

Перевірка рівня випромінювання комп’ютерів шляхом вимірювання напруженості електричного та електростатичного полів, щільності магнітного потоку на робочому місці (проведення порівняння із припустимими рівнями електромагнітного поля) за допомогою вимірювача напруженості електростатичного поля та вимірювача рівня електромагнітного поля.

1.5 Рівень акустичного шуму.

Перевірка рівня акустичного шуму шляхом вимірювання рівня звуку по шкалі A та рівнів звукового тиску по спектру в октах смугах частот на постійних робочих місцях і у робочій зоні в точках перебування персоналу за допомогою шумоміра – аналізатора спектру.

1.6 Відношення сигнал / шум.

Оцінка відношення сигнал / шум проводиться за допомогою фантома циліндричної (сферичної) форми, який наповнено МР-контрастною рідиною (на зображені виділяють область інтересу, не < 75% зображення фантома, для оцінки рівня сигналу, і чотири області, поза зображенням фантома, для оцінки рівня шуму, рис. 2).

Рівень сигналу (S) визначається як середнє значення яскравості усіх пікселів, ув’язнених у центральній області інтересу.

Рівень шуму ($\sigma_{\text{ш}}$) визначається як середньоквадратичне відхилення яскравості усіх пікселів у чотирьох квадратних областях від середнього значення в тих же областях.

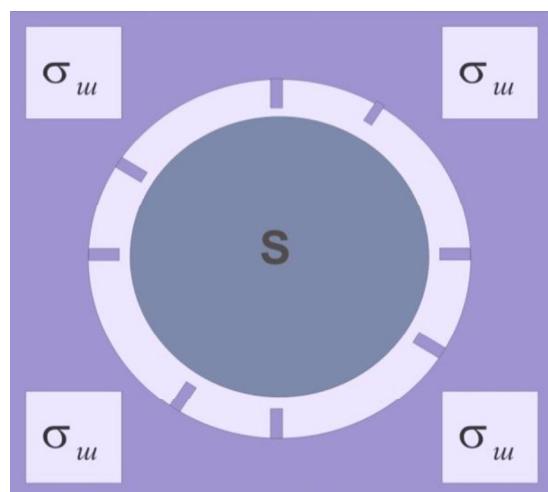


Рисунок 2 – Зареєстроване зображення фантома для оцінки величини відношення сигнал / шум

Відношення сигнал / шум розраховується як:

$$SNR = \frac{S}{\sigma_u} \cdot k,$$

де k – поправочний коефіцієнт, що враховує зміну закону розподілу шумової складової, та значення якого приведені в роботі [10].

1.7 Нерівномірність розподілу яскравості в полі зображення

Вимірювання величини нерівномірності розподілу яскравості в полі зображення здійснюють за допомогою фантома, який застосовують для оцінки відносини сигнал / шум.

На зареєстрованому зображення (рис. 3) у межах області фантома в центрі (елемент 1) і в чотирьох зонах поза центром (елементи 2 – 5) в автоматизованому режимі виділяють області інтересу.

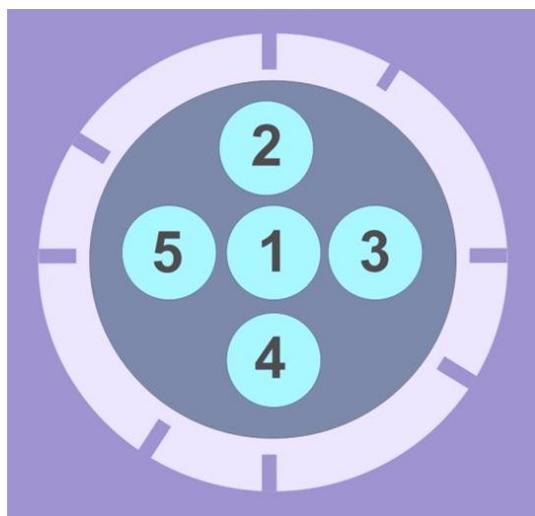


Рисунок 3 – Зареєстроване зображення фантома для оцінки величини неоднорідності розподілу яскравості з позначеннями на ньому областями інтересу

В подальшому обчислюють середні значення яскравості пікселів усередині кожної з виділених областей інтересу. Серед отриманих величин визначають мінімальне S_{min} і максимальне S_{max} значення і обчислюють величину нерівномірності розподілу яскравості в полі зображення (N_n) у відповідності з наступною формулою:

$$N_n = \left| \frac{S_{max} - S_{min}}{S_{max} + S_{min}} \right| \cdot 100\%.$$

1.8 Просторова роздільна здатність

Контроль просторової роздільної здатності проводять за допомогою тест-об'єкта, який містить міри з отворами різного діаметра, або

структурою, що сформована із прямокутних паралелепіпедів і зазорів між ними.

Уздовж кожного з рядів міри будеться профіль границь, рис. 4).

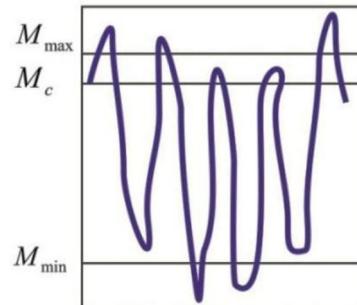


Рисунок 4 – Профіль границь періодичної структури (міри)

Далі визначається коефіцієнт просторової роздільної здатності (K)

$$K = \frac{M_{max} - M_{min}}{M_c} \cdot 100\%$$

де M_{max} – середнє значення максимумів яскравості пікселів профілю границь періодичної структури;

M_{min} – середнє значення мінімумів яскравості пікселів профілю границь періодичної структури;

M_c – середнє значення яскравості пікселів сигналу усередині фантома за межами вставки з мірами.

1.9 Просторова нелінійність

Оцінку просторової нелінійності проводять за допомогою тест-об'єкта, який складається з малих, розташованих на рівній відстані одна від одної структур, що не випускають МР-сигнал тієї частоти, на яку настроєні прийомні радіочастотні (РЧ) котушки (решта простору тест-об'єкта заповнена МР-контрастною рідиною).

Слід зазначити, що можлива і зворотна ситуація, коли дискретні елементи являють собою отвори в пластині, що не випускає МР-сигнал частоти, на яку настроєні приймальні РЧ котушки. У цьому випадку на зареєстрованому зображені вони будуть представлені у вигляді світлих точок на темному тлі. На зображені в автоматизованому режимі виділяються відрізки, які з'єднують центри найближчих елементів L_i ; вимірюють довжини відрізків і розраховують величину просторової нелінійності по формулі:

$$R = \max \left\{ \frac{|L_i - L_d|}{L_i} \right\} \cdot 100\%,$$

де L_d – задана в документації на тест-об'єкт відстань між центрами найближчих елементів.

1.10 Товщина виділеного зrzу

Товщину виділеного зrzу оцінюють за допомогою тест-об'єкта, що містить два протилежно спрямовані клини (похилі пластини), матеріал яких випускає МР-сигнал частоти, на яку настроєні приймальні РЧ катушки (решта простору тест-об'єкта заповнена контрастною рідинкою).

Поверхні обох кlinів (пластин) розташовані під кутом α до площини зrzу. Величина кута α повинна задовольняти співвідношенню:

$$\operatorname{tg}(a) \ll \frac{h}{\Delta} \quad (1)$$

де h – товщина виділеного зrzу;

Δ – розмір пікселя зображення.

На отриманому зображенні задають напрям осі Y як границі різкого перепаду яскравості пікселів усередині фантома (рис. 5).

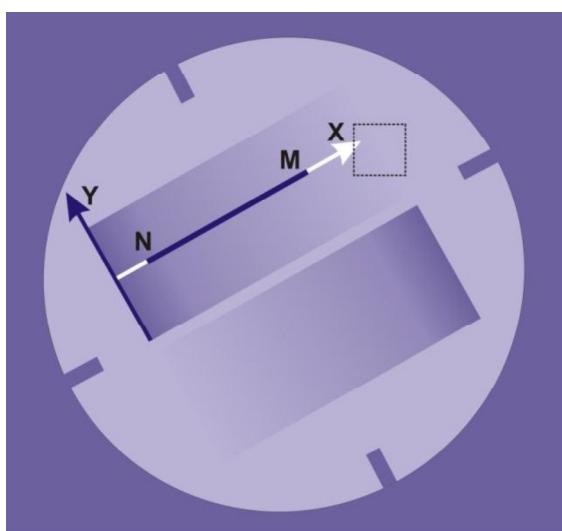


Рисунок 5 – Зареєстроване зображення для оцінки товщини зrzу

Перпендикулярно до осі Y проводимо відрізок NM (його напрямок збігається з віссю X) так, щоб він перетинає перехідну область із плавним збільшенням яскравості пікселів зображення похилої площини. Уздовж цього відрізка будуємо профіль яскравості виділеного зrzу (рис. 6, а – для фантома із кlinами, рис. 6, б – для фантома з похилими пластинами).

Для того, щоб крива профілю яскравості виділеного зrzу містила не менш 5 звітів для заданої мінімальної товщини виділеного зrzу h , формула (1) повинна мати такий вигляд:

$$\operatorname{tg}(a) \leq \frac{h}{5\Delta}$$

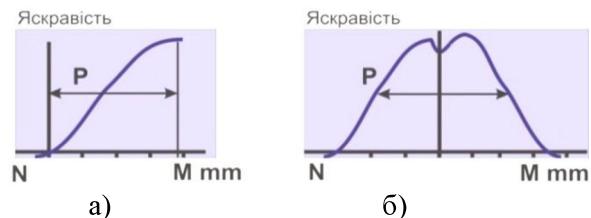


Рисунок 6 – Профіль яскравості виділеного зrzу: а) для фантома із кlinами; б) для фантома з похилими пластинами

По отриманій функції (рис. 6, а, б) вимірюють ширину профілю зrzу (P). При використанні кlinів ця величина являє собою ширину області зміни яскравості сигналу (перехідна область у діапазоні 5...95 % від максимального значення); якщо ж у якості тест-об'єкта використовуються похилі пластини, то ширина профілю зrzу оцінюється як ширина отриманого профілю на рівні половини максимального значення). Даний параметр оцінюють для двох кlinів або двох похилих пластин, при цьому одержують два значення ширини профілю зrzу (P_1 і P_2 відповідно).

З урахуванням кута нахилу α розраховують товщину зrzу h по наступній формулі:

$$h = \operatorname{tg}(a) \cdot \frac{(P_1 + P_2)}{2}$$

1.11 Артефакти зображення

В процесі проведення випробувань оцінюють також величини артефактів МР-зображення, до яких відносяться РЧ-квадратурний артефакт і артефакт фазового кодування.

Слід зазначити, що вимірювання артефакту фазового кодування проводиться за допомогою фантома, призначеного для оцінки відносини сигнал / шум, однак тут периферійні області інтересу будують іншим способом (рис. 7).

На отриманому зображенні розраховують середні значення яскравості пікселів усередині наступних областей:

- I_1 – в області інтересу (діаметр області інтересу становить 75% від діаметра зображення тест-об'єкта) усередині фантома;

- I_2, I_3 – всередині окружностей, центри яких розташовуються на осі OY, що проходить через центр МР-зображення, а самі окружності перебувають за межами зображення тест-об'єкта;

- I_4, I_5 – всередині окружностей, центри яких розташовуються на осі OX, що проходить через центр МР-зображення, а самі окружності перебувають за межами зображення тест-об'єкта.

В подальшому визначається величина артефакту фазового кодування G:

$$G = \frac{|(I_2 + I_3) - (I_4 + I_5)|}{2 \cdot I_1} \cdot 100\%$$

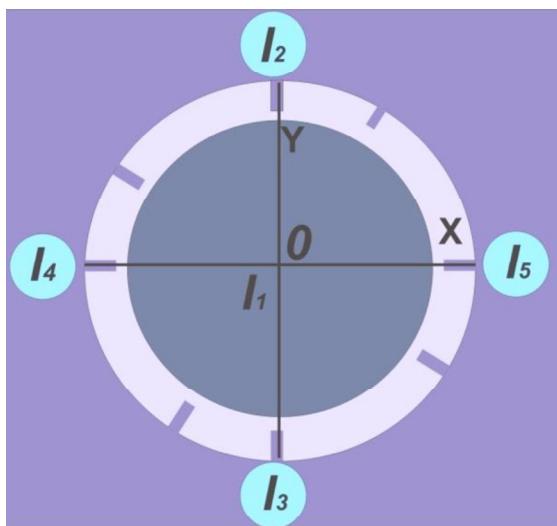


Рисунок 7 – Зареєстроване зображення фантома для оцінки артефакту фазового кодування

ІІ Вибір фантому (тест-об'єкту)

2.1 Вимоги до розмірів фантому.

Для отримання контролюваних зображень у процесі досліджень застосовують фантоми, геометричні розміри яких перевершують обласť робочої зони, яка представляє собою сферу з центром в ізоцентрі МР-системи із радіусом не менш 10 см при скануванні голови та не менше 20 см при скануванні тіла.

2.2 Тип фантому.

Циліндр, виконаний з оргскала, всередині якого знаходяться вставки, що необхідні для контролю параметрів, які визначають якість формованого зображення, а саме: клини, міри просторового дозволу, лінійні структури, які розміщені на рівній відстані одна від одної і які мають задані геометричні розміри, а також області з різними концентратами сольового розчину $MnCl_2 \cdot x \cdot H_2O$.

Фантом заповнений МР-контрастною рідиною.

ІІІ Вибір програмних засобів контролю

Обробка результатів вимірювань проводиться за допомогою спеціалізованого програмного комплексу «МРТ-програма», який забезпечує реєстрацію зображень, зберігання (згідно з вимог міжнародного стандарту DICOM) та обробку зображень, оцінювання необхідних параметрів і характеристик, формування протоколу вимірювань.

ІV Застосування ЗВТ

Для визначення параметрів і характеристик, які підлягають контролю, застосовують такі ЗВТ:

- мілітесламетр універсальний МТУ-1 (границі вимірювань $+/- 1999$ мТл);
- вимірювач рівня електромагнітного поля TES-92 (динамічний діапазон -75 дБ; діапазон частот -50 МГц $- 3,5$ ГГц; напруженість електричного поля -20 мВ/м $.. 108$ В/м; напруженість магнітного поля -53 μ А/м $.. 286,4$ мА/м; щільність потоку енергії: $0 .. 3,093$ мВт / см 2);
- вимірювач напруженості електростатичного поля Warmbier 7100.EFM51 (режим E-Field $-0..800$ кВ/м, режим CPS $-\pm 1,0$ до ± 100 В);
- шумомір, аналізатор спектру АССИСТЕНТ SIU (шум $-10 .. 20000$ Гц, інфразвук $-1,6 .. 20$ Гц, ультразвук $-12,5 .. 40$ кГц);
- рулетка механічна PVC (стрічка довжиною полотна -10 м, шкала вимірювань – м, см, мм).

Висновки

Модифікована до вітчизняних умов методика контролю експлуатаційних параметрів магнітно-резонансних томографів апробована у закладах охорони здоров'я міста Одеси та підтверджена ефективність її застосування для різних МРТ.

Список використаних джерел

1. Злєпко С.М. та ін. Медична апаратура спеціального призначення: ВНТУ, 2010. – 158 с.
2. IEC 60601-2-33 (2006). Medical electrical equipment - Part 2-33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis.
3. NEMA Standards Publication MS 1-2001 Determination of Signal-to-Noise Ratio (SNR) in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
4. NEMA Standards Publication MS 2-2008 Determination of Two-Dimensional Geometric Distortion in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
5. NEMA Standards Publication MS 3-2008 Determination of Image Uniformity in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
6. NEMA Standards Publication MS 5-2003 Determination of Slice Thickness in Diagnostic Magnetic Resonance Imaging.
7. ACR Technical Standard for Diagnostic Medical Physics Performance Monitoring of Magnetic Resonance Imaging (MRI) Equipment (ACR Resolution 19, 1999-revised in 2009, Resolution 10).

8. Price R.R. and Axel L. Quality assurance methods and phantoms for magnetic resonance imaging: Report of AAPM nuclear magnetic resonance Task Group N.1 // Med. Phys. – 1990. – Vol.17. – PP. 287-95.
10. Constantinides C.D., Atalar E. and Mcveigh E.R. Signal-to-Noise Measurements in Magnitude Images from NMR Phased Arrays // Magn. Reson. Med. – 1997. – Vol. 38(5). – PP. 852 – 857.

9. Зеликман М.И. и др. Методика и средства контроля эксплуатационных параметров магнитно - резонансных томографов // Медицинская техника. – 2010. – № 5 (263). – С. 27 – 31.

Надійшла до редакції 27.10.2015

Рецензент: Козаченко М.Т., к.т.н., проф.
Одеська національна академія зв'язку ім.
О. С. Попова, м. Одеса.

А. И. Розмарыца, Л. В. Коломиец, К. Ф. Боряк, Л. В. Кузнецова, А. И. Стариш

МОДИФИЦИРОВАННАЯ МЕТОДИКА КОНТРОЛЯ ПАРАМЕТРОВ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ТОМОГРАФОВ

В статье представлена модифицированная к отечественным условиям методика контроля параметров магнитно-резонансных томографов.

Ключевые слова: магнитно-резонансный томограф, контроль, эксплуатация, качество.

A. I. Rozmarytsa, L. V. Kolomiets, K. F. Boriak, L. V. Kuznetsova, A. I. Starish

MODIFIED TECHNIQUE OF THE CONTROL MAGNETIC RESONANCE IMAGING PARAMETERS

The article presents a modified technique to domestic conditions for controlling the parameters of magnetic resonance tomographs.

Keywords: magnetic resonance imaging, inspection, maintenance, quality.