

УДК 621.386: 612.386

Карпюк Р. – ст.гр. ПМм-51

*Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя*

## **МЕТОДИ ПІДВИЩЕННЯ ЯКОСТІ РЕНТГЕНІВСЬКИХ ЗОБРАЖЕНЬ**

Науковий керівник: к.т.н. Бачинський М.В.

Рентгенівське дослідження базується на реєстрації гальмівного Х-випромінювання, що пройшло через живу тканину. При проходженні через досліджуваний орган Х-промені ослаблюються по різному, в залежності від щільності тканини. Завдяки цьому на поверхні детектора формується рентгенівське зображення (тіньове зображення).

Основними параметрами, що визначають інформативність рентгенівського зображення є просторова роздільна здатність та роздільна здатність по контрасту. На якість вихідних зображень впливає багато факторів (Блинов Н.Н., Абакумов В.Г.), серед яких:

- шуми, спричинені неоднорідністю випромінювання (в результаті неоднорідності матеріалу анода (зношеності анода) чи інтенсивності пучка випромінювання в процесі знімка);
- геометрична нечіткість (пов'язана з тим, що фокусна пляма на поверхні анода має скінченні розміри);
- рухова нечіткість (пов'язана з рухом біооб'єкта під час дослідження (дихальні рухи, скорочення м'язів));
- артефакти, спричинені розсіяним випромінюванням, яке виникає в результаті зіткнень квантів Х-випромінювання з атомами живої тканини.

Після розгляду цих факторів були сформульовані пропозиції щодо підвищення якості рентгенівських зображень. Неоднорідність матеріалу анода пов'язана із застосуванням рентгенівських трубок з обертовим анодом. При обертанні анодного диска потік електронів в кожен наступний момент потрапляє на іншу ділянку анодного дзеркала. Ці ділянки можуть відрізнятися структурою металу та кутом нахилу, що призводить до розширення спектру вихідного випромінювання (зростає неоднорідність). Для мінімізації цього ефекту потрібно застосовувати рентгенівські трубки з нерухомим анодом. Неоднорідність вихідного випромінювання також може бути викликана пульсаціями струму анода. Щоб зменшити пульсації струму потрібно застосовувати ємнісні фільтри зі сторони високої напруги та перейти до трифазних схем живлення з шести- або дванадцятифазними схемами випрямлення. Геометрична нечіткість може бути зведена до мінімуму при використанні рентгенівських трубок з малим розміром фокусної плями (т.з. мікрофокусна рентгенографія). Для зменшення рухової нечіткості потрібно мінімізувати тривалість знімка. Для усунення розсіяного випромінювання застосовуються відсіюючі растри, які розміщуються між пацієнтом та детектором Х-випромінювання.

Легко помітити, що наведені умови є дещо суперечливими, тобто, застосування трубки з нерухомим анодом та малою фокусною плямою призводить до необхідності зменшувати анодний струм, а це, в свою чергу, веде до потреби збільшувати час знімка. Щоб витримати поставлені умови слід перейти до використання цифрових детекторів Х-випромінювання з високою квантовою ефективністю, а також адекватного математичного апарату для створення програмного забезпечення, яке б дозволило здійснити опрацювання вихідних зображень.