

Digitaalisen kuvan synty ja anatomia

Apulaisfyysikko Tuomo Starck, OYS

Röntgensäteilyn tuotto ja vuorovaikutus kuvauskohteessa

Kuvauksessa tarvittava kuvauskohteen osittain läpäisevä röntgensäteily tuotetaan röntgenputken sisällä törmäyttämällä hehkukatodilta irrotetut kiihdytetyt elektronit anodilautaseen. Elektronin ja atomien vuorovaikutuksen ollessa sopiva, eli elektronin suunnan ja nopeuden muutoksen ollessa raju, syntyy jarrutussäteilyä. Jarrutussäteilyn energijakauma on jatkuva ja maksimienergian määrittää käytetty putkijännite. Lisäksi, jos elektronien energia riittää irrottamaan anodimateriaalin atomien alimmilta elektroni-kuorilta elektroneja, syntyy anodin alkuaineelle ominaista karakteristista röntgensäteilyä ulkokuoren elektronien täyttäessä sisäkuoren aukot.

Pyörivän anodilautasen kaltevalle pinnalle osuvat elektronit määrittävät fokusalueen, joka ei käytännössä ole neliön muotoinen, vaikka kuvauslaitteissa fokuskoon valinnan symboli antaa näin ymmärtää. Pieni fokus tuottaa hieman terävemmän kuvan ja suuri fokus mahdollistaa hieman suuremman putkivirran nopeaa kuvausta varten. Vaihtuva fokuskoko voidaan toteuttaa kahdella vierekkäisellä hehkukatodilla tai hehkukatodin edessä olevalla säädettävällä poikittaisella sähkökentällä. Anodilautasen vinosta pinnasta syntyvästä röntgensäteilystä saadaan hyötykeila kuvantamista varten röntgenputken vaipassa olevasta aukosta. Anodikulman suuruus vaikuttaa Heel-efektin suuruuteen, joka tarkoittaa syntyvän röntgensäteilyn intensiteetin kulmariippuvuutta suhteessa anodin pintaan. Anodi itsessään vaimentaa jarrutussäteilyä, kun se syntyy pintaa syvemmällä. Tuloksena on heikompi säteilyintensiteetti anodin puolella säteilykeilaa, mutta epätasaisuutta kuvassa voidaan lieventää kasvattamalla kuvausetäisyyttä.

Röntgenputkessa on aina sisäinen suodatus, jolle on määrätty vähimmäisvaatimus 2,5 mm alumiinia. Kuvausjännitteen ja lisäsuodatuksen valinnalla muokataan röntgensäteilyn energia sopivaksi tutkimusta varten. Säteilyn matalaenerginen osa ei vaikuta merkittävästi kuvantuottoon, mutta absorboituu turhaan potilaaseen, siksi lisäsuodatuksella voidaan tehokkaasti pienentää potilasannosta heikentämättä suuresti kuvakontrastia. Kuvauksen kannalta kapea energiaspektri olisi optimaalinen, mutta tarvittava paksu lisäsuodatus kuormittaisi huonon hyötysuhteen omaavaa röntgenputkea liiaksi. Käytännön pyrkimyksenä on operoida sädetehokkaalla toiminta-alueella, jossa säteilyä ei turhaan absorboitu potilaaseen ja kuvailmaisoin pystyy säteilyn tehokkaasti absorboimaan. Kuvassa kuuluu olla havaittavissa sopivasti kohinaa, joka aiheutuu merkittävilta osin kvanttikohinasta eli fotonien lukumäärän paikallisesta satunnaisvaihtelusta.

Kuvakontrasti perustuu röntgensäteilyn vuorovaikutukseen materian kanssa, vaikuttavat tekijät ovat aineen tiheys ja atomiluku. Potilaassa säteilyn vuorovaikutus pehmytkudoksessa ja luussa tapahtuu suurimmalta osin Compton-sironnalla, jonka todennäköisyys riippuu lähinnä kudoksen tiheydestä. Compton-sironnassa röntgenfotoni luovuttaa osan energiastaan elektronille, joka irtoaa atomista. Prosessissa fotonin suunta muuttuu ja aallonpituus pienenee, ja fotoni voi edelleen suuntautua kuvailmaisimelle. Sironneen säteilyn kuvassa aiheuttamaa kohinaa ja kontrastin merkittävää huonontumista voidaan tehokkaasti vähentää käyttämällä hajasäteilyhilaa. Toinen säteilyn ja kohteen vuorovaikutus on valosähköinen ilmiö, jossa fotonit absorboituvat aiheuttaen

elektronin irtoamisen. Valosähköisen absorptioon todennäköisyys on suurempi pienillä kuvausenergioilla sekä luussa, jossa kalsiumin korkea atomiluku on merkitsevä vaimennuserojen syntymiselle. Röntgensäteilyn energian kasvaessa säteily muuttuu läpikunkevammaksi ja kuvan kontrasti pienenee.

Säteilyn ilmaisu

Digitaalisessa kuvantaminen perustuu tyypillisesti säteilyn epäsuoraan konversioon näkyvän aallonpituuden valotuikahduksiksi, jotka muunnetaan valoilmallisimella sähköiseen muotoon ja edelleen digitoidaan. Kuvantamisen fotonien energioilla pääasiallinen vuorovaikutus röntgensäteilyn ja detektorin välillä on valosähköinen ilmiö. Yleisimmin käytössä olevilla loisteaineilla absorptiomaksimit ovat suhteellisen lähellä toisiaan, noin 40 keV, mikä tekee detektorit suhteellisen herkäksi hajasäteilylle.

Perinteisemmässä levykuvantamisessa muodostetaan ns. latentti kuva eli ilmaisainmateriaali (BaFBr) virittyy röntgensäteilyllä metastabiiliin viritystilaan. Viritystilan muodostaa ilmaisinkiteen johtavuus- ja valenssikaistojen väliin loukkuuntunut elektroni-aukko-pari, joka voidaan purkaa stimuloimalla laserilla. Saadaan aikaan valostimuloitu luminesenssi, jonka emittoima näkyvä valo ilmaistään sähköiseksi signaaliksi valomonistinputkella ja edelleen digitoidaan. Merkittäviä kehitysaskelia levykuvantatekniikan tehokkuudelle ja tarkkuudelle ovat olleet mm. loisteaineen neulamainen rakenne ja stimuloitujen valotuikkeen ilmaisu kuvalevyn molemmilta puolilta.

Suoradigitaalisessa kuvantamisessa on yleisimmin käytössä epäsuoran konversion tekniikka, jossa säteily ilmaistään ensin tuikeaineella (yleisimmin CsI) valoksi ja valo edelleen puolijohdekomponenteilla (a-Si) sähköiseksi signaaliksi. Tuiketeessä röntgenfotoni saa aikaan elektroni-aukkoparin virityksen samaan tapaan kuin levykuvantamisessa, mutta ilman merkittävää loukkuuntumista. CsI:ssä tallium-epäpuhtaudet johtavat suureen määrään luminesenssitapahtumia ja siten konversion hyvään tehokkuuteen. Tuikeaineen rakenne on hyvä olla neulamainen, jotta valotuike kohdistuisi mahdollisimman suoraan alapuoliselle puolijohteelle, josta sähköisen signaalin tie tietokoneelle alkaa.

Digitaalinen käsittely

Kuvailmaisimen vaste röntgensäteilylle on lineaarinen ja toiminta-alue laaja, mistä syystä yli- tai alivalotusta ei perinteisessä mielessä ole, mutta yli- tai alivalotuksen mahdollinen näkyminen lopullisessa kuvassa riippuu ohjelmiston toteutustavasta ja asetuksista. Myös kuvankäsittelyoperaatiot ja niiden toteutustavat vaihtelevat eri valmistajilla, mutta periaatteet ovat monille harrastajavalokuvaajille tuttuja. Kuvankäsittelyn keinoin pyritään luomaan sopiva kuva, jota ei tarvitsisi voimakkaasti ikkunoida kuvatulkitinta varten, mutta informaatiota ei kuvaan voida jälkikäteen lisätä.

Ensin kuva-alasta tunnistetaan automaattisesti kuvausalue sekä mielenkiintoalue. Tunnistus voi perustua intensiteetti-arvojen histogrammiin, joka on ominainen eri kuvaus-tutkimuksille ja -projektioille.

Kuvan olennaisen osan esittämiseksi hyvällä kontrastilla kuvan intensiteetti-arvot muunnetaan valitulla epälineaarisella muunnosfunktiolla (S-käyrä, LUT-käyrä) esitettäväksi harmaasävyasteikoksi. Tarkemman kuvaprosessoinnin ytimen muodostaa mo-

nitaajuusprosessointi, jota varten kuvalle tehdään hajotelma taajuusavaruudessa. Paikkataajuuksista saadaan eriytettyä komponentit matalasta korkeaan taajuuteen ja niille voidaan tehdä vaimennusta tai korostusta itsenäisesti. Pyrkimyksenä on korostaa heikkojen kontrastierojen näkymistä. Matalat taajuudet vastaavat esimerkiksi vähitellen muuttuvaa pehmytkudoksen tiheyttä. Korkeita taajuuksia korostamalla saadaan kudorajapinnat paremmin näkyviin. Korkeataajuuskorostukselle samanaikaista ei-toivottua kohinan korostusta voidaan vähentää rajoittamalla kuvan matala-annoksisten alueiden korostusta. Monitaajuusprosessointi yhdistettynä eri annostason omaavien kuvan osien eriytettyyn käsittelyyn on hyödyksi tutkimuksissa, joissa on suuri dynaaminen skaala kuten keuhkokuvaus tai lateraali rankakuvaus.

Kuva-arkistoon ja katselimille lähetetty kuva kannattaa harmaasävyesitykseltään olla muunnettu DICOM-standardin mukaisesti niin, että ihmissilmä pystyy havaitsemaan jokaisen askeleen harmaasävyasteikossa yhtäläisenä. Silmä on selvästi herkempi kontrastimuutoksille kuvan kirkkaassa kuin tummassa osassa. Tämä standardin mukainen prosessointi takaa yhtäläisen kuvaesityksen DICOM-kalibroiduissa näytöissä.