

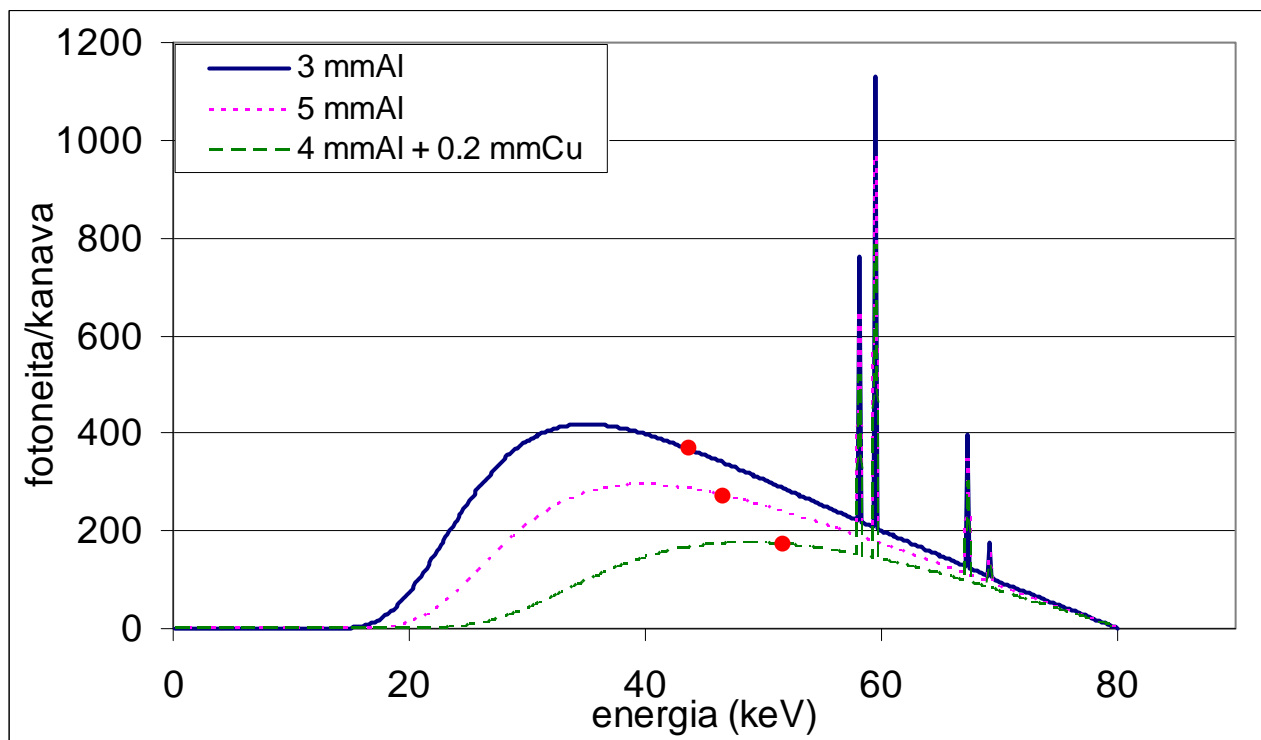
Suodatuksen vaikutus röntgentutkimuksissa

Tutkija Paula Toroi, STUK

Röntgensäteily ja sen energiaspektri

Röntgenputken hehkukatodia lämmitettäessä siitä irtoaa elektroneja ja nämä saadaan kiihtyvään liikkeeseen sähkökentän avulla (putkijännite). Elektronit törmäävät anodiin ja tämä äkillinen pysähdys (negatiivinen kiihtyvyys) saa aikaan sähkömagneettista säteilyä (fotoneita), jota nimitetään jarrutus säteilyksi. Jarrutus säteilyn fotonien energijakauma (spektri) on jatkuva ja sisältää kaikkia energioita putkijännitteen määrittelemään maksimienergiaan asti. Jos elektronien energia riittää irrottamaan anodimateriaalin atomien sisäkuorien elektroneja, nämä korvautuvat ulkokuoren elektroneilla ja tästä syntyy karakteristista röntgensäteilyä, joka näkyy spektrissä piikkeinä (kuva 1).

Kiihdyttävien elektronien määrää voidaan muuttaa säätämällä putkivirtaa tai kuvausaikaa. Tämä vaikuttaa myös syntyvien fotonien lukumäärään, muttei niiden energiaan eikä spektrin muotoon. Spektri riippuu anodimateriaalista, - kulmasta, putkijännitteestä ja kokonaissuodattimesta. Anodimateriaali vaikuttaa pääasiassa vain karakterististen piikkien energiaan. Niiden esiintyminen edellyttää riittävän suurta putkijännitettä. Suodatuksen avulla voidaan spektristä poistaa pienempienergisiä fotoneita mutta myös suurienergistä päätä voidaan rajoittaa K-reunasuodattimen avulla.



Kuva 1. Volframi-anodilla ja 80 kV putkijännitteellä saatavan spektrin vaimentuminen ja keskimääräisen energian (punainen piste) kasvu suodatuksen vaikutuksesta.

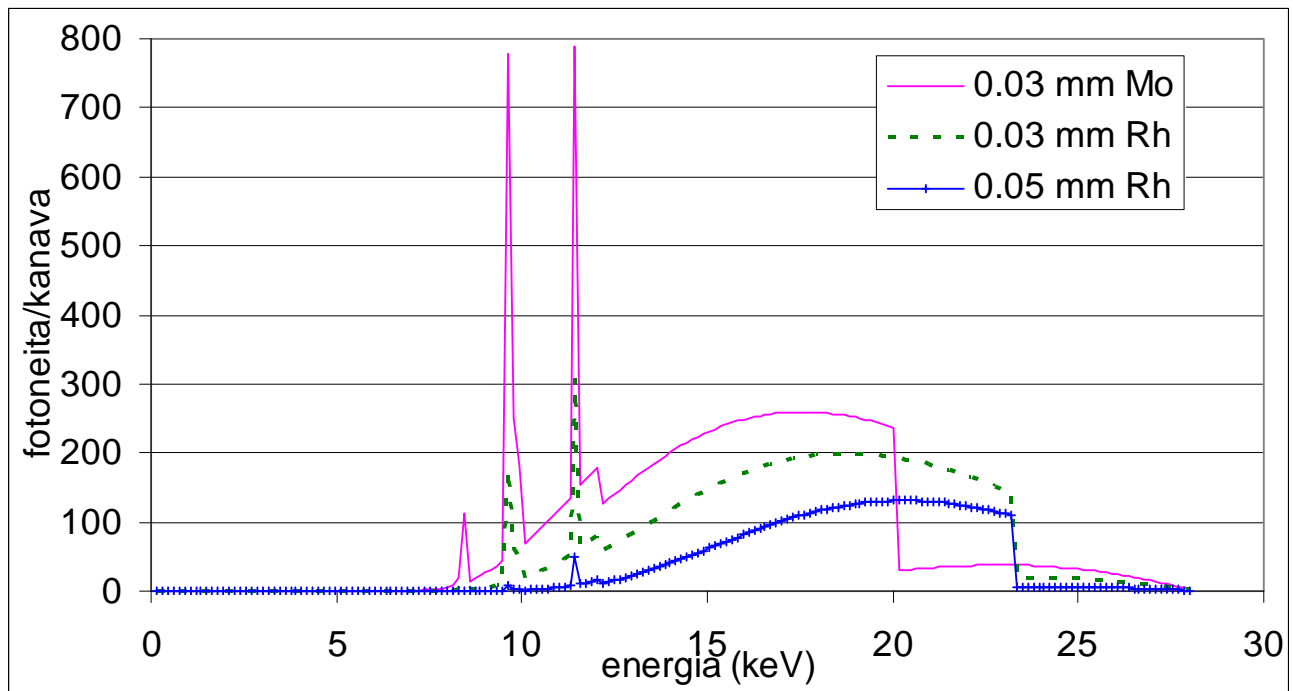
Potilastutkimukset

Potilastutkimuksen kannalta olennaisia ovat ne fotonit, jotka pääsevät kuvattavan kohteen läpi ilmaisimelle. Suodatuksen avulla pyritäänkin poistamaan fotonit, jotka eivät kuitenkaan pystyisi läpäisemään potilasta vaan absorboituisivat potilaaseen. Poistamalla kuvantamisen kannalta tarpeetonta matalaenergistä säteilyä, voidaan potilasannosta pienentää huomattavasti. Toisaalta liian suurienergisiä fotoneita ei saada riittävää kontrastia eri kohteiden välille. Optimaalinen energia riippuu kuvattavasta kohteesta.

Kuvantamisen kannalta mahdollisimman kapea spektri olisi optimaalinen. Suodatuksen ja putkijännitteen avulla pyritään kaventamaan spektriä ja kohdistamaan se optimaalisen energian alueelle. Toisaalta säteilyn fotonien määrän pitää olla riittävän suuri, jotta ilmaisimelle saadaan tarpeeksi signaalia. Putkea ei voi kuitenkaan kuormittaa rajattomasti ja kuvausajankin pitää pysyä

lyhyenä. Röntgendiagnostiikassa suodattimina on tyypillisesti käytetty alumiinia ja kuparia. Suodatuksen lisäys poistaa matalaenergisii fotoneita mutta myös säteilyn kokonaisintensiteetti pienenee. Tätä voidaan kompensoida käyttämällä suurempaa putkivirtaa, kuvausaikaa tai putkijännitettä. Kupari suodattaa tehokkaammin kuin alumiini ja sitä tarvitaan vain noin kolmaskymmenesosa alumiinin määrästä. Kuparin vaimennusvaikutus on kuitenkin alumiinia pienempi ja kuparilla suodatetun säteilyn intensiteetti on siksi alumiinisuo-datettua säteilyä suurempi.

Mammografiassa anodimateriaalina käytetään volframin sijasta yleensä molybdeeniä tai rodiumia. Myös suodatuksena käytetään mm. molybdeeniä tai rodiumia. Nämä ovat niin sanottuja K-reunasuodattimia, jotka suodattavat myös spektrin suuria energioita (kuva 2). Molybdeenillä K-reuna on n. 20 keV ja rodiumilla 23 keV. Näin spektriä voidaan kaventaa suodattamalla siitä sekä pieni-että suurienergisii fotoneita.



Kuva 2. Volframi-anodilla ja 28 kV putkijännitteellä saatavan spektrin vaimentuminen eri paksuisilla molybdeeni- ja rodium-K-reunasuodattimilla.

Esimerkkinä optimointi mammografiassa

Mammografiassa optimaalinen energia on paljon matalampi kuin muussa kuvantamisessa, mutta siinäkin alle 15 keV fotonit eivät pysty enää läpäisemään kudosta riittävästi. Kuvan 2 esimerkistä nähdään volframi-anodilla saatavat suuret karakteriset piikit noin 10 keV energia-alueella. Suodatuksen avulla ainakin näistä piikeistä olisi syytä päästä eroon. Kuvan 2 perusteella nähdään, että tarvitaan vähintään 0.05 mm rodiumia, jotta volframin karakteristiset piikit (n.10 keV) saadaan kunnolla suodatettua.

Rodiumsuo-datuksella saatavan spektrin keskimääräinen energia on suurempi kuin molybdeenisuo-datuksella. Jo pitkään on tiedetty, että käyttämällä varsinkin paksummilla rinnoilla rodiumsuo-datusta molybdeenin sijasta, voidaan potilaan annosta usein pienentää huomattavasti kuvanlaadusta tinkimättä [1]. Filmiä ja vahvistuslevyjä käytettäessä kontrastin pitäminen suurena on edellyttänyt pienten energioiden käyttöä. Digitaalisen kuvan kontrasti on säädettävissä ja tästä johtuen digitaalisessa mammografiassa voidaankin käyttää korkeampia energioita. Tällöin kontrasti pienenee mutta toisaalta myös kohina kuvassa pienenee. Jälkikäsitteilyn avulla kontrasti voidaan säätää ihmissilmälle sopivaksi. Tämän vuoksi digitaalisilla detektoreilla uudet anodi-suo-datin-yhdistelmät ja niiden käyttö myös pienemmillä rinnan paksuuksilla, voivat tuottaa huomattavia annossäästöjä [2].

Viitteet

1. Jennings RJ, Eastgate RJ, Siedband MP, Ergun DL (1981) Optimal X-ray spectra for screen-film mammography. *Med Phys* 8:629–6397.
2. Toroi P, Zanca F, Young KC, van Ongeval C, Marchal G, Bosmans H (2007) Experimental investigation on the choice of the tungsten/rhodium anode/filter combination for an amorphous selenium based digital mammography system. *European Radiology* 17 (9):2368-2375.