

Uudet läpivalaisulaitteet, muuttuuko säteilyannos?

FM, erikoistuva fyysikko Anna-Leena Manninen, OYS

Tasan 116 vuotta sitten marraskuussa 1895 Wilhelm Conrad Röntgen keksi vahingossa röntgensäteet tutkiessaan katodiputken säteilyä. Hän asetti kätensä katodiputken ja varjostimen väliin havaiten varjostimella erottuvat käden luut. Ensimmäisenä kuvana hän valotti valokuvauslevylle vaimonsa käden. Kuva avasi kokonaan uuden aikakauden lääketieteen historiassa. Oli mahdollista kurkistaa kehomme ja päämme sisälle. Röntgensäteilyn keksimisen jälkeen röntgentutkimukset tehtiin läpivalaisemalla 40 vuoden ajan. Potilas asetettiin röntgenputken ja fluoresoivan varjostimen väliin. Radiologi piteli alussa varjostinta käsissään ja istui itse varjostimen takana pimeässä huoneessa. Läpivalaisua tehtiin jatkuvalla säteilyn tuotolla eikä säteitä säästely, koska kuva varjostimella ei ollut riittävän kirkas. Paremman kontrastin saamiseksi, radiologi joutui adaptoimaan silmiään 10 minuuttia pimeässä huoneessa ennen tutkimusta tai käytti punaisia suojalaseja nopeuttamaan adaptoitumista läpivalaisukuvan katseluun varjostimelta pimeässä huoneessa. Raportit lisääntyivät säteilyn aiheuttamista ihovaurioista sekä potilailla että lääkäreillä 1900-luvun alussa. Varjostimella näkyvää kuvaa alettiin myöhemmin katsoa lyijylasin läpi. Vileimpänä aikana läpivalaisulaite kuului jopa hyvin varusteltuun kenkäkauppaan kenkien sovituspuna.

Kuvanvahvistintekniikka kehitettiin 40-luvulla ja se esiteltiin 1953. Tämä uusi tekniikka mullisti reaaliaikaisen läpivalaisukuvauksen. Kuvan paikka- ja kontrastierotuskyky parani. Alkuaikoina kuvanvahvistintekniikka käytti linsejä ja peilejä kuvan suurentamiseen ja esittämiseen. Myöhemmin kuva siirrettiin videokameran avulla monitorille. Videosignaalin digitoiminen 1970-luvulla paransi kuvan laatua, koska voitiin käyttää digitaalisia kuvankäsittelytekniikoita, kuten digitaalista subtraction angiografia tekniikkaa (DSA), joka on ollut hyvin merkittävä kehitysvaihe verisuonikuvauksen historiassa. Parempi tietokoneiden tallennuskapasiteetti ja videosignaalin tallennustekniikka tehokkaan korkeataajuisen generaattorin kanssa mahdollisti pulssatun läpivalaisun 1980-luvulla. Aikaerotuskyky myös matalilla annoksilla oli kohtuullinen pulssatun läpivalaisun myötä. Viimeisen kuvan näytön (LIH) käyttöönotto on ollut edellisen lisäksi huomattava parannus potilaan säteilyannoksen pienentämisessä. Analogisten videokameroiden poistuttua ja uusien CCD-kameroiden käyttöönoton jälkeen parani aikaerotuskyky entisestään ja elektroninen kohina laski kuvissa. Kuvanlaadun paranemisella on suora alentava vaikutus potilaan saamaan säteilyannokseen. Läpivalaisajat lyhenevät, voidaan käyttää matalampaa annosnopeutta ja putkivirtaa. Automaattisella kuvan kirkkauden kontrolloinnilla (Automatic Brightness Control) pidetään annosnopeus vakiona ilmaisimen pinnalla potilaan koosta riippumatta. Samoin valotusautomaattikka (Automatic Exposure Control) pitää kuvan laadun samana nopeiden kuvasarjojen aikana. 1990-luvulla ja 2000-luvun alussa taulukuvailmaisimien (flat-panel) -tekniikka otettiin käyttöön monissa radiologian laitesovelluksissa. Suoradigitaaliset taulukuvailmaisimet otettiin käyttöön myös läpivalaisu- ja angiografialaitteissa. Vaikka suoradigitaalisella taulukuvailmaisintekniikalla kuvanlaatua on moitittu matalilla annosnopeuksilla, se on syrjäyttämässä kuvanvahvistintekniikan. Nykypäivänä voidaan kuvankäsittelyä hyödyntää reaaliaikaisen läpivalaisukuvan parantamiseen, jolloin pienemmällä säteilyannoksella saadaan parempia kuvia.

Potentiaalinen säteilyn haittavaikutus toimenpideradiologiassa ja verisuonikuvantamisessa on välitön tai muutamien viikkojen kuluttua havaittava ihon punoitus, palovamma, hilseily tai jopa nekroosi (deterministiset seuraukset). Tällainen esimerkki raportoitiin Radiation Protection Dosimetry lehdessä (Widmark, A., Friberg, E.G. 2011 jul. 5). Norjan säteilyturvakeskus (NRPA) teki selvityksen kardiologisen osaston säteilynkäytöstä potilaalle säteilystä aiheutuneen palovamman vuoksi. Laite, jota käytettiin, oli 40 cm kuvanvahvistinilmaisimella varustettu vatsan alueen angiografioihin tarkoitettu Siemensin Multiscope (1989). Laitetta käytettiin sydämentahdistimien asennuksessa 28 cm kenttäkoolla. Pulssattua läpivalaisua, viimeisen kuvan näyttöä (LIH) ei ollut käytettävissä ja laitteen lisäsuodatusta ei ollut hyödynnetty. Laitteessa ei myöskään ollut reaaliaikaista annosnäyttöä. Annosnopeutta ei myöskään ollut säädetty kyseisen toiminnan ja kuvanlaadun vaatimusten mukaisesti, jolloin läpivalaisuaajat kasvoivat ja annosnopeudet olivat liian korkeita. Kontrastiaineen ruiskutus ja kuvaus aloitettiin samaan aikaan, jolloin potilas sai muutaman sekunnin ajan ylimääräistä säteilyä, koska kontrastiaine saavutti sydämen vasta useiden sekuntien kuluttua. NRPA mittasi kahdeksalta vastaavaan toimenpiteeseen saapuneelta potilaalta keskimäärin 5.3 Gy (2.03–13.14 Gy) ihoannokset ja keskimääräinen läpivalaisuaika oli 47.8 minuuttia (18.1–101 min). Kaikki ihoannokset ylittivät ohimenevän ihopunoituksen 2 Gy raja-arvon ja korkein annos 13.14 Gy ylitti pysyvän ihomuutoksen rajan. Läpivalaisuaikojen puolittaminen, matalampien annosnopeuksien ja lisäsuodatuksen käyttöönotto sekä kuvasarjojen aloituksen myöhentäminen pudottivat ihoannokset seurannassa alle 0,8 Gy. Tästä selvityksestä nähdään että laite täytyy säätää jokaisen toiminnan mukaan yksilöllisesti ja laitteen tulisi olla sopiva kyseiseen käyttöön. American Journal of Radilogy (AJR) oli vertailu vanhan kuvanvahvistintekniikalla varustetun laitteen ja uuden polven suoradigitaalisella taulukuvailmaisinelaitteen välillä. Uudessa laitteessa oli automaattinen kuvan kirkkauden säätö, matala-annos ohjelmat käytössä sekä tehokas lisäsuodatus. Vertailussa potilaiden ihoannokset laskivat neljäsosaan (Suzuki, S. et. al. 2005).

Laitteita, joista annosnäyttö puuttuu, eikä ole pulssattua säteilyntuottoa ja lisäsuodatustamahdollisuutta, ei pitäisi käyttää nykypäivänä. Oman laitteen ominaisuudet täytyy tuntea hyvin. Nykyaikaisissa laitteissa on eri pulssausnopeus- ja suodatusvaihtoehtoja, jotka voidaan säätää kunkin kuvauksen tai toimenpiteen mukaan. Pulssausnopeuden pudotus 15 pulssia/s 7.5 pulssia/s pudottaa potilaan säteilyannosta puoleen, kuvan laadun silti oleellisesti kärsimättä. Uusienkin laitteiden ongelmana on että laitevalmistajat valitsevat ohjelmiin suurimmat pulssausnopeudet, kun halutaan pitää kuvan kohina minimissä. Käyttäjät ovat tyytyväisiä, kun kuvan laatu on hyvä. Laitevalmistajilta täytyy vaatia viimeistään laitteen käyttöönoton yhteydessä annosta säästäviä ohjelmia. Kehitystä ei tapahdu, jos käyttäjät eivät vaadi sitä. Ihoannoksia voidaan myös pudottaa lisäsuodatusta käyttämällä (Cu). Varsinkin toimenpiteissä, joissa pitkään läpivalaistaan samaa aluetta lisäsuodatus vähentää ihoannoksia poistamalla tehokkaasti matalaenergistä säteilyä, joka absorboituisi muuten ihoon. Uusissa laitteissa pulssaus on hila-ohjattua (grid-pulsed), jolla saadaan pulssin nousu- ja laskuajat lyhyeksi. Tällöin potilaaseen ei absorboitu ylimääräistä säteilyä pulssin hännästä. Laitteiden läpivalaisu- ja kuvausparametrien optimointi ja laadunvarmistus- sekä huoltotoiminta pitäisi olla jatkuvaa. Säännöllisillä laatumittauksilla varmistetaan potilasturvallisuutta ja vähennetään säteilyvammoja.

Uudet tekniikat ja menetelmät vähentävät onneksi huomattavasti annoksia ja harvemmin uusien laitteiden aikana on raportoitu säteilyn aiheuttamista ihovaurioista. Tällöin on yleensä ollut kysymys toistuvista läpivalaisu- tai angiografiatutkimuksista ja toimenpiteistä, jotka ovat kohdistuneet samalle alueelle lyhyen ajan sisällä. Säteilynkäyttäjä voi vaikuttaa omalla toiminnallaan potilaan saamaan annokseen minimoimalla säteilytusaika sekä läpivalaisu- että kuvauksessa. Käyttämällä läpivalaisua vain silloin kun dynaamista läpivalaisukuvaa aktiivisesti hyödynnetään eli silloin kun katsotaan monitorilta kuvaa ja hyödyntämällä viimeisen kuvan näyttöä (LIH) sekä vähentämällä angiografioissa kuvien lukumäärää. Käytäntönä pitäisi olla, että käytetään Low annosohjelmia, pienintä tutkimuksen kannalta sopivaa pulssausnopeutta, korkeampaa putkijännitettä (kV), lisäsuodatusta. Hyvä säteilykentän raja-alue (blendaus) vähentää kudostilavuutta, joka sädetetään sekä vähentää kumuloituvaa ihoannosta, kun toimenpiteenaikana eri kulmissa käytetyt kentät eivät osu päällekkäin. Suurennoksen käyttöä pitäisi välttää, koska se nostaa annosnopeutta. Röntgenputken fokuksen etäisyys potilaan pinnasta vaikuttaa myös potilaan säteilyaltistukseen. Jos etäisyys kaksinkertaistetaan, säteilyannos potilaan pinnassa laskee neljäsosaan. Tällöin myös kuvausgeometria pidetään hyvänä. Pienikokoisia lapsipotilailta kuvattaessa tulisi takaisinsirontahila poistaa, koska hilan käyttö nostaa annosnopeutta.

Uudet kuvantamistekniikat helpottavat toimenpideradiologin työtä, mutta säästävätkö ne potilaan säteilyannosta. Suoradigitaalisen taulukuvailmaisintekniikan yksi sovellus on kartiokeilatietokonetomografiakuvaus, joka on monissa uusimmissa angiografia- ja läpivalaisulaitteissa saatavilla. Kuvauksessa otetaan lukuisia 2D projektiokuvia C-kaaren pyörähtäessä potilaan ympäri vähintään 180° asteen kulma. Kuvien lukumäärä määräytyy sovelluksen ja kuvanlaatuvaatimusten kautta. Jotkin aikaisemmin läpivalaisuohjauksessa tehdyt tutkimukset ovat siirtyneet kartiokeila-TT:llä tehtäviksi. KKTT-kuvaus onkin hyvä apu neulanohjaimen käytössä. Läpivalaisuohjauksessa tehtyjen toimenpiteiden annostasot ovat matalammat kuin KKTT:llä tehdyt. KKTT ottaa toimenpideradiologisissa sovelluksissa 120–600 kuvaa tukimusta kohti. Koska annosnopeudet ovat 2D kuvassa 10–100 kertaiset verrattuna läpivalaisu-annosnopeuksiin, potilaan säteilyaltistus on luonnollisesti suurempi KKTT kuvauksessa. Uudet laitteet ja menetelmät eivät siis ainoastaan laske potilaan säteilyaltistusta vaan voivat nostaa sitä.

Angiografiatutkimuksille ja toimenpiteille ei ole Suomessa annettu vertailutasoja, koska potilaalle aiheutuvat annokset vaihtelevat suuresti. Tutkimuksen tai toimenpiteen tekemisessä on suuria eroja potilaskohtaisista syistä. Vertailutasojen avulla kuitenkin pystytään pitemmällä aikavälillä seuraamaan tapahtuuko laitehankintojen jälkeen (optimoinnin puute, uudet menetelmät) tai työskentelytapojen muuttumisen myötä potilaiden säteilyannosten kasvua. Jokainen yksikkö voi laskea omat vertailutasot arkistosta saatavilla annostiedoilla suuremmasta aineistosta useamman vuoden ajalta ainakin tietyille yleisimmille tehtäville diagnostisille tutkimuksille. Vertailutasojen avulla voidaan seurata omaa säteilykäyttöä ja tehdä korjaavat toimenpiteet tarvittaessa. Toimenpideradiologisella osastolla tulisi olla myös raja-arvot, joiden ylittyessä potilaan säteilyaltistusta seurataan tarkemmin lyhyen ajan sisällä tapahtuvien toistuvien tutkimusten ja toimenpiteiden aikana. Miller onkin julkaissut (Radiology 2010) tällaiset raja-arvot toimenpideradiologiaa varten. Potilaiden säteilyaltistuksen seuranta, kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointi sekä jatkuva laitteiden huolto- ja laatumittaukset

yhdessä säteilysuojelukoulutuksen ja säteilynkäytön harjoittelun kanssa pienentävät potilaiden säteilyaltistusta.

Lähteet:

- Mould, R.F. A History of X-ray and Radium, 1980.
- Dowsett et al., The Physics of diagnostic imaging 2006.
- Seibert, A., Flat-panel detectors: how much better are they?, *Pediatr. Radiol.* 2006.
- Mahesh, M., The AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents Fluoroscopy: Patient Radiation Exposure Issues1, *RadioGraphics* 2001; 21:1033–1045.
- Widmark, A., Friberg, E.G. How 'Do's' and 'Dont's' can be of Significant Importance in Radiation Protection: A Case Report. *Radiat. Prot. Dosimetry*, jul. 5. 2011.
- Suzuki et al. Radiation Dose to Patients and Radiologists During Transcatheter Arterial Embolization: Comparison of a Digital Flat-Panel System and Conventional Unit. *AJR*: 185, Oct. 2005.
- Tsapaki et al., Comparison of a conventional and a flat-panel digital system in interventional cardiology procedures, *The British Journal of Radiology*, 2004.
- Chida et al. Optimizing patient radiation dose in interventional procedure. *Acta Radiologica*, Vol. 51, NO 1, Feb. 2010.
- Miller et al. Reference Levels for Patient Radiation Doses in interventional Radiology: Proposed Initial Values for U.S. Practice1. *Radiology*: Vol. 253 NO 3, Dec. 2009.
- Miller et al. Clinical Radiation Management for Fluoroscopically Guided Interventional Procedures. *Radiology*: Vol. 257: NO 2, Nov. 2010.