

Tämä on rinnakkaistalenne.

Rinnakkaistallenteen sivuasettelut ja typografiset yksityiskohdat *saattavat poiketa* alkuperäisestä julkaisusta.

Julkaisun tekijä(t): Vuori, Matti; Jussila, Aino-Liisa; Kuure, Marja; Paalimäki-Paakki, Karoliina; Nikkinen, Juha

Julkaisun nimi: Eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksen optimointi : putkijännitteen vaikutus CNR-arvoon erikokoisilla potilailla

Julkaisuvuosi: 2018

Versio: Julkaistu versio

Käytä viittauksessa alkuperäistä lähdettä:

Vuori, M., Jussila, A.-L., Kuure, M., Paalimäki-Paakki, K. & Nikkinen, J. (2018). Eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksen optimointi : putkijännitteen vaikutus CNR-arvoon erikokoisilla potilailla. *Klininen radiografiatiede*, 16 (1), 4-10.

Eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksen optimointi

– putkijännitteen vaikutus CNR-arvoon erikokoisilla potilailla

Matti Vuori

Röntgenhoitaja (AMK)
Oulun yliopistollinen sairaala
BSc, radiographer
Oulu University Hospital

Aino-Liisa Jussila

TtT, lehtori
Oulun ammattikorkeakoulu
PhD, senior lecturer
Oulu University of Applied Sciences

Marja Kuure

FM, lehtori
Oulun ammattikorkeakoulu
MA, senior lecturer
Oulu University of Applied Sciences

Karoliina Paalimäki-Paakki

TtM, lehtori
Oulun ammattikorkeakoulu
MHSc, senior lecturer
Oulu University of Applied Sciences

Juha Nikkinen

FT, ylifyysikko
Oulun yliopistollinen sairaala
PhD, Chief Physicist
Oulu University Hospital
juha.nikkinen@ppshp.fi

Tiivistelmä

Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla kohinatasojen ja fantomin kokojen vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen. Tutkimuksen tavoitteena oli tuottaa tietoa eturauhassyövän annossuunnittelu-TT-kuvauksen optimointiin.

Mittaukset suoritettiin sädehoidon yksikön TT-laitteella käyttäen fantomia, joka mallinsi ihmiskehoa. Fantomin kokoa kasvatettiin asettamalla boluslevyjä fantomin oletetun vatsan kohdalle simuloimaan vatsanpeitteiden rasvaa. Fantomin sisälle asetettiin kuvanlaadun testikappale kuvanlaadun arviointia varten. Säteilyannosta mitattiin TT-laitteen ilmoittamalla CTDI-arvolla. Kuvanlaatua arvioitiin kvantitatiivisesti kuvan kontrasti-kohina-suhteen (CNR) avulla.

Tutkimuksen perusteella hoikan potilaan kuvauksessa optimaalinen kuvanlaadun ja säteilyannoksen suhde saavutettiin käytettäessä matalaa 100 kilovoltin (kV) putkijännitettä. Kookkaan potilaan kuvauksessa optimaalinen putkijännite oli 120 kV. Isokokoisien potilaan kuvauksessa paras kuvanlaatu saavutettiin korkealla 135 kV:n putkijännitteellä, mutta säteilyannos oli tällöin huomattavan suuri. Isokokoisien

potilaan kuvauksessa täytyy sallia heikompi kuvanlaatu kuin hoikemman potilaan kuvauksessa.

Tutkimustuloksia voidaan hyödyntää säteilyannoksen ja kuvanlaadun optimointiin Toshiba Aquilion LB -laitteella tehtävissä eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksissa.

Asiasanat: tietokonetomografiakuvaus, annossuunnittelukuvaus, putkijännite, annosoptimointi

Abstract

The purpose of this research was to describe the impact of tube potentials and phantom sizes to image quality and radiation dose. The aim was to produce knowledge that can be used in the optimization of the treatment planning CT of prostate cancer.

Measurements were done by treatment planning CT in the radiation therapy unit by imaging a phantom that modelled the human body. The size of the phantom was increased by putting pieces of fat-like material on the supposed abdomen of the phantom. A test piece was put into the phantom to evaluate image quality. The

radiation dose was measured with the CTDI value that the treatment planning CT equipment expressed. Image quality was measured quantitatively by contrast-to-noise ratio (CNR).

Based on this research the relation of optimal image quality and radiation dose in the imaging of slender patients was reached by using the low tube potential of 100 kilovolts (kV). For imaging large patients, the optimal tube potential was 120 kV. For extremely large patients the best image quality was achieved with 135 kV tube potential, but the radiation dose then was remarkably high. Decreased image quality must be accepted in imaging an extremely large patient in comparison to a slender patient.

The results can be used to optimize the radiation dose and image quality of treatment planning CT for the radiation therapy of prostate cancer done by Toshiba Aquilion LB equipment.

Key words: computed tomography, imaging for radiation therapy treatment planning, tube potential, dose optimization

Johdanto

Diagnostisia TT-tutkimuksia optimoidaan paljon ja aiheesta on tehty paljon tutkimusta. Säteihoidossa tehtävien annossuunnittelutietokonetomografiakuvausten optimointi on myös tärkeää. Tutkimuksessa selvitettiin fantom-mittausten avulla, millaisella putkijännitteen ja kohinatason valinnalla saavutetaan optimaalinen säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa.

Teoreettiset lähtökohdat

Säteilyturvakeskuksen (STUK) vuonna 2014 tekemän selvityksen mukaan annossuunnittelu-TT-kuvauksista kertyy potilaalle huomattavan suuri säteilyannos. STUK totesi raportissaan, että annossuunnittelu-TT-kuvauksissa olisi tarvetta optimoinnille. (Toroi ym. 2015.) Suomessa miesten yleisin syöpätyyppi on eturauhassyöpä, jota usein hoidetaan sädehoidon avulla (Suomen syöpärekisteri 2015, Kouri & Tenhunen 2013). Oulun yliopistollisen sairaalan (OYS) sädehoidon yksikössä vuonna 2014 tehdyistä annossuunnittelukuvauksista noin viidesosa oli eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelukuvauksia. OYS:n sädehoidon yksikköön on hiljattain hankittu annossuunnittelukuvauksia varten uusi TT-laite, jonka optimointityö on vielä alussa. Tiedetään, että putkijännitteen muuttaminen vaikuttaa sekä kuvanlaatuun että säteilyannokseen. Potilaan koko vaikuttaa oleellisesti oikean putkijännitteen valintaan (Kortesniemi & Lantto 2015, viitattu 12.5.2015). Monet tutkimukset ovat osoittaneet matalamman putkijännitteen käytöstä olevan hyötyä säteilyannoksen pienentämisessä tai kuvanlaadun parantamisessa. Matalamman putkijännitteen soveltuvuus riippuu potilaan koosta sekä kuvauksen diagnostisesta tarpeesta. Pienimmillä potilailla annossäästöä on todettu olevan 20–50 %, kun taas isokokoisilla potilailla matalamman putkijännitteen käyttö ei ole onnistunut kuvanlaadun liiallisen heikkenemisen vuoksi. (Yu ym. 2013.)

TT-kuvauksesta saatava data kertoo säteilyn vaimenemisesta tiheydeltään eri-

laisissa kudoksissa. Vaimenemista kuvataan Hounsfield-yksikköinä (Hounsfield unit, HU). Kohina kertoo HU-arvojen poikkeavuuksista kullakin mielenkiinnon alueella. Kontrasti-kohina-suhde (CNR) tarkoittaa kykyä erottaa HU-arvojen muutokset kuvan taustakohinasta. Ideaalitalanteessa TT-kuvassa kohinamäärä on vähäinen ja kontrasti mahdollisimman tarkka. Kuvanlaadun parantaminen kuitenkin kasvattaa yleensä myös säteilyannosta. Esimerkiksi kuvan kohinan puolittaminen edellyttää annoksen nelinkertaistamista. (Kaza ym. 2014.)

Tutkimuksen tarkoitus, tavoitteet ja tutkimusongelmat

Tarkoituksena oli kuvailla kohinatason ja fantomin koon muutoksen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun eri putkijännitearvoilla eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa Toshiba Aquilion LB -laitteella. Mittaukset tehtiin kolmella eri putkijännitearvolla vaihdellen myös kuvan kohinatason sekä fantomin kokoa. Tutkimuksen tavoitteena oli tuottaa näyttöön perustuvaa tietoa putkijännitteen muutoksen vaikutuksesta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa. Tutkimustuloksia voidaan hyödyntää säteilyannoksen ja kuvanlaadun optimointiin Toshiba Aquilion LB -laitteella tehtävissä eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksissa.

Tutkimus etsi vastausta seuraavaan tutkimusongelmaan:

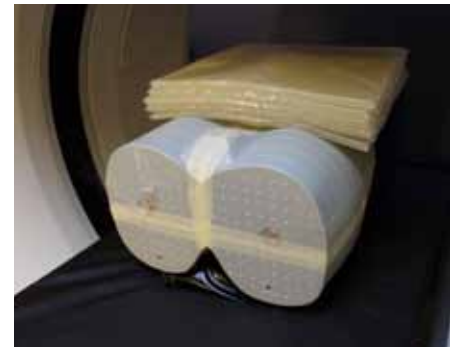
Millaisella putkijännitteen ja kohinatason valinnalla päästään optimaaliseen säteilyannokseen ja kuvanlaatuun eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa?

Menetelmät

Tutkimus suoritettiin alkuvuodesta 2016 OYS:n sädehoidon yksikön Toshiba Aquilion LB -tietokonetomografialaitteella. Tutkimus suunniteltiin siten, että kuvaustapahtuma vastasi kliinisessä työssä teh-

tävää eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvausta. Tutkimuksessa suoritettiin mittaukset kolmella eri putkijännitearvolla (100, 120 ja 135 kV) ja kolmella eri kohinatasolla (standard, quality ja high quality). Kohinatason valinta vaikutti laitteen automaattisen virranmoduloinnin toimintaan. Standarditasolla TT-laite sallii kuvassa enemmän kohinaa, jolloin laite käyttää vähemmän virtaa. Quality-taso sallii vähemmän kohinaa, jolloin TT-laite käyttää enemmän virtaa. High quality -taso sallii vähiten kohinaa, jolloin virransyöttö on korkea.

Mittaukset tehtiin kolmella erikokoisella fantomilla. Tutkimuksessa käytettiin antropomorfista CIRS ATOM -fantomia, joka vastaa kooltaan 173 senttimetriä pitkää ja 73 kilogrammaa painavaa miestä. Fantomin sisällä ovat oikeaa ihmiskehoa vastaavat luu-, rusto- ja pehmytkudosrakenteet sekä keuhkot, aivot ja selkäydin. (Kotiaho ym. 2014.) Fantomin koon kasvattamiseen käytettiin rasvaa imitoivia bolus-levyjä, jotka aseteltiin fantomin päälle simuloimaan vatsanpeitteiden rasvakerrosta (kuva 1). Fantomin paksuutta kasvatettiin ensin viiden senttimetrin kerroksella ja sitten kymmenen senttimetrin kerroksella. Fantomit nimettiin koon mukaan siten, että potilas A (pelkkä fantom) vastasi hoikkaa potilasta, potilas B (fantom + 5 cm:n bolus) kookasta potilasta ja potilas C (fantom + 10 cm:n bolus) isokokoista potilasta.



Kuva 1. Fantomi ja viiden senttimetrin kerros blus-levyjä. Kuva: Matti Vuori.

Eturauhasen annossuunnittelukuvausta tehtäessä potilas keskitetään keskelle putkea potilaan koon mukaan. Jotta aineistonkeruutilanne olisi verrattavissa normaaliin yksikön työskentelytapaan, jokaisen boluksen lisäyksen jälkeen vertikaalisuunnan keskitys tehtiin uudestaan mittaamalla eturauhasen kohdalta fantomin uusi keskipiste. Vertikaalisuunnan keskitysvirheillä on merkittävä vaikutus kuvan kontrastikohina-suhteeseen (Kaasalainen ym. 2013). Muissa suunnissa keskitystä ei muutettu.

Fantomin sisälle asetettiin kuvanlaadun testikappale, jonka avulla tutkittiin kuvanlaatua (kuva 2). Kappale sijoitettiin fantomin pikkulantion alueelle oletetun eturauhasen kohdalle. Kappaleella saatiin aikaan tiheydeltään hieman eroava kohde pikkulantion alueelle, sillä alue on muuten hyvin homogeenistä materiaalia. Näin saatiin mielenkiintoalueelle aikaan kaksi eri tiheyksistä aluetta kontrasti-kohina-suhteen (CNR) laskemista varten. Kontrasti-kohina-suhde tarkoittaa kykyä erottaa HU-arvojen muutokset kuvan taustakohinasta (Kaza ym. 2014).



Kuva 2. Fantom ja fantomin sisällä oleva kuvanlaadun testikappale. Kuva: Juha Nikkinen.

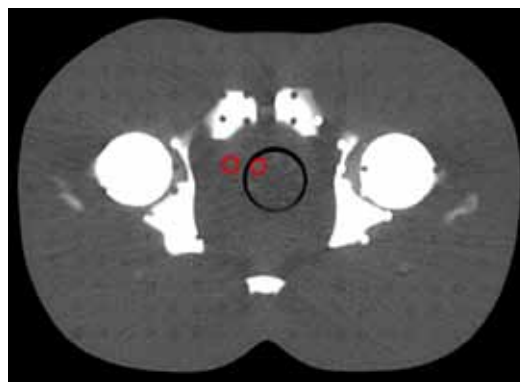
CNR:n mittaukset kuvaleikkeistä suoritettiin käsin kirjaamalla tulokset Excel-taulukkoon. CNR:n arvioimiseen jokaisesta kuvasarjasta mitattiin TT-laitteen region of interest -työkälulla (ROI) Mean- ja SD-arvot. Mean-arvo kertoo ROI-alueen keskimääräisen HU-arvon. Analyysikohtina käytettiin kuvanlaadun testikappaleen sekä testikappaleen viereistä pehmytkudosaluetta (kuva 3). ROI-alue asetettiin kuvaleikkeisiin silmämääräisesti, joten satunnaisen mittausvirheen poistamiseksi mitaukset toistettiin viisi kertaa asettamalla ROI-

alue analyysikohtaan ja jokaisesta mittauskerrasta laskettiin CNR. Jokaisessa kuvasarjassa mittaukset tehtiin samasta kuvaleikkeestä. CNR-arvo laskettiin käyttämällä Kaasalaisen ym. (2012) käyttämää laskukaavaa (1)

$$CNR = 2 \times \frac{HU_{peakA} - HU_{peakB}}{\sigma_A + \sigma_B} \quad (1)$$

Missä

- HU_{peakA} on mitattu Mean-arvo pehmytkudoksessa,
- HU_{peakB} mitattu Mean-arvo kuvanlaadun testikappaleessa,
- σ_A mitattu SD-arvo pehmytkudoksessa ja
- σ_B mitattu SD-arvo kuvanlaadun testikappaleessa.



Kuva 3. Leikekuva mittaustilanteesta. Punaiset ympyrät osoittavat Mean- ja SD-arvojen mittauspisteet ROI-työkälun avulla. Kuva: Juha Nikkinen.

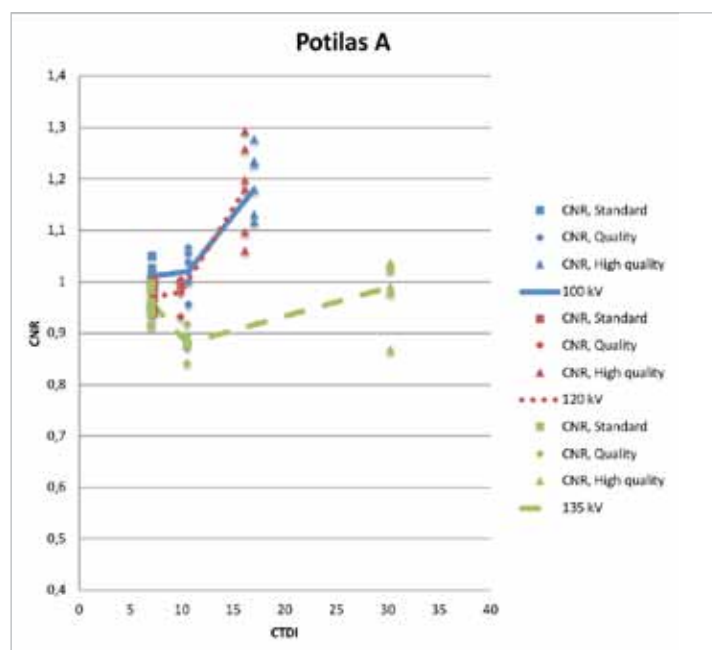
Säteilyannoksen arviointiin käytettiin TT-laitteen ilmoittamaa CT Dose Index (CTDI) -arvoa. CTDI kuvaa TT-tutkimuksessa keskimäärin potilaaseen absorboitunutta annosta yhdessä leikkeessä. Tutkimuksessa käytetyn TT-laitteen ilmoittama CTDI-arvo oli laadunvarmistusmittausten mukaan 11 % suurempi 32 senttimetrin fantomissa kuin todellinen CTDI-arvo. Jokaisessa kuvauksessa oli käytössä virranmodulointi, jonka avulla TT-laite säätää virtaa potilaan paksuuden mukaan valitun kohinatason saavuttamiseksi. Tällöin laitteen tuottama virranarvo muuttuu jokaisessa kuvatussa leikkeessä, jolloin myös CTDI vaihtelee leikekohtaisesti. Tutkimuksessa haluttiin selvittää tarkka CTDI-arvo samassa leikkeessä, josta arvioitiin kuvanlaatua, jotta voidaan määrittää tarkasti CNR:n suhdetta säteilyannokseen. Tarkka CTDI-arvo valitussa leikkeessä määritettiin syöttämällä leikkeessä käytetty virranarvo kuvaus-

protokollan manuaaliseen virransyöt-
töön, jolloin laite laskee kyseisen
vakiovirtamäärän aiheuttaman CTDI:n.

Tulokset

Kuvioissa 1 on esitetty säteilyannoksen
(CTDI) ja kontrasti-kohina-suhteen
(CNR) suhdetta eri kohinatasoilla ja eri
putkijännitearvoilla potilas A:n mitta-
uksissa. Potilas A edustaa hoikkaa poti-
lasta. Kuvioon on lisäksi merkitty
jokaisesta viidestä mittauskerrasta las-
kettu CNR mittausten hajonnan arvioin-
tia varten.

Mittaustulosten perusteella paras CNR
saavutetaan hoikan potilaan kuvauk-
sessa käytettäessä matalaa putkijänni-
tettä (100 tai 120 kV). Matala putkijännite
aiheuttaa myös pienimmän säteilyan-
noksen potilaalle. Vaihdettaessa kohina-
taso standard-tasosta quality-tasoon
CNR ei merkittävästi parane, mutta sätei-
lyannos kasvaa. High quality -tasoon siir-
ryttäessä CNR paranee selvästi, mutta
myös säteilyannos kasvaa. Korkealla put-
kijännitteellä (135 kV) kuvattaessa sätei-
lyannos on samaa luokkaa standard- ja
quality-kohinatasoilla, mutta CNR on
heikompi. Laskettaessa kohinataso high
quality -tasolle säteilyannos lähes kol-
minkertaistuu, mutta CNR ei merkittä-
västi parane.



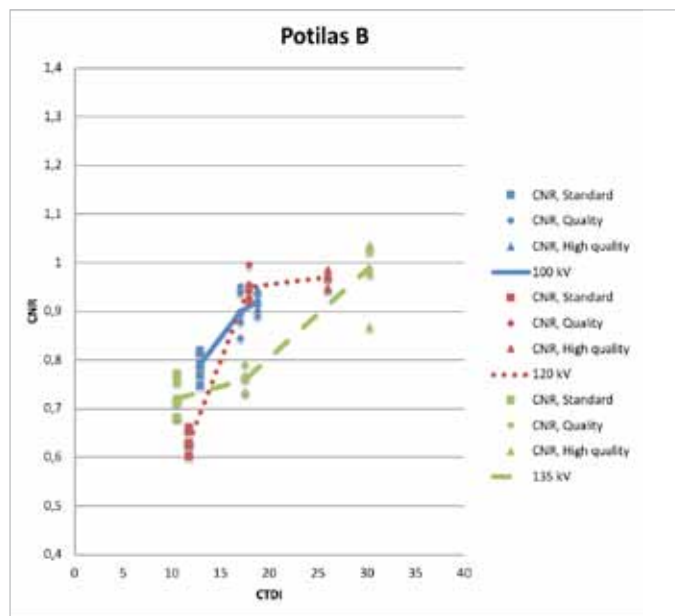
Kuvio 1. Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilasta A.

Kuviossa 2 on esitetty säteilyannoksen (CTDI) ja kontrasti-kohina-suhteen (CNR) suhdetta eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla potilas B:n mittauksissa. Potilas B edustaa kookasta potilasta. Kuvioon on lisäksi merkitty jokaisesta viidestä mittauskerrasta laskettu CNR mittausten hajonnan arviointia varten.

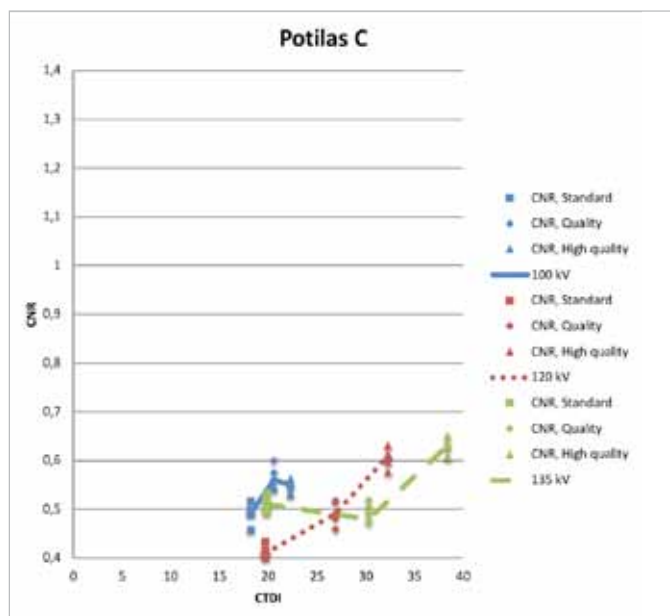
Mittaustulosten perusteella 100 kV:n putkijännitettä käytettäessä CNR paranee kohinatasa pienennettäessä. Myös säteilyannos kasvaa kohinatason pienentyessä. 120 kV:n putkijännitteellä CNR paranee merkittävästi laskettaessa kohinataso standard- tasosta quality-tasolle, mutta myös säteilyannos kasvaa. Quality-tasolla ja high quality -tasolla ei ole suurta eroa CNR:ssa, mutta säteilyannos kasvaa merkittävästi kohinata-

soa laskettaessa. 135 kV:n putkijännitteellä CNR paranee hieman siirryttäessä standard-tasosta quality-tasolle, mutta säteilyannos kasvaa selvästi. Quality-tasolta high quality -tasolle siirryttäessä CNR paranee, mutta myös säteilyannos kasvaa huomattavasti. High quality -tasolla potilaalle aiheutuu lähes kolminkertainen säteilyannos, kun vertailukohde on standard-taso.

Kuviossa 3 on esitetty säteilyannoksen (CTDI) ja kontrasti-kohina-suhteen (CNR) suhdetta eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla potilas C:n mittauksissa. Potilas C edustaa isokokoista potilasta. Kuvioon on lisäksi merkitty jokaisesta viidestä mittauskerrasta laskettu CNR mittausten hajonnan arviointia varten.



Kuvio 2. Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilasta B.



Kuvio 3. Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilasta C.

Mittaustulosten perusteella 100 kV:n putkijännitettä käytettäessä isokokoisien potilaan kuvaamisessa säteilyannos ei paljoakaan muutu kohinatasoa pienennettäessä. Säteilyannos ei kasva, koska TT-laite joutuu toimimaan maksimivirransyötön alueella eikä laite pysty tuottamaan riittävästi säteilyä matalalla putkijännitteellä kohinatasoa saavuttamiseksi. 120 kV:n putkijännitteellä laite sen sijaan pystyy tuottamaan paremmin säteilyä, mikä näkyy CNR:n paranemisena kohinatasoa pienennettäessä. Myös säteilyannos kasvaa tällöin tasaisesti. 135 kV:lla saavutetaan paras CNR high quality -kohinatasolla, mutta säteilyannos on tällöin huomattavan suuri.

Pohdinta

Mittaustulosten perusteella hoikan potilaan (potilas A) annossuunnittelu-TT-kuvauksessa optimaalisin kuvanlaadun ja säteilyannoksen suhde saavutetaan käytettäessä 100 kV:n putkijännitettä ja quality-kohinatasoa. Korkean putkijännitteen käyttö ei hoikan potilaan kuvaamisessa ole järkevää, koska säteilyä ei absorboitu riittävästi potilaaseen. Tämä nähdään kontrastin heikkenemisenä. Yun ym. (2014) tekemässä tutkimuksessa TT-laite sääti putkijännitteen matalammaksi, jos kuvattiin hoikkaa potilasta. Tutkimuksessa käytetyssä TT-laitteessa oli käytössä automaattinen putkijännitteen valintaohjelma.

CNR paranee huomattavasti siirryttäessä quality-tasolta high quality -tasolle 100 tai 120 kV:n jännitteellä. Säteilyannos myös kasvaa käytettäessä kumpaa tahansa putkijännitettä. Sädehoidon annossuunnittelukuvaksen tarkoituksena on saada mahdollisimman tarkka kuva hoidettavasta alueesta hoidon oikean kohdistamisen varmistamiseksi ja hoidon sivuvaikutusten minimoimiseksi. Hoidettava kudos on tärkeää pystyä erottamaan viereisistä terveistä kudoksista. (Evans 2008, viitattu 28.2.2016.) Jatkoselvityksessä voitaisiin arvioida, saavutetaanko high quality -tasolla merkittävästi parempi kuvanlaatu, jotta säteilyannoksen kasvu voi-

taisiin sallia.

Annossuunnittelukuvauksen kuvanlaadun arviointi on aina myös subjektiivista, koska hoitokohde piirretään käsin annossuunnittelukuviin. Tämän tutkimuksen tutkimustulosten perusteella ei voida arvioida riittävästi, kannattaisiko kohinataso pienentää high quality -tasolle. High quality -tasoa käytettäessä 120 kV:n putkijännite aiheuttaa pienemmän säteilyannoksen ja hieman paremman CNR:n, kuin jos käytetään 100 kV:n putkijännitettä.

Mittaustulosten perusteella kookkaan potilaan (potilas B) annossuunnittelu-TT-kuvauksessa optimaalisin kuvanlaadun ja säteilyannoksen suhde saavutetaan käytettäessä 120 kV:n putkijännitettä ja quality-kohinatasoa. High quality -tasoa ei ole järkevää valita, koska CNR ei merkittävästi parane, mutta säteilyannos kasvaa huomattavasti.

Mittaustulosten perusteella isokoista potilasta (potilas C) kuvattaessa paras kuvanlaatu saavutetaan käytettäessä korkeaa putkijännitettä (120 tai 135 kV) ja high quality -kohinatasoa. Näillä valinnoilla myös säteilyannos on huomattavan suuri, jolloin valintoja ei voida pitää optimaalisina. Isokoista potilasta kuvattaessa säteilyannos on suurempi, koska TT-laite joutuu käyttämään enemmän säteilyä saavuttaakseen valitun kohinatasoa. Isokoista potilasta kuvattaessa myös kuvanlaatu on heikompi kuin hoikeman potilaan kuvauksessa. Tämän vuoksi optimaalisempi vaihtoehto olisi esimerkiksi 135 kV:n putkijännite ja standard-kohinataso, jolloin kuvanlaatu on hieman heikompi, mutta säteilyannos huomattavasti pienempi. Kazan ym. (2014) artikkelissa todetaan todella isokokoisien potilaan TT-kuvauksessa putkijännitteen nostamisen olevan yleensä välttämätöntä riittävän kuvanlaadun saavuttamiseksi. Kohinan määrän kasvaminen käytettäessä matalaa putkijännitettä on suurempaa isokokoisilla potilailla, koska säteilyn läpätunkevuus on tavallista heikompi. Tämän takia parempaa kontrastia ei saavuteta matalalla putkijännitteellä kuvattaessa isoko-

koista potilasta, koska CNR heikkenee. Putkijännitteen muuttamisessa tulee ottaa huomioon myös TT-laitteen kuvareseptorin kvanttitehokkuus, joka vaikuttaa laitteen kykyyn hyödyntää röntgenputken tuottama säteily. Kuvareseptorin kvanttitehokkuus vaikuttaa merkittävästi siten myös CNR-arvoon, kun putkijännitettä vaihdetaan 100 kV:sta 135 kV:iin.

Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Tutkimuksen yksityiskohtaisella suunnittelulla pyritään siihen, että tutkimus on toistettavissa luotettavasti. Tutkimuksen vaiheet dokumentoitiin tarkasti, ja tutkimuksen pitäisi olla helposti toistettavissa. Tässä tutkimuksessa toistettavuuden haasteena on fantomin asettelu kuvauspöydälle sekä bolus-levyjen asettelu fantomin päälle juuri samalla lailla. Bolus-levyjen asettelu perustui tutkijan arvioon potilaan vatsanpeitteiden oletetusta sijainnista. Fantomin uudet keskipisteet bolus-lisäysten jälkeen mitattiin ja merkittiin fantomiin ennen tutkimuksen aloitusta. Näin vältettiin fantomin tahaton liikuttaminen kuvaussarjojen välissä. Bolus-lisäyksen jälkeen tarvitsi vain asettaa kuvauspöytä uuteen korkeuteen eikä fantomiin tarvinnut enää koskea.

Tutkimus suoritettiin mahdollisimman huolellisesti. Tiedonkeruu kuvanlaadun arvioimista varten suoritettiin työkalulla, joka asetettiin kuvaan silmäääräisesti. Tällöin mittauskohta saattaa vaihdella eri mittauskerroilla. Mittausten toistettavuuden luotettavuutta arvioitiin toistamalla mittaus viisi kertaa jokaisessa kuvasarjassa. Näin poistettiin myös satunnaisvirheen mahdollisuus. Jokaisen kuvasarjan viidestä mittaustuloksesta laskettiin tulosten keskihajonta. Keskihajonta oli suurimmillaan 0,0997. Mittausten pieni keskihajonta viittaa mittausten toistettavuuden luotettavuuden olevan hyvä. (Vilkkä 2007.)

Ennen tutkimuksen suorittamista tehtiin tutkimussuunnitelma, jonka perusteella tutkimukselle anottiin tutkimuslupa Oulun yliopistolliselta sai-

raalalta. Tutkimuksella ei aiheutettu väestölle ylimääräistä säteilyannosta, koska mittaukset suoritettiin oikean potilaan sijasta fantomilla ja mitattaessa valvottiin, että kuvaushuoneessa ei ollut ihmisiä. Tämä oli osa tutkimuksen eettisyyttä.

Tulosten merkitys sädehoitotyölle

Mittaustulosten perusteella hoikan potilaan (potilas A) annossuunnittelu-TT-kuvauksessa optimaalisin kuvanlaadun ja säteilyannoksen suhde saavutetaan käytettäessä 100 kV:n putkijännitettä ja quality-kohinatasa. Korkean putkijännitteen käyttö ei hoikan potilaan kuvaamisessa ole järkevää, koska säteilyä ei absorboitu riittävästi potilaaseen. CNR paranee huomattavasti siirryttäessä quality-tasolta high quality -tasolle 100 tai 120 kV:n jännitteellä. Tällöin myös säteilyannos kasvaa molemmilla putkijännitteillä.

Mittaustulosten perusteella kookkaan potilaan (potilas B) annossuunnittelu-TT-kuvauksessa optimaalisin kuvanlaadun ja säteilyannoksen suhde saavutetaan käytettäessä 120 kV:n putkijännitettä ja quality-kohinatasa. High quality -tasoa ei ole järkevää valita, koska CNR ei merkittävästi parane, mutta säteilyannos kasvaa huomattavasti.

Mittaustulosten perusteella isokokoista potilasta (potilas C) kuvattaessa paras kuvanlaatu saavutetaan käytettäessä korkeaa putkijännitettä (120 tai 135 kV) ja high quality -kohinatasa. Nämä valinnat eivät kuitenkaan ole optimaalisia, koska tällöin säteilyannos on huomattavan suuri. Optimaalisempi vaihtoehto olisi esimerkiksi 135 kV ja standard-kohinatasa. Isokokoista potilasta kuvattaessa säteilyannos on isompi, koska TT-laite joutuu käyttämään enemmän säteilyä saavuttaakseen valitun kohinatason. Lisäksi täytyy ottaa huomioon, että käytettäessä matalaa putkijännitettä laitteen maksimivirrasyöttö rajoittaa laitteen säteilytystä kuvattaessa isokokoista potilasta. Laite ei pysty tuottamaan niin

paljoa virtaa matalalla putkijännitteellä, että se saavuttaisi valitun kohinatason. Isokokoista potilasta kuvattaessa kuvanlaatu on selvästi heikompi kuin hoikeman potilaan kuvauksessa. Isokokoista potilasta kuvattaessa täytyy sallia heikompi kuvanlaatu. Matalan putkijännitteen käyttö isokokoisen potilaan kuvauksessa ei ole mielekästä, koska kohinan määrä lisääntyy huomattavasti. Tämä saattaa osin johtua edellä mainitusta maksimivirrasyötön rajoituksesta.

Tutkimustulosten perusteella esitetyt optimaalisia putkijännitearvoja erikokoisille potilaille ei voida sellaisenaan ottaa toteutettavaksi kliiniseen käyttöön. Jatkoselvityksessä hoitokohteen määrittävän lääkärin täytyisi arvioida kuvanlaadua myös subjektiivisesti. Hoitokohde piirretään käsin kuvaan, joten lopullisen arvion kuvanlaadusta tekee lääkäri. Putkijännitettä muutettaessa täytyy lisäksi ottaa huomioon jännitteen muuttamisen aiheuttama muutos kuvauksen HU-arvoissa, jolloin aikaisemmat standardit, esimerkiksi annossuunnitteluohjelmissa, eivät välttämättä enää sovellu käytäntöön (Kortesniemi & Lantto 2015). Tutkimustulokset ovat sovellettavissa vain Toshiba Aquilion LB -laitteelle, koska eri TT-laitteiden virranmodulointiohjelmat ovat erilaisia valmistajan mukaan. Tutkimustuloksia voidaan kuitenkin käyttää perusteluina valinnoille, jos putkijännitteen tai kohinatason muutosta lähdetään suunnittelemaan toteutettavaksi Toshiba Aquilion LB -laitteella.

Lähteet

- Evans P. 2008. Anatomical imaging for radiotherapy. *Physics in Medicine and Biology* 53(12), 151–191. [http://iopscience.iop.org/0031-9155/53/12/R01/\(7.4.2015\)](http://iopscience.iop.org/0031-9155/53/12/R01/(7.4.2015))
- Kaasalainen T, Palmu K, Lampinen A, Kortesniemi M. 2013. Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT — phantom study. *Pediatric Radiology* 43(6), 673–684.
- Kaza R, Platt J, Goodsitt M, Al-Hawary M, Maturen K, Wasnik A, Pandaya A. 2014. *Emerging Techniques for Dose Optimi-*

zation in Abdominal CT. *Radiographics* 34(1), 4–17.

- Kortesniemi M, Lantto E. 2015. Tietokone-tomografioiden optimointi. *Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim* 131(1), 42–48. [http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/uusinnumero?p_p_id=Article_WAR_DL6_Articleportlet&p_p_lifecycle=0&_Article_WAR_DL6_Articleportlet_p_frompage=uusinnumero&_Article_WAR_DL6_Articleportlet_viewType=viewArticle&_Article_WAR_DL6_Articleportlet_tunnus=duo12009\(12.5.2015\)](http://www.duodecimlehti.fi/web/guest/uusinnumero?p_p_id=Article_WAR_DL6_Articleportlet&p_p_lifecycle=0&_Article_WAR_DL6_Articleportlet_p_frompage=uusinnumero&_Article_WAR_DL6_Articleportlet_viewType=viewArticle&_Article_WAR_DL6_Articleportlet_tunnus=duo12009(12.5.2015))
- Kotiaho A, Manninen AL, Nikkinen J, Nieminen MT. 2014. Validation of a MOSFET dosimeter system for determining the absorbed and effective radiation doses in diagnostic radiology. *Radiation Protection Dosimetry*. 164(3), 361–367.
- Kouri M, Tenhunen M. 2013. Syövän sädehoito. Teoksessa Joensuu H, Roberts P, Kellokumpu-Lehtinen P-L, Jyrkkio S, Kouri M, Teppo L. (toim.) *Syöpätaudit*. 5. uudistettu painos. Helsinki: Kustannus Oy Duodecim, 148–149.
- Suomen Syöpärekisteri. 2015. [http://www.cancer.fi/syoparekisteri/tilastot/ajantasaisest-perustaulukot/koko-maa\(27.3.2015\)](http://www.cancer.fi/syoparekisteri/tilastot/ajantasaisest-perustaulukot/koko-maa(27.3.2015))
- Toroi P, Kaijaluoto S, Bly R. 2015. STUK selvitti potilaiden annostasot sädehoidon TT-simuloinneissa Suomessa. *Radiografia* 1, 6–8.
- Vilkka H. 2007. Tutki ja mittaa – määrällisen tutkimuksen perusteet. Kustannusosakeyhtiö Tammi: Helsinki.
- Yu L, Fletcher J, Grant K, Carter R, Hough D, Barlow J, Vrtiska T, Williamson E, Young P, Goss B, Shiung M, Leng S, Raupach R, Schmidt B, Flohr T, McCollough C. 2013. Automatic selection of tube potential for radiation dose reduction in vascular and contrastenhanced abdominopelvic CT. *American Journal of Roentgenology* 201(2), 297–306.