

Matti Vuori

**ETURAUHASSYÖVÄN SÄDEHOIDON ANNOSSUUNNITTELUTIETOKONETO-  
MOGRAFIAKUVVAKSEN OPTIMOINTI**

Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

# **ETURAUHASSYÖVÄN SÄDEHOIDON ANNOSSUUNNITTELUTIETOKONETO- MOGRAFIAKUVAUKSEN OPTIMOINTI**

Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

Matti Vuori  
Opinnäytetyö  
Kevät 2016  
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-  
ohjelma  
Oulun ammattikorkeakoulu

## TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu  
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma

---

Tekijä: Matti Vuori

Opinnäytetyön nimi: Eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelutietokonetomografiakuvauksen optimointi – Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen

Työn ohjaajat: Aino-Liisa Jussila & Karoliina Paalimäki-Paakki

Työn valmistuslukuksi- ja vuosi: Kevät 2016

Sivumäärä: 50+4

---

Eturauhassyövän sädehoidon toteuttamista varten potilaalle tehdään annossuunnitelma, joka perustuu annossuunnittelukuvaukseen. Oulun yliopistollisessa sairaalassa (OYS) vuonna 2014 noin viidesosa kaikista annossuunnittelukuvauksista oli eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelukuvauksia. Säteilyturvakeskuksen (STUK) vuonna 2014 tekemän selvityksen mukaan annossuunnittelutietokonetomografiakuvauksista aiheutuu huomattavan korkea säteilyannos potilaille. STUK suosittelee, että sädehoidon annossuunnittelukuvauksia tulisi optimoida paremmin.

Työn tarkoituksena oli tutkia putkijännitteen vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa. Putkijännitteen lisäksi mitattiin erilaisten kohinatasojen sekä fantomin koon vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen. Tutkimuksen tarve tuli OYS:n sädehoidon yksiköstä, jossa haluttiin optimoida annossuunnittelukuvauksia. Työn tavoitteena oli tuottaa tutkimusmateriaalia, jota voidaan hyödyntää eturauhassyövän annossuunnittelu-TT-kuvauksen optimointiin.

Mittaukset suoritettiin sädehoidon yksikön TT-laitteella. Mittaukset tehtiin käyttäen fantomia, joka mallinasi ihmiskehoa. Fantomin kokoa kasvatettiin asettamalla bolus-levyjä fantomin oletetun vatsan kohdalle simuloimaan vatsanpeitteiden rasvaa. Fantomin sisälle asetettiin kuvanlaadun testikappale kuvanlaadun arviointia varten. Säteilyannosta mitattiin CTDI- ja DLP-arvoilla. Kuvanlaatua arvioitiin kvantitatiivisesti kuvassa esiintyvän kohinan määrän sekä kuvan kontrasti—kohinasuhteen (CNR) avulla.

Putkijännitteen ja kohinatason pienentäminen lisäsivät säteilyannosta. Fantomin koon kasvattaminen lisäsi myös säteilyannosta. Kuvanlaatu heikkeni, kun fantomin kokoa kasvatettiin. 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 korkea. Isokokoisien potilaan kuvauksessa täytyy sallia heikompi kuvanlaatu verrattuna hoikemman potilaan kuvaukseen.

Tutkimuksessa mitattiin kuvanlaatua kvantitatiivisesti. Annossuunnittelukuvauksessa kuvanlaatua arvioi lääkäri, joka piirtää hoitokohteen kuviin käsin. Tällöin arvio kuvanlaadusta on subjektiivinen. Jatkoselvityksessä tulisi arvioida subjektiivisesti tutkimuksessa esitettyjen optimaalisten kuvausparametrien vaikutusta kuvanlaatuun.

---

Asiasanat: tietokonetomografiakuvaus, annossuunnittelukuvaus, putkijännite, annosoptimointi

## ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences  
Degree programme in Radiography and Radiation Therapy

---

Author: Matti Vuori

Title of thesis: Optimization of prostate cancer's treatment-planning computed tomography – The effect of tube potential to image quality and radiation dose

Supervisors: Aino-Liisa Jussila & Karoliina Paalimäki-Paakki

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2016      Number of pages: 50+4

---

Treatment-planning computed tomography (CT) is done before radiation therapy. The most common radiation therapy target among men is prostate cancer. Nearly one fifth of all treatment-planning CTs were prostate cancer's treatment-planning CT in Oulu University Hospital (OYS) in 2014. Radiation and Nuclear Safety Authority in Finland (STUK) did a research about patient doses in treatment-planning CT in Finland. STUK recommended doing optimization in treatment-planning CT because the patient doses were high.

The purpose of this research was to explore the impact of tube potential to radiation dose and image quality in treatment-planning CT of prostate cancer. Along with variety tube potential the effect of different dose levels and phantom sizes to radiation dose and image quality were researched. The aim of this research was to produce material that can be use in optimization of treatment-planning CT of prostate cancer.

Measurements of this research were done in treatment-planning CT at OYS's radiation therapy department. Human body imaging was modelled with the phantom. Radiation dose was measured with DLP and CTDI. Image quality was measured with noise and contrast-to-noise-ratio (CNR). The increment of phantom size was created with pieces of fat-like-material.

Radiation dose increased when tube potential and dose level were increased. Radiation dose increased and image quality decreased when phantom's sizes were grown. According to this research the optimal tube potential for small patient is 100 kilovolts (kV). For large patient the optimal tube potential was 120 kV. For extremely large patient the best CNR was achieved with 135 kV tube potential but radiation dose were very high with high tube potential. Decreased image quality must be allowed in imaging extremely large patient.

The image quality was measured with quantitative methods in this research. The estimation of image quality is done by doctor who does the treatment plan. Therefore the image quality must be estimated also with subjective methods before the changes of tube potential are made.

---

Keywords: computed tomography, radiation therapy treatment-planning, tube potential, optimization

# SISÄLLYS

1	JOHDANTO .....	7
2	ETURAUHASSYÖVÄN SÄDEHOIDON ANNOSSUUNNITTELUTIETOKONETOMOGRFIATUTKIMUKSEN OPTIMOINTI .....	9
2.1	Tietokonetomografiatutkimus annossuunnittelussa.....	9
2.2	Säteilyannos tietokonetomografiatutkimuksessa.....	10
2.3	Kuvanlaatu tietokonetomografiatutkimuksessa .....	11
2.4	Putkijännitteen muutoksen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen tietokonetomografiatutkimuksessa .....	11
3	TUTKIMUSMETODOLOGIA.....	14
4	TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMAT .....	15
5	TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN.....	16
5.1	Käytetty laitteisto .....	16
5.2	Kuvausprotokollat ja kuvaussarjat .....	17
5.3	Säteilyannoksen ja kuvanlaadun mittaaminen .....	19
6	TUTKIMUSTULOKSET.....	21
6.1	Putkijännitteen muutoksen vaikutus säteilyannokseen fantomin koon kasvaessa .....	21
6.2	Putkijännitteen muutoksen vaikutus säteilyannokseen eri kohinatasoilla.....	23
6.3	Putkijännitteen muutoksen vaikutus kuvanlaatuun fantomin koon kasvaessa .....	27
6.3.1	Kontrasti—kohina-suhteen muutos .....	27
6.3.2	Kohinan muutos .....	29
6.4	Putkijännitteen muutoksen vaikutus kuvanlaatuun eri kohinatasoilla .....	32
6.5	Optimaalinen putkijännite ja kohinataso eturauhassyövän annossuunnittelukuvauksessa.....	35
6.6	Yhteenveto .....	40
7	TUTKIMUSTULOSTEN TARKASTELU JA POHDINTA .....	41
7.1	Putkijännitteen vaikutus säteilyannokseen annossuunnittelu-TT-kuvauksessa .....	41
7.2	Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun annossuunnittelu-TT-kuvauksessa.....	42
7.3	Optimaalinen putkijännite ja kohinataso eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa.....	43
7.4	Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys .....	44
7.5	Jatkotutkimushaasteet.....	46

7.6 Omat oppimiskokemukset .....	47
LÄHTEET .....	48
LIITTEET .....	51

# 1 JOHDANTO

Vuonna 2013 syöpään sairastui Suomessa yli 32 000 ihmistä. Miesten yleisin syöpä on eturauhassyöpä, johon sairastui yli 5000 miestä vuoden 2013 aikana. (Suomen Syöpärekisteri 2015, viitattu 28.12.2015). Syövän hoidossa tärkeä hoitomuoto kirurgian ohella on sädehoito, jota saa noin puolet syöpäpotilaista. Sädehoidolla voidaan hoitaa kasvaimia, joita ei voida leikata tai joihin ei lääkehoito tehoa. Sädehoitoa annetaan joko paranemiseen tähtäävänä tai oireita helpottavana hoitona. Potilaista lähes viidesosa on parantunut sädehoidon ansiosta. (Kouri 2013, viitattu 27.3.2015.)

Sädehoidon tarkoituksena on tuhota korkeaenergisellä säteilyllä hoidettavaa kudosta. Samalla säteilyn sivuvaikutukset hoidettavaa kohdetta ympäröivissä terveissä kudoksissa pyritään minimoimaan. Tämän toteutumiseksi sädehoito tulee suunnitella huolellisesti. Sädehoidon annosuunnittelukuvausta voidaan pitää koko sädehoitoketjun kulmakivenä. Laadukas kuvaus on edellytys laadukkaan hoidon toteutumiselle. Suunnittelukuvaus voidaan tehdä perinteisellä röntgen-, tietokonetomografia-, magneetti- tai positroniemissiotutkimuksella. (Evans 2008, viitattu 21.5.2015.)

Säteilyturvakeskuksen (STUK) tekemässä selvityksessä vuonna 2014 kartoitettiin potilaiden saamia säteilyannoksia sädehoidon annosuunnittelukuvauksesta. Selvityksen mukaan annosuunnittelukuvauksesta aiheutuvat säteilyannokset ovat huomattavasti suuremmat kuin diagnostisessa tietokonetomografiatutkimuksessa. Tästä johtuen annosuunnittelussa olisi tarvetta TT-kuvauksen optimointiin. Annosuunnittelukuvaus on olennainen osa potilaan sädehoitoketjua. Kuvauksessa säteilyaltistus kohdistuu hoidettavan alueen lisäksi myös terveisiin kudoksiin, joten on tärkeää, että myös annosuunnittelukuvaus optimoidaan tarkasti. (Toroi, Kaijaluoto & Bly 2015.) Säteilyn aiheuttamille stokastisille haittavaikutuksille ei ole olemassa kynnyksarvoa. Säteilyannoksen kasvaessa säteilyn aiheuttama stokastinen haitta-aste ei kasva, mutta todennäköisyys haitan ilmenemiselle kasvaa. Tämän vuoksi potilaalle aiheutuvan säteilyannoksen minimointi on tärkeää. (Paile 2002, 44-45.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla putkijännitteen muutoksen vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen, kun kohinatasoa sekä fantomin kokoa muutettiin. Fantomin koon muuttaminen simuloi potilaskoon muuttumista. Aihetta on tutkittu aiemmin jonkin verran ja tiedetään, että

putkijännitteen muuttaminen vaikuttaa sekä kuvanlaatuun että säteilyannokseen. Potilaan koko vaikuttaa oleellisesti oikean putkijännitteen valintaan (Kortesniemi & Lantto 2015, viitattu 12.5.2015).

Tutkimuksen tavoitteena oli tuottaa näyttöön perustuvaa materiaalia, jota voidaan hyödyntää TT-tutkimuksen optimoinnissa Oulun yliopistollisen sairaalan (Oys) sädehoidon yksikön annossuunnittelukuvauksessa. Tutkimus rajattiin koskemaan eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvausta. Vuonna 2014 Oulun yliopistollisen sairaalan sädehoidon yksikössä tehdyistä annossuunnittelukuvauksista noin viidesosa oli eturauhassyövän annossuunnitteluja. Yksikköön on vasta hankittu uusi TT-laite, jonka optimointityö on vielä alussa.



## 2 ETURAUHASSYÖVÄN SÄDEHOIDON ANNOSSUUNNITTELUTIETOKONE- TOMOGRAFIATUTKIMUKSEN OPTIMOINTI

Sädehoidon annossuunnittelukuvauksen tarkoituksena on määrittää sädehoidettava kohde. Annossuunnittelukuvauksen jälkeen annossuunnittelukuviin määritellään kohdealue ja tehdään sädehoitosuunnitelma. Koko sädehoitojakson perustana voidaan pitää huolellista ja onnistunutta suunnittelua. (Jussila, Kangas & Haltamo 2010, 78-79.)

Annossuunnittelukuvaus toteutetaan potilaan ollessa hoitoasennossa. Hyvän hoitoasennon löytäminen on tärkeä osa sädehoidon onnistunutta toteutusta. Hoitoasennon määrittämisessä on otettava huomioon potilaan yleiskunto sekä suunnittelukuvauslaitteen ja hoitolaitteen rajoitukset. Potilaan on pystyttävä olemaan samassa hoitoasennossa jokaisella hoitokerralla, joten asento pyritään tekemään potilaalle mieluisaksi. Hoitoasento pyritään pitämään mahdollisimman yksinkertaisena, jotta asento voidaan toistaa jokaisella hoitokerralla. (Jussila ym. 2010, 82.)

Apuna hoitoasennon toistamisessa käytetään fiksaatiovälineitä. Fiksaatiovälineinä käytetään erilaisia muotteja ja tukia. Annossuunnittelussa käytetään samoja fiksaatiovälineitä kuin hoitolaitteella, jotta potilaan asento pystytään toteuttamaan samanlaisena koko hoitoketjun ajan. Lantion alueen hoidoissa fiksaatiovälineenä käytetään jalkatukia, jotka fiksoivat jalat samaan asentoon. Kun jalat saadaan fiksoitua, myös lantio pysyy samassa asennossa. (Jussila ym. 2010, 82-85.)

### 2.1 Tietokonetomografiatutkimus annossuunnittelussa

Sädehoidon annossuunnittelukuvaus toteutetaan yleensä tietokonetomografiakuvauksella (TT). Kehittyneet hoitomuodot edellyttävät tarkkaa ja monipuolista kuvausta kohdealueesta. TT-tutkimuksen kuvadatasta saadaan kolmiulotteinen kuva hoidettavan alueen anatomiasta. Anatomisen kuvan lisäksi kohdealueesta saadaan tietoa alueen elektronitiheydestä ja kudosten tiheydestä, joita tarvitaan kohdealueen määrittämiseen ja erottamiseen terveistä kudoksista. (Kouri & Kangasmäki 2009, viitattu 27.3.2015.)

Annostasot ja kuvausparametrit poikkeavat annossuunnittelukuvauksessa diagnostisista TT-tutkimuksista. Tämän vuoksi Säteilysäilytyskeskuksen määrittelemiä TT-tutkimuksen vertailutasoja

ei voida suoraan käyttää annossuunnittelukuvauksen optimoinnissa. (Toroi ym. 2015.) Sädehoidon annossuunnittelukuvauksen tarkoituksena on saada mahdollisimman tarkka kuva hoidettavasta alueesta, jotta hoito pystytään kohdistamaan tarkasti oikealle alueelle ja hoidon sivuvaikutuksia saadaan pienennettyä. Hoitoalueen sijainnin lisäksi tietoa tarvitaan kudosten laadusta. Hoidettavan kudoksen sijainti pitää pystyä määrittämään tarkasti, mutta myös sen erottaminen viereisistä terveistä kudoksista on tärkeää. (Evans 2008, viitattu 7.4.2015.)

## **2.2 Säteilyannos tietokonetomografiatutkimuksessa**

Säteilystä aiheutuvat haittavaikutukset voidaan jakaa kahteen ryhmään: suorat eli deterministiset ja satunnaiset eli stokastiset haittavaikutukset. Säteilyn stokastisille vaikutuksille ei ole olemassa kynnsarvoa. Säteilyannoksen kasvaessa säteilyn aiheuttama stokastinen haitta-aste ei kasva, mutta todennäköisyys haitan ilmenemiselle kasvaa. Tämän vuoksi jokainen röntgentutkimus aiheuttaa pienen lisäriskin. (Paile 2002, 44-45.) Sädehoitoon tulevat potilaat ovat yleensä käyneet useissa ionisoivalle säteilylle altistavissa tutkimuksissa jo ennen annossuunnittelukuvausta, joten myös annossuunnittelukuvauksen huolellinen optimointi on tärkeää potilaan kumulatiivisen säteilyannoksen minimoimiseksi (Toroi, Kaijaluoto & Bly 2015).

TT-tutkimuksesta potilaalle aiheutuvaa säteilyannosta kuvataan suureilla dose-length product (DLP) ja CT Dose Index (CTDI). CTDI kuvaa TT-tutkimuksessa keskimäärin potilaaseen absorboitunutta annosta. CTDI kuvaa potilaaseen absorboituneen annoksen yhdessä leikkeessä, eikä ota huomioon kuvausalueen pituutta. Sen sijaan DLP kuvaa annoksen ja pituuden tuloa, joka voidaan laskea kertomalla CTDI kuvausalueen pituudella. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004, viitattu 10.4.2015.) DLP:llä voidaan määrittää TT-kuvauksesta potilaalle aiheutuva kokonaisannos. Stokastisia riskejä arvioidessa DLP:tä voidaan käyttää apuna. DLP arvoa ei voida soveltaa muihin kuvantamismodaliteetteihin. (Huda, Ogden & Khorasani 2008, viitattu 7.4.2015.) CTDI-arvo soveltuu erilaisten kuvausprotokollien ja –parametrien aiheuttaman säteilyannoksen vertailuun (McCollough, Leng, Yu, Cody, Boone & McNitt-Gray 2011, 313).

## 2.3 Kuvanlaatu tietokonetomografiatutkimuksessa

TT-kuvauksesta saatava data kertoo säteilyn vaimenemisesta tiheydeltään erilaisissa kudoksissa. Vaimenemista kuvataan Hounsfield-yksikköinä (Hounsfield unit, HU). Sädehoidon annossuunnitelman teko perustuu TT-kuvauksesta saataviin kudosten HU-arvoihin. (Evans 2008, viitattu 7.4.2015.) HU-arvojen tarkastelu toimii myös apuna optimointia toteutettaessa, kun etsitään optimaalista annoksen ja kuvanlaadun suhdetta. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography, viitattu 21.4.2015.)

TT-kuvien kuvanlaatua arvioidaan kuvan kohinan määrällä (noise), kontrasti—kohina-suhteella (contrast-to-noise ratio, CNR), paikkaerotuskyvyllä (spatial resolution) ja kuvassa esiintyvien artefaktien määrällä (image artefacts). Kohina kertoo HU-arvojen poikkeavuuksista kullakin mielenkiinnon alueella. Kontrasti—kohina-suhde tarkoittaa kykyä erottaa HU-arvojen muutokset kuvan taustakohinasta. Paikkaerotuskyky kuvaa kykyä erottaa vierekkäisiä pieniä kohteita toisistaan. Artefakteja kuvaan voi syntyä muun muassa potilaan sisällä olevista metalleista kuvausalueella. Ideaalitulanteessa TT-kuvassa kohinan määrä on vähäinen, kontrasti ja paikkaerotuskyky mahdollisimman tarkat eivätkä artefaktit haittaa kuvan tulkintaa. Kuvanlaadun parantaminen kuitenkin nostaa yleensä myös säteilyannosta. Esimerkiksi kuvan kohinan puolittaminen edellyttää annoksen nelinkertaistamista ja avaruudellisen erotuskyvyn kaksinkertaistaminen nostaa annoksen kahdeksankertaiseksi. (Kaza ym. 2014, 5.)

Säteilyannoksen kasvaessa kuvan kohina vähenee, jolloin kuvasta tulee tarkempi. Liiallinen säteilyannoksen laskeminen sen sijaan heikentää kuvanlaatua, koska kuvassa esiintyvä kohina lisääntyy. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography, viitattu 21.4.2015.) Mikäli virtaa lasketaan 50 %, kuvan kohinataso nousee 40 % ja säteilyannos laskee 50 %. Putkijännitteen nosto lisää fotonien muodostumista ja siksi jännitteen nosto mahdollistaa virran laskemisen. (Zarb 2009, viitattu 20.5.2015.)

## 2.4 Putkijännitteen muutoksen vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen tietokonetomografiatutkimuksessa

Tietokonetomografiatutkimuksissa käytettävät kuvausohjelmat tulisi optimoida kliinisen indikaation sekä potilaan koon perusteella. TT-laitteiden nopean kehityksen myötä säteilyaltistuksen pie-

mentämiseen on tullut uusia teknisiä mahdollisuuksia. Oikean putkijännitteen valinta on osa optimointia. (Kortesniemi & Lantto 2015, viitattu 12.5.2015.) STUK:n tekemän selvityksen mukaan annossuunnittelukuvauksissa käytetään tyypillisesti kiinteää 120 kilovoltin (kV) putkijännitettä (Toroi ym. 2015).

Putkijännitteen muutos vaikuttaa kuvauksessa käytettävän säteilyn voimakkuuteen ja laatuun. Jännitteen nosto kasvattaa säteilyn keskimääräistä energiaa. Energian kasvu tekee säteilystä läpitukevampaa, jolloin säteily pääsee etenemään syvemmälle kudoksessa. Kun jännitettä lisätään, säteilystä tulee läpitukevampaa ja vähemmän säteilyä absorboituu kudoksiin ja kuvan kontrasti heikkenee. Vastaavasti jännitteen laskeminen parantaa kuvan kontrastia. (Carlton & Adler 1996, 183-184.) Putkijännitteen laskeminen voi lisäksi vähentää potilaan saamaa säteilyannosta. (Managing patient dose in multi-detector computed tomography, viitattu 21.4.2015.)

Jännitteen laskeminen ilman virran nostamista lisää kuvan kohinaa ja voi täten heikentää kuvanlaatua. Uusimmat annossuunnittelussa käytössä olevat TT-laitteet käyttävät annosmodulointia optimaaliseen virrantuotantoon kuvauksen aikana. Annosmodulointi muuttaa laitteen käyttämää putkivirtaa kuvauksen aikana siten, että virrantuotto kasvaa paksuissa kohdissa ja vastaavasti pienenee ohuissa kohdissa. Laite määrittää käytettävän virran joko halutun kuvanlaadun tai kohinatason saavuttamiseksi. Jos annosmodulaation määrittämiseen käytetään kuvan kohinatasoa, jännitteen laskeminen saattaa nostaa liikaa virrantuottoa määritetyn kohinatason saavuttamiseksi, jolloin myös säteilyannos kasvaa. Tällöin kuvan kohinatasoa ei voida pitää samana, vaan täytyy sallia korkeampi kohinataso annosmodulointia varten. (Kaza, Platt, Goodsitt, Al-Hawary, Maturen, Wasnik & Pandaya 2014, 9.)

Optimaalinen putkijännite tulee arvioida potilaan koon sekä kuvattavan kohteen mukaan ja se on kompromissi kuvan kontrastin, kohinan, artefaktien sekä kuvausnopeuden kesken. Optimaalisen putkijännitteen merkitystä on viime aikoina alettu korostamaan TT-tutkimuksissa, jotta kuvauksesta saataisiin paras kliininen hyöty mahdollisimman pienellä säteilyannoksella. Annossuunnittelukuvauksessa tarkoituksena on saada riittävän laadukasta kuvaa mahdollisimman pienellä annoksella. Putkijännitteen laskemisen on todettu parantavan kuvan kontrastia, kun kuvaus tehdään jodivarjoaineella. Sen sijaan putkijännitteen nostosta saatavaa hyötyä ei ole tutkittu kattavasti. Putkijännitteen nostolla pystytään vähentämään kuvan kohinaa sekä vähentämään artefaktien ilmaantumista kuvattaessa paksua kohdetta, kuten vatsan aluetta. (Hyun 2011, viitattu

23.4.2015.) Erittäin suurikokoisilla potilailla putkijännitettä voidaan joutua nostamaan 120 kV:sta 140 kV:iin hyväksyttävän kuvanlaadun saavuttamiseksi (Kaza ym. 2014, 10.)

Putkivirran kasvattaminen kasvattaa säteilyannosta lineaarisessa suhteessa. Putkijännitteen nostaminen sen sijaan kasvattaa eksponentiaalisesti säteilyannosta. Putkijännitteen laskeminen 120 kV:sta 80 kV:iin pienentää säteilyannosta noin 65 %, jos putkivirta pysyy samana. Jos putkivirta pidetään samana ja putkijännitettä nostetaan 120 kV:sta 140 kV:iin, säteilyannos kasvaa noin 50 %. (Kaza ym. 2014, 8.)

Monet tutkimukset ovat osoittaneet matalamman putkijännitteen käytöstä olevan hyötyä säteilyannoksen pienentämisessä tai kuvanlaadun parantamisessa. Matalamman putkijännitteen soveltuvuus on riippuvainen potilaan koosta sekä kuvauksen diagnostisesta tarpeesta. Pienimmillä potilailla annossäästöä on todettu olevan 20-50 %:a, kun taas isokokoisilla potilailla matalamman putkijännitteen käyttö ei ole onnistunut kuvanlaadun liiallisen heikkenemisen vuoksi. (Yu, Fletcher, Grant, Carter, Hough, Barlow, Vrtiska, Williamson, Young, Goss, Shiung, Leng, Raupach, Schmidt, Flohr, McCollough 2013, 297.)

Kuvanlaadun heikkeneminen johtuu yleensä kohinan määrän kasvusta käytettäessä matalaa putkijännitettä. Matalamman putkijännitteen käytöstä johtuvaa kohinan määrää voidaan kompensoida käyttämällä iteratiivista rekonstruktiota, jolla kuvanlaatu saadaan paremmaksi. Iteratiivinen rekonstruktio on kuvanlaskentatapa, joka vähentää perinteistä kuvanlaskentatapaa paremmin kuvan kohinaa säilyttäen kuitenkin kontrastin ja paikkaerotuskyvyn (Kortesniemi & Lantto 2015, viitattu 2.11.2015). Iteratiivisen rekonstruktion avulla voidaan parantaa kuvanlaatua säteilyannosta lisäämättä tai pitää kuvanlaatu hyväksyttävänä kuvattaessa pienemmällä annoksella. Rekonstruktio voidaan tehdä kuva- tai raakadatalle tai molemmille. Tutkimusten mukaan iteratiivisella rekonstruktioilla voidaan pienentää säteilyannosta 30-50 %:a pitämällä kuvanlaatu kuitenkin hyväksyttävänä. (Kaza ym. 2014, 10-11.)

### 3 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tämän tutkimuksen tutkimusstrategiana voidaan pitää kuvailevaa tutkimusta. Kuvailevan tutkimuksen tarkoituksena on dokumentoida tutkittavasta ilmiöstä keskeisiä ja kiinnostavia piirteitä (Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2004, 129-130). Tämän tutkimuksen tarkoituksena on kuvailla putkijännitteen muutoksen vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen fantomin koon muuttuessa ja siten havainnollistaa oikean putkijännitteen valinnan merkitystä eri kokoisilla potilailla.

Kvantitatiivisessa eli määrällisessä tutkimuksessa tutkimustietoa tarkastellaan numeerisesti. Määrälliselle tutkimukselle on ominaista tutkittavien asioiden ja niiden ominaisuuksien käsitteleminen numeroiden avulla. Tutkimuksen tulokset esitetään numeroina, joita tulkitaan sanallisesti kuvailemalla eri asioiden yhteyksiä ja eroavaisuuksia. (Vilka 2007, 14.) Tässä tutkimuksessa mitataan säteilyannoksen ja kuvanlaadun muutosta eri kokoisilla fantomeilla, kun TT-tutkimuksessa käytettävää putkijännitettä ja kohinatasoa muutetaan. Säteilyannosta kuvataan CTDI- ja DLP-arvoilla, joita voidaan mitata numeerisesti. Kuvanlaatua arvioidaan numeerisesti kuvassa esiintyvän kohinan sekä kuvan kontrasti—kohina-suhteen muutoksina. Tätä tutkimusta voidaan siis pitää kvantitatiivisena tutkimuksena tutkimustulosten numeerisen arvioinnin johdosta.

## 4 TUTKIMUKSEN TARKOITUS, TAVOITE JA TUTKIMUSONGELMAT

Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla putkijännitteen muutoksen vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa Toshiba Aquillon LB -laitteella. Tarkoituksena oli lisäksi kuvailla kohinatason ja fantomin koon muutoksen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun eri putkijännitearvoilla. Mittaukset tehtiin kolmella eri putkijännitearvolla vaihdellen myös kuvan kohinatasoa 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 Aquillon LB -laitteella tehtävissä eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksissa.

Tutkimus etsi vastausta seuraaviin ongelmiin:

1. Miten putkijännite vaikuttaa säteilyannokseen annossuunnittelu-TT-kuvauksessa?
  - 1.1 Mikä vaikutus fantomin koolla on säteilyannokseen?
  - 1.2 Mikä vaikutus kohinatasolla on säteilyannokseen?
  
2. Miten putkijännite vaikuttaa kuvanlaatuun annossuunnittelu-TT-kuvauksessa?
  - 2.1 Mikä vaikutus fantomin koolla on kuvanlaatuun?
  - 2.2 Mikä vaikutus kohinatasolla on kuvanlaatuun?
  
3. Millaisella putkijännitteen ja kohinatason valinnalla päästään optimaaliseen säteilyannokseen ja kuvanlaatuun eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa?

## 5 TUTKIMUKSEN TOTEUTTAMINEN

Tutkimus suoritettiin alkuvuodesta 2016 Oulun yliopistollisen sairaalan sädehoidon yksikön tietokonetomografialaitteella, jolla tehdään sädehoidon annossuunnittelukuvauksia. Tutkimuksen toteuttaminen ja tutkimustulosten analysointi suunniteltiin yhdessä sädehoidon yksikön ylifysikon Juha Nikkisen kanssa. Tutkimus suunniteltiin siten, että kuvaustapahtuma vastasi kliinisessä työssä tehtävää eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvausta. Tutkimuksen tekoa varten haettiin tutkimuslupa. Tutkimuksen mittaustulokset kirjattiin sähköiseen Excel-taulukoon tutkimuksen aikana.

### 5.1 Käytetty laitteisto

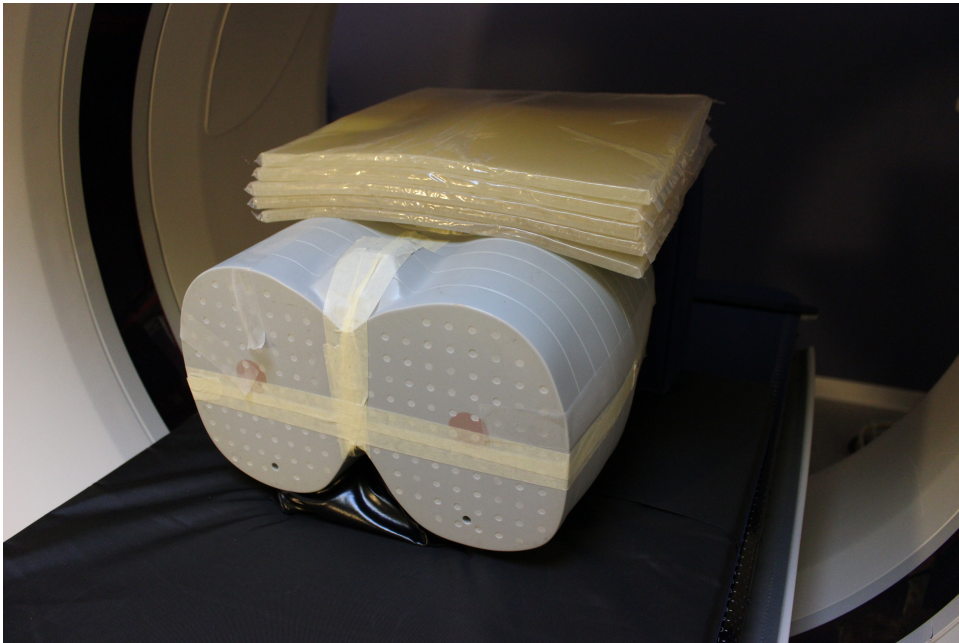
Annossuunnittelussa on käytössä Toshiba Aquilion LB monileike-TT-laite. Tutkimuksessa käytetty fantomi oli CIRS ATOM fantom, joka vastaa kooltaan 173 senttimetriä pitkää ja 73 kilogrammaa painavaa miestä. Fantomi on rakennettu materiaaleista, jotka vastaavat tiheyksiltään ihmisen erikudoksia. Fantomin materiaalit mahdollistavat fantomin käyttämisen kvantitatiiviseen mittaamiseen, kuvanlaadun arviointiin sekä säteilyannoksen määrittämiseen. Fantomin sisälle pystyy asettamaan kuvanlaadun testikappaleen, jota voidaan käyttää kuvanlaadun arvioimiseen. (Computerized Imaging Reference Systems Inc., viitattu 29.1.2016.) Tässä tutkimuksessa testikappaleita käytettiin kontrasti—kohina-suhteen määrittämiseen. Kappaleella saatiin aikaan hieman tiheydeltään eroava kohde verrattuna lantion alueen muuten homogeeniseen materiaaliin. Kappale sijoitettiin fantomin pikkulantion alueelle oletetun eturauhasen kohtaan. Näin saatiin tietoa kuvanlaadun muutoksista mielenkiinnon alueella.

Fantomin koon kasvattamiseen käytettiin rasvaa imitoivia bolus-levyjä. Yhden bolus-levyn paksuus on yksi senttimetri. Sädehoidossa bolus-levyjä käytetään elektronihoidoissa muuttamaan elektronisuihkun intensiteettiä. Bolus-levyjä aseteltiin fantomin päälle simuloimaan vatsanpeitteiden rasvakerrosta (kuvio 1). Fantomin paksuutta kasvatettiin ensin viiden senttimetrin kerroksella ja sitten kymmenen senttimetrin kerroksella. Kuvaukset nimettiin taulukossa 1 esitetyllä tavalla.



TAULUKKO 1. Kuvattavien kohteiden nimeäminen.

Kuvattava kohde (CIRS ATOM)	Boluslisä
Potilas A	0
Potilas B	5 senttimetriä
Potilas C	10 senttimetriä



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

## 5.2 Kuvausprotokollat ja kuvaussarjat

Kuvaustilanne tehtiin samanlaiseksi, kuin kuvattaessa normaalisti eturauhashoidon annossuunniteluun tulevaa potilasta. Fantomi asetettiin keskelle kuvauspöytää ja fantomi keskitettiin asettelu-lasereiden avulla suoraan keskityslaserin ollessa eturauhasen kohdalla. Vertikaalisuunnan keskitystä varten fantomin tarkka keskikohta mitattiin eturauhasen kohdalta.

Eturauhasen annossuunnittelukuvausta tehdessä potilas keskitetään keskelle putkea riippuen potilaan koosta. Jotta kuvaustilanne 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 kontrasti—kohina-suhteeseen (Kaasalainen, Palmu, Lampinen & Kortesiani 2012, 679). Muissa suunnissa keskitystä ei muutettu.

Kuvausohjelmalla käytettiin lantion alueen annossuunnittelukuvausohjelmaa, jolla kuvataan eturauhasen sädehoitoon tulevien potilaiden annossuunnittelukuvaukset. Taulukossa 2 on esitetty kyseisessä ohjelmassa käytössä olevat kuvausparametrit. Suunnittelokuvaus tehtiin jokaisen boluslisäyksen jälkeen uudestaan.

*TAULUKKO 2. Kuvausparametrit lantion alueen annossuunnittelukuvauksessa lukuun ottamatta putkijännitteen ja kohinatason arvoja.*

Leikepaksuus	Pyörähdysaika	Pitch	Fokus	FOV
1.0x16	0.75	Standard	Iso	550 (LL)

Kuvausalueeksi valittiin pikkulantion alue, jossa kuvanlaadun testikappale sijaitsi. Kuvausalueen pituus syötettiin numeroilla laitteelle ja kuvausalueen pituus oli sama jokaisessa kuvauksessa. Kuvausohjelmaan muutettiin vain putkijännitettä ja kohinatason arvoja. Muut kuvausparametrit pysyivät samoina kaikissa kuvauksissa.

Toshiballa on käytössä Sure Exposure 3D –ohjelma, joka on virranmodulointiohjelma. Suunnittelukuvasta laite määrittää säteilyn vaimenemisen voimakkuuden potilaassa. Laite moduloi virran määrää sekä pituus- että leveysakselilla käyttäjän valitseman kohinatason saavuttamiseksi. (Söderberg & Gunnarsson 2010, 627.) Standard-taso sallii suuremman kohinan ja High quality-taso vähäisemmän kohinan. Quality-taso sijoittuu näiden väliin. Taulukossa 3 on esitetty tutkimuksessa käytetyt eri kuvaussarjat. Samat kuvaussarjat tehtiin jokaisen bolus lisäyksen jälkeen, joten kuvaussarjoja tehtiin yhteensä 27 kappaletta.

TAULUKKO 3. Kuvaussarjat järjestyksessä.

Kuvasarja	Putkijännite (kV)	Kohinataso
1.	100	Standard
2.	100	Quality
3.	100	High quality
4.	120	Standard
5.	120	Quality
6.	120	High quality
7.	135	Standard
8.	135	Quality
9.	135	High quality

Kuvausten jälkeen kuvasarjat rekonstruoidtiin 10 millimetrin leikkeisiin. Kuvaukset tehtiin 1 millimetrin leikkeillä, mutta kuvaleikkeiden laskettaminen paksummiksi vähentää kuvissa esiintyvää kohinaa ja tekee kuvanlaadun arvioinnista luotettavampaa.

### 5.3 Säteilyannoksen ja kuvanlaadun mittaaminen

Säteilyannoksen arviointiin käytettiin CTDI- ja DLP-arvoa, jotka laite ilmoittaa kuvauksen jälkeen. CTDI kuvaa keskimääräistä absorboitunutta annosta kuvausalueella eli annoksen tilavuuskeskiarvoa. Suurena käytetään milligrayta (mGy). DLP kuvaa absorboituneen annoksen ja kuva-alan pituuden tuloa. Suurena on mGycm. (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004, viitattu 29.1.2016).

Jokaisessa kuvauksessa oli käytössä virranmodulointi, jonka avulla TT-laite säätää virtaa potilaan paksuuden mukaan valitun kohinatason saavuttamiseksi. Tällöin myös virranarvo muuttuu jokaisessa kuvatussa leikkeessä, jolloin absorboitunut annos ei ole sama jokaisessa leikkeessä. 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 kuvausprotokollan manuaaliseen virransyöttöön, jolloin laite laskee kyseisen vakio virtamäärän aiheuttaman CTDI:n.

Kuvanlaatua arvioitiin kuvassa esiintyvän kohinan ja kuvan kontrasti—kohina-suhteella (contrast-to-noise-ratio, CNR). Kohinan määrää arvioitiin Toshiba käyttämällä standard deviation –arvolla (SD). SD-arvo kertoo HU-arvojen satunnaisesta vaihtelusta mielenkiinnon alueella eli se kertoo kuvassa esiintyvän kohinan määrään. Mitä suurempi SD-arvo on, sitä enemmän kuvassa on kohinaa. (Goldman 2007, 222.)

CNR:n arvioimiseen jokaisesta kuvasarjasta mitattiin region of interest -työkalulla (ROI) Mean- ja SD-arvot. Mean-arvo kertoo ROI-alueen keskimääräisen HU-arvon. Analyysikohtina käytettiin kuvanlaaduntestikappaletta sekä testikappaleen viereistä pehmytkudosaluetta. ROI-alue asetettiin kuvaleikkeisiin silmämääräisesti, joten satunnaisen mittausvirheen poistamiseksi mittaukset 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 kuvanlaaduntestikappaleessa,

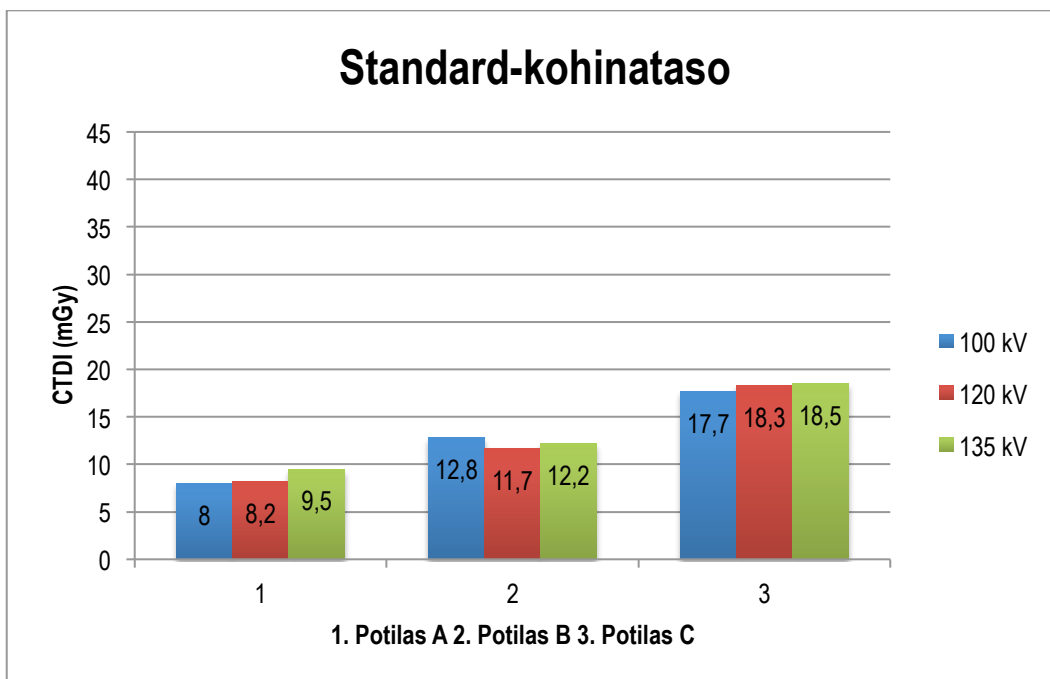
$\sigma_A$  mitattu SD-arvo pehmytkudoksessa ja

$\sigma_B$  mitattu SD-arvo kuvanlaaduntestikappaleessa.

## 6 TUTKIMUSTULOKSET

### 6.1 Putkijännitteen muutoksen vaikutus säteilyannokseen fantomin koon kasvaessa

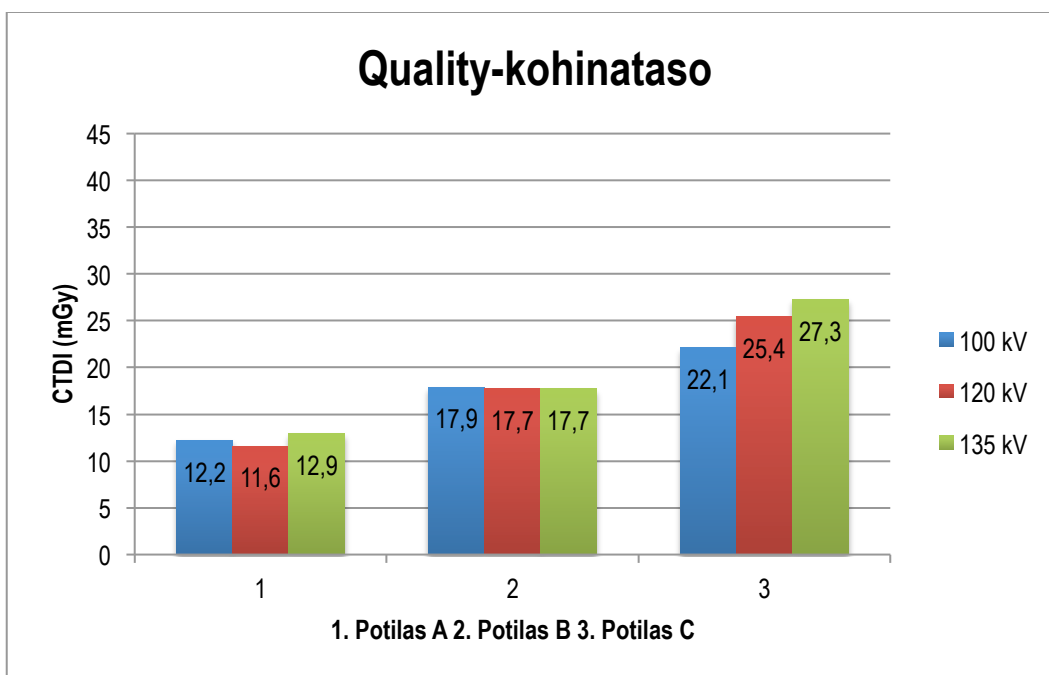
Kuviossa 2 on havainnollistettu säteilyannoksen muuttumista erikokoisilla fantomeilla käytettäessä Standard-kohinatasoa. Säteilyannosta on kuvattu CTDI-arvolla, jonka TT-laite ilmoittaa kuvauksen jälkeen.



KUVIO 2. Erikokoisten fantomeiden kuvauksista aiheutuneet säteilyannokset Standard-kohinatasolla.

Käytettäessä Standard-kohinatasoa CTDI kasvaa, kun fantomin kokoa kasvatetaan. TT-laite joutuu käyttämään enemmän säteilyä saavuttaakseen valitun kohinatason kuvattaessa isoä potilasta verrattuna pienempään potilaaseen. Eri putkijännitteillä ei juurikaan ole eroa säteilyannoksen määrään. Korkea putkijännite aiheuttaa hieman suuremman annoksen potilaan A ja C kuvauksissa. Potilaan B kuvauksessa sen sijaan matala 100 kV:n putkijännite aiheutti korkeimman annoksen.

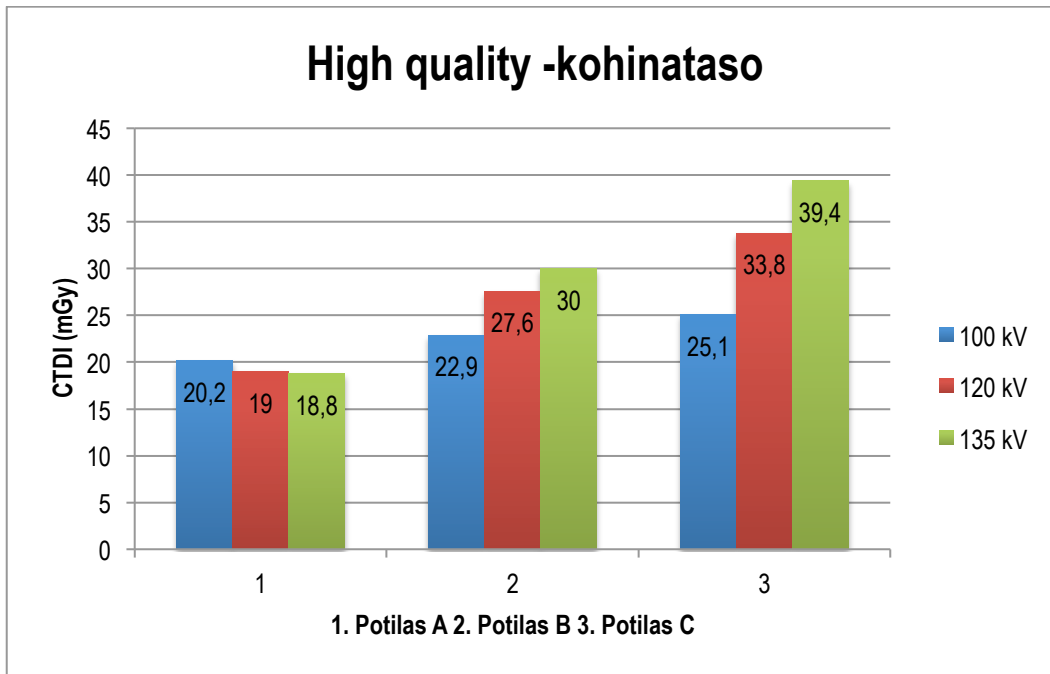
Kuviossa 3 on havainnollistettu säteilyannoksen muuttumista erikokoisilla fantomeilla käytettäessä Quality-kohinatasoa. Quality-kohinataso sallii kuvassa vähemmän kohinaa kuin Standard-kohinataso. Säteilyannosta on kuvattu CTDI-arvolla, jonka TT-laite ilmoittaa kuvauksen jälkeen.



KUVIO 3. Erikokoisten fantomeiden kuvauksista aiheutuneet säteilyannokset Quality-kohinatasolla.

Quality-kohinatasolla CTDI kasvaa samalla tavalla fantomin koon kasvaessa kuin Standard-kohinatasoa käytettäessä. Eri putkijännitteillä ei ole juurikaan eroa säteilyannokseen potilas A:n ja B:n kohdalla. Potilas C:n kuvauksissa CTDI kasvaa putkijännitteen kasvaessa. TT-laite joutuu käyttämään enemmän säteilyä kuvattaessa isokokoista potilasta. Suuremmalla putkijännitteellä laite pystyy tuottamaan enemmän säteilyä tarvittavan kohinatason saavuttamiseksi. Pienellä putkijännitteellä laitteen maksimaalinen virransyöttö alkaa tulla vastaan, joten myöskään säteilyannos ei kasva, koska säteilyn määrä ei kasva.

Kuviossa 4 on havainnollistettu säteilyannoksen muuttumista erikokoisilla fantomeilla käytettäessä High quality -kohinatasoa. High quality -kohinataso sallii kuvassa vähemmän kohinaa kuin Quality- tai Standard-kohinataso. Säteilyannosta on kuvattu CTDI-arvolla, jonka TT-laite ilmoittaa kuvauksen jälkeen.



KUVIO 4. Erikokoisten fantomeiden kuvauksista aiheutuneet säteilyannokset High quality –kohinatasolla.

High quality –kohinatasolla potilaan A kuvauksissa ei ole merkittävää eroa CTDI-arvojen välillä eri putkijännitteillä. CTDI pienenee hieman putkijännitettä nostettaessa. Potilas B:n ja C:n kuvauksissa CTDI kasvaa huomattavasti putkijännitteen kasvaessa. 100 kV:n putkijännitettä käytettäessä TT-laite ei pysty enää tuottamaan riittävästi säteilyä High quality –kohinatason saavuttamiseen kookkaan ja isokokoisien fantomin kuvauksessa, koska laitteen maksimaalinen virransyöttö tulee vastaan. Suuremmalla putkijännitteellä laite pystyy tuottamaan enemmän säteilyä, jolloin myös säteilyannos kasvaa.

## 6.2 Putkijännitteen muutoksen vaikutus säteilyannokseen eri kohinatasoilla

Taulukossa 4 on esitetty potilas A:n kuvauksissa aiheutuneet säteilyannokset käytettäessä eri kohinatasoja ja putkijännitteitä. Taulukossa 4 on esitetty myös laitteen käyttämä putkivirran arvo leikkeessä, josta arvioitiin kuvanlaatua. Säteilyannosta mitattiin CTDI- ja DLP-arvoilla, jotka laite näyttää kuvauksen jälkeen. CTDI kuvaa potilaaseen keskimäärin absorboitunutta säteilyannosta kuvausalueella. DLP kuvaa annoksen ja pituuden tuloa.

TAULUKKO 4. Potilas A:n kuvauksista mitatut säteilyannokset eri kohinatasoilla ja putkijännite arvoilla.

Kuvattu kohde	Kohinataso	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	CTDI (mGy)	DLP (mGycm)
Potilas A	Standard	100	115	8,0	122,2
		120	75	8,2	126,1
		135	63	9,5	146,0
	Quality	100	180	12,2	186,3
		120	107	11,6	177,7
		135	90	12,9	197,4
	High quality	100	285	20,2	309,2
		120	183	19,0	290,4
		135	138	18,8	287,7

CTDI ei merkittävästi muutu kuvattaessa pelkkää fantomia eri putkijännitteillä ja samalla kohinatasolla. Kohinatason pienentäminen sen sijaan nostaa CTDI-arvoa. CTDI kasvaa, koska valittaessa matalampi kohinataso, TT-laite nostaa putkivirran määrää valitun kohinatason saavuttamiseksi. Kohinatasoa pienennettäessä myös DLP kasvaa, mutta eri putkijännitearvoilla ei ole merkittävää vaikutusta DLP-arvoon, kun kohinataso pysyy samana.

Taulukossa 5 on esitetty potilas B:n kuvauksissa aiheutuneet säteilyannokset käytettäessä eri kohinatasoja ja putkijännitteitä Taulukossa 5 esitetään lisäksi laitteen käyttämä putkivirran arvo leikkeessä, josta arvioitiin myös kuvanlaatua.



TAULUKKO 5. Potilas B:n kuvauksista mitatut säteilyannokset eri kohinatasoilla ja putkijännite arvoilla.

Kuvattu kohde	Kohinataso	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	CTDI (mGy)	DLP (mGycm)
Potilas B	Standard	100	219	12,8	196,5
		120	126	11,7	178,4
		135	94	12,2	186,0
	Quality	100	285	17,9	273,6
		120	197	17,7	270,1
		135	146	17,7	271,2
	High quality	100	318	22,9	349,6
		120	285	27,6	422,0
		135	262	30,0	458,7

Potilas B:n kuvauksissa Standard- ja Quality-kohinatasoilla putkijännitteen muuttaminen ei merkittävästi muuta CTDI-arvoa. High quality -tasolla CTDI-arvossa alkaa olla eroja eri putkijännitearvoilla. Potilaan koon kasvaessa TT-laite joutuu lisäämään enemmän putkivirtaa saavuttaakseen matalamman kohinatason. Potilas B:n kuvauksissa High quality –kohinatasolla laitteen maksimaalinen virransyöttö alkaa tulla vastaan, jolloin laite ei enää pysty pienellä putkijännitteellä tuottamaan tarpeeksi säteilyä. Laite pystyy kuitenkin suuremmalla putkijännitteellä tuottamaan paremmin säteilyä, joka johtaa myös säteilyannoksen kasvuun. DLP-arvojen muutokset käyttäytyvät samalla lailla.

Taulukossa 6 on esitetty potilas C:n kuvauksissa aiheutuneet säteilyannokset käytettäessä eri kohinatasoja ja putkijännitteitä. Taulukossa 6 esitetään lisäksi laitteen käyttämä putkivirran arvo leikkeessä, josta arvioitiin myös kuvanlaatua.

TAULUKKO 6. Potilas C:n kuvauksista mitatut säteilyannokset eri kohinatasoilla ja putkijännite arvoilla.

Kuvattu kohde	Kohinataso	Putkijännite (kV)	Putkivirta (mAs)	CTDI (mGy)	DLP (mGycm)
Potilas C	Standard	100	306	17,7	271,5
		120	220	18,3	280,6
		135	165	18,5	283,2
	Quality	100	354	22,1	338,4
		120	297	25,4	388,9
		135	255	27,3	417,7
	High quality	100	375	25,1	383,5
		120	356	33,8	517,6
		135	327	39,4	602,8

Standard-kohinatasolla CTDI-arvo eri putkijännitteillä ei juuri muutu. Quality-tasolla CTDI kasvaa putkijännitteen kasvaessa. CTDI kasvaa lähes 24 %:a nostettaessa putkijännitettä 100 kV:sta 135 kV:iin. High quality-tasolla erot kasvavat vielä enemmän. Nostettaessa putkijännitettä 100 kV:sta 120 kV:een CTDI kasvaa lähes 35 %:a. Nostettaessa putkijännitettä 100 kV:sta 135 kV:een CTDI kasvaa jopa 57 %:a. DLP-arvojen muutokset käyttäytyvät samalla lailla.

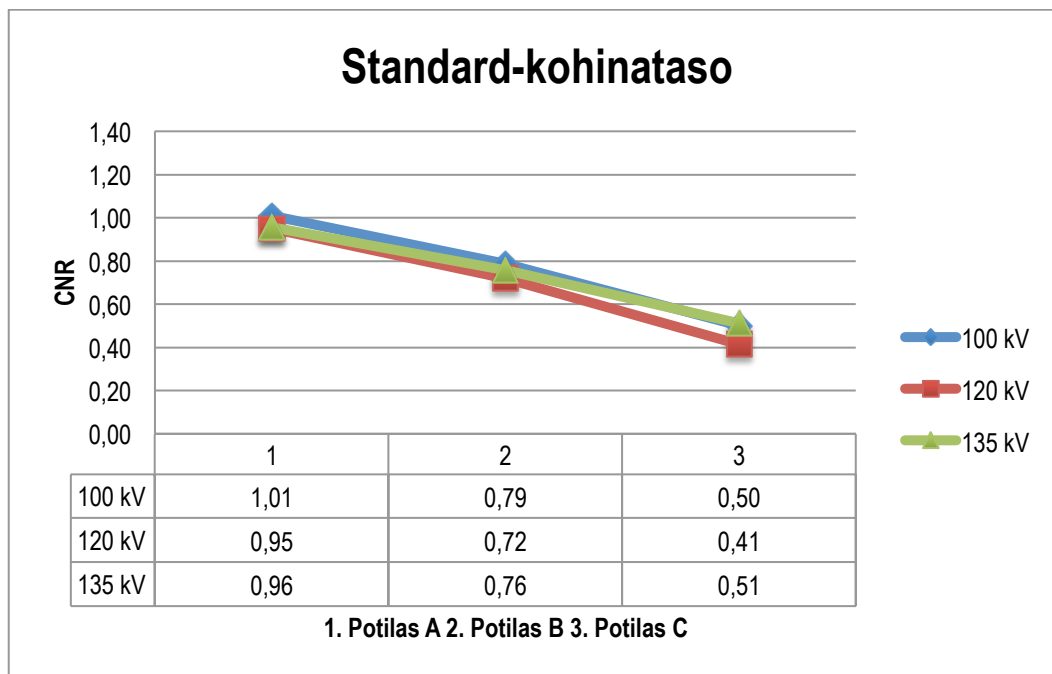
TT-laite joutuu käyttämään huomattavasti enemmän säteilyä saavuttaakseen valitun kohinatason kuvattaessa isokokoista potilasta. Tällöin myös säteilyannos kasvaa huomattavasti. Matalalla putkijännitteellä laitteen maksimivirrasyöttö rajoittaa laitteen säteilytyksen määrää. Suuremmalla putkijännitteellä laite pystyy tuottamaan enemmän säteilyä, mikä näkyy myös potilaan säteilyannoksen kasvuna.

### 6.3 Putkijännitteen muutoksen vaikutus kuvanlaatuun fantomin koon kasvaessa

Tutkimuksessa arvioitiin kuvanlaatua kuvassa esiintyvän kohinan määrän (SD) ja laskennallisen kontrasti—kohina-suhteen (CNR) muutoksena. CNR:ta ja kohinaa arvioitiin samasta kuvaleikeestä fantomissa sijaitsevan kuvanlaadun testikappaleen kohdalta. Tuloksissa esitetyt CNR- ja SD-arvot ovat viiden mittauskerran keskiarvo. Testikappale sijaitsi eturauhasen kohdalla.

#### 6.3.1 Kontrasti—kohina-suhteen muutos

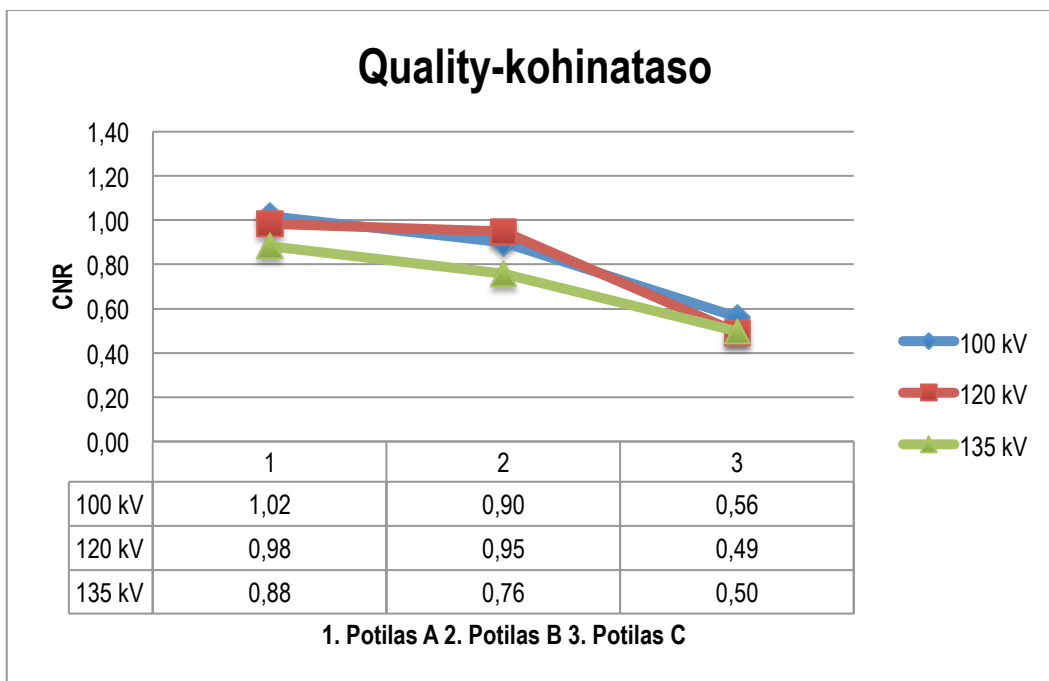
Kuviossa 5 on esitetty kontrasti—kohina-suhteen (CNR) muutos erikokoisia fantomeita kuvattaessa eri putkijännitearvoilla Standard-kohinatasolla. Tuloksista nähdään, että CNR heikkenee tasaisesti kaikilla putkijännitteillä fantomin koon kasvaessa. Isoa muutosta CNR:een ei tule myöskään potilaskohtaisesti eri putkijännitteillä. Paras CNR saavutetaan kaikilla potilailla käytettäessä 100 kV:n putkijännitettä. Potilas C:n kohdalla CNR on lähes sama 100 kV:n ja 135 kV:n kuvauksissa (0,50 vs. 0,51).



KUVIO 5. Kontrasti-kohina-suhteen (CNR) muutos erikokoisilla fantomeilla käytettäessä Standard-kohinatasoa.

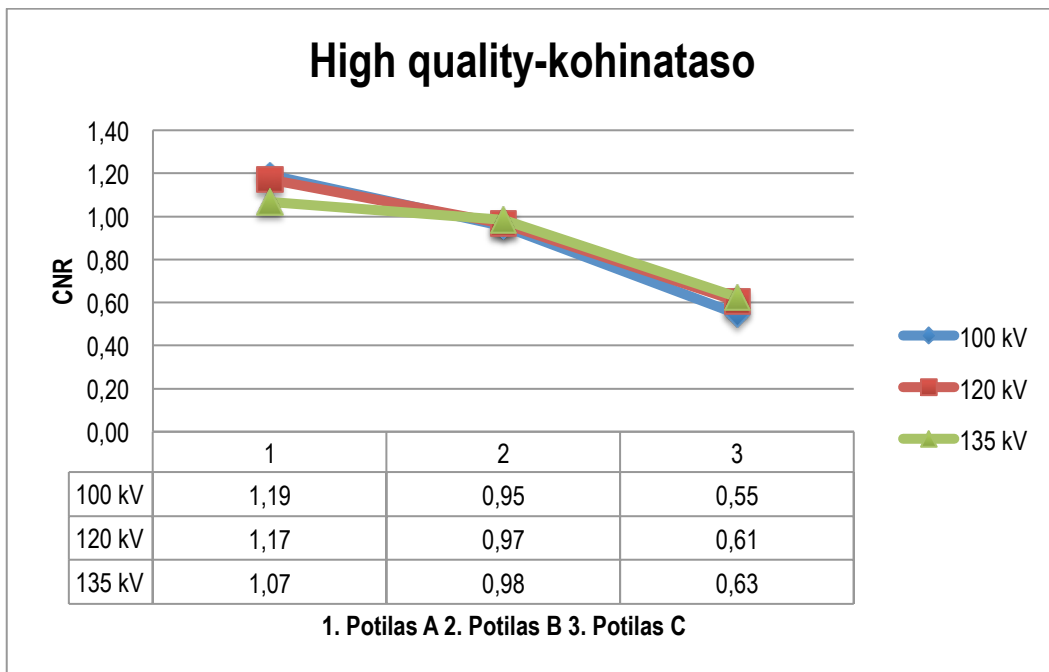
Kuviossa 6 on esitetty CNR:n muutos erikokoisia fantomeita kuvattaessa eri putkijännitearvoilla Quality-kohinatasolla. Tuloksista huomataan, että CNR heikkenee tasaisesti kaikilla putkijännite-

tearvoilla fantomin koon kasvaessa. Käytettäessä korkeaa 135 kV:n putkijännitettä CNR on potilaan A ja B kohdalla heikompi verrattuna matalalla putkijännitteellä saavutettuun CNR:een. Isokokoisen fantomin, potilas C:n kohdalla, erot putkijännitteiden välillä tasaantuvat. Paras CNR saavutetaan kuitenkin 100 kV:n putkijännitteellä myös isokokoista fantomia kuvattaessa.



KUVIO 6. Kontrasti-kohina-suhteen (CNR) muutos erikokoisilla fantomeilla käytettäessä Quality –kohinatasoa.

Kuviossa 7 on esitetty CNR:n muutos erikokoisia fantomeita kuvattaessa eri putkijännitearvoilla High quality –kohinatasolla. Tuloksista nähdään, että CNR laskee tasaisesti kaikilla putkijännitearvoilla fantomin koon kasvaessa. Hoikan fantomin (potilas A) kuvauksessa paras CNR saavutetaan matalalla 100 kV:n putkijännitteellä. Kookkaamman fantomin (potilas B) kuvauksessa CNR:n erot eri putkijännitteiden välillä ovat pieniä. Isokokoisen fantomin (potilas C) kuvauksessa paras CNR saavutetaan sen sijaan suurella putkijännitteellä (120 ja 135 kV). Kuvatessa isokokoista fantomia High quality –kohinatasolla, TT-laite ei pysty tuottamaan riittävästi säteilyä matalalla putkijännitteellä. Suuremmalla putkijännitteellä laite pystyy tuottamaan riittävästi säteilyä suuren potilaan kuvaukseen, jolloin CNR on parempi.

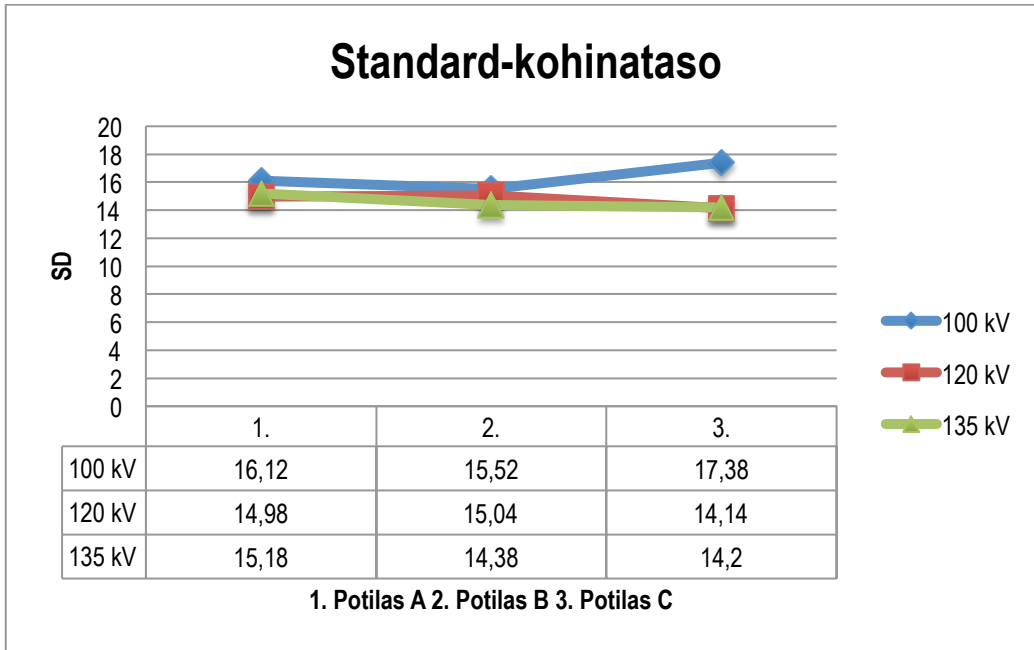


KUVIO 7. Kontrasti-kohina-suhteen (CNR) muutos erikokoisilla fantomeilla käytettäessä High quality –kohinatasoa.

### 6.3.2 Kohinan muutos

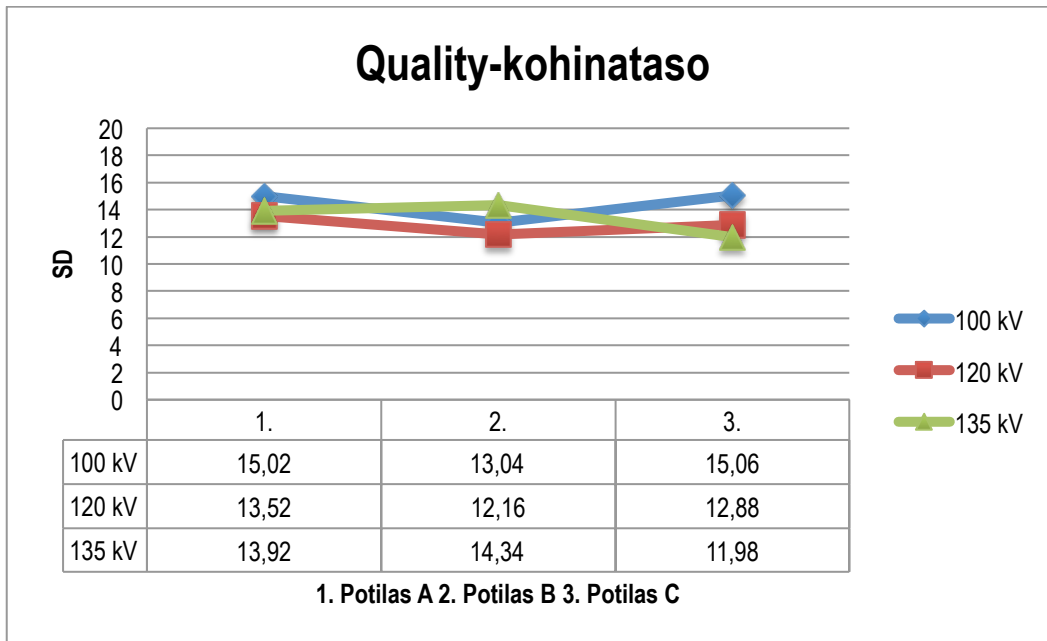
Kuvassa esiintyvän kohinan määrää arvioitiin kuvan SD-arvolla. SD-arvo mitattiin kuvanlaadun testikappaleesta viiden mittauskerran keskiarvona. Liitteissä 1, 2 ja 3 on esitetty kunkin fantomin jokaisen mittauksen arvot ja arvojen keskihajonta.

Kuviossa 8 esitetään kuvassa esiintyvän kohinan määrä eri putkijännitearvoilla käytettäessä Standard-kohinatasoa. Tuloksista huomataan, että TT-laite pystyy saavuttamaan asetetun kohinatason 120 ja 135 kV:n putkijännitteellä jokaisen fantomin kuvauksessa. 100 kV:n jännitettä käytettäessä kohinan määrä on selvästi korkeampi isokokoisen fantomin (potilas C) kuvauksessa, verrattuna kohinan määrään kuvattaessa korkeammalla putkijännitteellä.



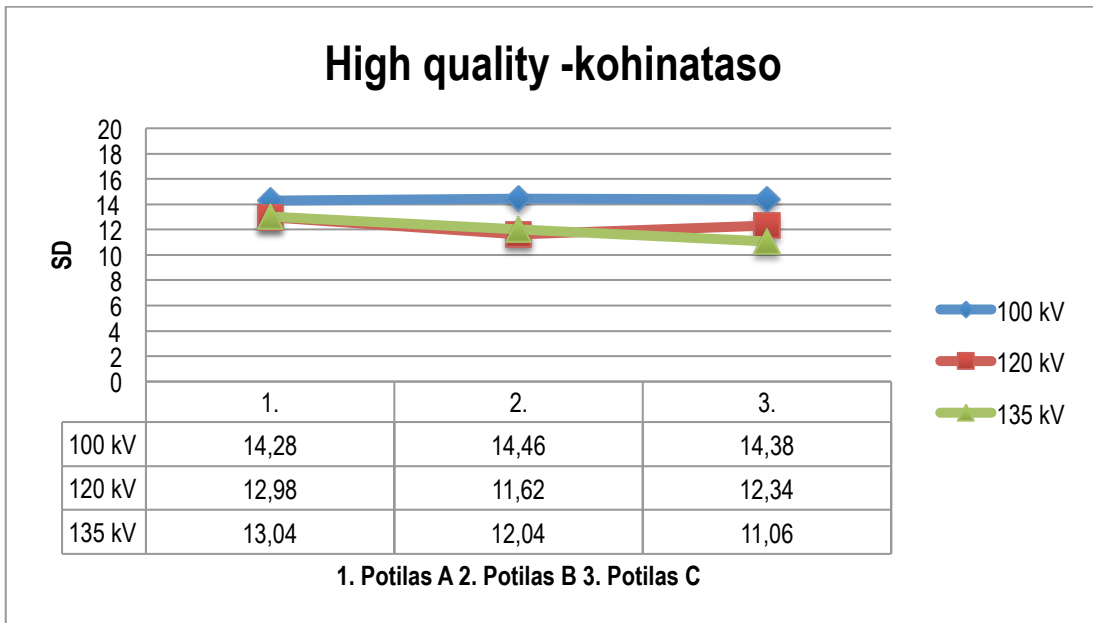
*KUVIO 8. Kuvassa esiintyvän kohinan määrän muutos eri putkijännitearvoilla kuvattaessa eriko-koisia fantomeita Standard-kohinatasolla.*

Kuviossa 9 esitetään kuvassa esiintyvän kohinan määrä eri putkijännitearvoilla käytettäessä Quality-kohinatasoa. Tuloksista huomataan, että myös korkeammalla kohinatasolla 120 ja 135 kV:n putkijännitettä käytettäessä TT-laite saavuttaa kohinatason potilas A:n ja C:n kuvauksissa. Potilas B:n kuvauksessa eniten kohinaa ilmenee 135 kV:n jännitteellä. Isokokoisien fantomin (potilas C) kuvauksessa matalalla putkijännitteellä kohinan määrä on selkeästi suurempi verrattuna korkeampiin jännitteisiin.



KUVIO 9. Kuvassa esiintyvän kohinan määrän muutos eri putkijännitearvoilla kuvattaessa erikoisia fantomeita Quality-kohinatasolla.

Kuviossa 10 esitetään kuvassa esiintyvän kohinan määrä eri putkijännitearvoilla käytettäessä High quality –kohinatasoa. Tuloksista huomataan, että High quality –kohinatasoa käytettäessä 100 kV:n putkijännitteellä kohinan määrä ei juuri muutu, vaikka fantomin koko kasvaa. Myös 120 ja 135 kV:n jännitettä käytettäessä kohinan määrä ei paljon muutu fantomin koon kasvaessa, mutta kohinan määrä on tasaisesti vähäisempää verrattuna 100 kV:n kuvaukseen.

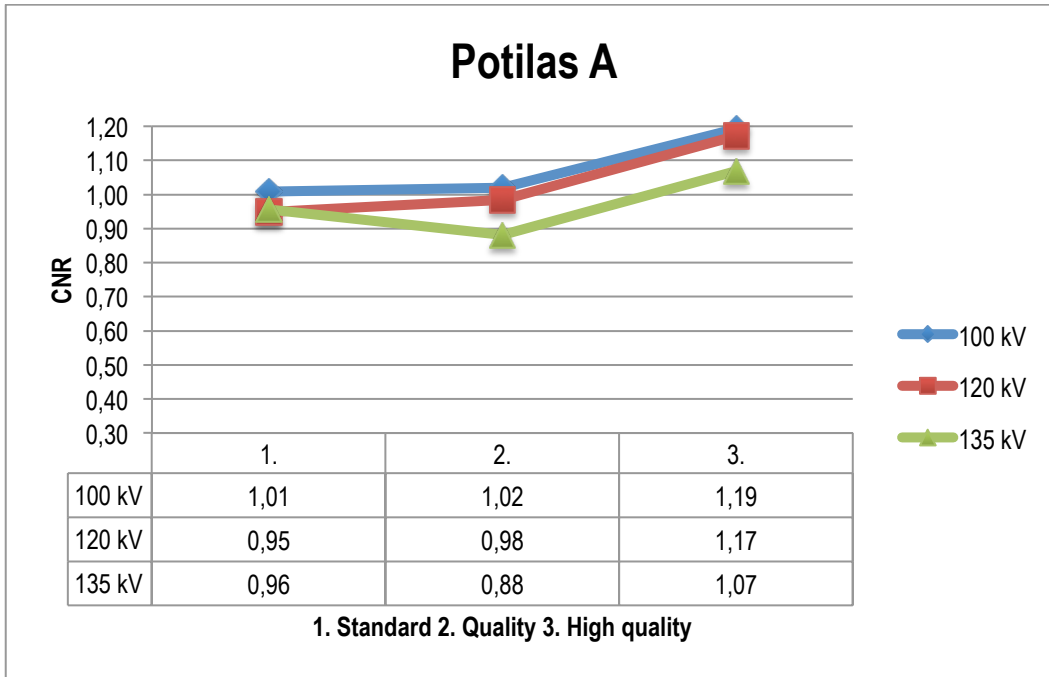


KUVIO 10. Kuvassa esiintyvän kohinan määrän muutos eri putkijännitearvoilla kuvattaessa erikoisia fantomeita High quality-kohinatasolla.

#### 6.4 Putkijännitteen muutoksen vaikutus kuvanlaatuun eri kohinatasoilla

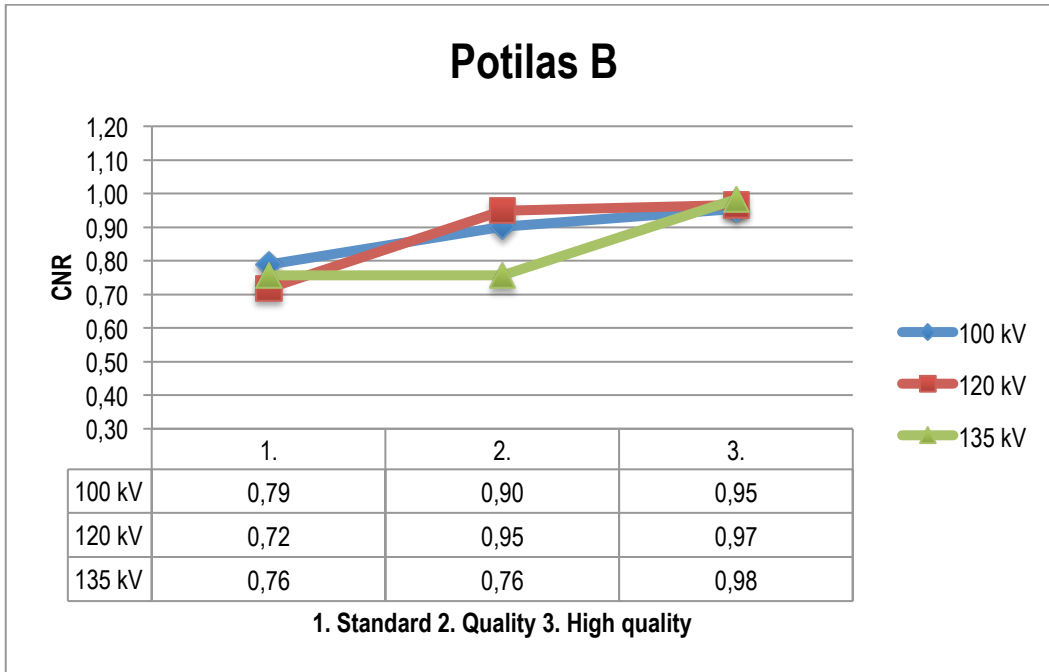
Kuviossa 11 on esitetty kontrasti—kohina-suhteen (CNR) muutos eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilas A:ta. Mittausten perusteella paras CNR saavutetaan 100 ja 120 kV:n putkijännitteellä kaikilla kohinatasoilla kuvattaessa hoikkaa potilasta. CNR paranee kohinatasoa pienennettäessä. 135 kV:lla ei mittausten perusteella saavuteta yhtä hyvää CNR:tta kuin matalalla putkijännitteellä kuvattaessa.





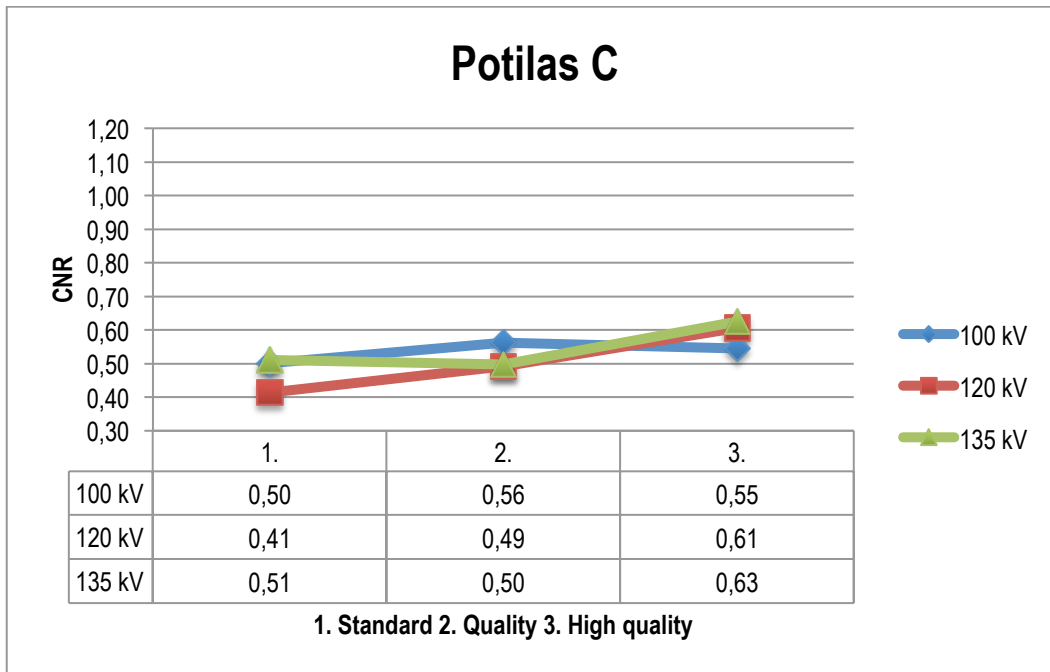
KUVIO 11. CNR:n muutos eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla Potilas A:n kuvauksissa.

Kuviossa 12 on esitetty CNR:n muutos eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa Potilas B:tä. Myös paksumman potilaan kohdalla CNR paranee kohinatasoa pienennettäessä. Standard-kohinatasolla paras CNR saavutetaan 100 kV:lla. Quality-kohinatasolla paras CNR saavutetaan 100 ja 120 kV:lla. High quality –tasolla 120 ja 135 kV:n putkijännitteillä saavutetaan paras CNR.



KUVIO 12. CNR:n muutos eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla Potilas B:n kuvauksissa.

Kuviossa 13 esitetään CNR:n muutos eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilas C:tä eli isokokoista potilasta. Mittausten perusteella isokokoista potilasta kuvattaessa CNR on huomattavasti heikompi kaikilla kohinatasoilla ja putkijännitearvoilla verrattuna hoikempien potilaiden kuvaukseen. High quality –kohinatasollakin CNR on melko heikko. Käytettäessä 100 kV:n putkijännitettä CNR ei juurikaan muutu kohinatasoa pienennettäessä. Korkealla putkijännitteellä (120 ja 135 kV) saavutetaan parempi CNR käytettäessä High quality –kohinatasoa.

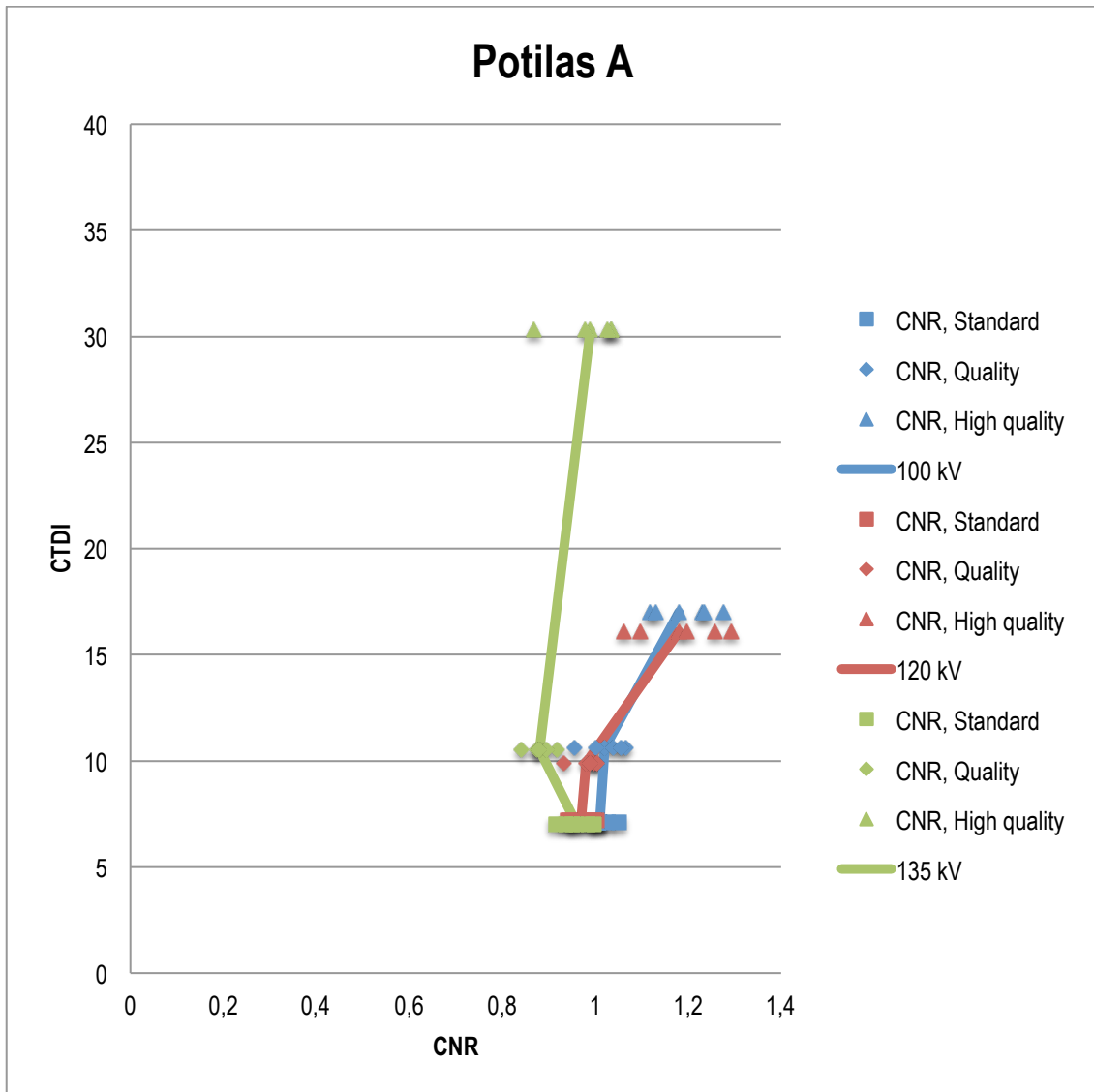


KUVIO 13. CNR:n muutos eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla Potilas C:n kuvauksissa.

## 6.5 Optimaalinen putkijännite ja kohinataso eturauhassyövän annossuunnittelukuvauksessa

Tutkimuksessa haluttiin selvittää optimaalinen putkijännite eturauhassyövän annossuunnittelukuvauksessa. Optimaalisen putkijännitteen arvioimiseen käytettiin CNR:n ja säteilyannoksen suhdetta. Jokaisen kuvauksen CNR laskettiin viiden mittauskerran keskiarvona. Säteilyannosta arvioitiin CTDI-arvolla. TT-laite kertoo kuvauksen jälkeen kuvauksen CTDI-arvon, joka on keskimäärin kuvauksen aikana potilaaseen absorboitunut annos. Tutkimuksessa haluttiin selvittää tarkka CTDI-arvo leikkeelle, josta myös kuvanlaatua arvioitiin. Tarkka CTDI-arvo kyseiselle leikkeellä määritettiin siten, että leikkeen kohdalla käytössä ollut putkivirran arvo kirjattiin ylös ja syötettiin jälkikäteen kuvausohjelman manuaalivirranarvoksi. Näin laite laskee kyseisellä virranarvolla aiheutuvan CTDI-arvon.

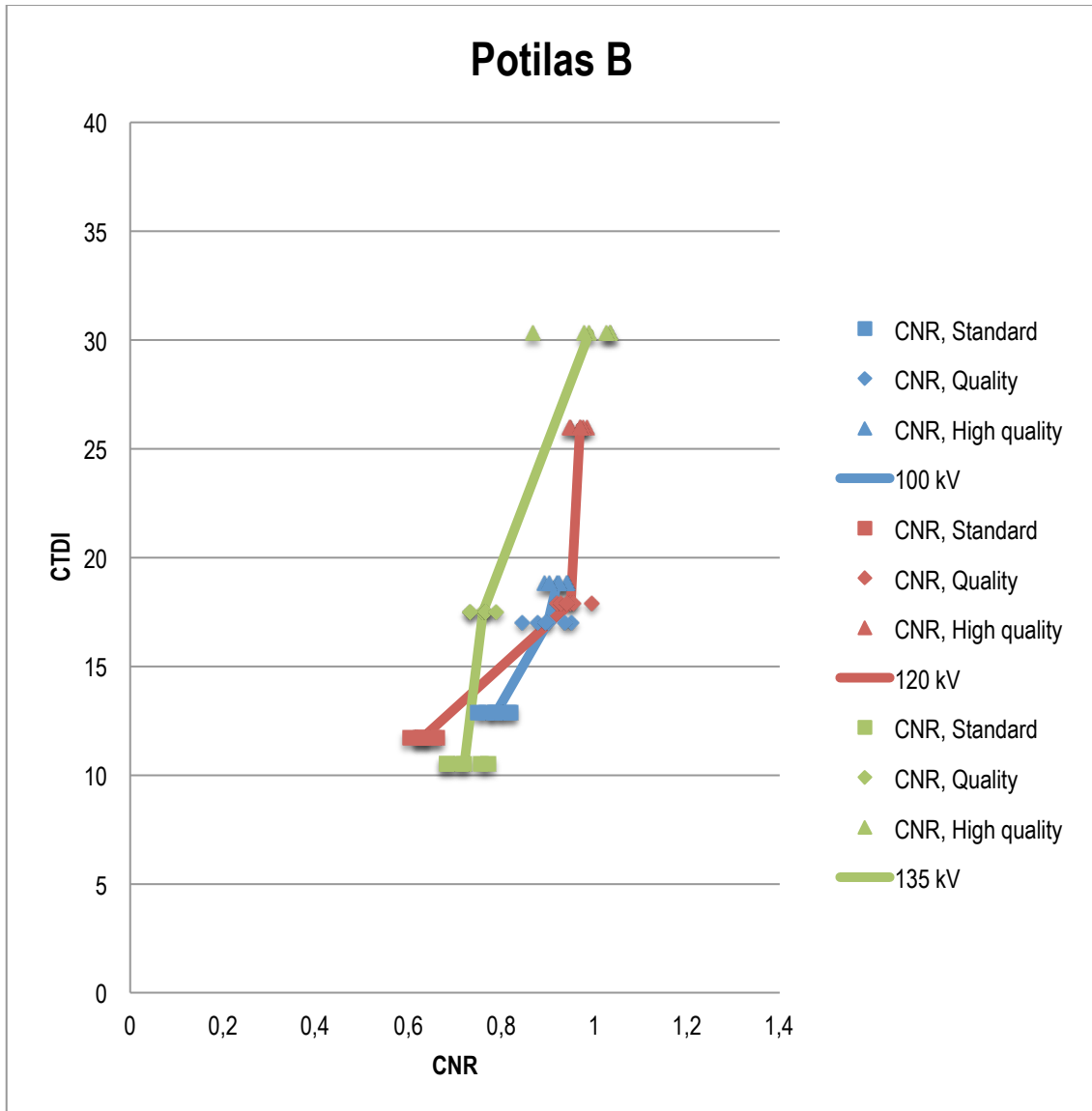
Kuviossa 14 on esitetty säteilyannoksen (CTDI) ja kontrasti—kohina-suhteen (CNR) suhdetta eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla potilas A:n mittauksissa. Potilas A edustaa hoikkaa potilasta. Kuviossa esitetään myös jokaisen yksittäisen mittauksen CNR-arvo mittausten hajonnan arviointia varten. Liitteessä 1 on esitetty CNR-mittausten tarkat arvot ja mittausten keskihajonta.



KUVIO 14. Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilasta A.

Tuloksista nähdään, että paras CNR saavutetaan hoikan potilaan kuvauksessa käytettäessä matalaa putkijännitettä (100 tai 120 kV). Matala putkijännite aiheuttaa myös pienimmän säteilyannoksen potilaalle. Vaihdettaessa kohinataso Standard-tasosta Quality-tasoon CNR ei merkittävästi parane, mutta säteilyannos kasvaa. High quality –tasoon siirryttäessä CNR paranee selvästi, mutta myös säteilyannos kasvaa. Korkealla putkijännitteellä (135 kV) kuvattaessa säteilyannos on samaa luokkaa Standard- ja Quality-kohinatasoilla, mutta CNR on heikompi. Pienennettäessä kohinataso High quality –tasolle säteilyannos lähes kolminkertaistuu, mutta CNR ei merkittävästi parane.

Kuviossa 15 on esitetty säteilyannoksen (CTDI) ja kontrasti-kohina-suhteen (CNR) suhdetta eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla potilas B:n mittauksissa. Potilas B edustaa kookasta potilasta. Kuviossa esitetään myös jokaisen yksittäisen mittauksen CNR-arvo mittausten hajonnan arviointia varten. Liitteessä 2 on esitetty CNR-mittausten tarkat arvot ja mittausten keskihajonta.

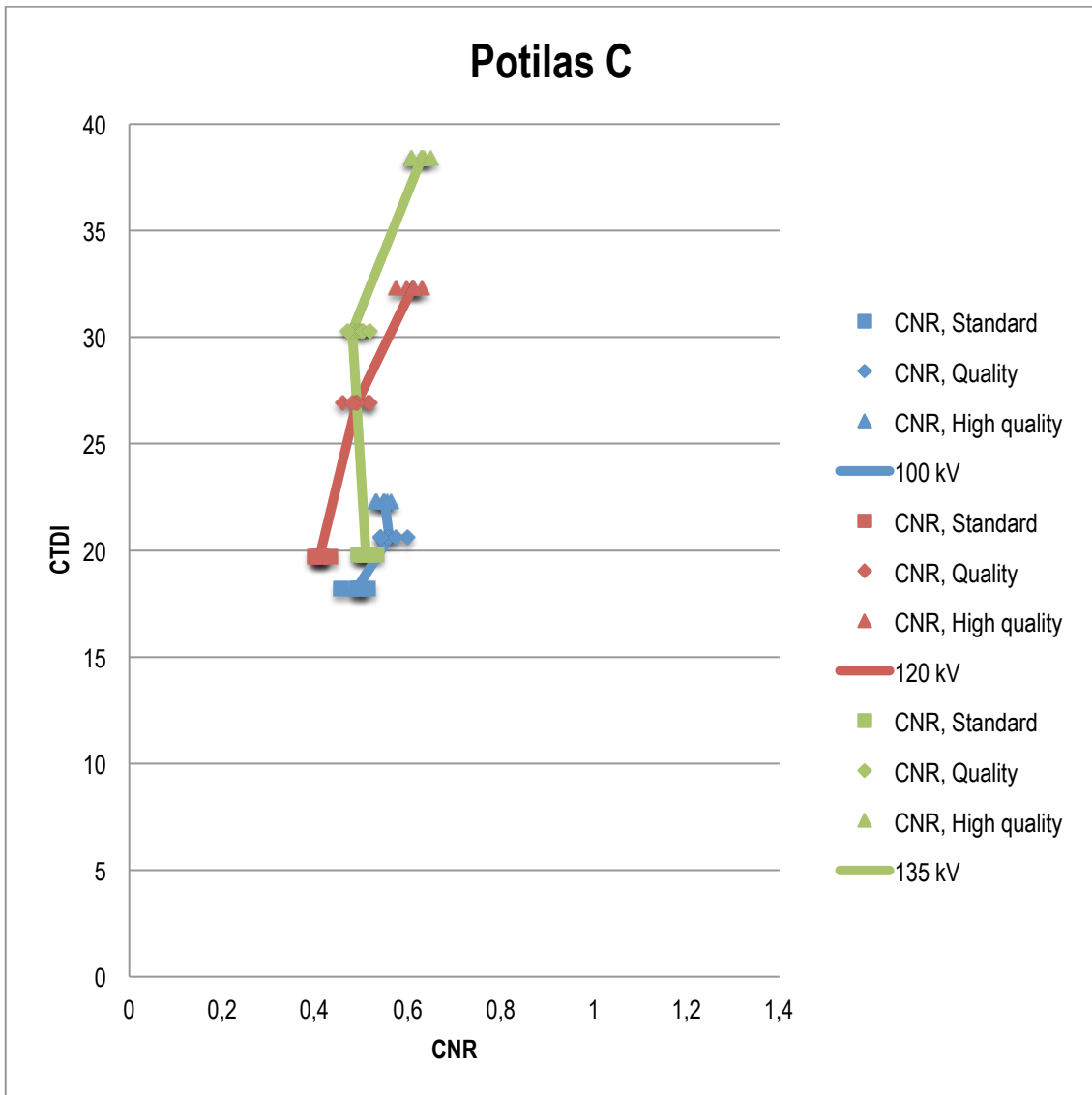


KUVIO 15. Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilasta B.

Tuloksista nähdään, että käytettäessä 100 kV:n putkijännitettä CNR paranee kohinatasoa pienennettäessä. Myös säteilyannos kasvaa kohinatason pienentyessä. Quality- ja High quality – tasoilla ei ole suurta eroa säteilyannoksessa. CNR paranee hieman. 120 kV:n putkijännitteellä CNR paranee merkittävästi pienennettäessä 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 kohinatasoa pienennettäessä. 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 verrattuna Standard-tasoon.

Kuviossa 16 on esitetty säteilyannoksen (CTDI) ja kontrasti—kohina-suhteen (CNR) suhdetta eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla potilas C:n mittauksissa. Potilas C edustaa isokokoista potilasta. Kuviossa esitetään myös jokaisen yksittäisen mittauksen CNR-arvo mittausten hajonnan arviointia varten. Liitteessä 3 on esitetty CNR-mittausten tarkat arvot ja mittausten keskihajonta.



KUVIO 16. Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde eri kohinatasoilla ja eri putkijännitearvoilla kuvattaessa potilasta C.

Tuloksista nähdään, että 100 kV:n putkijännitettä käytettäessä isokokoisen potilaan kuvaamisessa säteilyannos ei paljoakaan muutu kohinatasoa pienennettäessä. Säteilyannos ei nouse, koska TT-laite joutuu toimimaan maksimaalisella virransyötön alueella, eikä laite pysty siksi tuottamaan riittävästi säteilyä matalalla putkijännitteellä kohinatason saavuttamiseksi. 120 kV:n putkijännitteellä laite sen sijaan pystyy tuottamaan paremmin säteilyä, mikä näkyy CNR:n paranemisessa kohinatasoa pienennettäessä. Myös säteilyannos nousee tasaisesti. 135 kV:lla saavutetaan paras CNR High quality –kohinatasolla, mutta myös säteilyannos on huomattavan korkea.

## 6.6 Yhteenveto

Säteilyannos kasvaa, kun kohinatasoa pienennetään tai fantomin kokoa kasvatetaan. CTDI- ja DLP-arvot eivät merkittävästi muutu eri putkijännitearvoja käytettäessä, jos kohinataso pidetään samana. Poikkeuksena ovat kookkaan potilaan (potilas B) kuvaus High quality –kohinatasolla ja isokokoisien potilaan (potilas C) kuvaus Quality- ja High quality –kohinatasoilla, jolloin putkijännitettä nostettaessa säteilyannos kasvaa. TT-laite ei pysty tuottamaan matalalla putkijännitteellä riittävästi virtaa korkean kohinatason saavuttamiseksi kuvattaessa isokokoista potilasta. Korkealla putkijännitteellä laite pystyy tuottamaan riittävästi säteilyä, jolloin myös säteilyannos kasvaa.

Kuvassa esiintyvä kohina vähenee putkijännitettä nostettaessa. Kohinan määrä vähenee myös kohinatasoa pienennettäessä. Kohinan määrä ei merkittävästi muutu fantomin koon kasvaessa. TT-laite pystyy siis saavuttamaan valitun kohinatason myös isokokoisien potilaan kuvauksessa. Kuvan kontrasti—kohina-suhde (CNR) sen sijaan heikkenee käytettäessä korkeaa 135 kV:n putkijännitettä. Poikkeuksena on isokokoisien potilaan (potilas C) kuvaus, jossa paras CNR saavutetaan korkealla 135 kV:n putkijännitteellä. CNR heikkenee fantomin koon kasvaessa riippumatta käytössä olevasta putkijännitearvosta. CNR paranee kohinatasoa pienennettäessä riippumatta käytössä olevasta putkijännitearvosta. Poikkeuksena oli potilas A:n kuvaus 135 kV:n putkijännitteellä, jolloin CNR heikkeni pienennettäessä kohinataso Standard-tasolta Quality-tasolle. Siirryttäessä Quality-tasolta High quality -tasolle CNR parani.



## 7 TUTKIMUSTULOSTEN TARKASTELU JA POHDINTA

Tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla putkijännitteen muutoksen vaikutusta kuvanlaatuun ja säteilyannokseen eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa Toshiba Aquillon LB -laitteella. Tarkoituksena oli lisäksi kuvailla kohinatason ja fantomin koon muutoksen vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun eri putkijännitearvoilla. 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 Aquillon LB -laitteella tehtävissä eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksissa.

### 7.1 Putkijännitteen vaikutus säteilyannokseen annossuunnittelu-TT-kuvauksessa

Putkijännitteen vaikutus säteilyannokseen riippuu käytössä olevasta kohinatasosta sekä fantomin koosta. Putkijännitteen muuttamisella ei ole merkittävää vaikutusta säteilyannokseen, jos kohinataso ja fantomin koko pidetään samana. Poikkeuksena oli isokokaisen fantomin kuvaus, jossa myös säteilyannos nousi huomattavasti korkeammalla putkijännitteellä. Kohinatason pienentäminen nosti säteilyannosta ja mitä isokokoisempaa fantomia kuvattiin, sitä suurempi säteilyannos oli.

TT-kuvauksen CTDI-arvo on arvio potilaaseen keskimäärin absorboituvasta säteilyannoksesta mitattuna standardikokoisessa fantomissa. CTDI-arvoa ei siis voida käyttää säteilyn aiheuttaman riskin arviointiin, mutta se sopii käytettäväksi vertailtaessa esimerkiksi eri kuvausparametrien aiheuttamaa säteilyannosta. DLP-arvo ottaa huomioon kuvausalueen pituuden ja kuvaa siten paremmin potilaan todellista säteilyaltistusta. DLP-arvoa ei voida liioin käyttää suoraan säteilyn aiheuttaman riskin arviointiin, koska se ei huomioi eri kudosten säteilyherkkyyttä. (Goldman 2007, 217.) Tässä tutkimuksessa jokaisen kuvauksen kuva-alan pituus oli sama, joten DLP-arvot ovat vertailukelpoisia keskenään.

Tutkimustulosten perusteella eri putkijännitteiden välillä ei ole suurta vaikutusta tutkimuksesta aiheutuneeseen säteilyannokseen. Säteilyannos ei muutu paljoa putkijännitettä muutettaessa, koska TT-laite kompensoi käytettävän virran määrän valittuun putkijännitteeseen. Putkijännitteen

nosto lisää fotonien muodostumista ja siksi jännitteen nosto mahdollistaa virran laskemisen (Zarb 2009, viitattu 28.2.2016). Silloin, kun putkijännitettä nostetaan, laite käyttää vähemmän virtaa. Tästä syystä CTDI pysyy lähes samana eri putkijännitteillä. Poikkeuksena tästä oli isokokaisen fantomin kuvaus. Kuvattaessa isokokoista fantomia TT-laite ei pysty tuottamaan riittävästi säteilyä matalalla putkijännitteellä saavuttaakseen valitun kohinatason. Suuremmalla putkijännitteellä laite pystyy tuottamaan tarvittavan virran, jolloin myös CTDI nousee huomattavasti. Kuvausten DLP-arvot käyttäytyvät samassa suhteessa CTDI-arvojen kanssa, koska DLP-arvo muodostuu CTDI:n ja kuva-alan pituuden tulosta (McCullough ym. 2003, 9). Jokaisessa kuvauksessa kuva-alan pitiuus pysyi samana, jolloin DLP-arvot ovat vertailukelpoisia keskenään.

## **7.2 Putkijännitteen vaikutus kuvanlaatuun annossuunnittelu-TT-kuvauksessa**

Tutkimuksessa kuvanlaatua arvioitiin kvantitatiivisesti tarkkailemalla kuvan kontrasti—kohina-suhdetta (CNR) sekä kohinan määrää. Hyvässä TT-kuvassa kohinan määrä on mahdollisimman vähäinen ja kontrasti on korkea (Kaza ym. 2014, 5).

Tutkimustulosten perusteella kohinan määrä ei merkittävästi muuttunut, vaikka fantomin kokoa kasvatettiin huomattavasti. TT-laite pystyy siis saavuttamaan valitun kohinatason hyvin riippumatta potilaan koosta. Kohina oli vähäisempää käytettäessä korkeaa putkijännitettä. Kaza ym. (2014) totesivat artikkelissaan kohinan määrän pienenevän, kun putkijännitettä nostetaan.

Tutkimustulosten perusteella voidaan todeta, että CNR heikkenee fantomin koon kasvaessa riippumatta käytössä olevasta kohinatasosta tai putkijännitearvosta. Isokokaisen fantomin kuvauksessa CNR on tasaisesti heikompi kaikilla eri putkijännitteillä verrattuna hoikemman fantomin kuvaukseen. Kuvattaessa pelkkää fantomia paras CNR saavutetaan matalalla putkijännitteellä riippumatta käytössä olevasta kohinatasosta. Putkijännitteen laskeminen kasvattaa kuvan kontrastia (Managing patient dose in multi-detector computed tomography, viitattu 3.4.2016). Kontrastin kasvamisesta johtuen matalalla putkijännitteellä saavutetaan parempi CNR. Suurta putkijännitettä käytettäessä CNR on heikompi, koska voimakas energinen säteily ei absorboitu riittävästi fantomiin. Aikaisemman tutkimustiedon perusteella tiedetään, että putkijännitteen kasvattaminen heikentää kuvan kontrastia (Managing patient dose in multi-detector computed tomography, viitattu 3.4.2016). Tästä johtuen myös CNR heikkenee käytettäessä korkeaa putkijännitettä.

Muutettaessa kohinatasoa pienemmäksi CNR parani ja kohina väheni kaikilla eri putkijännitearvoilla. Paras CNR saavutettiin lähes kaikilla kohinatasoilla matalalla putkijännitteellä. Korkea putkijännite heikentää kuvan kontrastia, vaikka kohinan määrä onkin vähäisempää korkealla putkijännitteellä. Heikentyneen kontrastin vuoksi myös CNR on heikompi käytettäessä korkeaa putkijännitettä. Tämä korostui hoikan fantomin (potilas A) kuvauksessa. Käytettäessä korkeaa putkijännitettä säteily on korkea energisempää, jolloin säteilyä ei absorboidu riittävästi potilaaseen, mikä aiheuttaa kontrastin heikkenemisen.

### **7.3 Optimaalinen putkijännite ja kohinataso eturauhassyövän sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa**

Mittaustulosten perusteella hoikan potilaan (potilas A) annossuunnittelu-TT-kuvauksessa optimaalisen 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 absorboidu riittävästi potilaaseen. Tämä nähdään kontrastin heikkenemisenä. Yu ym. (2014) tekemässä tutkimuksessa TT-laite säätö 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 annossuunnittelukuvuksen 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 voisi arvioida saavutetaanko High quality –tasolla merkittävästi parempi kuvanlaatu, jotta säteilyannoksen kasvu voitaisiin sallia. Annossuunnittelukuvuksen 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 verrattuna 100 kV:n käyttöön.

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 isokokoista potilasta (potilas C) kuvattaessa paras kuvanlaatu saavutetaan käytettäessä korkeaa putkijännitettä (120 tai 135 kV) ja High quality –kohinatasoa. Näillä valinnoilla myös säteilyannos on huomattavan korkea, jolloin valintoja ei voida pitää optimaalisina. Isokokoista potilasta kuvattaessa säteilyannos on suurempi, koska TT-laite joutuu käyttämään enemmän säteilyä saavuttaakseen valitun kohinatason. Isokokoista potilasta kuvattaessa myös kuvanlaatu on heikompi verrattuna hoikemman potilaan kuvaukseen. Tästä johtuen optimaalisempi vaihtoehto olisi esimerkiksi 135 kV putkijännite ja standard-kohinataso, jolloin kuvanlaatu on hieman heikompi, mutta säteilyannos huomattavasti pienempi. Kazan ym. (2014) artikkelissa todetaan todella isokokoisen 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 heikompaa. Tästä johtuen parempaa kontrastia ei saavuteta matalalla putkijännitteellä kuvattaessa isokokoista potilasta, koska CNR heikkenee.

Tutkimustulosten perusteella esitettyjä optimaalisia putkijännitearvoja eri kokoisille potilaille ei voida sellaisenaan ottaa toteutettavaksi kliiniseen käyttöön. Jatkoselvityksenä täytyisi arvioida kuvanlaatua myös subjektiivisesti hoitokohteen määrittävän lääkärin toimesta. Hoitokohde piirittää käsin kuvaan, joten lopullisen arvion kuvanlaadusta tekee lääkäri. Putkijännitettä muutettaessa täytyy lisäksi huomioida jännitteen muuttamisen aiheuttaman muutoksen kuvauksen HU-arvoissa, jolloin aikaisemmat standardit, esimerkiksi annossuunnitteluohjelmissa, eivät välttämättä enää sovellu käytäntöön (Kortesniemi ym. 2015, 46). Tutkimustuloksia voidaan kuitenkin käyttää perusteluina valinnoille, jos putkijännitteen tai kohinatason muutosta lähdetään suunnittelemaan toteutettavaksi.

#### **7.4 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys**

Tutkimuksen kokonaisluotettavuuden muodostavat tutkimuksen reliabelius ja validius. Tutkimuksen reliabelius kertoo tutkimuksen pysyvyydestä, eli voidaanko tutkimus toistaa juuri samalla

lailla luotettavasti ja tarkasti toisen tutkijan toimesta. (Vilkkä 2007, 149-152.) Tutkimuksen yksityiskohtaisella suunnittelulla pyritään siihen, jotta tutkimus on toistettavissa luotettavasti. Tutkimuksen vaiheet dokumentoitiin tarkasti ja tutkimus 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 arvioihin 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.

Tutkimuksen validius tarkoittaa tutkimuksen kykyä mitata sitä, mitä pitikin mitata. Tutkimuksen validius on hyvä, jos tutkija on onnistunut siirtämään tutkimuksen teorian käsitteet mittariksi. (Vilkkä 2007, 150.) Kuvanlaadun arviointiin käytettiin kuvan kontrasti—kohina-suhdetta (CNR), joka kuvaa kykyä erottaa HU-arvojen muutokset taustakohinasta (Kaza ym. 2014, 5). Kuvanlaadun analyysia varten kerättiin tietoa kuvan HU-arvoista ja kohinasta. Tiedonkeruu suoritettiin työkalulla, joka asetettiin kuvaan silmämääräisesti. Tällöin mittauskohta saattaa vaihdella eri mittauskerrroilla. 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. Keskihajonta kuvaa yksittäisen muuttujan arvon etäisyyden keskimääräisestä muuttujan arvosta. Pieni arvo kertoo, että muuttuja on lähellä keskiarvoa ja muuttujien hajonta vaihteluvälillä on pientä. (Vilkkä 2007, 124-125.) Mittaustulokset on tarkemmin esitelty liitteissä 1, 2 ja 3. Mittausten pieni keskihajonta viittaa mittausten toistettavuuden luotettavuuden olevan hyvä. Yksi mittauskerta potilaan C mittausten 1. kuvasarjassa jätettiin pois analyysistä, koska arvo poikkesi huomattavan paljon muista arvoista. Mittauskerrassa todettiin olleen mittausvirhe.

Tutkimuksessa oli käytössä Toshiba Sure Exposure 3D –virranmodulointiohjelma, joka säätää TT-laitteen käyttämän putkivirran määrän käyttäjän valitseman kohinatason saavuttamiseksi (Söderberg & Gunnarsson 2010, 627). Ohjelman ollessa käytössä TT-laite kompensoi putkijännitteen kasvua virran määrän laskemisella. Vastaavasti käytettäessä matalaa putkijännitettä TT-laite nostaa virran määrää. Tällöin putkivirran määrä ei pysy vakiona suhteessa putkijännitteeseen. Aikaisemman tutkimustiedon perusteella tiedetään, että putkijännitteen nostaminen kasvattaa säteilyannosta eksponentiaalisesti, jos putkivirran määrä pidetään vakiona (Kaza ym. 2014, 8). Tutkimustuloksia tarkastellessa täytyy ottaa huomioon, että käytössä on ollut virranmodulointioh-

jelma. Tällöin putkijännitteen muutoksesta aiheutuvat säteilyannoksen muutokset eivät ole niin suuria, kuin jos käytettävän virran määrä oltaisiin pidetty vakiona.

Yksin työskennellessä tutkimuksen kaikki eri vaiheet ovat omalla vastuulla. Työparin puuttuessa ei tutkimuksen eri vaiheisiin saa toista valvovaa silmäparia. Yksin työskenneltäessä huolellisuuden tärkeys korostuu. Kirjaamisessa saattaa tulla näppäilyvirhe, jota ei välttämättä itse huomaa, vaikka pyrkisi työskentelemään tarkasti. Tämä täytyy ottaa huomioon tutkimuksen luotettavuuden arvioinnissa. Tutkimukseen liittyvät mittaukset suoritettiin yhden illan aikana, jolloin mittausten loppuvaiheessa keskittymiskyky saattaa olla jo hieman herpaantunut, mikä voi johtaa huolimattomuusvirheisiin.

Tutkimuksen tulee olla suoritettu hyvän tieteellisen käytännön edellyttämällä tavalla, jotta tutkimus voi olla eettisesti hyväksyttävää ja luotettavaa. Tutkimuksessa tulee noudattaa rehellisyyttä, yleistä huolellisuutta ja tarkkuutta sekä tutkimustyössä, tulosten tallentamisessa että tutkimuksen tulosten arvioinnissa. Toisten tutkijoiden tekemää työtä tulee kunnioittaa viittaamalla asianmukaisella tavalla heidän julkaisuihin. Tutkimuksella tulee olla hankittuna tutkimuslupa. (Tutkimuseettinen neuvottelukunta 2012, 6.)

Tutkimus suoritettiin mahdollisimman huolellisesti. Tutkimuksen suunnitteluun ja toteutukseen saatiin paljon apua sädehoidon yksikön ylifyysikko Juha Nikkiseltä sekä sädehoidon yksikön röntgenhoitajilta. Mittaustulokset kirjattiin sähköisesti Excel-taulukon mittausten yhteydessä. Tutkimustuloksia ei vääristelty ja tutkimuksen luotettavuutta ja toistettavuutta arvioitiin asianmukaisella tavalla. Viittaukset muihin julkaisuihin ja tieteellisiin tutkimuksiin tehtiin myös asianmukaisella tavalla. Ennen tutkimuksen suorittamista tutkimuksesta tehtiin toimintasuunnitelma, jonka perusteella tutkimukselle anottiin tutkimuslupa Oulun yliopistolliselta sairaalalta. Tutkimuksella ei aiheutettu väestölle ylimääräistä säteilyannosta, koska mittaukset suoritettiin oikean potilaan sijasta fantomilla ja mittauksia tehdessä valvottiin, että kuvaushuoneessa ei ollut ihmisiä. Tämä oli osa tutkimuksen eettisyyttä.

## **7.5 Jatkotutkimushaasteet**

Jatkotutkimuksessa tulisi tutkia myös muiden kuvausparametrien vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun sädehoidon annossuunnittelu-TT-kuvauksessa. Esimerkiksi kuvauksen pitch-arvon

tai kollimaation vaikutusta voitaisiin tutkia. Pitch-arvoa kasvattamalla voitaisiin mahdollistaa riittävä säteilytys käytettäessä matalaa putkijännitettä. Jatkotutkimuksessa tulisi selvittää myös kuvanlaadun muutosta subjektiivisesti arvioituna hoitokohteen määrittävän lääkärin tarkasteltavana.

## **7.6 Omat oppimiskokemukset**

Tämä tutkimus oli ensimmäinen tutkijan suorittama korkeakoulutason opinnäytetyö. Opin paljon tutkimuksen tekemisestä aina tiedonhausta konkreettiseen toteutukseen ja tulosten tarkasteluun asti. Tiedonhakutaitoni kehittyivät paljon prosessin aikana. Opin myös kriittistä suhtautumista tietolähteisiin. Kehityin erityisesti pitkäjänteisessä työskentelyssä saman työn parissa.

Opinnäytetyöprosessin aikana syvensin tietojani TT-tutkimuksen kuvausparametreista sekä parametrien vaikutuksesta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun. Opin, että tutkimuksen suunnittelu on etukäteen todella tärkeää. Hyvin suunniteltu tutkimus on helppo toteuttaa. Tutkimuksen rajaus on myös tärkeää. Tämän tutkimuksen rajaus koskemaan putkijännitteen, kohinatason ja fantomin koon muutoksia oli mielestäni riittävä toteutettavaksi yhdelle tutkijalle. Jo kolmen eri muuttujan suhteita tutkiessani työn määrä tuntui melko laajalta. Mielenkiintoista olisi ollut tutkia myös muiden kuvausparametrien vaikutusta säteilyannokseen ja kuvanlaatuun, mutta se jääköön tuleville röntgenhoitajaopiskelijoille mietittäväksi.

## LÄHTEET

- Carlton, R. & Adler, A. 1996. Principles of radiographic imaging. Delmar Publishers.
- Computerized Imaging Reference Systems Inc. Dosimetry Verification Phantoms. 2013.  
[http://www.cirsinc.com/file/Products/701\\_706/701%20706%20ATOM%20PB%20110615.pdf](http://www.cirsinc.com/file/Products/701_706/701%20706%20ATOM%20PB%20110615.pdf)
- Evans, P. 2008. Anatomical imaging for radiotherapy. Physics in Medicine and Biology 53 (12), 151-191. Viitattu 7.4.2015. <http://iopscience.iop.org/0031-9155/53/12/R01/>
- Goldman, L. 2007. Principles of CT: Radiation dose and image quality. Journal of Nuclear Medicine Technology 35:213-215.
- Huda, W., Ogden, K. & Khorasani, M. 2008. Converting dose-length product to effective dose at CT. Radiology 248 (3), 995-1003. Viitattu 7.4.2015.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2657852/>
- Hyun W. 2011. CT radiation dose optimization and estimation: an update for radiologists. Korean Journal of Radiology 1/2012, 1-11. Viitattu 6.9.2015.  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3253393/>
- Kaasalainen, T., Palmu, K., Lampinen, A. & Kortnesniemi M. 2012. Effect of vertical positioning on organ dose, image noise and contrast in pediatric chest CT—phantom study. Pediatric Radiology 43:673–684.
- Kaza, R., Platt, J., Goodsitt, M., Al-Hawary, M., Maturen, K., Wasnik, A. & Pandaya, A. 2014. Emerging Techniques for Dose Optimization in Abdominal CT. Radiographics 34:4-17.
- Kortnesniemi, M. & Lantto, E. 2015. Tietokonetomografioiden optimointi. Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim 1/2015, 42-48. Viitattu 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](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)



Kouri, M. & Tenhunen, M. 2013. Syövän sädehoito. Viitattu 27.3.2015.

[http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=dlk01078](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk01078)

Managing patient dose in multi-detector computed tomography. Viitattu 21.4.2015.

[http://www.icrp.org/docs/icrp-mdct-for\\_web\\_cons\\_32\\_219\\_06.pdf](http://www.icrp.org/docs/icrp-mdct-for_web_cons_32_219_06.pdf)

McCullough, C., Primak, A., Braun, N., Kofler, J., Yu, L. & Christner, J. 2009 Strategies for reducing radiation dose in CT. Radiologic Clinics of North America 47 (1), 27-40. Viitattu 23.4.2015.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2743386/>

McCullough, C., Leng, S., Yu, L., Cody, D., Boone, J. & McNitt-Gray, M. 2011. CT dose index and patient dose: They are not the same thing. Radiology 259:311-316.

Paile, W. 2002. Säteilyn terveysvaikutukset. Säteilyturvakeskus.

Suomen Syöpärekisteri. 2015.

<http://www.cancer.fi/syoparekisteri/tilastot/ajantasaiset-perustaulukot/koko-maa>

Söderberg, M. & Gunnarsson, M. 2010. Automatic exposure control in computed tomography – an evaluation of systems from different manufacturers. Acta Radiologica 6:625-634.

Säteilyturvakeskus. 2004. Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. Viitattu 10.4.2015.

<http://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/125145/rontgensateily.pdf?sequence=1>

Toroi, P., Kaijaluoto, S. & Bly, R. 2015. STUK selvitti potilaiden annostasot sädehoidon TT-simuloinneissa Suomessa. Radiografia 1/2015, 6-8.

Tutkimuseettinen neuvottelukunta. 2012. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. Helsinki.

Vilka, 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 contrast-enhanced abdominopelvic CT. *AJR* 201: 297-306.

Zarb, F., Rainford, L. & McEntee, M. 2009. Image quality assessment tools for optimization of CT images. *Radiography* 16/2010, 147-153. Viitattu 20.5.2015.  
<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1078817409000960>

## LIITTEET

## TAULUKKO KUVASARJOJEN LASKENNALLISISTA CNR-ARVOISTA

LIITE 1

(POTILAS A)

Kuva- sarja	MEAN A	MEAN B	SD A	SD B	CNR	CNR Keski- hajonta	CNR Kes- kiarvo
1.	15,6	30,1	14,4	13,2	1,0507	0,0354	1,0093
	13,6	29,4	20,1	13	0,9547		
	15,6	29,4	14,4	13	1,0073		
	14,1	29,6	17,3	12,9	1,0265		
	15,6	29,4	14,4	13	1,0073		
2.	15,1	28,8	13,2	12,5	1,0661	0,0451	1,0232
	13,9	28,1	16,1	12,3	1,0000		
	15,1	28,4	13,2	12,4	1,0391		
	15,1	28,6	13,2	12,4	1,0547		
	13,4	28,6	19,4	12,4	0,9560		
3.	15,2	29,6	12,1	11,3	1,2308	0,0699	1,1979
	15,2	29,7	12,1	11,4	1,2340		
	13,5	29,7	17,6	11,4	1,1172		
	15	30	12	11,5	1,2766		
	13,5	29,9	17,6	11,4	1,1310		
4.	17,3	29,9	12,9	12,2	1,0040	0,0293	0,9745
	16	30,2	16,9	11,9	0,9861		
	17,3	29,8	12,9	12,2	0,9960		
	17,3	29,2	12,9	12,4	0,9407		
	15,1	29,9	19,3	12	0,9457		
5.	18	30,5	12,8	12,1	1,0040	0,0299	0,9849
	17,9	30,2	12,8	11,9	0,9960		
	18	30,5	12,8	12,1	1,0040		
	18	30,2	12,8	11,9	0,9879		
	16,8	30	16,4	11,9	0,9329		
6.	17	30,7	11	10,2	1,2925	0,0997	1,1813
	16	29,5	14,4	10,2	1,0976		
	17	30,2	11	10	1,2571		
	15,4	30,1	17,5	10,2	1,0614		
	16,9	29,9	11	10,7	1,1982		
7.	17	29,7	13,3	12,5	0,9845	0,0333	0,9572
	17	29,8	13,3	12,4	0,9961		
	15	29,5	19,3	12,4	0,9148		
	15,8	29,8	16,7	12,7	0,9524		
	17	29,1	13,3	12,5	0,9380		
8.	18,3	29,6	13,2	11,4	0,9187	0,0283	0,8814
	18,3	29	13,2	11,3	0,8735		

	18,3	28,7	13,2	11,5	0,8421		
	17,9	29	13,5	11,3	0,8952		
	17,2	29,4	16,5	11,3	0,8777		
9.	17,9	29,3	11,1	9,7	1,0962	0,0708	1,0752
	17,9	29,3	11,1	9,7	1,0962		
	16,7	29,6	14,6	9,8	1,0574		
	16,3	29,4	17,5	9,6	0,9668		
	17,6	29,6	10,9	9,8	1,1594		

TAULUKKO KUVASARJOJEN LASKENNALLISISTA CNR-ARVOISTA  
(POTILAS B)

LIITE 2

Kuva- sarja	MEAN A	MEAN B	SD A	SD B	CNR	CNR Keski- hajonta	CNR Kes- kiarvo
1.	21,2	31,8	14,7	12,9	0,7681	0,0307	0,7878
	21	32,5	14,9	13,3	0,8156		
	21	32,4	14,9	12,9	0,8201		
	21,2	31,6	14,7	13,1	0,7482		
	20	32,2	18,4	12,6	0,7871		
2.	21	31,8	13	11,6	0,8780	0,0431	0,9014
	20,7	31,8	13,4	11,4	0,8952		
	21,1	32,6	12,9	11,3	0,9504		
	21	32,3	13	11,1	0,9378		
	21,1	31,5	12,9	11,7	0,8455		
3.	20,9	32,6	13,5	11,3	0,9435	0,0225	0,9212
	19,4	32,2	17,3	11,4	0,8920		
	20,5	32,4	13,9	11,4	0,9407		
	20,7	32,4	13,8	11,5	0,9249		
	20,7	32,1	13,8	11,4	0,9048		
4.	23	30,9	14	12,2	0,6031	0,0236	0,6350
	20,9	30,9	18,3	11,9	0,6623		
	22,6	30,9	14,3	12,2	0,6264		
	22,3	30,7	14,3	12,4	0,6292		
	22,6	31,2	14,3	12	0,6540		
5.	21,6	32,7	12,3	10	0,9955	0,0297	0,9480
	21,6	32	12,3	10,3	0,9204		
	22	32,6	12,1	10,1	0,9550		
	22	32,3	12,1	10,1	0,9279		
	22,2	32,6	12	10,1	0,9412		
6.	21,4	31,5	11,9	9,4	0,9484	0,0172	0,9656
	21,8	32	11,3	9,4	0,9855		
	21,4	31,7	11,9	9,2	0,9763		
	21,7	31,5	11,5	9,2	0,9469		

	21,7	31,8	11,5	9,3	0,9712		
7.	21,8	31,4	14,2	11,2	0,7559	0,0415	0,7213
	22,7	31,4	14,2	11,3	0,6824		
	22	32	14,2	11,7	0,7722		
	22	31,1	14,2	11,3	0,7137		
	22,7	31,4	14,2	11,3	0,6824		
8.	23,2	32,1	12,4	10,8	0,7672	0,0242	0,7584
	21,5	31,7	17,2	10,6	0,7338		
	23,2	32,1	12,4	10,8	0,7672		
	21,5	31,7	17,2	10,6	0,7338		
	22,9	32,1	12,5	10,8	0,7897		
9.	21,9	32,1	11,1	8,6	1,0355	0,0711	0,9889
	20,6	31,5	15,9	9,2	0,8685		
	21,9	32,1	11,1	8,6	1,0355		
	21,9	32,1	11,1	8,8	1,0251		
	22	31,6	11	8,6	0,9796		

TAULUKKO KUVASARJOJEN LASKENNALLISISTA CNR-ARVOISTA

LIITE 3

(POTILAS C)

Kuva- sarja	MEAN A	MEAN B	SD A	SD B	CNR	CNR Keski- hajonta	CNR Kes- kiarvo
1.	24,2	31,4	15,3	13,6	0,4983	0,0247	0,4909
	24,4	31,5	15,2	13,6	0,4931		
	24,2	30,8	15,3	13,6	0,4567		
		31,6		13,6			
	24,1	31,6	15,4	13,7	0,5155		
2.	24	31,2	15,2	10,7	0,5560	0,0248	0,5625
	24	31,7	15,2	10,5	0,5992		
	24,4	31,3	15	10,5	0,5412		
	24	31,3	14,9	10,5	0,5748		
	24,4	31,3	15	10,5	0,5412		
3.	24,3	31,5	14,3	11,3	0,5625	0,0136	0,5459
	24,3	31,2	14,5	11,4	0,5328		
	24,3	31,4	14,3	11,3	0,5547		
	24,3	31,4	14,5	11,4	0,5483		
	24,6	31,4	14,3	11,3	0,5313		
4.	25,7	30,9	14	11,5	0,4078	0,0123	0,4137
	25,6	30,9	14,1	11,6	0,4125		
	25,5	30,9	14,3	11,7	0,4154		
	25,5	30,7	14,3	11,7	0,4000		
	25,7	31,2	14	11,4	0,4331		
5.	25,6	31,5	12,9	10	0,5153	0,0246	0,4927

	25,6	30,9	12,9	10,2	0,4589		
	25,6	31,5	12,8	10	0,5175		
	25,6	31,2	12,9	9,9	0,4912		
	25,6	31,1	12,9	10	0,4803		
6.	24,8	31,3	12,4	9,4	0,5963	0,0205	0,6051
	24,7	31,4	12,3	9,6	0,6119		
	24,8	31,1	12,4	9,5	0,5753		
	24,7	31,6	12,3	9,6	0,6301		
	24,7	31,4	12,3	9,6	0,6119		
7.	24,8	31,4	14,2	11,2	0,5197	0,0158	0,5101
	25	31,4	14,2	11,3	0,5020		
	25,1	32	14,2	11,7	0,5328		
	24,8	31,1	14,2	11,3	0,4941		
	25	31,4	14,2	11,3	0,5020		
8.	25,6	31,1	12,1	10,2	0,4933	0,0175	0,4973
	25,6	31,1	11,9	10,1	0,5000		
	25,7	30,9	11,9	10,2	0,4706		
	25,6	31,2	12,1	10,1	0,5045		
	25,6	31,3	11,9	10,1	0,5182		
9.	25,4	31,5	11,1	8,1	0,6354	0,0182	0,6255
	25,6	31,4	11	8,1	0,6073		
	25,4	31,4	11,1	8	0,6283		
	25,5	31,3	11	8,1	0,6073		
	25,4	31,6	11,1	8	0,6492		