



Jessica Debnam ja Fanny Pennanen

Isokokoisen potilaan tietokonetomografiatutkimuksen optimointikeinoja

Kuvaileva kirjallisuuskatsaus

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Röntgenhoitaja (AMK)

Radiografia ja sädehoito

Opinnäytetyö

15.11.2023

Tekijä	Fanny Pennanen ja Jessica Debnam
Otsikko	Isokokoisen potilaan tietokonetomografiatutkimuksen optimointikeinoja
Sivumäärä	29 sivua + 2 liitettä
Aika	15.11.2023
Tutkinto	Röntgenhoitaja (AMK)
Tutkinto-ohjelma	Radiografia ja sädehoito
Ohjaajat	Lehtori Heli Patanen Lehtori Ulla Nikupaaavo
<p>Suomessa ja muualla maailmassa kasvavaksi terveyshaitaksi on todettu lihavuus ja ylipaino. Suomessa lihavuuden määrä on kasvanut kaksinkertaiseksi aikuisten keskuudessa ja kolminkertaiseksi nuorten keskuudessa. Muutos on tapahtunut viimeisten 40 vuoden aikana. Ylipaino kuormittaa Suomen terveyspalveluita entisestään. Kuvantamisen puolella ongelma tulee ilmi potilaan saamissa säteilymäärissä. Suurempi kuvattava kohde vaatii enemmän säteilyä, jotta se voi läpäistä kohteen paremmin. Tämä tarkoittaa sitä, että isokokoisimmilla potilailla sädeannokset ovat suurempia. Tähän voidaan kuitenkin saada muutosta erilaisilla optimointikeinoilla. Lähdimmekin opinnäytetyössämme pohtimaan erilaisia optimointikeinoja ja niiden vaikutusta säteilyannokseen.</p> <p>Opinnäytetyö on toteutettu kuvailevana kirjallisuuskatsauksena. Aineistoa olemme hakenneet PubMedistä, ProQuestist Centralista, MEDICI:stä, MetCat Finnasta, Science Directistä ja Google Scholarista. Aineiston rajaus on tehty asettamalla opinnäytetyöhön päässeille artikkeleille tietynlaiset rajat: artikkelit ovat kaikki enintään 10 vuotta vanhoja, ne ovat saatavilla ilmaiseksi Metropolia-tunnuksilla, artikkeli vastaa tutkimuskysymykseemme, lähde on tieteellinen artikkeli tai tieteellinen julkaisu, ja kielenä on toiminut englanti tai suomi.</p> <p>Opinnäytetyön tulokset näyttävät, että isokokoista potilasta kuvattaessa käsiarvoilla, riittävä kuvanlaatu ja alhaisempi potilasannos saavutetaan parhaiten käyttämällä 120kV. Varjoaineen käyttöä tulisi hyödyntää optimoinnissa silloin, jos kuvanlaatu on huono tai epädiagnostinen. Erilaisten rekonstruktio algoritmien ja protokollien käyttö koettiin erittäin suositeltavaksi. Parhaimmat tutkimustulokset tuotettiin käyttämällä SAFIREa ja FBP:tä. Kumpikin mainituista rekonstruktioalgoritmeista vähensivät potilasannosta huomattavasti ja paransivat kuvanlaatua. AEC-ohjelmalla, eli valotusautomaatiikalla räätälöidyt kokoon perustuvat protokollat, ovat mahdollisesti luotettavin metodi annosoptimointiin. Kuvanlaadun kannalta olisi parasta käyttää 64 detektorin kuvausta.</p>	
Avainsanat	Tietokonetomografia, optimointi, isokokoinen

Author	Fanny Pennanen and Jessica Debnam
Title	Optimizing computed tomography for overweight patients
Number of Pages	29 pages + 2 appendices
Date	15.11.2023
Degree	Bachelor of Healthcare
Degree Programme	Radiography and Radiotherapy
Instructors	Heli Patanen, Senior Lecturer Ulla Nikupaavo, Senior Lecturer
<p>Obesity and being overweight has been declared as a growing health concern in Finland and other countries. In Finland, being overweight has doubled in adults and tripled amongst young people. This change has taken place during the last 40 years. Excess weight is burdening the health care system in Finland even more. It's apparent in the diagnostic imaging department because of the radiation dose patients are getting. For the radiation to penetrate through a patient that has more mass, the dose needs to be higher. This means that the patients who are obese or overweight receive a bigger dose of radiation. This can be changed with different optimization techniques. In this thesis, we started to explore different methods of optimization and their effect on the radiation dose.</p> <p>This bachelor thesis is made as a descriptive literature review. The material used in this thesis has been searched on PubMed, ProQuest Central, MEDICI, MetCat Finna, Science Direct and Google Scholar. We have set limits for the material that was searched: they can't be published more than 10 years ago, free access with a Metropolia account, the research questions must be answered, and the material is in English or Finnish.</p> <p>The results of our thesis showed that scanning an overweight patient with manual metrics, the image quality and lower radiation dose for the patient is best achieved when using 120kV. Contrast medium should be used for optimization if the image quality is bad or undiagnostic. Using different reconstruction algorithms and protocols was found to be highly recommended. Best results using reconstruction algorithms were discovered using SAFIRE and FBP. Both of these mentioned reconstruction algorithms lowered the radiation dose significantly and improved the image quality. AEC tailored size-based protocols could be the most trustworthy method for dose optimization. Considering the image quality, it would be best to use the scan that uses 64 detectors.</p>	
Keywords	Computed tomography, optimizing, overweight

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Tietokonetomografia	2
2.1	Tietotekniikan kehittyminen	4
2.2	Tietokonetomografian optimointikeinoja	4
2.3	Jodivarjoaine	8
3	Isokokoinen potilas	10
4	Opinnäytetyön tarkoitus, tavoitteet ja tutkimuskysymykset	11
5	Opinnäytetyön toteutus	12
5.1	Kirjallisuuskatsaus	12
5.2	Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen vaiheet	13
5.2.1	Tutkimuskysymyksen muodostus	13
5.2.2	Aineiston valinta	13
5.2.3	Kuvailun rakentaminen	14
5.2.4	Tuotetun tuloksen tarkastelu	15
5.3	Tiedonhaku	15
5.4	Aineiston analyysi	17
6	Tutkimustulokset	19
6.1	Kilovolttien (kV) optimointi	19
6.2	Varjoaineen optimointi	19
6.3	Optimointi kuvausohjelmalla	20
6.4	Detektorien määrän optimointi	21
6.5	Tutkimustulosten yhteenveto	22
7	Pohdinta	23
7.1	Tulosten pohdinta	23
7.2	Eettisyys ja luotettavuus	24
7.3	Mahdolliset ongelmat seuraavaa tutkimusta varten	26
7.4	Ammatillinen kehittyminen	26
	Lähteet	27

Liitteet

Liite 1. Kirjallisuuskatsauksen aineisto

Liite 2. Aineiston analyysi ja sen pelkistäminen

1 Johdanto

Ylipaino ja lihavuus ovat kasvava terveyshaitta Suomessa ja muualla maailmalla. Suomessa lihavuus on kaksinkertaistunut aikuisten keskuudessa ja kolminkertaistunut nuorten keskuudessa viimeisen 40- vuoden aikana (Mustajoki 2022). Ylipaino lisää terveydellisiä haittoja, jotka kuormittavat meidän terveydenhuoltoamme entisestään.

Vuonna 2017 Suomessa lapsista ja nuorista, eli 2–16-vuotiasta tytöistä 18 % ja pojista 27 % on ylipainoisia. Nuorista, eli 18–29-vuotiasita aikuisista naisista 35 % ja miehistä melkein puolet, eli 47 % on ylipainoisia. Yli 30-vuotiaista aikuisista ylipainoa esiintyy 63 % naisista ja 72 % miehistä. Lihavuutta esiintyy 28 % naisista ja 26 % miehistä. Tämä on siis todella suuri ongelma meidän nykyisessä yhteiskunnassamme (THL, 2023).

Suomessa otetaan vuosittain useita miljoonia röntgentutkimuksia ja toimenpiteitä.

Vuonna 2021 Suomessa tehtiin 5,4 miljoona röntgentutkimusta ja toimenpidettä. Vuoden 2021 röntgentutkimuksista 11,4 % eli 649 119 oli tietokonetomografiatutkimuksia. Tietokonetomografiatutkimukset yleistyvät ja niitä otettiin vuonna 2021 kaksinkertainen määrä vuoteen 2011 verrattuna (Ruonola, 2022). Vaikka tietokonetomografian prosenttiosuus kaikista röntgentutkimuksista on alhainen, se kuitenkin aiheuttaa yli puolet väestön saamasta säteilystä röntgentutkimuksissa (Kortesniemi & Lantto, 2015).

Terveydenhuollossa ylipaino aiheuttaa ongelmia esimerkiksi kuvantamisessa. Mitä suurempi kuvattava kohde, sitä enemmän säteilyä tarvitaan kohteen läpäisemiseen ja näin potilaiden sädeannos kasvaa. Kävi ilmi, että tietokonetomografiatutkimuksia tehdessä sädeannos nousi jokaista painokiloa kohti 0,13 mSv/kg. BMI:n kasvaessa 5 kg/m², efektiivinen annos nousee 1,95 mSv per tutkimus, joka vastaa 95 thorax tutkimuksen annosta. Ylipainoisen ihmisen, jonka BMI on 30 kg/m² sädeannos verrattuna normaalipainoiseen, jonka BMI on 25 kg/m² on yli 20 % suurempi. Mitä suurempi BMI potilaalla on, sitä suurempi säteilyannoksen vaihtelevuus saman painoindexin omaavilla henkilöillä oli (Chan, McDermott, Buckley, Allen, Casey, O'Laoide & Torreggiani, 2012).

Ylipainon lisääntyessä ja tietokonetomografiatutkimusten yleistyessä, on tärkeä ottaa huomioon kaiken kokoiset potilasryhmät tutkimuksen optimoinnissa. Tietokonetomografia aiheuttaa paljon säteilyä ja isokokoisena tutkimuksesta saatu säteilyn määrä on tavallista suurempi. On siis tärkeää löytää kaiken kokoiselle potilaalle oikea kuvausprotokolla, jotta sädeannosta ja kuvanlaatua saadaan parannettua.

2 Tietokonetomografia

Kuvantamismodaliteettina tietokonetomografialla on historiaa 50 vuoden takaa. Tämän on mahdollistanut innovaatio ja EMI:n, eli Electrical and Music Industry:n, joka investoi kyseiseen innovaatioon. Investointi oli mahdollista the Beatlesin uskomattoman menestyksen ansiosta. Investoinnin jälkeen teknologia löysi pikkuhilaa paikkansa ja siitä tuli-kin keskeinen väline lääketieteellisen diagnosoinnin valtavrassassa, jossa se jatkaa yhä kehittymistä. Kehittymistä edistää se, että kuvanlaatua halutaan jatkuvasti parantaa ja sädeannosta pienentää (Pelc & Samei, 2020).

Tietokonetomografia, eli TT-kuvantaminen on röntgensäteitä hyödyntävää leikekuvantamista. Kuvauksen aikana röntgenputki ja sen vastakkaisella puolella oleva ilmaisim, eli kuvan muodostamiseen käytetty detektori kiertävät potilaan ympäri. Tämä pyörähdys kestää noin 0,3 sekuntia. Pyörähdyksen aikana itse kehä, jonka ympäri röntgenputki menee, ei liiku. Sen sijaan tutkimuspöytä liikuttaa potilasta tarpeen mukaan. Röntgensäteet läpäisevät kehon ja siitä tuleva säteily mitataan putkea vastapäätä olevalla putken kanssa synkronoidulla ilmaisimella, eli detektorilla. Kun säteily on läpäissyt kehon, mitataan säteilyn määrän muutos eli absorption määrä, joka rekisteröidään ja näin muodostuu poikkileikkauskuva (Nieminen, 2017).

Säteilykeila on röntgenputkessa rajattu joko kartion tai viuhkan muotoiseksi. Säteilykeilan muodon ansiosta sadat ilmaisinelementit, eli detektorissa olevat säteilylle herkät pikselit muodostavat yhden ilmaisinerivin, joka rekisteröi säteilyn intensiteetin, joiden avulla vaimenemisprofiili määritellään. Yhden pyörähdyksen aikana vaimenemisprofiileja määritellään satoja eri puolelta kuvattavaa kohdetta, kun taas ilmaisinerivejä on vierekkäin muutamia kymmeniä tai jopa satoja. Tämä tarkoittaa sitä, että yhden pyörähdyksen aikana saadaan kuvattua leveämpi alue. Alueesta voidaan saada vielä suurempi pöytää liikuttamalla. Tietokonetomografian etuna onkin se, että se tarjoaa yksityiskohtaista, spesifiä, sekä sensitiivistä tietoa suuremmastakin alueesta samanaikaisesti. Ainoana haittapuolena on tutkittavalle aiheutuva säderasitus (Nieminen, 2017).

Tietokonetomografiassa on kaksi erilaista teknologiaa: CBCT, cone beam computed tomography, eli kartiokeilatografia ja MDCT, eli multi detector computed tomography, eli monidetektoritietokonetomografia. Näiden kahden teknologian kehitys oli samaan aikaan itsenäistä, sekä samanaikaista (Pelc & Samei, 2020). MBCT tunnetaan useammin pelkästään CT:nä, eli suomeksi TT:nä.

Tietokonetomografia sisältää kaarellisia detektoreja, joissa on optimoidut moniriviset moduulit, erilaisilla puolijohde- ja tuikearkkitehtuureilla. Kaarellisilla detektoreilla on korkeampi etsivä kvanttitehokkuus, alempi elektroninen kohina, korkeampi kuvanopeus ja syvempi bittisyvyys. Leveään volumetrisen säteeseen liitetään korkea röntgensäteilyn sironta, joten sen hylkääminen ja korjaaminen on tärkeä tekijä yhtenäisyyden, kontrastin, kohinan ja artefaktan kannalta. Koska tutkimuksen aikana tulee jonkin verran hajasäteilyä, hyödyntää TT korkeasti optimoitua potilaan jälkeistä 2D kollimaattori hilaa (Pelc & Samei, 2020). Kollimaattori sijaitsee suoraan detektorien edessä, jossa se estää hajasäteilyä. Yleisimmin tunnettu kollimaattori on materiaaliltaan lyijyä, tai muuta sopivaa materiaalia, joka imee röntgensäteitä (Nuclear Fields, 2021). Tietokonetomografiassa FOV, field of view eli säteilykeilan kenttäkoko on suhteellisen iso ja tyypillisesti se välttää potilaan ja tutkimuspöydän lateraalista, eli sivuttaista katkaisua. Sen sivuttainen laajuus riittää säteilykeilan kenttäkokoan, joka on noin 50x50 cm². MDCT on tyypioitu kierteisellä hankinnalla – hienosti suunnitellulla tutkimuspöydällä, joka liikuttaa potilasta pitkittäissuunnassa kuvantamisen aikana. MDCT:lle tyypillistä on nopea gantryn eli tietokonetomografialle tyypilliseen donitsin näköisen sylinterin, johon potilas asetetaan, nopea rotaatio. Ajallinen resoluutio 18–30 ms asti sallii sykkivän sydämen visualisoinnin. Herkkyys potilaan liikeartefaktalle, eli liikkeestä johtuvalle vääristymälle, on vastaavasti alhaisempi (Pelc & Samei, 2020).

Perinteinen matemaattinen järjestelmä, jota tietokonetomografiassa käytetään, on nimeltään suodatettu takaisinprojektio. Eri suunnista määritettyjen vaimenemisprofiilien sisältämä tieto projisoidaan kuvamatriisiin. Näin saadaan kuva-alkioiden vaimenemiskertoimet ratkaistua. Ennen tätä on kuitenkin alipäästösuodatettava vaimenemisprofiilit, jotta pienitaajuinen interferenssi saadaan poistettua kuvasta. Kuvattavan kohteen mukaan valittavalla konvoluutiosuodattimella voidaan korostaa yksityiskohtia tai tuottaa pehmeämpi, vähäkohinainen kuva. Takaisinprojektio, joka on suodatettu, on herkkä kuvan kohinalle ja kuvan virheille. Kun kuva on muodostunut, siitä voi erottaa neljä eri perustiheyttä. Harmaan sävyjen vaihteluväli on kuitenkin paljon laajempi. Kudiskohtainen tiheydenvaihtelu voidaan myös osoittaa tarkasti, jota voi tehostaa vielä entisestään käyttämällä varjoainetta. Yleisimmät kuvaussuunnat ovat aksiaali-, sagittaali- ja koronaalisuunnat. (Nieminen, 2017). Kuvan muodostuminen on siis hyvin monivaiheinen prosessi, johon käytetään erilaisia suodatuksia ja matematiikkaa.

2.1 Tietotekniikan kehittyminen

Tietokoneiden suoritustekniikoiden kehittyessä on voitu alkaa hyödyntämään vaativampia menetelmiä tietokonetomografiakuvien laskennassa. Laskettua kuvaa voidaan korjata iteratiivisesti käyttämällä iteratiivisen rekonstruktion menetelmiä, eli menetelmiä, jotka toistavat rekonstruktion monta kertaa. Kuvaa korjataan niin kauan, että muodostunut kuva on yhtenevämpi ilmaisimen havaitseman vaimenemistiedon kanssa. Käyttämällä kyseistä menetelmään, saadaan kuvaan aiempaa vähemmän kohinaa, eli häiriösignaalia. Suodatetun takaisinprojektion kuvaa vastaava kohinataso voidaan saavuttaa pienemmällä säteilyaltistuksella, käyttämällä iteratiivisen menetelmän rekonstruktiota ja pienentämällä sähkömäärää. Säteilyannos voi olla jopa kymmeniä prosentteja pienempi, tutkimuksen mukaan. Nk. mallipohjaisessa iteratiivisen menetelmän rekonstruktiossa kuvalaskenta kestää pitkään, mutta kuva pystytään tuottamaan vieläkin pienemällä annoksella. Tämä on hieman rajoittava tekijä käyttökelpoisuuden näkökulmasta. Menetelmän tuottavat kuvat ovat epäherkempiä kuvavääristymille, joita mm. metalli kuvattavassa kohteessa aiheuttaa (Nieminen, 2017). Voidaan siis ajatella, että mitä enemmän teknologia kehittyy, sitä pienemmillä säteilyannoksilla tietokonetomografiatutkimuksia voidaan suorittaa.

2.2 Tietokonetomografian optimointikeinoja

Vaikka tietokonetomografia on erittäin hyvä kuvantamismenetelmä diagnostisesta näkökulmasta, on siinä omat haasteensa sen tuottaman säteilymäärän vuoksi. Onneksi säteilymäärän minimoimiseen löytyy erilaisia optimointikeinoja, eli keinoja, joilla voidaan tuottaa diagnostinen kuva käyttäen säteilyä niin vähän kuin mahdollista. Erilaisia optimointikeinoja on monta: optimaalisten parametrien ja teknologian käyttö, keskittämällä potilas tarkasti, leveämmän detektorin konfigurointi ja ei-päällekkäin menevien kulmien ja iteratiivisen menetelmän käyttäminen (Trattner, Pearson, Greagoey, ym. 3/2014, 271-278).

Matemaattisesti ajateltuna, optimointi on prosessi, jolla pyritään löytämään erilaisten toimintojen ja erilaisia rajoja sisältävien muuttujien minimi- tai maksimiarvo. Radiologiaan hyvä määritelmä optimoinnille, on maksimoida kuvantamistutkimuksen käyttö mahdollisimman monelle potilaalle. Maksimointi tapahtuu, kun potilaat saavat parhaan mahdollisen hyödyn kuvantamistutkimuksesta, ottaen huomioon kaikki hyödyt ja haitat. Jotta optimointi voi toimia parhaan mukaan, on tärkeä tietää tarkasti koko prosessi ku-

vantamistutkimuksen tilauksesta, kuvien tarkasteluun. Tietokonetomografiassa optimointi ei kuitenkaan ole pelkkää säteilyannoksen pienentämistä tai annoksen ja kuvanlaadun tasapainoa. Se on ennemminkin säteilyturvallisuuden ja diagnostisen kuvan tuottamisen tasapainottamista. Yksi hyvä tapa lähestyä optimointia, on ajatella säteilyannosta totaaliriskinä. Tässä tapauksessa, totaaliriski koostuu ”kliinisestä riski-indeksistä” ja ”säteilyriski-indeksistä”. Kliininen riski-indeksi koodittaa kuvanlaadun ja kuvaillee ei-haluttuja seurauksia potilaille, joita voi ilmaantua, mikäli tutkimusta ei tehdä tai, mikäli kuvanlaatu ei ole diagnostinen. Seuraamuksia potilaille voi ilmaantua tutkimuksen aikana myös muusta, kun säteilystä. Esimerkiksi jodivarjoaine voi tutkimuksen aikana aiheuttaa potilaalle reaktion. Säteilyriski-indeksi pitää sisällään potentiaaliset epäsuotuisat reaktiot säteilyaltistuksesta. Totaaliriski-indeksi on näiden kahden riski-indeksin yhdistelmä. Jotta optimointia voidaan alkaa rakentaa, tarvitaan tutkimuskohtaiset mitat kuvanlaadusta, jotka voivat kertoa, miten hyvin otettuja kuvia voidaan käyttää niiden diagnostiseen tarkoitukseen. Sen lisäksi tarvitaan myös säteilyannos ja johdetut indikaatiot, jotka liittyvät säteilyn potentiaaliseen haitalliseen vaikutukseen (Pelc & Samei, 2020).

Yksinkertaisimmat säteilyn mittarit tietokonetomografiassa ovat CTDI, ct dose index, eli TT annosindeksi, joka mittaa potilaan keskimäärin saamaa annosta ja DLP, dose length product, eli annoksen ja pituuden tulo. Niiden riippuvuus parametreissa on laajasti tunnettu, sillä sen on vakiintunut osana odotettua perustaa kirjaimellisesti kaikissa viuhkakeilallisissa tietokonetomografialaitteissa. Esimerkiksi mA:n, eli milliampeerien muutos sisältää lineaarisen efektin CTDI:n ja DLP:n, joka on riippuvainen kV:sta, eli kilovolteista ja pitch-arvosta, eli arvosta, joka kuvaa pöydän nopeutta suhteessa gant-ryyn. Vaikka nämä ovat hyvin käteviä, nämä laajalti-käytetyt skannerin säteilytuoton indikaatiot kuvastavat ainoastaan annosta tietyn kokoisissa lieriömäisissä fantomeissa. Ne ovat siis sinisilmäisiä potilaiden yksilöllisyydelle, eikä ota huomioon esimerkiksi potilaan ikää, kokoa, anatomiaa tai sukupuolta. Säteilytuoton indikaatiot eivät myöskään ota huomioon hajasäteilyn ominaisuuksia, eikä protokollaa. Uudempi mitta, kokospesifi annosarvio (SSDE, size-specific dose estimate), ottaa huomioon CTDI:n kokorajoitteet. Skannaustekijöiden ja CTDI:n välisen vakiintuneen suhteen, SSDE voidaan helposti johtaa käyttämällä epälineaarista koon korjaustekijää. Tämä on vielä eheämpi metrologia, ottaen huomioon sen, että tilavuus, joka potilaalla säteilylle altistuu, on annettua energiaa. Se on edustavampaa ja modaaligeneerisempää potilaalle, kun CTDI tai SSDE, se ei ota huomioon kudosten eri säteilyherkkyyttä. Kun kudosten eri säteilyherkkyys otetaan huomioon, efektiivistä annosta (E) voidaan käyttää lähestyessä optimointia. Huomattava hyöty efektiivisessä annoksessa on sen soveltuvuus koko kehon sätei-

lyrasituksessa ja sen monimuotoisuus. Se on kuitenkin sovellettavissa vain viitepotilaaseen, arvioitu käyttämällä DLP E:ksi muuntamisen tekijöitä (k tekijät), jotka ovat johdettu kokospesifiin kehorakenteeseen. Tällä tavalla CTDI:n luontaiset rajoitukset, lisätynä SSDE:n, DLP:n ja E:n jatkuisi edelleen. E yhä lisäisi kehittymistä CTDI:n ja DLP optimisointitarkoituksiin (Pelc, Samei. 2020).

Vaikka yllä olevat mittarit (CTDI, DLP & E) tarjoavat kätevästi yksiarvoisen reflektion sädeannoksesta, ne ovat kaukana todellisesta potilaalle aiheutuvasta säderasituksesta. Ideaalein mittari heijastaisi annoksen jakautumisen monimutkaisuutta, liittyisi enemmän säderasitukseen ja tarjoaisi indikaation kuvantamisturvallisuudesta viestissä intuitiivisten ja sidosryhmälle merkityksellisten sädelukujen relevanssista. Sidoryhmiä tässä tapauksessa ovat potilaat, klinikot, säätelijät ja tuottajat. Elimen annos antaa potilaskeskeisen indikaation potilaan säderasituksesta. Kuvantamistekijän ja elimen annoksen riippuvuus voidaan saavuttaa suhteuttamalla CTDI elimen annoksen muuntokertoimiin (niin sanotut h-indeksit). Nämä tekijät ovat hyvin protokollasta ja koosta riippuvaisia, mikä pitäisi ottaa huomioon. Yksi rajoittavista päätekijöistä elimen annoksessa, että optimoinnin tiimoilta yksittäinen mittari täytyy identifioida, joko riskiarvioinnin metodien kautta tai identifioimalla sädeannos yhteen elimeen rajoittavana mittarina (Pelc & Samei, 2020).

Tietokoetomografiatutkimuksen aikana säteilyä menee luonnollisesti moneen elimeen. Tämä viittaa siihen, että tarvitaan supra-elin indikaatiota, jotka sisältävät kaikkien säteilylle altistuneiden elinten annokset yhteen mittariin säderasitusta mitatessa. E, lasketuna elinten annoksesta, voi tarjota tähän hyvän keinon. Siinä kuitenkin täytyy ottaa huomioon, että se on teknisesti ottaen määritelty viitepotilaan malliin, eikä ota huomioon potilaan ikää ja sukupuolta. Tähän on yritetty löytää ratkaisua, ns. riski-indeksi, johon on lisätty iän ja sukupuolen riippuvuudet. RI, eli riski-indeksi voidaan johtaa protokollalla ja koosta riippuvalla DLP RI:ksi muuttuvilla tekijöillä. Kaikilla korvikkeilla on omat riippuvuudet ja rajoitukset. Kuitenkin riippumatta mitä mittaria käytetään, säderasituksen korvaaminen on tarpeellinen, jos haluaa lähestyä optimointia käytännöllisesti (Pelc & Samei, 2020).

Optimoinnin riippuvuus voidaan perustella toteamalla riskit ja etuuksien riippuvuus. Katetaan optimointiin pyrkiminen voi sisältää kaikki tutkimuksen tekijät, jotka vaikuttavat kuvanlaadun tasapainoon ja sädeannokseen. Tässä esimerkissä oletettiin, että kaikki parametrit, muut kuin mA ja siihen yhdistetyt asetukset (esimerkiksi kohinaindeksi GE laitteella ja mAs Siemensin laitteilla) valittiin sen optimin perusteella, joka ei liittynyt an-

nosrajoituksiin. Nämä valinnat olivat: kV asetus perustuen haluttuun kontrastiin, kaltevuuteen (pitch) ja kuvausaika perustuen tarvittuun nopeuteen ja rekonstruktio perustuen kuvan mieluisimpaan lopputulokseen. Sädeannoksen vaihtelu saatiin aikaiseksi vaihtamalla mA asetusta kuvantamisjärjestelmässä. Sädeannoksen asetukset perustuvat eri säteilymittareihin – CTDI, SSDE, efektiivinen annos ja riski-indeksi. Tietynlainen kehitys on valmiiksi yleistettävissä. Riippumatta eri potilasryhmille sovelletuista annosmittareista, kuvanlaadun ja sädeannoksen välillä on asymptoottinen suhde. Kun sädeannos lisääntyy, kuvanlaatu parantuu. Nostamalla sädeannosta jatkuvasti, parannuksen tahti hidastuu. Sädeannosten käyrät, jotka vastaavat isokokoisimmista vanhemmista potilaista, on yleensä tapana olla alhaisemmat, kun lähestytään isompia sädeannoksia. Kyseisillä käyrillä on myös tapana olla lähempänä toisiaan, kun potilaan ikä otetaan huomioon riski-indeksissä (Pelc, Samei, 2020).

Kuvaustekniikasta riippumatta, luontainen kuvanlatu huonontuu sädeannosta laske-malla. Kun tämänkaltaisia riippuvuuksia havaitaan, on tärkeää seurata niiden toiminta-pisteitä. Toimintapisteet viittaavat tutkimuksen tekijöiden täsmäarvoihin (esim. proto-kolla), joita tulisi käyttää annetun potilaan kohdalla. Tämän avulla voidaan saavuttaa spesifit tavoitteet kuvanlaatuannos jatkumolle. Toiminta pitäisikin keskittää sädeannok-sen optimointia ajatellen: sädeannoksen vähentäminen, ilma kuvanlaadun heikkene-mistä tavalla, joka vaikuttaisi kliiniseen päätöksentekoon. Tietynlainen kuvanlaadun heikkeneminen onkin perusteltua, mikäli sillä ei kliinistä vaikutusta. Se vaatii kuitenkin sen, että kuvanlaadulle on määritelty vähimmäistaso tai -alue toiminnan indikaationa. Tämä on kuitenkin kliininen toiminta, jota ei ole vielä metodisesti otettu käyttöön. Täy-den kliinisen näytön sijasta, operaation alle saatetaan valita monen kriteerin perus-teella. Yksi lähestymistapa on valita protokollat kohdennettujen diagnostisten viiteta-sojen perusteella. Parempi vaihtoehto voisi olla kohdistaa huomion johonkin erityiseen diagnostiseen laatuun tiettyjen poikkeavuuksien kohdalla. Tässä ongelmana voi olla annoksen kasvaminen isokokoempien potilaiden kohdalla. Sen lisäksi kliininen toiminta yleensä asettaa erilaiset näkyvyyskriteerit eri kokoisille potilaille. Tietokonetomografian optimointi onkin hieman monimutkaisempi aihe ja on jatkuvan tutkimuksen alla. Tällä hetkellä tietoa ei ole vielä saatavilla niin paljon, että voitaisi saavuttaa täydellinen opti-mointi. Siitä huolimatta on mahdollista tehdä järkeviä oletuksia ja sovittaa protokollat olemaan tasaisempia eri laitemallien kesken (Pelc & Samei, 2020).

Optimaalisilla parametreilla, tietokonetomografiatutkimuksessa käytettäisi 120kV tai vä-hemmän. Yleisesti näillä arvoilla voidaan saada hyvät diagnostiset kuvat ja näitä pyri-täänkin käyttämään, nimittäin lisäämällä kV:ta, säteilyannos nousee ja samaan aikaan kuvan kontrasti heikkenee varjoaineellisissa ja varjoaineettomissa tutkimuksissa.

140kV:n rutiinikäyttöä pyritään siis yleisesti välttämään. Monet vatsan alueen tutkimukset tulisikin suorittaa käyttämällä automaattista putkivirtausta, joka sopeuttaa tutkimuksessa tuotetun säteilynmäärän potilaan kokoon ja geometriaan. Käyttämällä automaattista putkivirtausta, on tärkeää keskittää potilas hyvin tarkasti, jotta automaattitekniikka voi toimia (Aronen, Niemi & Dean 2017).

2.3 Jodivarjoaine

Osassa tietokonetomografiatutkimuksissa käytetään jodipitoista varjoainetta, joka on röntgenpositiivinen eli se estää röntgensäteiden kulkua aineen läpi (Lääketieteen sanasto, 2016). Varjoaineen tarkoituksena on parantaa kuvan herkkyyttä eli sensitiivisyyttä sekä tarkkuutta eli spesifisyyttä. Jodivarjoaine on pieni molekulaarinen eli sen molekyylipaino on 1000–1500 daltonia tai vähemmän. Ne injektoidaan, eli ruiskutetaan tutkimuksen aikana laskimokanyylin välityksellä potilaan laskimoon, josta ne leviävät potilaan laskimovaltimo verenkiertoon. Varjoaine poistuu lopulta elimistöstä munuaisten välityksellä eli virtsan mukana (Aronen, Niemi & Dean, 2017).

Jodivarjoaineessa käytettävä jodi on ei-metallinen alkuaine, jonka kemiallinen merkki on I. Jodin järjestysluku on 53, joka kertoo atomin ytimessä sijaitsevien positiivisesti varautuneiden protonien määrän. Jodin atomipaino on 126,9. Jodilla on 37 tunnettua isotooppia, eli 37 erilaista atomin rakennetta, jossa ytimen neutroneiden lukumäärä vaihtelee. Ainoastaan yksi jodin isotoopeista ¹²⁷I on stabiili, eli sen ydin ei hajoa kevyemmiksi ytimiksi ajan kanssa. Yksinään jodi on toksinen aine ihmisille, joten sitä käytetään varjoaineena kemiallisena yhdisteenä. Jodivarjoaineet ovat monomeerisia tai dimeerisiä yhdisteitä eli ne sisältävät yksi tai kaksi samanlaista molekyylin osaa (Aronen, Niemi & Dean 2017).

Jodin käyttö röntgentutkimuksissa perustuu sen kykyyn vaimentaa röntgensäteilyä. Mitä enemmän jodia on kehossa ja soluissa sitä todennäköisemmin suurempi määrä säteilyä absorboituu eli imeytyy sen vaikutuksesta kudokseen. Jodin röntgenpositiivisuuden vuoksi jodipitoiset kudokset ja alueet kehossa ilmenee kuvissa vaaleampana alueena. Sen aiheuttama vaalea alue kuvissa eli röntgen vaimentuma on suoraan verrannollinen kudoksen jodipitoisuuteen ja mitä kuvausjännitettä kuvauksessa käytetään (Aronen, Niemi & Dean 2017).

Jodivarjoainetta käytetään suurimmaksi osaksi tietokonetomografiatutkimuksissa. Toinen mahdollinen kontrastiaineen käyttökohde on valtimoiden, laskimoiden ja sappitei-

den angiografiat ja mahdolliset toimenpiteet. Tietokonetomografiassa jodivaroaine ruiskutetaan nopeasti potilaan verenkiertoon. Ruiskutuksessa käytetään sille suunniteltua ruiskutuskonetta. Tietokonetomografiassa potilaaseen injesoidun jodivarjoaineen annos määräytyy potilaan painon mukaan. Jodin määrä, jota ruiskutetaan potilaaseen, on painokiloa kohti 300 mg. Jodivarjoainetta ruiskutetaan suhteessa suurimäärä muihin kuvantamisessa käytettyihin lääkkeisiin esimerkiksi 70 kg painavalle potilaalle jodivarjoaineen määrä on 100 ml. Saman potilaan sama jodimäärä 100 ml varjoainetta on reilut 20 g (Aronen, Niemi & Dean 2017).

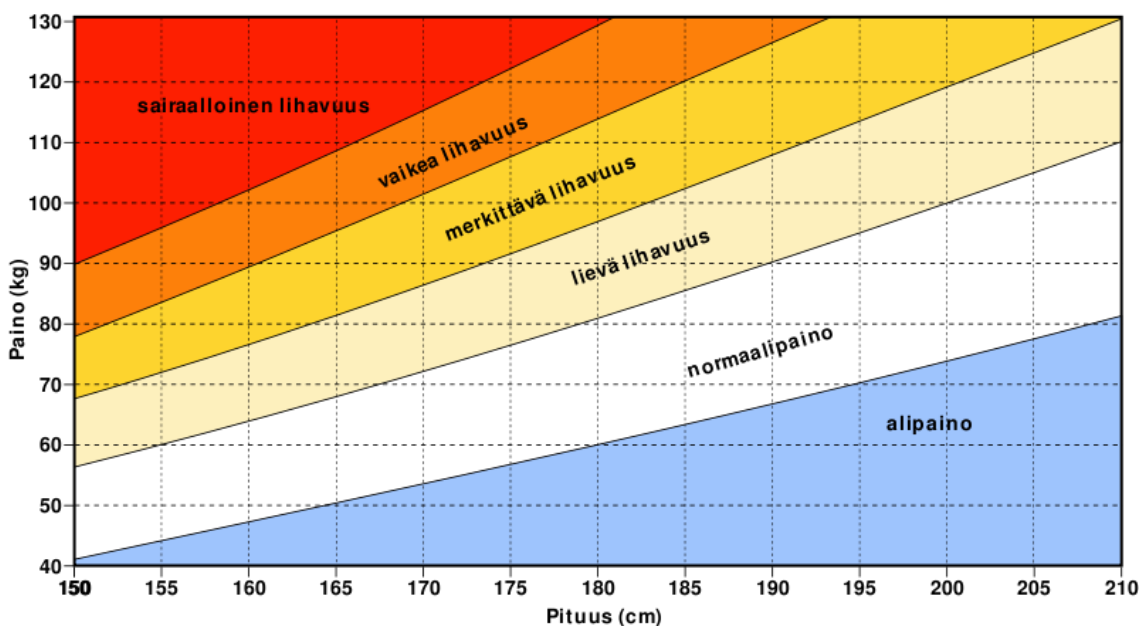
Jodivarjoaineen käyttöön liittyy muutamia riskejä ja ne tulisi aina ottaa huomioon sen laajassa ja lisääntyneessä käytössä. Kontrastiaineen yleisimmät riskitekijät mahdollinen anafylaksia sekä sen toksinen vaikutus munuaiselle (Aronen, Niemi & Dean 2017).

3 Isokokoinen potilas

Isokokoisen potilaan määrittämisessä käytämme painoindeksiä, eli BMI:tä, joka tulee englannin sanoista Body Mass Index. Painoindeksi kertoo henkilön painon suhteessa potilaan pituuteen. Painoindeksi lasketaan $\text{paino} / \text{pituus}^2$. Pituuden "neliöinti" auttaa tasoittamaan tuloksia, että tulokset soveltuvat kaikille paino ja pituus luokille. Painoindeksin yksikkö on kg/m^2 (Mustajoki, 2020).

Painoindeksin mukaan yli $25 \text{ kg}/\text{m}^2$ omaava henkilö on ylipainoinen. Painoindeksin perusteella lihavuus luokitellaan erilaisiin vaikeusasteisiin seuraavasti: lievä lihavuus $25\text{--}30 \text{ kg}/\text{m}^2$, merkittävä lihavuus $30\text{--}35 \text{ kg}/\text{m}^2$, vaikea lihavuus $35\text{--}40 \text{ kg}/\text{m}^2$ ja sairaalloyen lihavuus yli $40 \text{ kg}/\text{m}^2$ (kuva 1.). Työssämme käytämme isokokoisen potilaan määrittelmänä yli $30 \text{ kg}/\text{m}^2$ painoindeksiä eli merkittävän lihavuuden/ obeesin määrittelmää (Mustajoki, 2022).

Kuva 1. Painoindeksi asteikko pituuteen ja painoon verrattuna (Wikimedia commons, 2009)



4 Opinnäytetyön tarkoitus, tavoitteet ja tutkimuskysymykset

Opinnäytetyömme tarkoituksena on selvittää kuvailevan kirjallisuuskatsauksen avulla tietokonetomografiatutkimuksen optimointikeinoja isokokoisille potilaille kuvanlaadun ja potilasannoksen kannalta.

Opinnäytetyömme tehtävänä on vastata tutkimuskysymykseemme:

- Kuinka optimoida isokokoisen potilaan tietokonetomografiatutkimusta kuvanlaadun ja sädeannoksen kannalta?

Työmme tavoitteena on lisätä tietokonetomografiassa työskentelevien henkilöiden tietoisuutta mahdollisista optimointikeinoista isokokoisten potilaiden kuvauksissa.

5 Opinnäytetyön toteutus

5.1 Kirjallisuuskatsaus

Kirjallisuuskatsaus on yksi tutkimusmenetelmistä ja niitä voidaan tehdä monenlaisiin tarkoituksiin. Sen tärkeimpänä tehtävänä on edistää tieteen alojen teorian ymmärrystä, käsitteitä, sekä kehittää tai arvioida jo olemassa olevaa teoriaa. Kirjallisuuskatsauksen avulla muodostetaan kokonaiskuva tietyistä aihealueista ja asiakokonaisuuksista. Sen tehtävänä voi olla myös tunnistaa ristiriitaisuuksia tai ongelmia aiheeseen liittyen (Stolt, Axelin & Suhonen 2016, 7).

Kirjallisuuskatsauksen usean tarkoituksen vuoksi tarvitaan myös erilaisia tutkimusmenetelmiä. Jokaisella tutkimusmenetelmällä on oma tarkoitus, sekä niitä käytetään erityyppisten tutkimusten kartoitukseen. Kirjallisuuskatsaukset voidaan tämän vuoksi jakaa kolmeen eri päätyyppiin, jotka ovat:

- 1) Kuvaileva katsaus
- 2) Systemaattinen kirjallisuuskatsaus sekä
- 3) Määrällinen- ja laadullinen meta-analyysi

(Stolt, Axelin & Suhonen 2016, 8.)

Työssä käytämme kuvailevaa katsausta, joka on narratiivinen katsaus. Valitsimme kirjoitustavaksi kuvailevan katsauksen, koska sen elementit sopivat parhaiten meidän työhömme. Sen tarkoituksena on kuvata ja kertoa aiheeseen liittyviä viimeaikaisia, tai aikaisempia tutkimuksia. Kuvailevan katsauksen tarkoituksena on myös kuvata tutkimusten määrää, laajuutta ja syvyyttä. Tyypillisesti kuvailevassa katsauksessa tarkastellaan julkaistuja tieteellisiä tutkimuksia, sekä erityisesti keskitytään tarkastelemaan vertaisarvioituja tutkimuksia (Stolt, Axelin & Suhonen 2016, 9).

Narratiivinen, eli kuvaileva kirjallisuuskatsaus on prosessi, joka pitää sisällään tutkimuksen materiaalin hankinnan, sekä tekstinaisteiston synteessin eli loogisen kokonaisuuden yleisimmin taulukkojen muodossa. Se pitää myös sisällään analyysin jo olemassa olevien tutkimusten arvon tai kontribuution osoittamisesta (Stolt, Axelin & Suhonen 2016, 9).

5.2 Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen vaiheet

Kuvailevassa kirjallisuuskatsauksessa on neljä vaihetta. Työn ensimmäisenä vaiheena on tutkimuskysymyksen muodostaminen. Seuraavaksi työssä on vuorossa aineiston valinta. Aineiston valinnan jälkeen on vuorossa kuvailun rakentaminen, sekä viimeisenä tuotetun tuloksen tarkasteleminen. Jokaisella vaiheella on tärkeä osa kuvailevan kirjallisuuskatsauksen kirjoittamisessa, jotta rakenteesta ja sisällöstä tulee oikeanlainen (Kangasniemi ym. 2013, 294–295).

5.2.1 Tutkimuskysymyksen muodostus

Tutkimuskysymyksen muodostaminen on kirjallisuuskatsauksen ensimmäinen vaihe. Koko kirjallisuuskatsausprosessi ohjautuu tutkimuskysymyksen perusteella ja se muodostetaan tutkimusongelmasta. Kuvailevassa kirjallisuuskatsauksessa tutkimuskysymyksen asettelu on yleensä laaja, mutta se voi sisältää erilaisia rajoituksia ja se voi olla laajuudeltaan hyvin erilainen (Stolt, Axelin & Suhonen 2016, 9). Tutkimuskysymyksen muotoilu heti aluksi on erittäin tärkeää, sillä muuten artikkeleiden ja tekstin kirjoittaminen on yhdentekevää, koska ne eivät saata liittyä laisinkaan tulevaisuudessa muodostettuun kysymykseen. Tutkimuskysymyksen määrittelyssä kannattaa valita sellainen aihe, joka kiinnostaa kirjoittajia ja tutkimuskysymykseen liittyviä artikkeleita löytyy (Mannila, 2021.)

Tutkimuskysymyksen tulee olla aiheeseen nähden relevantti ja tarpeeksi fokuoitunut. Tutkimuskysymys ei saa kuitenkaan olla liian suppea, koska siihen täytyy olla mahdollista vastata kirjallisuuden perusteella. Liian laaja tutkimuskysymys luo sen ongelman, että aineistoa löytyy liikaa sitä hakiessa. Liiallisen aineiston ongelmana on se, että kaikkea aineistoa ei ole mahdollista käsitellä. Liian suppealla kysymyksellä on se ongelma, että aineistoa ei löydy ollenkaan (Stolt, Axelin & Suhonen, 2016, 24).

5.2.2 Aineiston valinta

Tutkimuskysymyksen jälkeen kirjallisuuskatsauksissa on vuorossa aineiston valinta. Aineistonvalinnassa kaikki perustuu muodostettuun tutkimuskysymykseen ja tutkimusongelmaan. Tutkimuskysymyksen perusteella lähdemme hakemaan oikeanlaisia artikkeleita, joiden sisältö käsittelee vastauksia meidän tutkimuskysymykseemme. Kaikki lukemamme aineistot on luettu kriittisesti ja peilattu niiden sisältöä tutkimuskysymykseemme (Mannila, 2021).

Aineiston valintaan meillä vaikutti muitakin tekijöitä kuin pelkästään tutkimuskysymys. Käytimme työssämme lähdekritiikkiä ja arvioimme artikkeleiden tieteellistä painoarvoa. Artikkeleiden valintaperusteena meillä oli (Taulukko 1.), että kielen täytyi olla suomi tai englanti, artikkeli ei saanut olla yli 10-vuotta vanha eli julkaisuvuosi oli ennen vuotta 2013, aineisto oli ilmainen verkkojulkaisu tai se oli saatavilla metropolia tunnuksilla sekä aineiston täytyi olla tieteellinen tutkimus tai tieteellinen artikkeli eli artikkeleiden tulee olla vertaisarvioituja. Jos artikkeli vastasi tutkimuskysymykseemme ja täytti kaikki muutkin sisäänottokriteerit, se valittiin työhömmme aineistoksi.

Kirjallisuuskatsauksemme lopulta hyväksyttiin yhteensä viisi tutkimusta (LIITE 1). Jokaisessa kirjallisuuskatsaukseen valikoituneissa artikkeleissa käsiteltiin tietokonetomografiatutkimuksesta tulevan säteily määrän ja kuvanlaadun optimointia isokokoisien potilaan kohdalla. Yhdessä tutkimuksessa on käytetty sekä kvalitatiivista, eli laadullista tutkimusta sekä kvantitatiivista, eli määrällistä tutkimusta. Muissa hyväksytyissä tutkimuksissa on käytetty kvantitatiivista, eli määrällistä tutkimusta. Tutkimuksista vanhin on julkaistu vuonna 2014 ja uusin vuonna 2023. Kaikki työhömmme valikoituneet tutkimukset on kirjoitettu englanniksi.

Taulukko 1. Tutkimusten sisäänotto ja poissulku kriteerit

Sisäänottokriteerit	Poissulkukriteerit
Kieli on suomi tai englanti	Kieli ei ole suomi tai englanti
Julkaistu vuoden 2013 jälkeen	Julkaistu ennen vuotta 2013
Vastaa tutkimuskysymykseen	Ei vastaa tutkimuskysymykseen
Aineisto on ilmainen verkkojulkaisu tai saatavilla metropolia tunnuksilla	Artikkeli on maksullinen eikä saatavilla metropolia tunnuksilla
Aineisto on tieteellinen tutkimus tai tieteellinen artikkeli	Aineisto ei ole tieteellinen tutkimus tai tieteellinen artikkeli

5.2.3 Kuvailun rakentaminen

Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen kolmantena vaiheena on kuvailun rakentaminen ja se on koko kirjallisuuskatsauksen ydin. Tähän vaiheeseen kuuluu aineiston analyysin sekä tutkimustulosten tekeminen ja kirjoittaminen. Kuvailun rakentamisen tavoitteena on vastata esitettyyn tutkimuskysymykseen valitun aineiston perusteella sitä vertailemalla, yhdistelemällä ja analysoimalla. Sen tarkoituksena on tuottaa laadullinen kuvailu

sekä uusien johtopäätöksiä tekeminen tuloksista. Kuvailun rakentamisen tarkoituksena ei ole tiivistää ja esitellä saatuja tutkimustuloksia, vaan sen tavoitteena on luoda aineistojen välistä vertailua olemassa olevan tiedon vahvuuksien ja heikkouksien analyysistä (Kangasniemi ym. 2013, 296).

5.2.4 Tuotetun tuloksen tarkastelu

Kuvailevan kirjallisuuskatsauksen viimeisenä ja päättävänä vaiheena on tuotetun tuloksen tarkastelu. Se pitää sisällään tuotetun sisällön ja menetelmän pohdinnan sekä tehdyn tutkimuksen luotettavuuden ja etiikan arvioinnin. Vaikka kirjallisuuskatsaus perustuu jo olemassa olevaan kirjallisuuteen, on silti tärkeää pohtia työssä saatuja tutkimustuloksia. Tulosten tarkasteluvaiheessa tiivistetään tutkimuksen keskeisimmät tulokset ja tarkastellaan niitä laajasti käsitteellisen, teoreettisen ja yhteiskunnallisen näkökulman kannalta (Kangasniemi ym. 2013, 297).

5.3 Tiedonhaku

Tiedonhaku suoritetaan kirjallisuuskatsauksissa systemaattisesti ja sen tarkoituksena on löytää ja tunnistaa kaikki tutkimuskysymykseen vastaavat materiaalit. Systemaattisen haun tukena käytämme manuaalista hakua, jossa haemme tietoa määriteltyjen hakusanojen ja lausekkeiden perusteella. Meidän täytyi määrittää työmme keskeiset käsitteet, joita käytimme hakusanoina artikkeleita etsiessä (Stolt, Axelin & Suhonen, 2016, 25–26). Työmme keskeisiksi käsitteiksi muodostui optimointi, obeesi tai ylipaino sekä tietokonetomografia. Hyödynsimme hakusanoja sekä suomeksi, että englanniksi hieman eri muodoissa.

Tiedonhaussa käytimme metropolia LibGuidesin kautta löytyneitä tietokantoja ja e-aineistoja kuten PubMediä, ProQuest Centralia, MEDICI:ä, MetCat Finna:a sekä ScienceDirectiä. Käytimme tiedonhaussa tukena myös Google Scholaria, joiden avulla saimme lisää tieteellisiä artikkeleita työhömmme. Teimme tiedonhaustamme taulukon (Taulukko 2), jossa käy ilmi mistä tietokannoista haimme aineistoa, millä hakusanoilla, kuinka monta osumaa hakusanoilla löytyi sekä kuinka monta artikkelia hausta valittiin työhömmme.

Taulukko 2. Tiedonhaussa käytetyt tietokannat, hakusanat, hakujen tulokset sekä hyväksytyjen artikkeleiden määrä. * merkityt hyväksytyt artikkelit ovat samoja artikkeleita mitä meille valikoitui aikaisemmissa hauissa.

Verkkosivu	Hakusanat	Haku tulokset	Kirjallisuuskatsaukseen hyväksytyt artikkelit
Google Scolar	" ct AND obese AND optimising"	21 600	2
	"ct AND overweight AND optimising"	18 900	2*
	" tietokonetomografia AND ylipaino AND optimointi"	46	0
	"tietokonetomografia AND ylipaino"	345	0
ScienceDirect	"computed tomography optimizing in obese"	10 193	1
	"ct optimizing"	307 794	0
	"ct optimising in obese"	15 585	2*
	"computed tomography optimising overweight"	2 123	1*
PubMed	"ct AND optimising AND obese" 2013-	18	0
	"ct optimisation for obese patient" 2013-	15	1
	"computed tomography AND optimizing AND obese" 2013-	165	1
ProQuest Central	"ct AND optimising AND obese" 2013-	4 477	0
	"ct AND optimizing AND obese" 2013-	4 477	0
	"computed tomography optimizing AND obese" 2013-	1 876	0
MEDIC	"TT AND optimointi AND obeesi" 2013-	0	0
	"TT AND optimointi AND ylipaino" 2013-	0	0
	"tietokonetomografia AND optimointi AND isokokoinen" 2013-	0	0
	"Tietokonetomografia AND optimointi" 2013-	7	0
	"tietokonetomografia AND ylipaino"	3	0

5.4 Aineiston analyysi

Aineiston analyysissä tarkoituksena on järjestää ja tehdä yhteenveto valittujen tutkimusten tuloksista. Analyysi pitää sisällään kolme vaihetta. Ensimmäinen vaihe on kuvata tutkimusten tärkein sisältö (LIITE 1): Kirjoittajat, julkaisuvuosi ja -maa, tutkimuksen tarkoitus, aineistonkeruumenetelmät, asetelma, otos, tutkimuksen kohdejoukko, päätulokset, vahvuudet ja heikkoudet (Stolt, Axelin & Suhonen 2016, 30).

Aineiston analyysin toisessa vaiheessa aletaan lukemaan aineistoa ja tekemään niistä merkintöjä. Merkintöjen avulla muodostetaan aineistosta luokkia, teemoja tai kategorioita. Tutkimuksen toisen vaiheen tarkoituksena on etsiä tutkimuksista, tai artikkeleista yhtäläisyyksiä ja eroavaisuuksia, ryhmitellä ja vertailla niitä ja sen seurauksena tulkita artikkeleita. Jokaista tutkimusta tulisi tässä vaiheessa lukea mahdollisimman tarkasti erityisesti tutkimustuloksien ja johtopäätöksien osalta. Artikkeleista tehtyjen merkintöjen tulisi tiivistää tutkimusten pääasiat. Vertailemalla artikkeleita ja merkintöjä muodostetaan luokat, teemat ja kategoriat (Stolt, Axelin & Suhonen, 2016, 31).

Analyysin kolmannessa vaiheessa muodostetaan vertailun ja tarkastelun tuloksena löytyneistä yhtäläisyyksistä ja eroavaisuuksista synteesi, eli looginen kokonaisuus. Analyysin viimeisessä vaiheessa yritetään yksittäisistä tutkimustuloksista muodostamaan yleisempi kuva ja tuomaan esille myös ristiriitaiset tulokset. Tässä vaiheessa synteessin havainnollistamiseksi voidaan tehdä tuloksista erilaisia taulukoita ja kaavioita (Stolt, Axelin & Suhonen, 2016, 31).

Aloitimme kirjallisuuskatsaukseen hyväksytyyn aineiston analyysin niitä silmäilemällä. Silmäilyn jälkeen syvennyimme tarkemmin tutkimuksiin. Keskityimme erityisen tarkasti tutkimuksen tuloksiin ja tutkimustulosten pohdintaan niitä lukiessa. Teimme aineistoa lukiessa muistiinpanoja tutkimustuloksista. Näiden avulla aloimme analysoimaan artikkeleiden tuloksia. Analysoimme aineiston tekemällä siitä taulukon (Taulukko 3) (LIITE 2), joka sisälsi tutkimustulosten alkuperäiset ilmaukset, alkuperäisen ilmauksen suomennoksen, pelkistetyt ilmaukset, alaluokat, yläluokat ja yhteisen tekijän.

Analyysi taulukon ensimmäisenä vaiheena oli etsiä kaikki tutkimustulokset ja niiden ilmaisut artikkeleista. Kokosimme tutkimustulokset luokittain, jotka olivat kV optimointi, varjoaineen optimointi, optimointi kuvausohjelmalla sekä detektorien määrä. Näin saimme selville, kuinka paljon mitäkin aihealueen optimointi keinoja saimme kaikista tutkimuksista. Aloitimme tämän jälkeen suomentamaan ilmauksia. Suomennoksen jälkeen pelkistimme alkuperäisen ilmauksen helpommin luettavaan ja ymmärrettävään

muotoon. Lopulta teimme tutkimustulostemme perusteella alaluokat, jotka olivat kV vaikutus optimointiin, varjoaineen vaikutus kuvanlaatuun, sädeannoksen optimointi kuvausohjelmalla, kuvanlaadun optimointi kuvausohjelmalla sekä detektorien määrän vaikutus kuvanlaatuun.

Taulukko 3. Esimerkki aineiston analyysistä ja tutkimustulosten pelkistämisestä

Alkuperäinen ilmaus	Alkuperäisen ilmauksen suomennos	Pelkistetty ilmaus	Alaluokka	Yläluokka	Yhdistävä tekijä
"image quality is correct from 120kV in spontaneous contrast with multidetector CT scan".	Kuvanlaatu on oikeanlainen 120 kV:lla, käyttäen spontaania varjoainetta monidetektorisella TT kuvauksella.	120 kV + spontaani varjoaine + monidetektorikuvaus = hyvä kuvanlaatu.	kV vaikutus optimointiin	kV optimointi	Isokokaisen potilaan tietokonetomografian optimointi
"AP CT scans image sharpness in patients with high obesity is interpretable and correct in 71.4 % from 120kV".	AP TT kuvauksessa kuvan tarkkuus korkean ylipainon omaavilla potilailla oli luettavissa ja oikeanlainen 71.4 % 120 kV:sta lähtien.	AP TT kuvauksen kuvanlaatu on oikea 71,4% 120 kV:sta lähtien.			

6 Tutkimustulokset

Kirjallisuuskatsauksemme analyysin tulokset (LIITE 2) pystyttiin jakamaan neljään yläluokkaan, jotka vaikuttivat isokokaisen potilaan kuvanlaadun ja sädeannoksen optimointiin tietokonetomografiatutkimuksissa. Neljä yläluokkaa tutkimustuloksissamme olivat kV optimointi, varjoaineen optimointi, optimointi kuvausohjelmalla, jonka pystyi jakamaan kahteen alaluokkaan, sekä detektorien määrä.

6.1 Kilovolttien (kV) optimointi

Ensimmäinen isokokaisen potilaan TT kuvauksen vaikuttava optimointikeino oli kuvauksen kilovoltit. Artikkeleista löytyi neljä kilovolttien optimointiin liittyvää tulosta. Kaikki tulokset tulivat yhdestä tutkimuksesta. Kilovoltit olivat kaikista optimaalisimmat isokokaisen potilaan kuvauksessa 120 kV kohdalla. 71,4 % kuvista korkean ylipainon eli yli 40 kg/m² BMI omaavilla potilailla oli luettavissa ja hyvälaatuisia 120 kilovolttia käyttäessä. tutkimuksessa selvisi myös se, että pudottamalla 140 kV:sta 120 kilovolttiin potilaiden sädeannos väheni 40 %, kuitenkin hyvän ja luettavissa olevan kuvanlaadun säilyttäen. Selvisi myös, että jos potilaalla on ≥ 4 cm ihonalaista rasvaa sekä ≥ 3 cm vatsansisäistä rasvaa, kuvanlaatu ei ollut luettavissa tai riittävä edes 140 kV:lla. Tutkimuksessa siis selvisi, että kaikista optimaalisin kV isokokoisille potilaille olisi siis 120 kV:ta kuvanlaadun ja potilasannoksen puolesta (Cuccioli, Karila-Cohen, El Sanharavi, Arapis, Marmuse & Schouman-Claeys, 2014).

6.2 Varjoaineen optimointi

Toisena isokokaisen potilaan tietokonetomografia tutkimuksen kuvanlaatuun vaikuttavana optimointi keinona oli jodivarjoaine. Tutkimuksista löysimme kolme tulosta, jossa jodivarjoaineen ruiskutus paransi kuvanlaatua. Kaikki tutkimustulokset saimme yhdestä tieteellisestä tutkimuksesta. Tutkimuksessa selvisi, että henkilöillä, joilla on ≥ 3 cm ihonalaista rasvaa ja kuvaus suoritetaan 140 kilovoltilla kuvauksessa tulisi käyttää varjoainetta kuvanlaatua parantaakseen. Selvisi myös, että huonolaatuisissa kuvissa kuvan tarkkuus parantui 70 % tapauksista. On siis suositeltavaa käyttää varjoainetta, jos kuvanlaatu on huono, eikä sitä pystytä lukemaan kunnolla. Tutkimustuloksissa selvisi, että 157 potilasta hyötyi tietokonetomografiatutkimuksesta, käytettiin siinä varjoainetta tai ei. Kuvanlaatu siis yleisesti paranee ja tulee tarkemmaksi varjoainetta käyttäessä, jos kuvanlaatu on entuudestaan huono isokokaisen potilaan tietokonetomografiatutkimuksessa (Cuccioli, ym. 2014).

6.3 Optimointi kuvausohjelmalla

Kolmantena isokokoisien potilaan tietokonetomografiatutkimuksen optimointi keinona on kuvausohjelmat. Kuvausohjelmalla optimointi oli huomattavasti suurin yläluokka tutkimustuloksista. Niiden optimointia tutkittiin neljässä tieteellisessä tutkimuksessa tai artikkelissa. Tutkimuksista selvisi yhteensä kymmenen kuvausohjelmalla optimointiin vaikuttavaa tekijää. Optimoinnin kuvausohjelmilla pystyi jakamaan kahteen alaluokkaa, jotka olivat sädeannoksen optimointi- sekä kuvanlaadun optimointi kuvausohjelmilla. Kuvanlaadun optimointiin löytyi useampi tulos, kuin sädeannoksen optimointiin.

Sädeannoksen optimointiin kuvausohjelmilla löytyi neljä erillistä tulosta, jotka on kerätty kahdesta eri artikkelista. Ensimmäisessä tutkimuksessa selvisi, että potilaiden sädeannoksia saatiin vähennettyä erilaisilla rekonstruktio algoritmeilla eli kuvanmuodostus ohjelmilla ja protokollilla eli kuvausohjelmilla. Yhdessä tutkimuksessa tutkittiin SAFIRE ohjelmalla kuvausta isokokoisilla potilailla. SAFIRE on rekonstruktio algoritmi, jotka käytetään apuna paremman kuvan muodostuksessa. Sen käytöstä selvisi, että isokokoisien potilaiden sädeannos putosi jopa 60 % käyttämällä 100 kV ja SAFIRE:a tehokkuudella 3. Samassa tutkimuksessa selvisi myös, että toinen rekonstruktio algoritmi FBP vähensi myös potilasannosta 30 % käyttäen 120 kV ja 190 mAs:ia. SAFIRE ohjelmalla myös DLP eli dose length product, joka kuvaa TT putkesta lähtevää säteilynmäärää saatiin vähennettyä 42 % verrattuna tavanomaiseen FBP rekonstruktio algoritmiin, jossa käytettiin kaikista optimaalisimpia parametrejä ja kuvausarvoja. Tutkimuksessa siis selvisi, että isokokoisien potilaan sädeannosta voidaan vähentää erilaisilla rekonstruktio algoritmeilla, kuten FBP:llä ja SAFIRE:lla jopa 30–60% ilman, että se vaikuttaa negatiivisesti kuvanlaatuun. SAFIRE ohjelmalla pystyttiin suorittamaan TT kuvauksia myös matalammalla kV ja mAs arvolla (Qurashi, Rainford, Ajlan, Khashoggi, Ashkar, Al-Raddadi, Al-Ghamdi, Al-Thobaiti & Foley, 2018). Toisessa tieteellisessä artikkelissa luotiin uusia protokollia kaiken kokoisille potilaille valotusautomaatiikan ja FFDE eli koko koh- taisen sädeannoksen perusteella. Tehtyjen protokollien avulla päästiin kaiken kokoisilla potilailla optimaaliseen sädeannokseen ja kuvan laatuun käyttämällä. Isokokoisilla oli suuri heitto protokollan eri vahvuuksien kanssa ja kaikista paras vahvuus isokokoiselle oli kaikista heikoin eli erittäin heikko asetus tehdyssä CareDOSE4D kuvausohjelmassa (MacDougall, Kleinman & Callahan, 2016). Erilaisten protokollien ja rekonstruktio algoritmien käyttäminen on siis suotavaa nykypäivänä, koska ne vaikuttavat vähentävästi potilaan sädeannokseen säilyttäen hyvän ja diagnostisen kuvanlaadun.

Aineiston analyysissä kuvanlaadun optimoinnista kuvausohjelmalla löytyi yhteensä tuloksia kolmesta eri tutkimuksesta. Kolme tutkimustulosta vaikutti positiivisesti kuvan kohinaan. Kohinaa paransi tutkimuksissa kolme eri rekonstruktio algoritmia, jotka olivat SAFIRE, AMIRE ja FBP. SAFIREN voimakkuus tasolla 5 huomattiin selkeää kuvanlaadun parantumisen ja erityisesti kohina väheni huomattavasti kuvissa arvolla (Qurashi & ym. 2018). AMIRE algoritmin tasolla 5 ja puolikkaalla voimakkuudella voitiin huomata isokokoista simuloivalla fantomeilla 73 % ja obeesia simuloivalla fantomilla 90,72 % väheneminen kohinan suhteen. Tämän tuloksena kuvanlaatu terävöityi ja parantui huomattavasti. AMIRE ohjelmalla huomattiin myös se, vaikka potilas annos putoaisi 0,1–0,28 mGy kuvanlaatu pysyy kuitenkin ennallaan sekä diagnostisena. FBP algoritmeja verratessa toisiinsa huomattiin, että asetuksella 1 ja 2 kuvan kohinan määrä oli huomattavasti pienempi, kuin asetuksella neljä ja viisi. FBP algoritmissa kannattaa siis käyttää pienempää asetusta kuvanlaadun kohinan puolesta (Martini, Barth, Higashigaito, Baumüller, Alkadhi & Frauenfelde, 2017). Yhdessä tutkimuksessa selvisi, että potilaan koosta riippuvat parametrit nostivat DLP arvoa, mutta ne eivät vaikuttaneet negatiivisesti kuvan diagnostisuutta ja sen laatua. Automaattista putkivirtaa käyttämällä BMI vaikutti potilasannokseen sitä nostamalla, mutta kuvanlaatu pysyi oikeanlaisena putkivirralla kuvattaessa (Sebelego, Acho, van der Merwe & Rae, 2023). Kuvausohjelmista ja rekonstruktio algoritmeista AMIRE ja SAFIRE vaikuttivat kuvanlaatuun sitä parantaen.

6.4 Detektorien määrän optimointi

Neljäntenä ja viimeisenä tutkimuksen yläluokkana oli detektorien määrän vaikutuksesta optimointiin isokokoisella potilaalla tietokonetomografiassa. Kyseiseen kategoriaan löytyi kaksi tutkimustulostatulosta. Kumpikin tuloksista oli samasta tieteellisestä tutkimuksesta, ja ne käsittelivät kuvanlaadun tarkentamista detektorien määrällä. Tutkimuksessa selvisi, että kuvanlaadun parantamisen kannalta kannattaa mieluummin käyttää 120 kV:n kuvauksessa 64 detektorin kuvausta, kuin 16 detektorin. Selvisi myös, että yli 40 kg/m² BMI omaavilla, joilla on ihonalaista rasvaa ≥ 4 cm sekä vatsansisäistä rasvaa ≥ 3 cm pystyi saavuttamaan riittävän hyvän kuvanlaadun TT kuvauksessa 140 kV:lla ja 16 detektorin kuvauksella tai 120 kV:lla ja 64 detektorin kuvauksella (Cuccioli, ym. 2014).

6.5 Tutkimustulosten yhteenveto

Tutkimustuloksista selvisi muutamia todella oleellisia seikkoja isokokoisien potilaiden optimointiin. Tutkimusten mukaan kaikista optimaalisin kilovolttien määrä isokokoisien potilaiden kuvantamiseen oli 120 kV kuvanlaadun ja potilasannoksen kannalta. Kaikista optimaalisinta olisi käyttää myös kuvauksessa 64 detektorin kuvausta mahdollisimman tarkkan kuvanlaadun saamiseksi. Varjoainetta tulisi käyttää kuvanlaatua parantavassa tarkoituksessa, jos kuvanlaatu on epädiagnostinen ja huonolaatuinen. Kuvanlaatua pystyisi parantamaan varjoaineella epädiagnostisissa natiivi tietokonetomografia kuvissa niin, että niiden kuvanlaadusta tuli diagnostinen (Cuccioli, ym. 2014).

Rekonstruktio algoritmien ja protokolien käyttö kuvauksissa on erittäin suotavaa. Tutkimuksessamme selvisi, että potilaiden sädeannos vähentyi ja kuvanlaatu parantui käyttämällä erilaisia protokollia ja rekonstruktio algoritmeja. Erityisesti kohinan määrä vähentyi ja kuvanlaatu tarkentui erilaisia ohjelmia käyttäessä. Niiden ominaisuuksia on vaikea vertailla toisiinsa, koska jokainen protokolla ja algoritmi on tehty eri tavalla. Erilaiset protokolat ja algoritmit ovatkin todennäköisesti kaikista paras tapa optimoida isokokoisien potilaiden kuvausta. Tutkimusten mukaan, erilaiset protokolat, jotka käyttävät valotusautomaatiikkaa, voivat olla jopa kaikista luotettavin optimointikeino tietokonetomografiaan (Qurashi, ym. 2018) (Sebelego, ym. 2023) (Martini, ym. 2017) (MacDougall, ym. 2016).

7 Pohdinta

7.1 Tulosten pohdinta

Saimme tutkimustuloksista sellaiset isokokoisien potilaan tietokonetomografian optimointi tulokset, joita olemme ennen tutkimuksen aloittamista saavanne. Saimme tuloksia kuvausarvoihin, varjoaineeseen, detektoreihin ja kuvausohjelmiin liittyen. Olemme kuvausohjelmien ja erilaisten ohjelmien olevan suurimmassa osuudessa tutkimuksessa ja niin kävikin.

Suurimmaksi ryhmäksi työssämme muodostui ehdottomasti kuvausohjelmalla, tai rekonstruktio algoritmilla tehtävät kuvaukset. Aihe on nykypäiväinen ja kuvauksia automatisoidaan entisestään. Tutkimustuloksia pohtiessa aloimme kuitenkin miettimään, jos kaiken automatisoi ja tulee tilanne, että algoritmi lakkaa esimerkiksi toimimasta, osaako hoitajat huomata mahdollisia virheitä, vaikka sädeannoksen ja kuvausarvojen puolesta. Tutkimustuloksissa tuli ilmi myös todella monta eri protokollaa tai rekonstruktio algoritmia, joten mistä tiedämme mikä näistä on parhain, sekä mitä eroja niillä on isokokoisien potilaan kuvantamisessa. Jokaisessa tutkimuksessa on käsitelty yleensä aina vain yhtä tai maksimissaan kahta ohjelmaa. Tämä vaikeutti tutkimustulosten vertailua keskenään. Jokainen kuvausohjelma ja algoritmi on toiminnaltaan erilainen, joten niistä tuloksia oli myös todella vaikea vertailla keskenään.

Tutkimustuloksia pohtiessa mietimme, saimmeko tarpeeksi laajan ja siltä osin luotettavan otannan työhömmme. Löysimme todella paljon mahdollisesti hyviä artikkeleita työhömmme, mutta suurin osa oli maksullisia, emmekä pystyneet käyttämään niitä. Suurin osa artikkeleistamme käsitteli kuvausalgoritmeja ja protokollia, joten saimme muiden osa-alueiden puolesta todella suppeat tulokset. Suppeiden tulosten puolesta emme voineet vertailla kuvausarvoja, varjoainetta tai detektorien määrää muiden tutkimusten tuloksiin, koska kaikki muut tutkimukset tutkivat kuvausohjelmia. Saimme siis vain yhden artikkelin näkökulman ja tulokset edellä mainittuihin aihealueisiin.

Tutkimustuloksia ja artikkeleita pohtiessa mietimme, kuinka relevantteja esimerkiksi vuoden 2014 tutkimuksen tulokset enää nykypäivänä on. Kyseisen artikkelin tutkimus otanta oli myös kerätty vuosilta 2005–2013, mutta koska artikkeli oli julkaistu vuonna

2014 se täytti meidän kaikki artikkelin valinta kriteerit. Pohdimme, kuinka paljon tietokonetomografian tekniikka on päässyt muuttumaan kymmenen tai jopa kahdenkymmenen vuoden sisällä. Suurin osa tämän artikkelin tuloksista liittyi kuvausarvojen, varjoaineen sekä detektorien käytön optimointiin. Toisaalta tällaiset asiat eivät muutu vuosien varrella huomattavasti, mutta jos kyse olisi ollut kuvaus protokolasta tutkimus tulokset saattaisivat olla epärelevantit.

7.2 Eettisyys ja luotettavuus

Tutkimusetiikan eurooppalaista ohjeistusta mukaillen, hyvät tieteelliset menettelytavat voidaan liittää kahdeksaan tieteellisten toiminnan alueeseen: toimintaympäristö, koulutus, ohjaus ja numerointi, tieteellisen työn tekeminen, eettisyys ja ennakointi, tutkimusaineiston käsittely ja hallinta, yhteistyö, tekijyys, julkaiseminen ja viestintä, sekä asiantuntija- ja arviointitehtävät. Seuraavaksi, kuvataan hyviä tieteellisiä menettelytapoja edellä mainittujen tieteellisten toimintojen alueilla. Toimintaympäristössä on tärkeä varmistaa, että hyvän tieteellisen käytännön ohje on tunnettu ja helposti saatavilla. Osoitetaan asianmukainen toimintatapa ja se, että toiminnasta kertyvän aineiston käsittelemiseen ja hallinnoimiseen vastuullisesti ja jäljitettävästi on hyvät työkalut. On tärkeää sisällyttää hyvän tieteellisen käytännön opetusta korkeakoulujen opintoihin. Pidetään huolta siitä, että organisaatiossa työskentelevillä on mahdollisuus hyvän tieteellisen käytännön koulutukseen. Organisaatioon on myös nimettävä tutkimusetiikan tukihenkilö/-henkilöt ja huolehditaan kyseisen tehtävän riittävästä resursoinnista. Tieteellisen työn tekemisessä on tärkeä, että se on suunniteltu, toteutettu ja dokumentoitu huolellisesti ja mahdollisuuksien mukaan avoimen tieteen periaatteita noudattaen. Tutkimuksessa on myös otettava huomioon aiempi tutkimustieto. Hyvässä eettisessä tutkimuksessa on huolehdittu tieteelliseen toimintaan tarvittavista luvista, suostumuksista, sekä eettisestä ennakoarvioinnista. Eettinen ennakoarviointi tulisi suorittaa ennen tutkimusaineiston keruuta. Muiden työtä tulee tiedeyhteisössä kunnioittaa, joka tarkoittaa muiden saavutuksille kuuluvan arvon antaminen ja viittaaminen asianmukaisella tavalla (Keiski, Hämäläinen, Karhunen ym. 2023).

Edellä mainitut asiat ovat toteutuneet työssämme hyvin. HTK-ohje on ollut helposti saatavilla netin kautta ja opetukseemme on sisältynyt tutkimus- ja kehitystyön kurssi, jossa saimme tarvittavaa koulutusta noudattaaksemme hyvän tieteellisen käytännön ohjeita ja muita hyödyllisiä asioita eri tutkimusmenetelmistä. Opetuksen kautta on varmistettu myös, että HTK-ohje on kaikilla osallistuneilla tiedossa. Kiinnittämällä huomiota edellä mainittuihin asioihin, olemme voineet huolehtia asianmukaisesta dokumentoinnista, tutustumalla aiempiin opinnäytetöihin, ohjeisiin, sekä käymällä opettajien ohjauksessa.

Ennen opinnäytetyötä olemme myös laatineet suunnitelman, jonka pohjalta kirjallisuuskatsausta on alettu kirjoittamaan. Koska kyseessä on kuvaileva kirjallisuuskatsaus, meidän ei ole tarvinnut huolehtia erillisistä luvista, suostumuksista, eikä eettisestä ennakkoarvioinnista, sillä olemme keränneet materiaalin jo tehtyjen tutkimusten perusteella. Muiden työtä kunnioittaen, olemme tehneet viitemerkinnät ja lähdemerkinnät asianmukaisesti.

Mikäli toimii hyvän tieteellisen käytännön vastaisesti, rikkoo se hyvän tieteellisen käytännön perusteita, jonka lisäksi se myös vahingoittaa tieteellisen toiminnan laatua, teki- jyyttä tai yhteistyötä. Toiminta voi olla sen lisäksi lainvastaista, jolloin asiaa käsitellään HTK-prosessin lisäksi erillisissä viranomaismenettelyissä tai oikeusprosessissa. Suomessa HTK:n vastainen toiminta voidaan jakaa kahteen eri muotoon: vilppi tieteel- lissä toiminnassa ja piittaamattomuus hyvästä tieteellisestä käytännöstä. Vilppi tieteel- lisessä toiminnassa on tutkitun tiedon vääristämistä ja tiede- ja tutkimusyhteisön, pää- töksentekijöiden tai yleisön harhauttamista. Vilppi voidaan luokitella kolmeen alaluok- kaan: sepittäminen, vääristely ja plagiointi. Sepittäminen on havaintojen, tulosten tai ai- neistojen esittämistä. Esimerkiksi raportissa kuvatun tavan tai menetelmän sivuutta- mista. Vääristely on perusteetonta tutkimustiedon muuntelua. Tämä voi olla esimerkiksi alkuperäisten havaintojen muokkaamista tai esittämistä tavalla, jolla havaintoihin pe- rustuva tulos vääristyy. Johtopäätöksen kannalta olennaisten tulosten tai tietojen esittä- mättä jättäminen on myös vääristelyä (Keiski, Hämäläinen, Karhunen ym. 2023).

Kirjallisuuskatsausta tehdessämme, haasteena on ollut englanninkielisten lähteiden tu- losten suomentaminen ja niiden tiivistäminen. Tämä olemme kokeneet haasteellisena, vaikka toisella meistä on toisena äidinkielenä englanti ja toisella erittäin vahva englan- nin kielen taito. Siinä on voinut tahtomatta tapahtua pientä muutosta kääntäessä. Meitä on ollut kaksi tekijää, joten molemmat saattavat kääntää ja tiivistää tulokset hieman eri tavalla, riippuen tulkinnasta. Tätä olemme pyrkineet estämään tarkistamalla kaikki läpi moneen kertaan molempien toimesta. Haasteista huolimatta, olemme kuitenkin koke- neet, että englanninkielisten lähteiden käyttäminen on luotettavaa ja kannattavaa. Sen avulla olemme voineet löytää monipuolisesti tieteellisiä artikkeleita.

Plagiointi, eli luvaton lainaaminen tarkoittaa toisen tekemän työn tai tutkimustietojen käyttämistä luvatta tai siihen viittaamatta. Tämä loukkaa alkuperäisten tekijöiden oi- keuksia omaan tieteelliseen työhönsä. Toisen henkilön tekstin tai sen osan, tutkimus- suunnitelman, käsikirjoituksen, artikkelin, tutkimustuloksen, -aineiston, -idean, -havain- tojen tai ohjelmakoodin, käännöksen, kaavion, kuvan tai muun kuvallisen ilmaisun esit-

täminen tai käyttäminen omilla nimillä viittaamatta tähän asianmukaisesti, on plagiointia (Keiski, Hämäläinen, Karhunen ym. 2023). Kirjoittamassamme kirjallisuuskatsauksessa plagiointiin ehkäisy varmistetaan käyttämällä opinnäytetyö turnit -nimisessä palvelussa ennen työn palautusta.

7.3 Mahdolliset ongelmat seuraavaa tutkimusta varten

Työssämme ilmeni mielestämme yksi jatkotutkimus mahdollisuus. Työmme tuloksena oli useita erilaisia kuvausprotokolia ja rekonstruktio algoritmeja, mutta emme tiedä mikä niistä on paras isokokoisien potilaiden kuvaukseen. Protokolia ja algoritmeja voisi tutkia ja selvittää niistä parhaimman ohjelman isokokoisien potilaiden kuvantamiseen.

7.4 Ammatillinen kehittyminen

Opinnäytetyön parissa pääsimme tutustumaan syvemmin tietokonetomografian tekniseen puoleen, mikä on ennen kuvailevan kirjallisuuskatsauksen kirjoittamista jäänyt hieman hämärään. Se on myös samalla avartanut silmät sille, että säteilynkäyttöä tosiaankin olisi hyvä miettiä vielä tarkemmin potilaskohtaisesti, jotta jokainen saa säteilyä niin vähän kuin mahdollista. Tietokonetomografian teknisen puolen tuntiessa, on helpompaa ja nopeampaa toimia, sillä erilaiset parametrit ovat tuttuja ja tietää, mitä ohjelmaan pitää lisätä, mikäli lääkäri pyytää jonkin lisätutkimuksen. Potilaan kannalta on myös tärkeää, että tunnetta laitteiston, jotta optimointi voi sujua mahdollisimman hyvin.

Opinnäytetyö on tehty parityönä. Opinnäytetyön tekeminen alkoi tammikuussa 2023 suunnitelman teolla ja jatkui syksyllä 2023 varsinaisen työn toteutuksella. Työ on siis ollut pitkä prosessi, jonka vuoksi parityöskentelyä on tullut pidemmälle aikavälille. Työ on opettanut paljon kommunikaatiosta ja sen tärkeydestä parin kanssa. Aluksi emme uskaltaneet kommentoida toisen kirjoituksia tai työn aiheuttamia ärsytyksen kohteita toisillemme. Ajan myötä meistä on tullut myös avoimempia ja luottavaisempia toistemme taitoihin liittyen. Opinnäytetyö on myös opettanut keskustelemaan mahdollisista parannuksen kohteista työssä rakentavalla palautteella. Pitkä yhdessä työskentely on parantanut vuorovaikutusta taitojen ja työtehtävien suhteen.

Opinnäytetyön tekeminen on haastanut meitä, sillä olemme päässeet lukemaan paljon englannin kielisiä tieteellisiä artikkeleita, joita on pitänyt ymmärtää, tulkita ja käänntää. Opimme prosessin aikana erittäin paljon uutta sanastoa, vaikka molempien englannin kielen taito on erittäin hyvä. Molempien ammatillinen sanasto on saanut paljon täytettä opinnäytetyötä tehdessä.

Lähteet

Anti-Scatter X-Ray Collimators. Nuclear Fields, 2021. <<https://www.nuclear-fields.com/anti-scatter-xray-collimators.htm>>. Viitattu 10.11.2023

Aronen, Hannu & Niemi, Pekka & Dean, Peter. 2017. Kuvantamisessa käytettävät kontrastiaineet. Kliininen radiologia. Oppiportti. <<https://www.oppiportti.fi/op/krd01501/do>>. Viitattu 28.9.2023

Bell, Daniel 2020. Radiopaedia. Dixel. <<https://radiopaedia.org/articles/dixel>>. Viitattu 22.10.2023

Chan, Victoria & McDermott, Shaunag & Buckley, Orla & Allen, Sonya & Casey, Michael & O'Laoide, Risteard & Torreggiani, William. 2012. The Relationship Of Body Mass Index And Abdominal Fat on the Radiation Dose Received During Routine Computed Tomographic Imaging of the Abdomen and Pelvis. Canadian Association of Radiologists Journal. <<https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S084653711100060X?token=EF14D6763D3BDB2403C333020799DF98799DC4E2D9067DEBB316FB96875FEBF770ECF2FFA502A6F5CA889E691933C04D&originRegion=eu-west-1&originCreation=20230226192356>>. Viitattu 20.10.2023

Cuccioli, F & Karila-Cohen, P & El Sanharavi, I & Arapis, K & Marmuse, J-P & Schouman-Claeys, E. 2014. Optimisation of abdominal CT parameters in obese population BMI >40. European society of radiology. Ranska. <<https://epos.myesr.org/poster/esr/ecr2014/C-1603>>. Viitattu 1.11.2023

Kangasniemi, Mari & Utriainen, Kati & Ahonen, Sanna-Mari & Pietilä, Anna-Maija & Jääskeläinen Petri & Liikanen Eeva 2013. Kuvaileva kirjallisuuskatsaus: eteneminen tutkimuskysymyksestä jäsennettyyn tietoon. Hoitotiede 25 (4).

Keiski, Riitta & Hämäläinen, Kari & Karhunen, Matti & Löfström, Erika & Näreaho, Susanna & Varantola, Krista & Spoo, Sanna-Kaisa & Tarkiainen, Terhi & Kaila, Eero & Aittasalo, Minna 2023. Hyvä tieteellinen käytäntö ja sen loukkausepäilyjen käsitteleminen Suomessa. <https://tenk.fi/sites/default/files/2023-03/HTK-ohje_2023.pdf>. Viitattu 6.11.2023

Komppo, Tuomo & Korpela, Helinä 2000. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. <<https://www.duodecimlehti.fi/duo91424> >. Viitattu 24.10.2023.

Kortesniemi, Mika & Lantto, Eila. 2015. Tietokonetomografioiden optimointi. Lääketieteellinen aikakauskirja Duodecim. <<https://www.duodecimlehti.fi/duo12009>>. Viitattu 11.11.2023

Lääketieteen sanasto. 2016. Röntgenpositiivinen. Terveyskirjasto. <<https://www.terveyskirjasto.fi/ltt02998>>. Viitattu 28.9.2023

MacDougall, Robert & Kleinman, Patricia & Callahan, Michael. 2016. Size-based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography. American Association of Physicists In Medicine. Yhdysvallat. <Size-based protocol optimization using automatic tube current modulation and automatic kV selection in computed tomography - MacDougall - 2016 - Journal of Applied Clinical Medical Physics - Wiley Online Library>. Viitattu 5.11.2023

Mannila, Margit 2021. Kirjallisuuskatsaus opinnäytetyön muotona. Energiaa. Vaasan ammattikorkeakoulu. <<https://energiaa.vamk.fi/osaaminen/kirjallisuuskatsaus-opinnaytetyon-muotona/>>. Viitattu 25.10.2023

Martini, Katharina & Barth, Borna & Higashigaito, Kai & Baumueller, Stephan & Alkadhi, Hatem & Frauenfelder, Thomas. 2017. Dose-Optimized Computed Tomography for Screening and Follow-Up of Solid Pulmonary Nodules in Obesity: A Phantom Study. ScienceDirect. Sveitsi. <Dose-Optimized Computed Tomography for Screening and Follow-Up of Solid Pulmonary Nodules in Obesity: A Phantom Study - ScienceDirect (metropolia.fi)>. Viitattu 5.11.2023

Mustajoki, Pertti. 2020. Duodecim Terveyskirjasto. Painoindeksi (BMI). <<https://www.terveyskirjasto.fi/dlk01001/painoindeksi-bmi>>. Viitattu 28.9.2023

Mustajoki, Pertti. 2022. Duodecim Terveyskirjasto. Lihavuus. <<https://www.terveyskirjasto.fi/dlk00042>>. Viitattu 20.10.2023

Nieminen, Miika. 2017. Röntgensäteilyyn perustuvat menetelmät. Kliininen Radiologia. <<https://www.oppiportti.fi/op/krd01403/do> >. Viitattu 17.10.

Qurashi, A & Rainford, L & Ajlan, A & Khashoggi, K & Ashkar, L & Al-Raddadi, M & Al-Ghamdi, M & Al-Thobaiti, M & Foley, S. 2018. Optimal abdominal CT protocol for obese patients. ScienceDirect. <Optimal abdominal CT protocol for obese patients - ScienceDirect>. Viitattu 5.11.2023

Ruonola, Verner. 2022. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2021. Terveystieteiden tutkimuskeskuksen raportti. STUK-B 295. Vantaa. <<https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/145428/STUK-B-295-Radiologisten-tutkimusten-m%C3%A4%C3%A4r%C3%A4t-vuonna-2021.pdf?sequence=1&isAllowed=y>>. Viitattu 11.11.2023

Samei, Ehsan & Pelc, Norbert J. 2020. Computed Tomography. Approaches, Applications, and operations. <<https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-030-26957-9>>. Viitattu 2.11.2023

Sebelego, I & Acho, S & van der Merwe, B & Rae, W.I.D. 2023. Size based dependence of patient dose metrics, and image quality metrics for clinical indicator-based imaging protocols in abdominal CT procedures. Radiography. Elsevier. <Size based dependence of patient dose metrics, and image quality metrics for clinical indicator-based imaging protocols in abdominal CT procedures (radiographyonline.com)>. Viitattu 11.11.2023

Stolt, Minna & Axelin, Anna & Suhonen, Riitta. 2016. Kirjallisuuskatsaus hoitotieteessä. Juvenes Print. Viitattu 25.10.2023

Trattner, Sigal & Pearson, Gregory D. N. & Chin, Cynthia & Cody, Dianna D. & Gupta, Rajiv & Hess, Christopher P. & Kalra, Manudeep K. & Kofler Jr., James M. & Krishnam, Mayil S. & Einstein, Andrew J. 2014. Journal of the American College of Radiology. 3/2014: 271-278. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3969855/>>. Viitattu 24.10.2023

THL. 2023. Lihavuuden yleisyys. Elintavat ja ravitsemus. <<https://thl.fi/fi/web/elintavat-ja-ravitsemus/lihavuus/lihavuuden-yleisyys>>. Viitattu 20.10.2023

Wikimedia commons. 2009. File: BMI grid fi.svg. <https://commons.wikimedia.org/wiki/File: BMI_grid_fi.svg>. Viitattu 28.9.2023

LIITE

1 (6)

LIITE 1. Kirjallisuuskatsauksen aineisto

Tutkimuksen tekijä(t), julkaisu vuosi ja maa	Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite	Aineiston keruu ja analysointi	Keskeiset tulokset
Cuccioli, Karila-Cohen, EL Sanharavi, Arapis, Marmuse & Schouman-Claeys. 2014. Ranska	Tutkimuksen tarkoituksena oli tutkia yli 40 BMI omaavien potilaiden vatsan alueen TT kuvauksen optimointi keinoja. Tutkimuksen tavoitteena oli löytää mahdollisimman optimaaliset parametrit kuvaukseen.	Aineisto kerättiin retrospektisesti analysoimalla 224 potilaasta ja 381 AP TT kuvauksesta vuosilta 2005-2013.	Tutkimuksen keskeisimpänä tuloksena oli, että > 4 cm vatsansisäistä rasvaa omaavalla oikeanlainen kuvanlaatu tuli 120 kV:lla, varjoaineen ruiskutuksella ja moni detektorisella laitteella. Varjoaineen ruiskutus ei kuitenkaan paranna kuvanlaatua huomattavasti. Kuvanlaatu on parempi 64 detektorin laitteella, kuin 16 detektorin laitteella. Ihonalaista rasvaa ≥ 3 cm omaavalla suositeltavaa on käytettävän 140 kV ja varjoainetta. Paras kuvanlaatu kyseiselle ryhmälle tuli 140 kV:lla ja 16 detektorilla tai 120 kV:lla ja 64 detektorilla.
Qurashi, Rainford, Ajlan, Khashoggi, Ashkar, Al-Raddadi, Al-Ghamdi, Al-Thobaiti & Foley. 2018.	Tutkimuksen tarkoituksena on tutkia erilaisten tt protokolien vaikutusta obeesin potilaan sädeanokseen ja kuvanlaatuun. Tutkimuksen tavoite on löytää protokola, joka sopii parhaiten vatsan alueen tt kuvaukseen obeesille potilaalle.	Viisi vatsan/lantion TT protokollaa työstettiin kolmella eri laitteella, samalta tekijältä, yhdessä keskuksessa. Tutkimuksessa käytettiin erilaisia parametrejä (kV 100/120, referenssi mAs: 150/190/218/250/300, kuvan rekonstruktio: suodatettu takaprojektio (FBP, filtered back projection)/iteratiivinen (IR)). Rutiiniprotokollaksi valikoitui 300 referenssi mAs ja 120kV. Data, joka saatiin 42 henkilön ryhmältä, joka edusti obeeseja potilaita. Kuvien laatu arviointiin analysoitiin visuaalisen arvioinnin perusteella kolmen radiologin toimesta. Objektivistia arviointia (kohina, signaali/kontrasti-kohina suhde) ja säteilymäärää vertailtiin, jotta voitiin saada optimaalisin protokolla prospektiiviseen testaukseen toiseenvertailuryhmään (n=47) laitteisiin, joissa käytettiin FBP ja IR tekniikoita.	Säteilyannosta isokokoisten potilaiden kohdalla voidaan optimoida kuvanlaatua heikentämättä. Iritatiivinen rekonstruktio mahdollistaa suhteellisen matalan kV:n ja laadun vertausarvo mAs on myös mahdollinen kuvantaessa isokokoisia potilaita ja se laskeekin säteilyannosta 30–60% verran.

LIITE

2 (6)

<p>Martini, Barth, Higashi-gaito, Baumueller, Al-kadhi & Frauenfelder. 2017. Sveitsi</p>	<p>Tutkimuksen tarkoituksena oli arvioida pienin mahdollinen annos isokokoisten ja obeesien potilaiden kohdalla, ylläpitäen kuvan diagnostisen laadun ja korkean herkkyuden, jotta keuhkokuhmyt voidaan havaita yksienergistä tt:tä tinafiltterillä käytettäessä.</p>	<p>Aineiston kerääminen tapahtui tekemällä tietokonetomografiatutkimuksia mittatilaustyönä tehdyillä fantomeilla, jotka edustivat potilasta, joka on isokokoinen ja potilasta, joka on obeesi. Niiden läpimitat olivat AP: 35 cm LAT: 35cm. Fantomeihin lisättiin rengas, joka simuloi rasvakudosta. Toinen simuloi 2,5 cm rasvakudosta ja toinen 8cm rasvakudosta. Analysointi on tehty tutkimuksessa monella metodilla: määrällisellä, laadullisella sekä tilastollisella tavalla.</p>	<p>Tulokset indikoivat, että yksienerginen tt tinasuotattimella yhdistettynä ADMIRE:n mahdollistaa efektiivisen säteilyannoksen 0,1mGy isokokoisten potilaiden kohdalla ja 0,28mGy obeesien potilaiden kohdalla, ylläpitäen kuvien diagnostista laatua ja herkkyyttä.</p>
<p>Sebelego, Acho, van der Merwe & Rae. 2023. Etelä-Afrikka</p>	<p>Tutkimuksessa ehdotetaan kliinisten DRL, eli diagnostisen vertailutaso arvoja, käyttäen TT:n säteilyarvoja ja viittä potilaan koosta riippuvaa parametriä, ottaen huomioon kuvan laadun.</p>	<p>Materiaalia kerättiin käyttämällä volumetristä TT anonosindeksiä (CTDivol), DLP:tä (do-se-lenght product) ja koko spesifin anosarvion (SSED, size spesific dose estimate) viittä kokoon liittyvää parametriä, suurimmaksi osin anterioris-posterioris (AP) mittaa, lateraali (LAT) mittaa, summamittaa, efektiivistä läpimittaaja ja BMI:tä käytettiin DRL arvojen laskemiseen. Laskeminen tapahtui rinta-vatsa-lantio (CAP, chest-abdomen-pelvis) TT:stä ja vatsalantio (AbP) protokollista. Syövä kliiniset arvot, virtsateiden kivet ja muiden patologioiden DRL arvot arvoitiin perustuen BMI:n klassifikaatioon, käyttämällä 75 prosentin mediaania. Kuvan substraktio algoritmia käytettiin arvioimaan kuvan laadun mittausta (IQM, image quality metrics).</p>	<p>Potilaan koosta riippuvat parametrit ja kliiniset indikaatioprotokollat vaikuttavat DRL arvoihin. BMI ei vaikuta kuvan laadun indeksiin.</p>
<p>MacDougall, Kleinmann & Callahan. 2016. Yhdysvallat</p>	<p>Tutkimuksen tarkoituksena oli tehdä valoitusaustomatiikkaa käyttäen ohjelma, joka tarkoituksena on määrittää potilaan kokokohtainen annos ja kV. Tutkimuksen tavoitteena on luoda koolle ominaisia protokoolia.</p>	<p>Aineiston keruussa käytettiin 8 eri kokoista fantomia. Tutkimus menetelmänä on käytetty määrällistä menetelmää.</p>	<p>Keskeisimpänä tuloksena oli kuvausprotokola CARE dose4D. Se laskee kullekin potilaalle ja sen koolle omaisen mA arvon. CARE dose4D protoklassa on viisi vahvuus asetuusta, jotka ovat: 1) erittäin heikko, 2) heikko, 3) keskitaso, 4) vahva ja 5) erittäin vahva. Näiden välillä isokokoisien potilaan ohjelman optimoinnissa käytettiin erittäin heikkoa, heikkoa ja keskitaso vahvuutta. Parhaimmat tulokset isokokoisien potilaan kanssa, jonka ruumiin leveys oli enemmän, kuin 30 cm oli erittäin heikko automatiikka ohjelmassa, jolloin saatiin kaikista lähimmäksi optimaalista kokokehonannos määrää.</p>

LIITE

3 (6)

LIITE 2. Aineiston analyysi ja sen pelkistäminen

Alkuperäinen ilmaus	Alkuperäisen ilmauksen suomennos	Pelkistetty ilmaus	Alaluokka	Yläluokka	Yhdistävä tekijä
"image quality is correct from 120kV in spontaneous contrast with multidetector CT scan".	Kuvanlaatu on oikeanlainen 120 kV:lla, käyttäen spontaania varjoainetta monidetektorisella TT kuvauksella.	120 kV + spontaani varjoaine + monidetektori kuvaus = hyvä kuvanlaatu.	kV vaikutus optimointiin	kV optimointi	Isokokaisen potilaan tietokonetomografian optimointi
"AP CT scans image sharpness in patients with high obesity is interpretable and correct in 71.4 % from 120kV".	AP TT kuvauksessa kuvan tarkkuus korkean ylipainon omaavilla potilailla oli luettavissa ja oikeanlainen 71.4 % 120 kV:sta lähtien.	AP TT kuvauksen kuvanlaatu on oikea 71,4% 120 kV:sta lähtien.			
"By passing kilovoltage from 140 to 120kV, dose decreases of 40%".	Pudottamalla kilovoltit 140 kV:sta 120 kV:hen, annos putoaa 40 %.	140 kV --> 120 kV annos putoaa 40 %			
"SCF thickness \geq 4cm and IAF thickness \geq 3cm image quality is poor even at 140kV".	Ihonalaista rasvaa \geq 4 cm ja vatsansisäistä rasvaa \geq 3cm omaavalla kuvanlaatu on huonoa jopa 140 kV:lla.	Kuvanlaatu huono 140 kV:lla, jos ihonalaista rasvaa on \geq 4 cm ja vatsansisäistä rasvaa on \geq 3 cm.			
"obese patients with subcutaneous fat thickness (SCF) \geq 3cm: acquisition at 140kV injection recommended".	Obeesit potilaat, joilla ihonalainen rasva on paksuudeltaan \geq 3 cm: 140kV:n kohdalla suositellaan varjoaineen käyttämistä	SCF \geq 3 cm kuvauksissa 140kV:lla, suositellaan varjoaineen käyttämistä.	Varjoaine paransi kuvanlaatua	Varjoaineen optimointi	
"Image sharpness was poor in 44/381 CT scans (12%), with any kilovoltage or number of detectors. The average DLP was 825,8 mGy.cm in 120kV CT and 1280,2 mGy.cm in 140kV CT. Injection improved significantly image sharpness in 70% of cases".	Kuvanlaatu oli huono 44/381 TT kuvassa (12 %), millä tahansa kilovoltilla tai detektorien määrällä. Keskiverto DLP oli 825,8 mGy.cm 120 kV:lla ja 1280,2 mGy.cm 140 kV:lla. Ruiskutus paransi kuvan tarkkuutta 70 % tapauksista.	Huonolaatuisissa kuvissa varjoaineen ruiskutus paransi kuvan tarkkuutta 70 % tapauksista.			
"157 patients benefited both CT scans without and after injection of iodinated contrast media".	157 potilasta hyötyi molemmista TT kuvista ilma varjoainetta ja varjoaineen kanssa.	157 potilasta hyötyi kuvantamisesta ilman varjoainetta ja varjoaineella.			

LIITE

4 (6)

<p>"Mean radiation dose was reduced 60% when using 100kV and SAFIRE technique strength 3. Reduction up to 30% in radiation dose was noted FBP protocol: 120kV and 190 reference mAs".</p>	<p>Keskimääräinen säteilyannos pieneni 60 % käyttämällä 100 kV ja SAFIRE ohjelmaa vahvuudella 3. 30 % sädeannoksen väheneminen huomattiin FBP protokolalla, jossa arvot olivat 120 kV ja 190 mAs.</p>	<p>Sädeannos pieneni 60% käyttämällä 100 kV ja SAFIREa vahvuudella 3. Sädeannos väheni 30% FBP protokolalla, jossa arvot olivat 120 kV ja 190 mAs.</p>	<p>Sädeannoksen optimointi kuvausohjelmalla</p>	<p>Optimointi kuvausohjelmalla</p>	
<p>"Radiation dose for obese patients can be optimised whilst maintaining image quality. Where iterative reconstruction is available relatively low kV and quality reference mAs are also viable for imaging obese patients at 30-60% lower radiation dose".</p>	<p>Säteilyannosta isokokoisten potilaiden kohdalla voidaan optimoida kuvanlaatua heikentämättä. Iritatiivinen rekonstruktio mahdollistaa suhteellisen matalan kV:n ja laadun vertausarvo mAs on myös mahdollinen kuvantaessa isokokoisia potilaita ja se laskeekin säteilyannosta 30–60% verran.</p>	<p>Isokokoisten potilaiden kohdalla säteilyannosta voidaan optimoida kuvanlaatua heikentämättä.</p>			
<p>"The protocols using ATVS and SAFIRE yielded a reduction of DLP by up to 60% and 42% respectively compared to standard FBP protocols with highest quality reference mAs and 120 kV".</p>	<p>ATVS ja SAFIREa käyttävät protokollat vähensivät DLP:tä jopa 60% ja 42% verrattuna vastaavasti standardiin FBP protokollaan käyttäen huippuluokan viitearvon mAs:ia ja 120 kV:ta.</p>	<p>Protokollat, jotka käyttivät ATVS ja SAFIREa, vähensivät DLP:tä jopa 60 % ja 42 %.</p>			
<p>"It was possible to create simulated protocols that achieve target kV and SSDE levels across a full range of patient sizes".</p>	<p>Oli mahdollista luoda simuloituja protokollia, jotka pääsivät tavoite kV ja SSDE tasoihin kaiken kokoisilla potilailla.</p>	<p>Tavoitetasoihin pääseviä simuloituja protokollia oli mahdollista luoda.</p>			
<p>"DRL values are influenced by patient size-related parameters and the clinical indication protocols, while the image quality index is independent of the BMI".</p>	<p>Potilaan koosta riippuvat parametrit ja kliinisen indikaation protokollat vaikuttivat DRL arvoihin, kun taas BMI ei vaikuttanut kuvan laadun mittoihin.</p>	<p>BMI ei vaikuttanut kuvanlaadun mittoihin.</p>	<p>Kuvanlaadun optimointi kuvausohjelmalla</p>		

LIITE

5 (6)

<p>"Our results indicate that single-energy CT with tin filtration in combination with ADMIRE allows for a reduction of the effective radiation dose to 0.1 mGy for the phantom simulating overweight and to 0.28 mGy for the phantom simulating obesity while diagnostic image quality and high sensitivity for detection of solid pulmonary nodules is maintained".</p>	<p>Tuloksemme indikoivat, että yksienerginen TT tinasuodatuksella yhdistettynä ADMIRE :n sallii efektiivisen säteilyannoksen vähentämistä 0.1mGy fantomin kohdalla, joka simuloi isokokoisuutta ja 0.28mGy fantomin kohdalla, joka simuloi obesiteettia. Kuvanlaadun diagnostisuus ja herkkyys keuhkokuhyjen havaitsemiseen voitiin ylläpitää.</p>	<p>Yksienerginen TT tinasuodatuksella yhdistettynä ADMIRE:n sallii efektiivisen säteilyannoksen vähenemistä.</p>			
<p>"Image noise could be significantly decreased when using IR techniques (P < 0.001). The use of ADMIRE 5 at 1/2 dose level resulted in image noise reduction of 73% for the phantom simulating over-weight and of 90.72% for the phantom simulating obesity compared to FBP".</p>	<p>Kuvan kohinaa pystyi vähentämään käyttämällä IR tekniikoita (P < 0.001). ADMIRE 5 käyttö 1/2 annostasolla johti kohinan vähenemiseen 73 % fantomeilla, joka simuloi isokokoista ja 90.72% fantomeista, jotka simuloi obesiteettiä, verrattuna FBP:hen eli rekonstruktioalgoritmiin.</p>	<p>Kohina vähentyi IR tekniikalla. ADMIRE 5 1/2 teholla vähensi kohinaa 73 % ja 90.72% fantomeilla, jotka simuloivat isokokoista ja obeesia potilasta verrattuna FBP:hen.</p>			
<p>"Although the dose increased with BMI, the image quality index was consistent because automatic tube current modulation (ATCM) was used".</p>	<p>Vaikka BMI nosti sädeannosta, kuvanlaadun indeksi oli johdonmukainen, sillä siinä käytettiin automaattista putkivirtausta.</p>	<p>Sädeannoksen noususta huolimatta, kuvanlaadun indeksi pysyi johdonmukaisena.</p>			
<p>"As the SAFIRE strength increased, the mean subjective scores and the image sharpness were improved, especially for SAFIRE level 5 where statistical difference in subjective noise was noted"</p>	<p>Kun SAFIRE:n voimakkuus lisääntyi, keskimääräiset subjektiiviset tulokset ja kuvan terävyys parantuivat varsinkin SAFIRE taso 5:illä, jossa tilastollinen eroavaisuus subjektiivisessa kohinassa huomattiin.</p>	<p>SAFIRE:n voimakkuuden lisääntyessä, keskimääräiset subjektiiviset tulokset ja kuvan terävyys parantuivat.</p>			

LIITE

6 (6)

<p>"When comparing the images reconstructed with FBP to each other, the noise values for protocols one and two showed significantly lower levels compared to protocols four and five".</p>	<p>Kun vertaillaan FBP:n muodostamia kuvia toisiinsa, kohina-arvot protokollilla yksi ja kaksi olivat selkeästi pienemmät verrattuna protokoliin neljä ja viisi.</p>	<p>Vertaillessa protokollilla muodostettuja kuvia, kohina-arvot olivat selkeästi pienemmät protokollilla yksi ja kaksi.</p>			
<p>"Size-based protocols with customized AEC parameters can be the most reliable method for dose optimization".</p>	<p>Kokoon perustuvat protokollat räätälöidyillä AEC parametreilla voivat olla kaikista luotettavin metodi annosoptimointiin.</p>	<p>Räätälöidyt AEC parametrit voivat olla luotettavin metodi annosoptimointiin.</p>			
<p>"120kV images have better sharpness if performed with a 64 detectors than with a 16 detectors CT scans".</p>	<p>120 kV:n kuvauksissa on parempi tarkkuus käyttämällä 64 detektorin, kuin 16 detektorin TT kuvausta.</p>	<p>120 kV kuvauksissa parempi tarkkuus 64 detektorin kuvassa, kuin 16.</p>	<p>Detektorien määrän vaikutus kuvanlaatuun</p>	<p>Optimointi detektoreilla</p>	
<p>"Sharpness is correct at 140kV for 16 detectors CT scan and at 120kV for 64 detectors CT scans".</p>	<p>Kuvan terävyys on oikea 140 kV kuvauksissa, 16 detektorin TT kuvassa ja 120 kV kuvauksessa, 64 detektorin TT kuvassa.</p>	<p>Kuvan terävyys oikea 140 kV ja 16 detektorin kuvaksella ja 120 kV ja 64 detektorilla.</p>			