



Osaamista
ja oivallusta
tulevaisuuden
tekemiseen

Jenni Koivisto
Laura Vihervuori

Älyhilan potilasannokset sekä kuvan- laatu lonkan aksiaaliprojektiossa

Metropolia Ammattikorkeakoulu
Röntgenhoitaja (AMK)
Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma
Opinnäytetyö
8.11.2020

Tekijät Otsikko	Jenni Koivisto, Laura Vihervuori Älyhilan potilasannokset sekä kuvanlaatu lonkan aksiaali- projektiossa
Sivumäärä Aika	24 sivua + 4 liitettä 8.11.2020
Tutkinto	Röntgenhoitaja (AMK)
Tutkinto-ohjelma	Radiografian ja sädehoidon tutkinto-ohjelma
Suuntautumisvaihtoehto	Radiografia ja sädehoito
Ohjaajat	Lehtori Ulla Nikupaavo Lehtori Sanna Törnroos
<p>Röntgensäteilyn sironta ja kuvissa esiintyvä kohina vaikuttavat negatiivisesti kuvanlaatuun röntgenkuvantamisessa. Sironnan korjaamiseksi on keksitty ratkaisuja, suurimmaksi osaksi keinona käytetään laitteistoa, kuten perinteistä fyysistä hilaa. Fyysisen hilan käyttö taas lisää potilaan saamaa säteilyannosta tutkimuksesta. Älyhila on suhteellisen uusi keksintö, ohjelmisto, joka korvaa röntgentutkimuksissa tavallisen hilan.</p> <p>Tämän tutkimuksellisen opinnäytetyön tarkoituksena oli vertailla potilaan saamia sädeannoksia ja kuvanlaatua älyhilan ja tavallisen hilan välillä. Tavoitteena oli tuottaa röntgenyksikölle ajankohtaista tietoa hilan ja älyhilan eroavaisuuksista niin säteilyannoksen kuin kuvanlaadunkin suhteen, sekä selvittää mitä hyötyä älyhilan käytöllä voi olla.</p> <p>Opinnäytetyö on tehty työelämälähtöisesti yhteistyössä kuvantamisyksikön kanssa, jossa oli otettu hiljattain käyttöön älyhila. Älyhilaa käytetään kuvantamisyksikössä erityisesti lonkan aksiaaliprojektion kuvaamiseen, joten se valikoitui myös tutkimuksemme kuvauskohteeksi.</p> <p>Keräsimme heinä-elokuussa vuonna 2020 tiedot yhdeksästätoista älyhilalla tehdystä lonkan röntgentutkimuksesta ja vertasimme niitä vuoden 2019 tietoihin, jotka oli kerätty tavallista hilaa käyttäen. Hilalla otetussa aineistossa oli kerätty kahdenkymmenen potilaan säteilyannos, potilaan paksuus, etäisyys potilaaseen ja etäisyys detektoriin, sukupuoli, mAs, Kv, kuvakentän koko, AC-numero ja potilaan paino. Omaan lomakkeeseemme laitoimme vastaavat kohdat ja lisäsimme lomakkeeseemme myös proteesikohtaan. Kuvanlaadun itsearvioinnin kohteet olivat rajausta, asettelu, valotus ja terävyys.</p> <p>Tutkimustuloksena selvisi, että vuoden 2019 potilasannosten keskiarvo oli 0,75 Gycm^2 ja älyhilalla otettujen kuvien potilasannosten keskiarvo oli 0,38 Gycm^2. Prosentteina tämä tarkoittaa 49,4 % laskua potilasannoksiin älyhilalla otetuissa kuvissa, kun katsotaan pelkkiä potilasannoksia. Epäselväksi kuitenkin jää mikä on esimerkiksi proteesien vaikutus vuoden 2019 aineistossa. Kuvanlaadun arvioinnissa ei ilmennyt merkittäviä eroja hila-tyyppien välillä.</p>	
Avainsanat	älyhila, hila, potilasannos, kuvanlaatu

Authors Title	Jenni Koivisto, Laura Vihervuori Patient Doses and Image Quality in Cross-table Lateral View of the Hip Using a Virtual Grid Technology
Number of Pages Date	24 pages + 4 appendices 8 November 2020
Degree	Bachelor of Health Care
Degree Programme	Radiography and Radiotherapy
Specialisation option	Radiography and Radiotherapy
Instructors	Ulla Nikupaavo, Lecturer Sanna Törnroos, Senior Lecturer
<p>The purpose of this study was to compare radiation doses and x-ray picture quality between a grid and a virtual grid. Our aim was to produce current information about radiation doses and picture quality between these two grid types for the x-ray unit and to find out the benefits for the use of a virtual grid.</p> <p>The scattered radiation and noise in the x-rays have a negative impact on picture quality. To correct scattered radiation we usually use an antiscatter grid. Virtual grid is a relatively new innovation. It is a software that replaces the need for a physical antiscatter grid. For now, its common use has been in bedside imaging where the use of a physical grid is challenging.</p> <p>This theses has been done in collaboration with an imaging unit which recently deployed a virtual grid software. Virtual grid is commonly used in hip cross-table lateral view or a shoot through hip projection, so we chose this projection for the object of our study.</p> <p>In july and august of 2020 we collected information from 19 patients that had had hip cross-table lateral view projection done using a virtual grid and compared the results to material from the same projection that had been done using a physical grid in 2019. The 2019 material had information from 20 patients and contained information about their radiation dose, FFD, FSD, gender, mAs, Kv, collimation, AC-number and the patients weight and thickness. We collected the same information from our patients. We were also interested in how a prosthetic hip affects patient doses and picture quality, so we collected that information also. From picture quality we made a form that valuated positioning, collimation, exposure and sharpness of the x-ray.</p> <p>Our results showed that radiation dose KAP on patients is 49,4 % lower in the 2020 material compared to the 2019 material. The picture quality between 2019 and 2020 stayed practically the same.</p>	
Keywords	virtual grid, grid, patient dose, image quality

Sisällys

1	Johdanto	1
2	Annosoptimointi ja laadunvarmistus lonkan aksiaaliprojektiossa	1
2.1	Lonkan aksiaaliprojektio	1
2.1.1	Indikaatiot lantion ja lonkan kuvantamiseen röntgenissä	2
2.1.2	Potilaan asettelu lonkan aksiaaliprojektiossa	2
2.1.3	Kuvaustekniikka lonkan aksiaaliprojektiossa	3
2.2	Säteilyn haittavaikutukset ja annosoptimointi röntgentutkimuksissa	4
2.2.1	Deterministiset haittavaikutukset	4
2.2.2	Stokastiset haittavaikutukset	4
2.2.3	Annosoptimointi	5
2.3	Laadunvarmistus	6
2.3.1	Potilasannosten arviointi	6
2.3.2	Kuvanlaadun arviointi	6
3	Hilan käyttö röntgentutkimuksissa	6
3.1	Hila	7
3.2	Älyhila ja sen tekniikka	8
3.2.1	Kontrastin parantaminen	9
3.2.2	Rakeisuuden korjaaminen	10
4	Opinnäytetyön tarkoitus, tavoitteet, tutkimuskysymys	10
4.1	Opinnäytetyön tarkoitus	10
5	Tutkimuksellinen opinnäytetyö	11
5.1	Lähtökohdat	11
5.2	Aineiston keruu ja analysointi	11
6	Tulokset	12
6.1	Kuvakoon vaikutukset potilasannoksiin	13
6.2	Potilaan painon vaikutukset potilasannoksiin	14
6.3	Proteesit kuvassa ja proteesin vaikutukset potilasannokseen	15
6.4	Kohteen paksuuden vaikutus potilasannoksiin	16

6.5	Etäisyyksien vaihtelut projektioidissa	17
6.6	Kuvanlaadun arviointi	18
6.7	Muita mitattuja arvoja projektioidissa	20
7	Pohdinta	20
7.1	Eettisyys	21
8	Lähteet	23

Liitteet

Liite 1. Potilasannoskeräyslomake vuoden 2019 aineisto

Liite 2. Potilasannoskeräyslomake vuoden 2020 aineisto

Liite 3. Kuvanlaadun arviointilomake vuoden 2019 aineistosta

Liite 4. Kuvanlaadun arviointilomake vuoden 2020 aineistosta

1 Johdanto

Tässä opinnäytetyössä tarkastellaan potilaan saamaa säteilyannosta ja projektion kuvanlaatua lonkan aksiaaliprojektiossa älyhilan käyttöönoton jälkeen kuvantamisen yksikössä. Projekti sai alkunsa työelämästä, kun yksiköstä pyydettiin tällaista vertailua kahden hilatyyppin välillä. Tarve tutkimukselle tuli, kun yksikössä otettiin älyhila käyttöön keväällä 2020 eikä vastaavaa annoskeräystä ja kuvanlaadun vertailua ollut tehty. Lonkan aksiaaliprojektio valittiin tutkimuksen kohteeksi, sillä kyseisessä projektiossa käytetään älyhilaa useimmiten kyseisessä yksikössä. Tämä tutkimus otetaan myös osaksi osaston itsearviointia koskien potilasannoksia. Säteilyn optimointi on lisäksi aina ajankohtainen ja tarpeellinen aihe.

Annoskeräyksen ja kuvien keräilyyn tutkimusta varten teimme itse yksikössä heinä-elokuussa 2020. Keräilylomakkeen pohjana käytimme aineistoa, joka oli kerätty Metropolian opiskelijan toimesta syksyllä 2019 ja käytimme lomakkeessamme samoja parametreja. Annoskeräykseen sopivien henkilöiden kriteerinä oli paino (50-85 kg), joka oli sama myös vuoden 2019 aineistossa. Osan 2019 aineiston parametreista poistimme, jotta keräys olisi mahdollisimman selkeä ja kohdistuisi nimenomaan tarkasti kuvanlaatuun ja potilasannokseen. Lisäsimme omaan lomakkeeseemme kohdan proteesille, toiveena, että saisimme tietoa myös proteesin vaikutuksista potilasannokseen. Vuoden 2019 aineistoon oli kerätty tiedot kahdeltakymmeneltä potilaalta ja tämä oli meidänkin tavoitteemme. Keräykseen sopivia henkilöitä saimme kuitenkin kerättyä vain yhdeksäntoista.

Kuvanlaatua arvioitiin kuvantamisyksikössä itsearvioinnin kriteerein erillisillä lomakkeilla ja kuvanlaadun arvioinnin suorittivat kokeneet röntgenhoitajat.

2 Annosoptimointi ja laadunvarmistus lonkan aksiaaliprojektiossa

2.1 Lonkan aksiaaliprojektio

Lonkan aksiaaliprojektiossa lonkka kuvautuu n. 45 asteen aksiaalisessa sivusuunnassa. Kuva rajataan lonkkamaljan yläpuolelta n. kolmasosaan proksimaalista reittä ja

istuinluun kyhmystä häpyluun taakse. Proteesilonkassa kuva rajataan n. 2-4 cm kupin/ruuvien yläpuolelle. Hyvässä projektiossa reisiluun kaula kuvautuu lyhentymättömänä, iso sarvennoinen kuvautuu reisiluun kaulan distaalipuolelle reisiluun varren päälle, pieni sarvennoinen kuvautuu vain osittain reisiluun varren profiiliin posteriorisesti, sarvennoiset ovat lähes samalla transversaalitasolla ja istuinluun kyhmy on reisiluun pään alla ns. posteriorisesti. Lonkkamaljan tulisi erottua reisiluun pään läpi ja proksimaalinen reisi ei saisi olla ylivalottunut. Toisen raajan pehmytosien ei tulisi näkyä kuvassa. (Lantion ja lonkan natiiviröntgen, hyvän kuvan kriteerit 2020.)

Vaikka lonkan aksiaaliprojektio on teknisesti vaativa, on se kuitenkin hyvin monikäyttöinen projektio lantion kuvantamisessa, sitä käytetään niin traumaissa kuin yleisradiologiassakin. Projektion hyödyt ovat siinä, että kuvattavaa raajaa ei juuri tarvitse liikuttaa kuvan otossa. Projektio on diagnostisesti hyvin tarkka ja se pystytään toistamaan helposti niin pre- kuin postoperatiivissa kuvissa. (Murphy 2017.)

2.1.1 Indikaatiot lantion ja lonkan kuvantamiseen röntgenissä

Lantion ja lonkan kuvantamisen tavallisimmat indikaatiot ovat trauma, kipu, epänormaali askellus, kyvyttömyys laittaa painoa jalalle, niveltulehdus ja polvikipu. Tällöin otetaan yleensä lantion AP-kuva ja lonkan aksiaali- tai Lauenstainin projektio. (Lim, Seung-Jae – Park, Yoon-Soo 2015.)

HUS:n kuvausprotokollassa lonkan aksiaali kuvataan kaikilta yli 50 vuotta täyttäneiltä, kun potilaalle suunnitellaan proteesia, postoperatiivisessa kontrollissa, jossa ei ole proteesia laitettu, luksaatiolokassa ja luksaatiokontrollissa, kun AP-kuvassa lonkka ei ole paikallaan. (Lantion ja lonkan natiiviröntgen 2020.)

2.1.2 Potilaan asettelu lonkan aksiaaliprojektiossa

Potilas asetellaan tutkimuspöydälle selinmakuulle, molemmat kädet rinnan päälle ja se puoli, jolla kiinnostuksen kohde sijaitsee asetellaan lähimmäksi kuvareseptoria. Kuvareseptorin tulee olla pystyasennossa potilaan lantiolla, suoliluun harjanteen yläpuolella n. 20-45 asteen kulmassa, jotta se olisi reisiluun kaulan kulman mukainen. Tällä vältetään anatomian vääristyminen kuvassa. Potilaalta tunnustellaan suoliluun etukärki kiinnostuksen kohteen puolelta, jotta varmistetaan että se projisoituu ylempään kolmannekseen reseptorista. Pöytä tulee nostaa sopivalle korkeudelle, eli keskisäteen

tulisi osua reiden puoleen väliin. Jalka, joka ei ole kuvauksen kohteena, nostetaan taivutettuna telineeseen pois kuvakentästä. Asento voi olla potilaalle hyvin epämukava. (Murphy 2020.) Jalkaterää kuvattavassa raajassa tulisi kääntää noin 20 asteen sisäkiertoon (Lim, Seung-Jae – Park, Yoon-Soo 2015). Alla olevassa kuvassa havainnollistettu asettelu lonkan aksiaaliprojektiossa (Kuva1).



Kuva1. Lonkan aksiaalinen potilaan asettelu kuvauspöydälle, ei kuvattava jalka aseteltuna jalkatelineeseen. Kuvattavan raajan jalkaterää aseteltu sisäkiertoon. Kuvan rajaus näkyvä kuvassa ja on n. 18 x 24 cm. Keskityspiste on nivusen yläosassa.

2.1.3 Kuvaustekniikka lonkan aksiaaliprojektiossa

Projektio keskitetään niin, että keskisäde on kohtisuoraan reisiluun kaulan kanssa ja keskityspiste on potilaan nivusen ylimmällä alueella. Kuvan rajauksen tulisi olla ylä-ala suunnassa 9 cm keskisäteestä molempiin suuntiin ja sivusuunnassa 12 cm molempiin suuntiin keskityspisteestä, jolloin suositeltu kuvakoko on 18 x 24. Tiukka kuvan rajaus on tärkeää tässä projektiossa, sillä se vähentää sironnutta säteilyä ja parantaa kuvan tarkkuutta. Kuvausarvoiksi määritellään Kv 80-100 kVp ja suositeltu mAs on 80-320

mAs. Lähteestä riippuen putken ja detektorin väliseksi etäisyydeksi suositellaan 100-120 cm. (Murphy 2017). Kuvassa havainnollistettu hyvä kuvan rajausta ja keskitys lonkan aksiaali projektiossa (Kuva1).

HUS:n menettelyohjeissa kuvausarvoista ja tekniikasta mainitaan, että kuvausjännitteenä käytetään 75-90 kV aikuisilla. Hilaa käytetään kuvauksessa, ellei hilatonta kuvaustapaa ole otettu käyttöön. (Lantion ja lonkan natiiviröntgen. 2020.)

2.2 Säteilyn haittavaikutukset ja annosoptimointi röntgentutkimuksissa

Säteilyn haittavaikutukset jaetaan kahteen ryhmään stokastiset ja deterministiset haittavaikutukset. Deterministiset, eli suorat vaikutukset, ovat varmoja ja johtuvat laajasta solutuhosta. Stokastiset, eli satunnaiset vaikutukset, ovat tilastollisia haittavaikutuksia ja johtuvat satunnaisesta geneettisestä muutoksesta yhdessä solussa. (Paile 2017:44-46.)

2.2.1 Deterministiset haittavaikutukset

Deterministiset vaikutukset johtuvat suurista kerta-annoksista ja tällaisia annoksia voi esiintyä onnettomuuksien tai sädehoidon yhteydessä. Deterministiset haitat johtuvat solukuolemasta. Deterministisiä vaikutuksia ovat säteilytauti, luuydin- ja suolistovaurio, säteilypalovamma, sädepneumoniitti, harmaakaihi ja sikiövaurio. Kun säteilymäärät jäävät tietyn kynnyksarvon alapuolelle, tällaisia haittavaikutuksia ei pääse syntymään. Yksilötasolla kynnyksarvo on melko vakio. Mitä suurempi säteilyannos on, sitä suurempi on haitta-aste. Annosnopeudella on merkitystä sekä haitta-asteeseen, että kynnyksarvoon. Jos suuri säteilyannos saadaan pitkän ajan kuluessa, kynnyksarvo haitan kehittymiselle on korkeampi, joten varsinainen haitta jää pienemmäksi. Deterministiset haitat pystytään jäljittämään aina tiettyyn altistukseen. Yksilön suojaaminen deterministisiltä vaikutuksilta on erittäin tärkeää. (Paile 2017:44-46.)

2.2.2 Stokastiset haittavaikutukset

Stokastiset vaikutukset syntyvät perimämuutoksesta yhdessä solussa. Näitä haittoja ovat esimerkiksi syöpä tai muu perinnöllinen haitta. Nämä voivat saada alkunsa miten pienestä altistuksesta tahansa. Kynnyksarvoa stokastisille vaikutuksille ei ole. Haitta-

aste ei riipu saadusta säteilyannoksesta, mutta haitan todennäköisyys kasvaa annoksen noustessa. Annosnopeus ei vaikuta riskiin kovinkaan paljon. Stokastisten vaikutusten riskin määrää koko elinaikana kertynyt kumulatiivinen annos. Täten esimerkiksi jokainen röntgenkuvaus tuo mukanaan pienen lisäriskin. Stokastiset vaikutukset tulevat ilmi useiden vuosien kuluttua ja esiintyvät täysin satunnaisesti. Stokastisia haittoja ei pystytä jäljittämään tiettyyn altistukseen. (Paile 2017: 44-46.)

2.2.3 Annosoptimointi

Yksinkertaisesti selitettynä annosoptimoinnilla tarkoitetaan pienimmällä mahdollisella säteilyaltistuksella saavutettua diagnostisesti riittävää kuvaa. Säteilylaissa määrätään, että työperäinen altistus, sekä väestön altistus ionisoivalle säteilylle on pidettävä niin alhaisena kuin se on mahdollista käytännössä toteuttaa. Lääketieteellisen säteilyn käyttö on rajattava vain niihin tutkimuksiin ja hoitoihin, jotka ovat potilaalle välttämättömiä. (Säteilylaki 859/2018 § 6.)

Tärkeä asia säteilynkäytön optimoinnissa on laitteet, joilla kuvantaminen suoritetaan, niiden tulee olla tehtävään tutkimukseen parhaiten soveltuvia sekä toimia oikein ja luotettavasti. Ennen tutkimusta on valittava myös oikeanlaiset kuvausarvot (kV, mAs), joiden valintaan vaikuttaa muun muassa kuvattava kohde ja potilaan koko, esimerkiksi paksumpi kohde vaatii korkeamman kV:n, jotta kuvan kontrasti säilyy hyvänä. MAs-arvon lisääminen taas lisää potilaan saamaa säteilyannosta, mutta voi parantaa kuvan laatua. Etäisyyden oikeanlainen valinta vaikuttaa potilaan saamaan pinta-annokseen ja kuvattavan kohteen rajauksen tulee olla tarkka, jotta vältetään säteilyn sirontaa ja potilasannoksen kasvua. Myös oikeanlainen suodatus ja paksuissa kohteissa käytettävä hila vaikuttavat potilaan saamaan säteilymäärään sitä pienentäen. (Ruohonen 2013.)

Potilaskohtaiseen optimointiin liittyy isona asiana myös lähetteen merkitys. Lähetteen on oltava riittävä ja siitä tulee selvitä kuvantamisen tarkoitus ja kohde. Lähetteen perusteella röntgenhoitaja ottaa juuri oikeat projektiot oikeasta kuvauskohteesta ja turhien kuvien sekä lisäkuvien mahdollisuutta saadaan pienemmäksi. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014.)

2.3 Laadunvarmistus

Laadunvarmistus on tärkeä osa röntgenin toimintaa. Jokaisella yksiköllä on oltava laadunvarmistusohjelma. Laadunvarmistusohjelmasta on löydyttävä laadunvarmistustoimet ja niiden suoritusvälit. Röntgenlaitteiden toimintaa ja kuntoa on tarkkailtava jatkuvasti käytön aikana, ja laadunvarmistustoimenpiteet tulee dokumentoida. Toimintojen arviointiin sopivia menetelmiä ovat itsearviointi ja kliininen auditointi. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014.)

2.3.1 Potilasannosten arviointi

Säteilyturvakeskus ohjeistaa, että toiminnan harjoittajan on huolehdittava siitä, että potilaiden säteilyaltistus määritetään aina, kun tutkimuskäytäntöjä tai kuvausarvoja muutetaan tai vähintään kolmen vuoden välein. Säteilyaltistus määritetään vähintään kymmenen potilaan altistuksen keskiarvona. Säteilyturvakeskuksella on vertailutasot, joihin annoksia verrataan. Jos altistus ylittää mainitut vertailutasot, on syy tutkittava ja ryhdyttävä toimenpiteisiin säteilyaltistuksen vähentämiseksi. Vaikka vertailutasot eivät ylittyisikään, on silti varmistettava, ettei säteilyaltistus ole tarpeettoman suuri. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014.)

2.3.2 Kuvanlaadun arviointi

Röntgenissä kuvanlaatu liittyy vahvasti myös optimointiin. Säteilyn määrä tulee olla mahdollisimman pieni niin, että kuvalle asetetut tavoitteet kuitenkin täyttyvät. Kuvanlaadun on oltava diagnostisesti riittävä ja luotettava toimenpiteen tekemiseen. Elikuvista on löydyttävä myös kohinaa. Erityisesti jos tutkimusta toistetaan pienen ajan sisällä, on harkittava, josko kohinaisempi kuvanlaatu riittäisi. Kuvanlaatua arvioidaan säännöllisesti diagnostisilla potilaskuvilla ja näitä verrataan hyvän kuvan kriteereihin. Arvioinnin tavoitteena varmistetaan, että kuvat ovat riittäviä. (Röntgentutkimukset terveydenhuollossa 2014.)

3 Hilan käyttö röntgentutkimuksissa

Röntgensäteilyn sironta ja kuvissa esiintyvä kohina vaikuttavat negatiivisesti kuvanlaatuun röntgenkuvauksessa. Sironnan korjaamiseksi on keksitty ratkaisuja, suurimmaksi

osaksi keinona käytetään laitteistoa, kuten perinteistä fyysistä hilaa. Uudempana vaihtoehtona hilan rinnalle on tullut erilaisten ohjelmistojen käyttö, niin kutsuttu älyhila.

3.1 Hila

Comptonin sironnassa säteilykvantti osuu atomin elektroniin, jolloin elektroni irtoaa elektronikuorelta. Säteilykvantin energiasta osa kuluu elektronin irrottamiseen ja osa siirtyy irronneeseen elektroniin. Säteilykvantille jää kuitenkin törmäyksestä huolimatta energiaa sen verran, että se pystyy jatkamaan matkaansa, mutta sen suunta vaihtuu alkuperäisestä. Tämä sironnut säteilykvantti aiheuttaa kuvanlaadun heikkenemistä aiheuttamalla kohinaa, sekä mahdollista säteilyaltistusta potilaan lähellä olevalle henkilölle. Compton-sironta on voimakkaampaa silloin, kun kuvattava kohde on paksu sekä todennäköisempää silloin, kun atomin elektroniitiheys on suuri ja fotonin energia pieni. Hilan tarkoituksena on vähentää sironneiden fotonien pääsyä kuvailmaisimelle. (Husso 2010; Nieminen 2017.)

Hila koostuu ohuista metallilamelleista, jotka on yleensä valmistettu lyijystä, joskus myös muista säteilyä hyvin absorboivista materiaaleista. Lamellien välissä on pieni määrä muovia, alumiinia tai kuitua, joka läpäisee hyvin säteilyn. Erikoisemmissä käyttökohteissa, kuten mammografiassa käytetään ristikkäisviivoitettuja hiloja, joissa lyijylamellit ovat molempiin suuntiin, kohtisuorassa toisiinsa nähden. (Säteily- ja Ydinturvallisuus 3 2004: 66; Scatter Removal Grids 2020.)

Hilan ominaisuuksia kuvatessa puhutaan pääasiassa hilasuhteesta, hilan lamellien tiheydestä ja hilan fokusoinnista. Hilasuhteesta puhutaan silloin, kun kuvataan, kuinka hyvin hilalla pystytään poistamaan sironnutta säteilyä. Tarkalleen kyseessä on lamellien korkeuden suhde lamellien välien leveyteen. (Säteily- ja Ydinturvallisuus 3 2004: 66.) Yleensä hila, jossa on korkeampi hilasuhde, suodattaa sironnan paremmin kuin matalamman hilasuhteen omaava hila, hilan rakenteen salliman rajallisen kulman takia. Suuremman suhteen hilasta seuraa kuitenkin myös suurempi potilasannos, eli annos hilalla kuvattaessa voi olla suurempi verrattuna hilan käyttämättä jättämiseen. (Scatter Removal Grids 2020.)

Hilan lamellien tiheys on yhtä kuin hilan lamellien lukumäärä yhtä etäisyysyksikköä (tuumaa tai senttimetriä) kohti. Pienen tiheyden hiloja ovat hilat, joissa lamelleja on 40-50/cm, keskitiheissä hiloissa niitä on 50-60/cm ja tiheissä 60-70+/cm. Pienen tiheyden

hiloja käytetään laitteiden kanssa, joissa on asennus liikkuvalla hilalle. Keskitiheitä ja tiheitä hiloja puolestaan käytetään tyypillisesti kiinteiden hilapidikkeiden kanssa, erityisen tärkeää tiheä lamellisen hilan käyttö on digitaalisessa kuvantamisessa. (Scatter Removal Grids 2020.)

Hilan fokuointi määräytyy metallilamellin geometrian kulman mukaan, joka kasvaa asteittain hilan keskeltä kohti hilan reunaa, merkityksensä erottaa fokuksesta säteilevä primäärisäde. Yleisin fokuointiväli on 100 cm tai 180 cm. Hilan fokuoinnilla tarkoitetaan hilan sijoitusetäisyyttä fokuksesta, ja se on hilasuhteen ja hilan lamellien tiheyden funktio. Liikuteltavien kuvauslaitteiden yleiskäyttöisillä hiloilla on melko suuri fokuointi, kun taas erikoiskäyttöisillä hiloilla on paljon kapeampi fokuointi. Hila-artefaktit syntyvätkin pääasiassa hilan väärästä sijainnista, kuten hilan kallistamisesta ei-kohtisuorassa suunnassa tulevaan röntgensäteeseen ja hilan keskittämättä jättämisestä. (Scatter Removal Grids 2020.)

Hila voi olla kiinteä tai liikkuva, liikkuvaa hilaa käytettäessä ei kuvaan muodostu lamellien aiheuttamia raitamaisia kuvavääristymiä. Kiinteän hilan kohdalla vääristymiä voidaan kuitenkin välttää valitsemalla tarpeeksi tiheälamellinen hila tai käyttämällä digitaalista kuvankäsittelyä vääristymien suodattamiseen. Kun kuvailmaisimen ja potilaan välistä etäisyyttä lisätään, vähentää se sironneiden kvanttien määrää, eikä fyysistä hilaa tarvita. Tämä niin sanottu ilmahila aiheuttaa kuitenkin muun muassa potilaan annoksen kasvua ja kuvan suurentumista. (Säteily- ja Ydinturvallisuus 3 2004: 111; Nieminen 2017.)

Kun primäärisäteet läpäisevät ja sironneet röntgensäteet absorboituvat hilaan, kuvan kontrasti paranee merkittävästi. Hila kuitenkin vaimentaa joitain haluttuja primäärisiä röntgensäteitä, jotka kohtaavat suoraan metalliset lamellit. Se myös sallii joidenkin sironneiden säteilyfotonien siirron, esimerkiksi jos niillä on pieni sirontakulma tai ne siroavat samaan suuntaan metallilamellien kanssa. (Scatter Removal Grids 2020.)

3.2 Älyhila ja sen tekniikka

Älyhilan algoritmi korjaa laskennallisesti sironnan aiheuttamaa kohinaa kuvassa ilman varsinaista fyysistä hilaa. Jos röntgensäteet läpäisevät hilan vinossa kulmassa, ilmestyy seurauksena röntgenkuviin vääristymiä. Varsinkin osastolla tehtävissä röntgentutkimuksissa, joissa hila on usein vinossa sängyn epätasaisuuden sekä muiden tekijöiden

vuoksi, syntyy kuviin tiheyden muutoksia, joita voi olla vaikea erottaa lääketieteellisten olosuhteiden aiheuttamista tiheyden muutoksista kudoksissa. Tämä vaikeuttaa röntgenkuvien diagnosoimista. Virtuaalihila on kuvankäsittelytekniikka, joka muuntaa sironneiden röntgensäteiden aiheuttaman heikentyneen kuvanlaadun paremmaksi vähentämällä sironneiden röntgensäteiden vaikutusta. Virtuaalihila koostuu "kontrastin parantamisen" prosessista ja "rakeisuuden korjaamisen" prosessista. (Kawamura – Naito – Okano – Yamada 2015.)

Käytännön työssä jo käytössä oleva esimerkki on Samsungin patentoima "SimGrid"-ohjelma, eli suomeksi älyhila tai virtuaalihila. Älyhila otettiin aluksi käyttöön liikuteltevissa röntgenlaitteissa, koska vuoteessa kuvaaminen hilan kanssa on haastavaa. Usein tuli tarvetta uusintatutkimuksiin, jotka nostivat potilaan saamaa sädeannosta. Tutkimuksessa, jossa älyhilan mahdollisuuksia tutkittiin, todettiin älyhilalla otettujen kuvien laadun olevan verrattavissa hilalla otettuihin kuviin, mutta älyhilalla otetuissa kuvissa säteilyannosta saatiin laskettua 18,7%. (Ahn– Chae – Moo 2018.)

3.2.1 Kontrastin parantaminen

Sironneet röntgensäteet muuttavat ominaisuuksiaan useiden tekijöiden mukaan, mukaan lukien säteilytetyn röntgensäteiden energia (säteilyn laatu), kohteen paksuus ja kohteen tyyppi (luu, lihas ja / tai rasva). Tiedetään, että jos kohteen tyyppi ja säteilykentän koko pysyvät ennallaan, hajallaan olevien röntgensäteiden määrä muuttuu kohteen paksuudesta ja säteilyn energiasta (säteilyn laatu) riippuen. Ensin "sironneen röntgensäteilyn laskenta"-prosessointi arvioi säteilyannoksen kuvailmaisimen pinnalla, sekä röntgenputken ja kuvailmaisimen välisen etäisyyden valotusolosuhteista, jotka otettiin (a) "ilman kohdetta". Sen jälkeen (b) heti kohteen läpäisyn jälkeen lasketaan säteilyannos havaitun kuvan pikseliarvosta. Lopuksi kuvankäsittely laskee kohteen absorboiman säteilyannoksen käyttämällä arvoja (a ja b) kohteen paksuuden arvioimiseksi. "Sironneen röntgensäteilyn laskenta"-prosessi laskee sironneen säteilyn ja primäärisäteilyn komponentit röntgensignaalista välittömästi kohteen läpäisyn jälkeen. (Kawamura ym. 2015.)

Hilaa käytettäessä röntgensignaali vaimenee välittömästi kohteen läpäisyn jälkeen, ennen kuin kuvailmaisimien havaitsee sen. Virtuaalihila jäljentää tätä toimintaa laskelmien avulla. Hilan jälkeinen primäärinen ja sironnut röntgensignaali, kuten myös hilan pri-

määri- ja sirontakertoimet voidaan laskea käyttämällä primääristä ja sironnutta röntgensignaalia välittömästi kohteen läpäisyn jälkeen. Toisin sanoen, samanlainen kuin hilan kautta valotettu kuva, voidaan saada laskemalla, kunhan ensisijainen säteilyannos ja sironnut säteilyannos on laskettu asianmukaisesti välittömästi kohteen läpäisynjälkeen. (Kawamura ym. 2015.)

3.2.2 Rakeisuuden korjaaminen

Kuvailmaisimeen saapuva röntgenkuva koostuu primäärisistä röntgensädekomponenteista, joilla on rakenteita, kuten viivoja ja pisteitä, sekä sironneista röntgensädekomponenteista, joilla ei ole ollenkaan rakennetta. Sironneeseen röntgensignaaliin sisältyvä rakenteeton röntgensignaali lisää kuvan kvanttikohinaa. (Kawamura ym. 2015.)

”Rakeisuuden korjaamisen” prosessoinnilla kuvan rakeisuutta parannetaan erottelemalla ja vähentämällä ”rakenteettoman kohinan komponentti”. Tämä prosessi tunnistaa niin yksinkertaiset piste- ja viivarakenteet, kuin myös monimutkaisemmat, esimerkiksi risti- ja T-muotoiset viivarakenteet erotellakseen kohinakomponentteja. Prosessin tuloksia käyttämällä levitetään rakenteettomille alueille suodatin kohinakomponenttien vähentämiseksi. (Kawamura ym. 2015.)

4 Opinnäytetyön tarkoitus, tavoitteet, tutkimuskysymys

4.1 Opinnäytetyön tarkoitus

Tarkoituksenamme opinnäytetyössä on vertailla potilaan saamia sädeannoksia älyhilan ja perinteisen hilan välillä. Lisäsimme tutkimukseemme myös kuvanlaadun itsearviointia ja vertailimme hilalla otettujen kuvien kuvanlaatua älyhilalla otettujen projektoiden kuvanlaatuun. Itsearviointissa kaksi röntgenhoitajaa arvioi kuvien laatua hyvän kuvan kriteereihin perustuen lomakkeella (liite 3 ja 4). Kysyimme myös mahdollisuutta radiologin kommentteihin kuvanlaatuun liittyen.

Opinnäytetyön tavoitteena on tuottaa röntgenyksikölle ajankohtaista tietoa perinteisen hilan ja älyhilan eroavaisuuksista niin säteilyannoksen kuin kuvanlaadunkin suhteen, sekä selvittää mahdollisia hyötyjä älyhilan käytöstä. Tavoitteenamme on myös kehittää omaa ammatillista tietopohjaamme koskien älyhilan käyttöä ja sen mahdollisuuksia.

Tutkimuskysymyksenä on: ”Mitä eroavaisuuksia on potilaiden saamissa säteilyannoksissa lonkan aksiaaliprojektiossa, kun verrataan perinteistä hilaa ja älyhilaa?” ja ”Kuinka älyhila vaikuttaa kuvanlaatuun?”

5 Tutkimuksellinen opinnäytetyö

5.1 Lähtökohdat

Kvantitatiiviseen tutkimukseen vahvasti liittyviä piirteitä ovat muun muassa tutkimuksen otoksen määrittely, teoreettisten käsitteiden purkaminen muuttujiksi, mittaaminen numeerisesti, muuttujien syy-yhteyksien tarkastelu, hypoteesien asettaminen ja objektiivinen lähestymistapa. Nämä piirteet määrittelevät vahvasti opinnäytetyötämme, ja työmme onkin pääasiasiassa kvantitatiivinen poikittaistutkimus. Keräsimme tutkimusaineistot taulukoihin ja analysoimme ne, tarkoituksenamme ei ole toistaa tutkimusta uudelleen tietyn ajan jakson kuluttua. Työssämme selvitimme potilasannokset, vertailimme annoksia aiemmin dokumentoituihin annoksiin ja tarkastelimme kausaalisesti mitä ovat syysuhteet dokumentoimiemme muuttujien välillä. Työllämme on myös selkeä työelämälähtöinen tavoite ja tutkimuskysymys. (Kankkunen – Vehviläinen-Julkunen 2009: 42-46.)

5.2 Aineiston keruu ja analysointi

Keräsimme aineiston röntgenyksikössä, jossa oli otettu käyttöön hiljattain älyhila. Älyhilaa käytetään toimipisteessä erityisesti lonkan aksiaaliprojektion kuvaamiseen. Valitsimme tutkimukseen potilaita, joiden paino on 55-85 kg. Keräysaika oli heinä-elokuu 2020. Keräsimme tiedot erilliselle lomakkeelle (liite 2). Kriteereihin sopivia potilaita saimme 19 kappaletta. Saimme yksiköltä käyttöömmme vuoden 2019 aikana kerätyt tiedot samasta projektioista, samoilla parametreilla, perinteistä hilaa käyttäen (liite 1). Vuoden 2019 tiedot mittaukset on tehnyt Metropolian opiskelija natiiviröntgen-jaksolla Metropolian fysiikanopettajan ohjeiden mukaan ja osasto on nämä mittaustulokset hyväksynyt. Hilalla otetussa aineistossa on kerätty kahdenkymmenen potilaan säteilyannos, potilaan paksuus, etäisyys potilaaseen ja etäisyys detektoriin, sukupuoli, mAs, Kv, kuvakentän koko, AC-numero ja potilaan paino. Omaan lomakkeeseemme laitoimme vastaavat tiedonkeruukohdat ja lisäsimme lomakkeeseemme myös proteesikohdan.

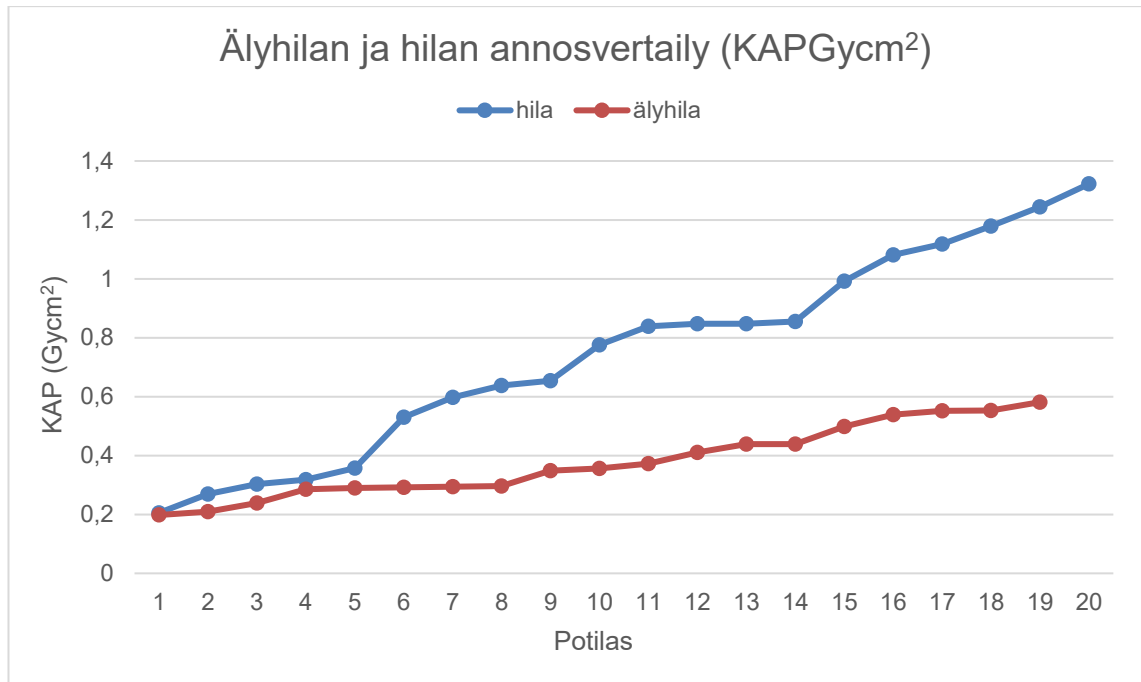
Molemmat aineistot on kerätty Samsungin GC85A laitteella. Suodatus laitteessa on vakio 2,58 mmAl ja 0,1 mmCu. Samsung GC85A taulukuvauslaitteen reseptorityyppi on Cesiumjodidi.

Mittausajankohta älyhilan kohdalla osui ajankohtaan, jolloin maailmassa oli juuri alkanut koronaviruspandemia, joten vain 19 potilaan otanta älyhilan tuloksissa voi selittyä osin sillä, että ihmiset eivät hakeutuneet niin herkästi lääkäriin ja tutkimuksiin lonkka vaivoista, kuin normaaliaikana olisivat. Pandemian vuoksi myös monia kiireettömiä lonkkaleikkausaikoja oli peruttu, jolloin tutkimusmäärätkin lonkan kuvantamisessa jäävät vähäisemmiksi. (Koronapandemian hyvät ja huonot seuraukset lyhyellä ja pitkällä aikavälillä 2020: 29,36.)

Kuvanlaadun arviointia varten lähetimme yksikköön lomakkeet AC-tunnuksilla ja kuvanlaadun itsearvioinnin kriteerit 0-2:een. 0=kriteeri ei toteudu, 1=kriteeri toteutuu osittain, 2=kriteeri toteutuu. Kuvanlaadun arvioinnin kohteet olivat rajaus, asettelu, valotus ja terävyys. Lisäsimme lomakkeeseen myös kommenttikentän, jotta myös sanallinen arviointi onnistuu. (Liitteet 3 ja 4) Hoitajat lähettivät lomakkeet meille täytettyinä sähköpostilla takaisin. Aineistoa analysoimme laskemalla keskiarvot kuvien kriteeristöstä ja vertaamalla arvoja toisiinsa. Myös sanallisista kommentteista laskimme keskiarvot eniten esiintyvälle kommenteille. Koko aineisto oli laajuudeltaan 39 kuvaa. Kuvat jäljitettiin kuvien AC-tunnuksilla.

6 Tulokset

Aloitimme tulosten analysoinnin KAP-arvoista. KAP-arvolla tarkoitamme kerma area product;ia ja sitä käytetään yleisesti potilaan säteilyaltistuksen arviointiin röntgentutkimuksissa. (Toroi – Komppa – Kosonen. 2008;7). KAP-mittaustuloksia voidaan myös suoraan verrata diagnostisiin vertailutasoihin niissä tutkimuksissa, joissa vertailutaso on asetettu KAP-arvon avulla. Otimme 20 potilaan KAP-arvot vuoden 2019 aineistosta ja vertasimme niitä itse keräämiimme 19 potilaan älyhilalla otettuihin KAP-arvoihin. Vuoden 2019 potilasannosten (KAP) keskiarvo oli 0,75 Gy cm^2 ja älyhilalla otettujen kuvien potilasannosten keskiarvo oli 0,38 Gy cm^2 . Prosentteina tämä tarkoittaa 49,4 % laskua potilasannoksiin älyhilalla otetuissa kuvissa, kun katsotaan pelkkiä potilasannoksia. Pienimmästä annoksesta suurimpaan vertailtaessa (kuvaaja 1) nähdään potilasannoksien selkeä lasku, kun vertaillaan älyhilan ja perinteisen hilan potilasannoksia.

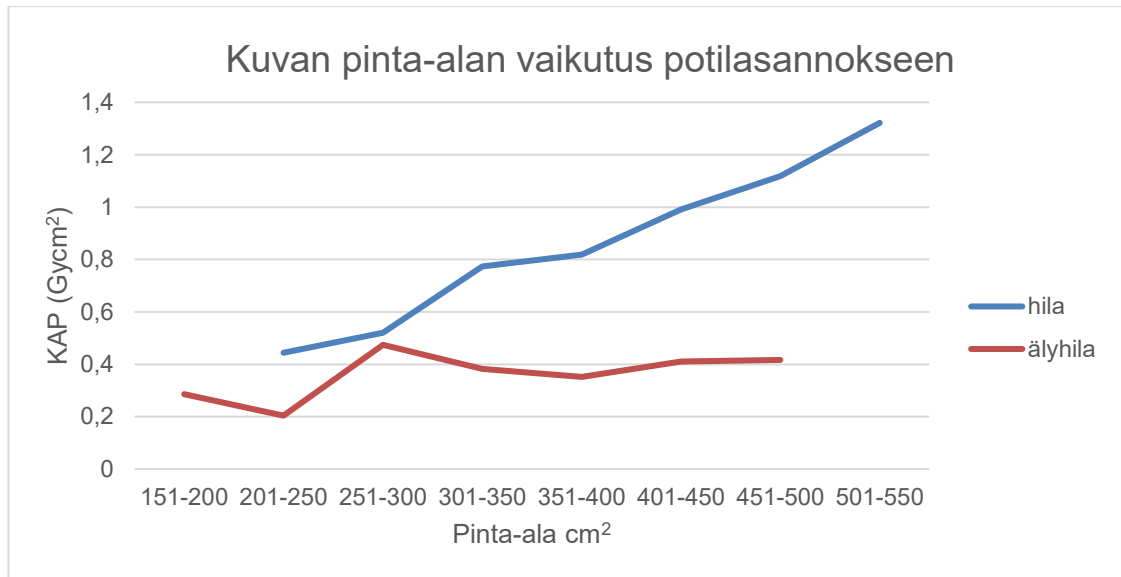


Kuvaaja 1. Potilasannosten vertailu älyhilan ja perinteisen hilan välillä pienimmästä annoksesta suurimpaan.

6.1 Kuvakoon vaikutukset potilasannoksiin

Kuvan korkeuden ja leveyden välillä erot olivat pieniä myös keskiarvoissa hilalla otetuissa 13,85 x 24,1 cm ja älyhilalla otetuissa 14,42105 x 23,27368 cm. Vaihtelut kentän koossa on otettava yksittäisissä annoksissa huomioon. Kuvan koossa on vaihtelua, koska kyseisen osaston röntgenlaitteessa on käytössä asymmetria-kuvanrajain, jolla kuvaa pystytään rajaamaan toispuoleisesti ja täten tarkemmin, kuin tavallisella rajaimella. Kuvien pinta-alan vaikutuksen potilasannokseen laskimme keskiarvoilla, poistaaksemme yksittäisten kuvien vaikutuksen kuvaajaan ja helpottaaksemme tulosten lukua. Kuvaajassa 2 on esitetty miten kuvan koko vaikuttaa potilaan säteilyannokseen. Hilalla otetuissa kuvissa näemme, kuinka annos nousee selvästi kuvakoon kasvaessa.

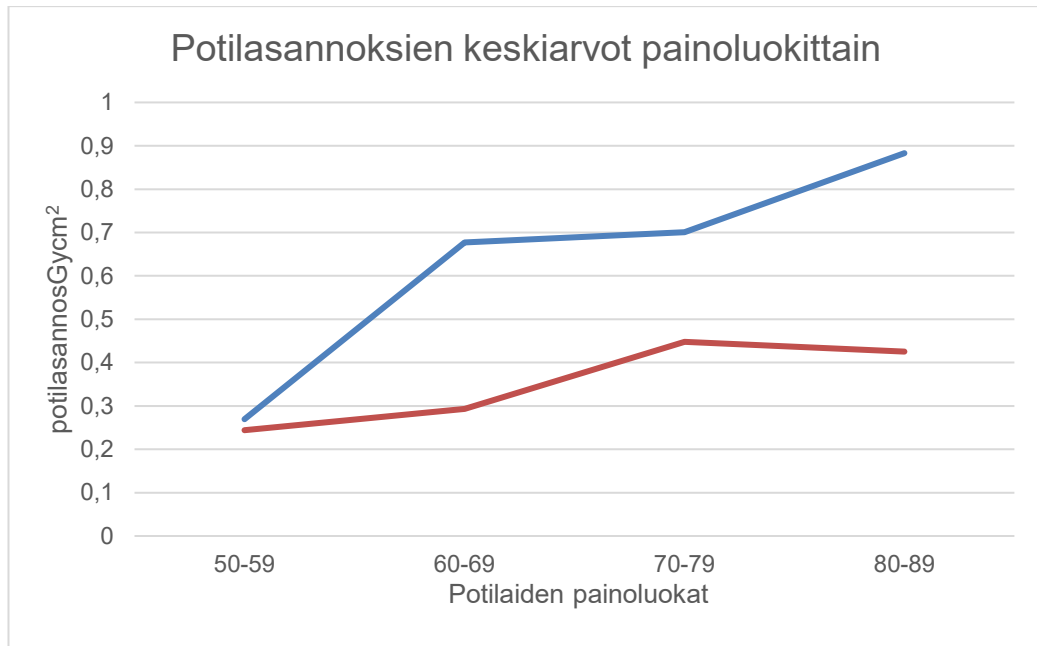
Älyhilalla otetuissa kuvissa pienellä kentällä 151-250 cm² annoksetkin ovat pieniä, mutta kuvakoon kasvaessa suuremmaksi kuin 250 cm² ei potilasannos oikeastaan muutu.



Kuvaaja 2. Kuvan pinta-alan vaikutus potilasannokseen. Katsoimme kuvakoot 50 cm² välein ja laskimme keskiarvot potilasannoksista näistä kuvakokoluokista.

6.2 Potilaan painon vaikutukset potilasannoksiin

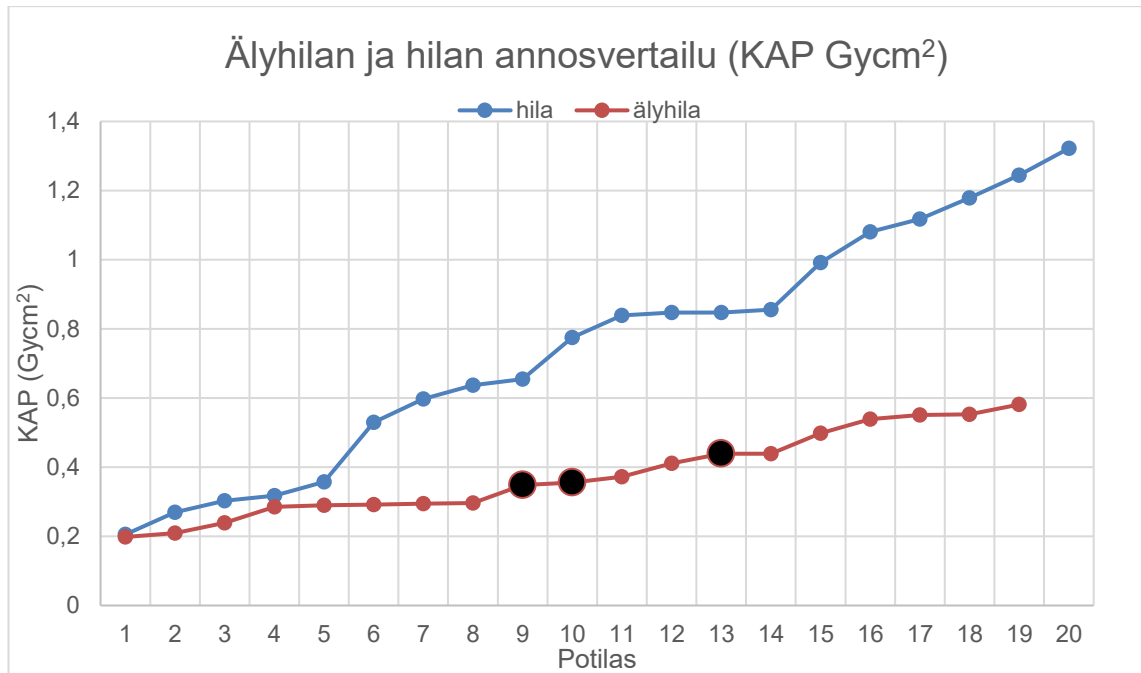
Hilalla tehtyjen tutkimusten potilaiden painon keskiarvo oli hieman suurempi kuin älyhilalla otettujen. Painojen keskiarvon erotus oli 2,6 kg. Kuvaajassa 3 esittelemme potilaiden painojen vaikutuksen potilaiden annokseen. Laskimme painoluokkien keskiarvot 10 kg välein ja kuvaajasta näkyy selvästi, kuinka potilasannokset lähtevät nousuun potilaan painon noustessa hilytyypistä riippumatta. Älyhilalla painon vaikutus annokseen kuitenkin näyttää vähenevän kahden viimeisen painoluokan välillä, näiden syiden arviointi vaatisi suurempaa aineistoa ja tarkempaa tietoa potilaiden muista ominaisuuksista. Fyysisellä hilalla tehdyissä mittauksissa painon vaikutus etenee johdonmukaisesti kasvaen potilaanannokseen nähden. Myös suhteessa fyysisellä hilalla mitatut potilasannokset kasvavat paljon enemmän, kun taas älyhilalla painon vaikutukset jäävät vähäisemmiksi. Hilalla otettujen kuvien potilasannokset ovat pienemmästä suurempaan verrattaessa nousseet 3,2 kertaisiksi, kun älyhilalla pienemmän ja suurimman painoluokan välinen potilasannoksen nousu on vain 1,7-kertainen.



Kuvaaja 3 Potilasannos lähtee nousuun potilaan painon noustessa hilytyypistä riippumatta, kuitenkin painon vaikutus näyttää olevan pienempi älyhilalla otetuissa kuvissa.

6.3 Proteesit kuvassa ja proteesin vaikutukset potilasannokseen

Proteesin vaikutuksia potilasannoksiin ei varsinaisesti voitu mitata pienen otannan vuoksi. Vuoden 2019 aineistossa ei proteesi lonkkia oltu huomioitu ja keväällä kerätyssä aineistossa vain kolme proteesilonkkaa osui keräysajanjaksolle. Alla olevassa kuvaajassa (kuvaaja 4) on proteesilonkat merkitty kuvaajaan.

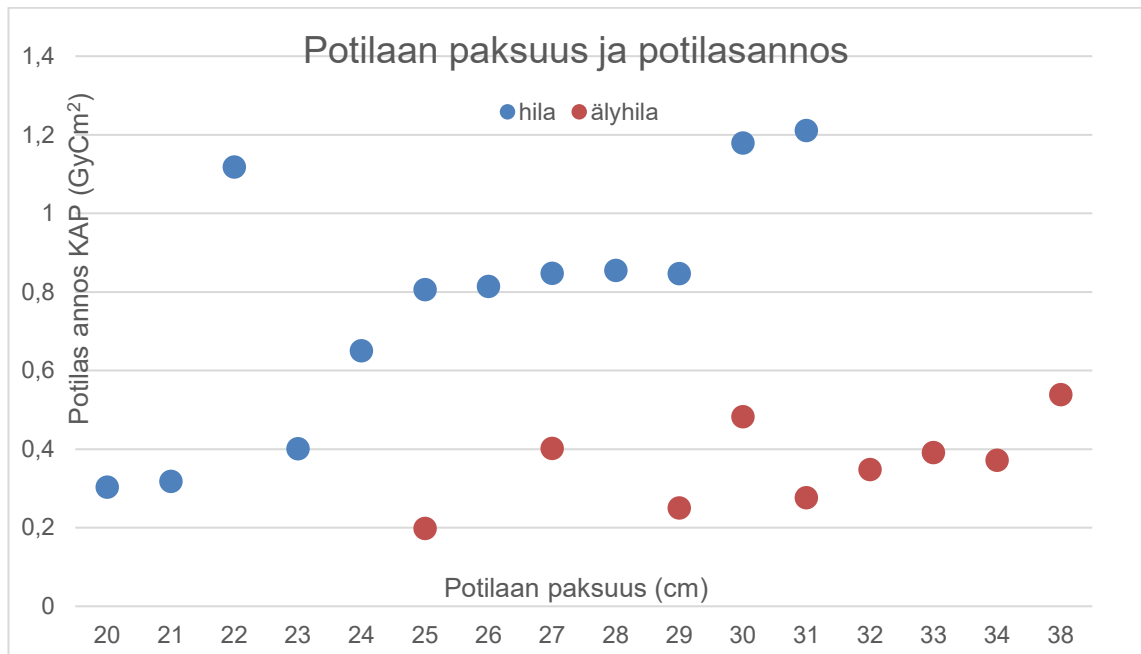


Kuvaaja 4. Kuvaajassa mustat pisteet näyttävät proteesilonkkien potilasannokset.

Proteesilonkkien pienen otannan vuoksi ei voida tulkita niiden varsinaista vaikutusta annokseen. Proteesilonkkien annokset osuvat älyhilalla otettujen potilas annosten keskivaiheille, eikä varsinaisia annos piikkejä muodostu. Voidaan kuitenkin todeta tästä aineistosta, ettei niillä näyttäisi olevan suurta vaikutusta annokseen älyhilaa käyttäessä.

6.4 Kohteen paksuuden vaikutus potilasannoksiin

Tarkastellessamme tuloksia potilaan paksuuden vaikutuksesta potilasannoksiin teimme huomion, että älyhila-aineiston potilaiden paksuudet alkavat 25 cm ja hila-aineiston 20 cm. Hila-aineiston paksuudet myös loppuvat 31 cm ja älyhila-aineiston jatkuvat 38 cm saakka. Näistä tuloksista teimme päätelmän, että hilalla otetut aineistot olisi mahdollisesti mitattu eri kohdasta potilasta. Älyhilalla otetuissa kuvissa potilaan paksuus mitattiin potilaan paksuimmasta kohdasta, joka on noin suoliluusta nivuseen. Vuoden 2019 aineiston mittauskohtaa paksuuden osalta on mahdotonta tietää. Alla olevasta kaaviosta (kaavio 5) näemme paksuuden vaihtelut samojen paksuuksien annosten keskiarvoista mitattuna. Hilalla otetuissa kuvissa näkyy kuitenkin potilasannoksien nousu kohteen ollessa paksumpi, vaikkakin pienen otannan vuoksi kaaviossa esiintyy myös poikkeamia nousevasta trendistä. Jos molempien hilatyyppien matalinta ja korkeinta annosta verrataan keskenään näemme myös, että ohuemmalla kohteella potilasannos on pienempi kuin paksummalla kohteella.



Kuvaaja 5. Potilaan paksuuden vaikutus potilasannokseen. Laskimme saman paksuisten kohteiden keskiarvot potilasannoksista ja teimme kuvaajan näiden lukujen pohjalta.

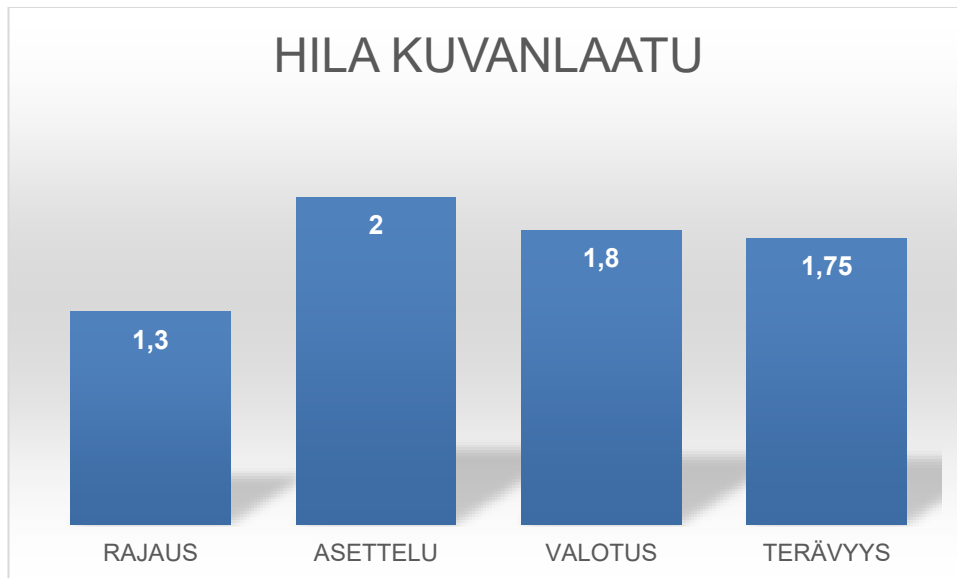
6.5 Etäisyyksien vaihtelut projektioidissa

Tässä projektiossa etäisyys on erittäin vaihteleva, koska detektori ei ole kiinteä, vaan riippuu asettelijasta, joten röntgenputken ja detektorin välinen etäisyys vaihtelee. Etäisyyksien keskiarvot eivät kuitenkaan eronneet toisistaan paljoa. Etäisyyksiä mitataan määreillä FFD (etäisyys fokuksen ja detektorin välillä) ja FSD (etäisyys fokuksesta potilaan ihoon).

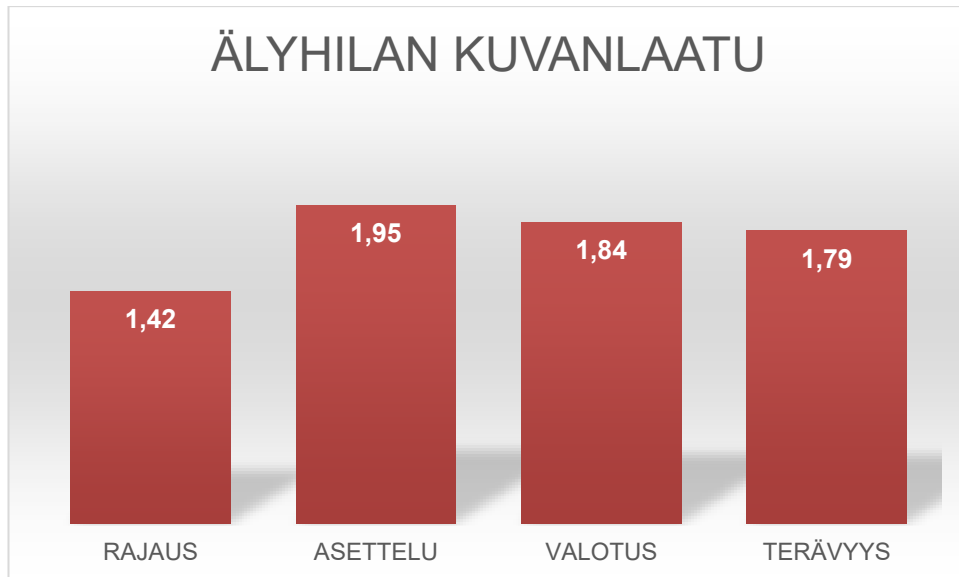
Hilalla otettujen etäisyyksien keskiarvot olivat FFD 193,13 cm ja FSD 147,78 cm, älyhilalla otettujen kuvien vastaavat arvot olivat FFD 188,55 cm ja FSD 145,85 cm. FFD oli älyhilalla otetuissa kuvissa 4,6 cm ja FSD 1,9 cm pienempi kuin hilattomissa. FSD:n vaihtelut voivat johtua asettelusta tai potilaan koosta.

6.6 Kuvanlaadun arviointi

Kuvanlaatua arvioitiin asteikolla 0-2 (0=kriteeri ei toteudu, 1=kriteeri toteutuu osittain ja 2= kriteeri toteutuu) ja arvioijille jätettiin kommenttiosioon mahdollisuus sanalliseen kuvan arviointiin. Keskiarvot kuvien arvioinnista kriteereillä rajaus, asettelu, valotus ja terävyys olivat hyvin lähellä toisiaan. Kummastakaan aineistoista ei löytynyt yhtään 0-arvoon sopivaa kuvaa.



Kuvaaja 6. Vuoden 2019 aineiston kuvanlaadun arvioinnin keskiarvot rajauksesta, asettelusta, valotuksesta ja terävyydestä asteikolla 0-2.



Kuvaaja 7. Vuoden 2020 aineiston kuvanlaadun arvioinnin keskiarvot rajauksesta, asettelusta, valotuksesta ja terävyydestä asteikolla 0-2.

Kun vertaamme keskiarvoja toisiinsa, erot ovat niin pieniä että ainoa päätelmä, jonka niistä voimme tehdä on se, että kuvanlaatu on pysynyt samana, ellei jopa hieman parantunut älyhilan käyttöönoton jälkeen.

Hoitajien sanallisessa kommentoinnissa kävi ilmi, että hoitajien arvion mukaan molemmissa aineistoissa kuvan rajausta oli liian suuri. Vuoden 2019 aineistossa rajausta oli liian suuri 45 % kuvista ja vuoden 2020 aineistossa vastaava luku oli 42 %. Vuoden 2019 aineistossa toiseksi yleisin kommentti 15 % aineiston kuvista oli se, että keskitys oli joko liian ylhäällä tai liian alhaalla. Vuoden 2020 aineistossa keskitystä ei mainittu. Vuoden 2019 aineistossa oli maininta myös, että yksi kuva oli otettu kokonaan ilman hilaa ja hilan tarve näkyy kuvassa. Samassa kuvassa näkyy myös proteesi. Kuitenkin kuvanlaatu oli kriteeristön mukaan rajauksen ja valotuksen mukaan asteikolla 1. Asettelu oli asteikolla 2 kaikissa vuoden 2019 kuvissa. Vuoden 2020 aineistosta on mainittava, että yhdessä kuvassa oli maininta liiasta kohinasta, tämän kuvan arvionti oli asteikolla 1 rajauksen ja valotuksen osilta. Asettelussa kyseinen kuva oli asteikolla 2.

Osaston radiologi on kommentoinut jo aiemmin kuvanlaatua älyhilan käyttöönoton yhteydessä ja hänen toteamuksensa kuvanlaadusta oli ollut, että aluksi lonkan aksiaalikuvisa oli liikaa kohinaa verrattuna aikaisempiin. Samsungin kanssa yhteistyössä oli muutettu luentaa ja luennan korjaamisen jälkeen kuvat ovat olleet kelpoja.

Fyysikon kommentit älyhilalla otettuihin kuviin olivat olleet, että annokset ovat reippaasti laskeneet virtuaalihilan käyttöönoton jälkeen. Tosin hyvin kookkailla potilailla irtohilalla ja reippailla annoksilla kuvaaminen antaa paremman tuloksen.

6.7 Muita mitattuja arvoja projektioissa

Potilasannokseen merkittävimmin vaikuttava mAs arvo, milliampeerisekunti, oli hilalla otetuissa tutkimuksissa 74,32 ja älyhilalla 38,58 eli älyhilalla otetuissa kuvissa mAs laski 48,1 % fyysisellä hilalla otettuihin kuviin nähden. MAs-arvo on suoraan verrannollinen säteilyannokseen, joka näyttää myös tutkimuksessamme pitävän paikkansa.

Kv:n eli kilovolttien erot kuvien välillä jäivät myös pieniksi. Kv-arvo vaikuttaa säteilyn läpäisevyyteen ja täten sironneen säteilyn määrään ja tätä kautta kontrastiin. Hilalla otetuissa kuvissa Kv-arvojen keskiarvo oli 87,85 ja älyhilalla Kv-arvot olivat 90,91. Kv-arvot kuvissa vaikuttavat olevan suhteessa kuvanlaadun arvioinnin tulosten kanssa.

7 Pohdinta

Projektin teko oli erittäin mielenkiintoista ja opettavaista. Konkretia myös tuloksissa, eli potilasannosten lasku lähes puoleen, oli hienoa havaita. Koko työ oli erittäin opettavaista niin annosoptimoinnin, kuvanlaadun, kuin lonkan aksiaali projektion ammattitaitoisen asettelun ja kuvaamisen kannalta. Totesimme myös mittausvaiheessa, että lonkan aksiaali on todella haastava projektio ja jokaisella hoitajalla on oma tapansa optimoida projektio. Toiset rajaavat kuvan mahdollisimman tiukasti, käyttäen Samsungin asymmetriarajainta, jonka avulla saadaan kuva rajattua useita senttimetrejä tiukemmin vain toisesta sivusuunnasta ja niin sanotusti kaikki turha kuvasta pois. Toki asymmetriarajainta voi käyttää myös ylä-ala suunnassa, mutta kyseisessä projektiossa tähän ei yleensä ole tarvetta. Taustatutkimuksen suositteliin kuvakoon rajausarvoihin kuvakoko oli kuitenkin yleensä sopiva. Myös etäisyyden suhteen vaihtelevuus oli suurta, ja tämäkin todennäköisesti johtuu asettelijasta, sillä kyseisessä yksikössä laite ajaa itsensä oikeaan kohtaan ja tämän jälkeen liikutetaan vain potilasta bucky-pöydällä ja etäisyys jää usein optimoimatta. Taustatutkimus osoitti, että suositeltu etäisyys olisi 100-120 cm, kuitenkin tuloksissa näimme jopa 219 cm etäisyyksiä. Älyhilan käytöllä on myös omat rajoituksensa, jotka eivät tässä tutkimuksessa käy ilmi. Älyhilan käyttöä ei suositella todella obeesilla potilaalla, Samsungin suositus onkin älyhilan käytölle alle

150 kg. Kuvanlaatu huononee selvästi obeesilla potilaalla, koska sironnutta säteilyäkin on enemmän ja tällöin hilalla saa paremmin riittävän kuvanlaadun omaavia kuvia.

Tutkimuksessamme kuvanlaadut kummallakin hilytyypillä olivat lähes samaa laatua, joten vaikuttaisi siltä, että ainakaan huonompaa kuvanlaatua ei älyhilalla tule, vaikka mAs määrä on pystytty lähes puolittamaan älyhilaa käytettäessä. Suurilla etäisyyksillä, joita käytettiin useassa kuvauksessa, on varmasti ollut osaltaan vaikutusta myös kuvien laatuun. Kuvassa, jonka FFD oli 219 cm, joka oli suurin mitatuista etäisyyksistä kuvanlaadun arvioinnin aineistossa, oli ainoana kuvista maininta liiasta kohinasta. Otannan pienyyden ja kuvattavan kohteen muiden muuttujien vuoksi etäisyyden ja kuvanlaadun suhdetta ei voida tämän aineiston pohjalta analysoida tarkemmin. Etäisyyden vaikutukset kuvanlaatuun saisi parhaiten selvitettyä fantom-mittauksilla, jossa kuvattava kohde pysyisi muuttumattomana.

Otannan sukupuolijakaumasta teimme huomion, että suurin osa kuvatuista oli naisia. Älyhilalla kuvatuissa projektioidissa potilaista kaikki 19/19 olivat naisia ja hilalla kuvatuista 14/20 olivat naisia. Tähän voi vaikuttaa osaltaan asetettu painoraja keräykseen sopivilta henkilöiltä.

Jatkotutkimuksena aiheelle ehdotamme älyhilan mahdollista käyttöönottoa myös muihin projektiioihin, koska potilasannosten lasku vaikuttaisi olevan huomattava. Voisi olla hyödyllistä pohtia myös älyhilan vaikutusta työn tehoon. Älyhilan käyttö käytännön kokemuksella ja aikaisemmissa tutkimuksissa vaikuttaa olevan nopeampaa ja tehokkaampaa kuin fyysisen hilan käyttö. Älyhilan käytöllä vaikuttaisi olevan aikaisempien tutkimusten mukaan myös uusintakuvausta vähentävä vaikutus ja tästä olisi mielenkiintoista saada mittauksia röntgenyksiköistä. Myös kustannuksia fyysisen hilan ja älyhilan välillä voisi olla mielenkiintoista tutkia.

7.1 Eettisyys

Noudatimme työssämme hyvän tieteellisen käytännön ohjeita, jotka on määritelty ammattikorkeakoulujen eettisissä suosituksissa. Opinnäytetyön tekijän on hallittava tieteellinen prosessi ja tutkimuksen tekemisen yleiset periaatteet (Kettunen, Jyrki – Kärki, Anne – Näreaho, Susanna – Päällysaho, Susanna 2020.) ja nämä ohjeistukset olemme ottaneet huomioon työn jokaisessa vaiheessa. Perehdyimme hyvin aiheeseen ja noudatimme yhteistyökumppanien kanssa solmittavia sopimuksia. Tutkimuslupa aiheelle

myönnettiin 15.10.2020 ja valmis työ tarkastettiin Metropolian käyttämällä plagiointitunnistusjärjestelmällä.

Kuvanlaadun arvioinnissa kuvat näkevät vain tutkinnassa mukana olleen yksikön röntgenin hoitajat, jotka tekevät kuvan arviointia kanssamme ja ovat ohjanneet opinnäyte-työtämme. Mitään henkilötietoja ei julkaista eikä myöskään kerätä lomakkeelle. Keräyslomakkeissa on nähtävillä vain AC-numero kuvan jäljittämistä varten yksikön hoitajille. Raportti julkaistaan ilman tutkittavan yksikön tietoja.

8 Lähteet

Ahn, Su Yeon – Chae, Kum Ju – Moo, Jin Mo 2018. The potential Role of Grid-Like Software in Bedside Chest Radiography in Improving Image Quality and Dose Reduction: An Observe Preference Study. Korean Journal of radiology 2018;19(3):526-533. Verkkojulkaisu. <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5904480/pdf/kjr-19-526.pdf>> Luettu 13.1.2020.

Husso, Minna 2010. Mikä on säteilyannos ja miten se syntyy. Abstrakti. Sädeturvapäivät. Saatavilla myös sähköisesti <<http://www.sadeturvapaivat.fi/file.php?422>>

Kawamura, Takahiro – Naito, Satoshi – Okano, Kayo – Yamada, Masahiko 2015. Improvement in Image Quality and Workflow of X-Ray Examinations Using a New Image Processing Method, "Virtual Grid Technology". Fujifilm Research and Development (60). 21-27. Luettavissa myös sähköisesti osoitteessa <https://www.fujifilm.com/about/research/report/060/pdf/index/ff_rd060_004_en.pdf>

Kankkunen, Päivi – Vehviläinen-Julkunen, Katri 2009. Tutkimus hoitotieteessä. Helsinki: WSOYpro.

Koronapandemian hyvät ja huonot seuraukset lyhyellä ja pitkällä aikavälillä. 2020. Eduskunnan tulevaisuusvaliokunta. Verkkodokumentti. <https://www.eduskunta.fi/FI/naineduskuntatoimii/julkaisut/Documents/tuvj_1+2020.pdf> Luettu 20.10.2020

Lantion ja lonkan natiiviröntgen. 2020. Menettelyohje. HUS Kuvantaminen. Verkkodokumentti. <<https://www.hus.fi/ammattilaiselle/hus-kuvantaminen/Natiivitutkimus%20%20menettelyohjeet/Lantion%20ja%20lonkan%20natiivir%C3%B6ntgen.pdf>>. Luettu 18.8.2020.

Lantion ja lonkan natiiviröntgen, hyväkuvankriteerit. 2020. Kuvausoppaat. HUS kuvantaminen. Verkkodokumentti <<https://www.hus.fi/ammattilaiselle/hus-kuvantaminen/Natiivi%20%20alaraajojen%20oppaat/Lantion%20ja%20lonkan%20natiivir%C3%B6ntgen,%20hyv%C3%A4n%20kuvan%20kriteerit.pdf>> Luettu 18.8.2020

Lim, Seung-Jae – Park, Yoon-Soo. 2015. Plain Radiography of the Hip: A Review of Radiographic Techniques and Image Features. *Hip and Pelvis* 2015 Sep;27(3); 125-134. Verkkodokumentti <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4972716/>>

Murphy, Andrew et al. Reviewed 2017. Hip (horizontal beam lateral view). *Radiopaedia*. Verkkodokumentti. <<https://radiopaedia.org/articles/hip-horizontal-beam-lateral-view-1?lang=us>> Luettu 18.10.2020

Nieminen, Miika. 2017. Röntgensäteilyyn perustuvat menetelmät. Teoksessa *Kliininen Radiologia*. Kustannus Oy Duodecim. Saatavilla myös sähköisesti <<https://www.oppiportti.fi/op/krd01403/do>>

Paile, Wendla. 2017. Säteilyn terveysvaikutukset. STUK. Verkkojulkaisu. Päivitetty 23.10.2017 <https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja4_03.pdf/450f57ef-5060-492f-b22c-325e640c375b> Luettu 14.1.2020.

Röntgentutkimukset terveydenhuollossa. 2014. Stuklex. Verkkojulkaisu. Päivitetty 8.12.2014. <<https://www.stuklex.fi/fi/haku/ohje/ST3-3?allWords=kliininen+kuvantalaatu#a5.3>> Luettu 18.8.2020.

Scatter Removal Grids. 2020. Radiology. SUNY Upstate Medical University. Verkkodokumentti. <<https://www.upstate.edu/radiology/education/rsna/radiography/scatter-grid.php>> Luettu 26.10.2020

Säteilylaki 895/2018. Annettu Helsingissä 9.11.2018.

Säteily- ja ydinturvallisuus 3. 2004. Säteilyturvakeskus. Saatavilla myös sähköisesti <https://www.stuk.fi/documents/12547/494524/kirja3_1.pdf/a825da96-784a-4868-80a7-3a3d33549257>

Toroi, Paula – Komppa, Tuomo – Kosunen, Antti. 2008. Annoksen ja pinta-alan tulon mittaaminen. STUK. Verkkodokumentti <<https://www.julkari.fi/bitstream/handle/10024/123254/stuk-tr4.pdf?sequence=1&isAllowed=y>> Luettu 05.11.2020.

Liite 1

Liite 1. Potilasannoskeräyslomake, vuoden 2019 aineisto

mittaustuloksia vuonna		Potilaan								Kuvan	Kuvan	APPA	Annos-
Laitetyyppi	Reseptori taulukuvaukselle	Pituus	Paino	PA Paksuus	Suku-	kV	PA	FFD	PA FSD	korkeus	leveys	KAP	indeksi
Filmi-vahvistus	Keskiarvo	cm	kg	cm	puoli	PA	mAs	cm	cm	PA cm	PA cm	Gycm ²	Arvo
Taulukuvastus	Csl, Gd, Se	166,6	74,6	23,9	n	87,845	74,32	193,125	147,775	13,85	24,1	0,74859	295,048
Kuvalevy	Se				m								
Taulukuvastus	Csl												
		167	67	25	n	89,6	80,5	204	166	12,2	18,6	0,5297	351,22
		172	80	23	n	89,6	82,3	210	154,5	11,2	22,2	0,5972	225,85
		175	74,4	20	m	79,6	40,7	199	163	13	25,2	0,3032	299,02
		175	74,4	21	m	79,6	40,7	188	142	13	26,6	0,318	147,32
		166	85	25	n	94,6	101,7	194,5	145	13,8	23	1,081	173,66
		164	80	26	n	89,6	82,4	170	130	15	26,8	0,9917	307,8
		164	80	25	n	89,6	82,3	216	165	13,6	23,4	0,7752	212,68
		172	79,2	22	m	89,6	81,8	204	157	17	26,6	1,118	420,49
		162	74	25	n	89,6	81,3	190	146	14	24,8	0,8391	300,49
		172	85	27	n	89,6	81,3	204	155	12,4	28,2	0,8474	219,51
		161	73	30	n	94,6	102,2	182	136	14,6	23,6	1,179	397,07
		175	82	24	m	89,6	82,7	170	126	16,8	31,6	1,322	334,63
		150	60	24	n	89,6	81,3	207	159	12,4	21,8	0,6544	266,34
		151	55	24	n	79,6	39,4	181	140	12,8	23,2	0,2694	241,95
		164	72	26	n	89,6	81,2	208	155	14,4	18,6	0,6374	157,56
		160	66	29	n	89,6	81,6	188	142	14,8	23,4	0,8473	925,37
		170	70	24	m	79,6	40,5	172	127	15,2	25	0,3573	289,27
		165	85	31	n	94,5	101,4	183	141	15,4	23,7	1,244	266,34
		181	80	23	m	79,6	39,6	204	163	12,6	18,3	0,2053	155,61
		166	70	28	n	89,6	81,5	188	143	12,8	27,4	0,8552	208,78

Liite 2. Potilasannoskeräyslomake, vuoden 2020 aineisto

PA			kV PA	PA mAs	FFD cm	PA FSD cm	Proteesi	LAT	Kuvan korkeus	Kuvan leveys	APPA KAP	Annos- indeksi	AC
Paino kg	Paksuus cm	Suku- puoli						ESAK mGy	PA cm	PA cm	Gy cm^2	Arvo	
72	31,3	n	90,90526	38,57895	188,5526	145,8474	#JAKO/0!	#JAKO/0!	14,42105	23,27368	3,785368	299,8167	
		m											
80	33	n	94,5	51	206	165	ei	oik	15,8	18,9	4,98	362,93	
80	34	n	94,6	51	219	173	ei	vas	13,4	20,6	3,719	150	
68	29	n	89,6	32	218	170	ei	vas	11,4	19,7	2,097	159,05	
75	30	n	89,6	33	180	136	kyllä	oik	17	27	4,392	200,86	
53	25	n	89,6	33	188	152	ei	oik	11,2	18,8	1,981	447,41	
76	32	n	89,6	33	177	134,5	kyllä	oik	14,2	25,3	3,485	194,83	
58	30	n	89,6	32	187	148	ei	vas	14	22	2,9		
80	38	n	94,6	50	191	150	ei	oik	15,4	21,1	5,391	424,57	
80	31	n	89,6	33	156	109,6	ei	vas	13,4	23,4	2,96	214,66	
80	31	n	89,6	33	193	153	ei	oik	13,4	23,4	2,941	209,05	
68,5	33	n	89,6	33	193	144	ei	vas	13	12,2	2,853	174,57	
68,5	31	n	89,6	33	185	141	ei	oik	22,6	20,8	2,391	172,41	
70	27	n	89,6	32	167	126	kyllä	oik	15,8	23,8	3,56	340,95	
69	29	n	89,6	33	182	141	ei	oik	13,8	24,2	2,917	245,26	
67	27	n	89,6	32	177,5	135	ei	oik	13	35,6	4,391	325,43	
75	27	n	89,6	33	185	142	ei	oik	17,4	24,6	4,108	444,4	
70	30	n	89,6	41	188	145	ei	vas	15,4	29,4	5,514	571,98	
70	30	n	94,6	51	190	151	ei	vas	12,4	28	5,812	424,72	
80	30	n	94,5	64	200	155	ei	oik	11,4	23,4	5,53	333,62	

Liite 3. Kuvanlaadun arviontilomake, vuoden 2019 aineisto

	AC	RAJAUS	ASETTELU	VALOTUS	TERÄVYYS	KOMMENTIT
1.		2	2	2	2	
2.		1	2	1	2	Leveyssuunnan blendat liian leveät
3.		1	2	1	1	Oik. Ilman hilaa, olisi ehkä pitänyt olla hila. Keskitys liian alhaalla. Proteesi.
4.		1	2	2	2	Vas. Ei proteesia.
5.		1	2	2	2	Ylhäältä näkyy liikaa
6.		1	2	2	2	Oik. Keskitys liian ylhäällä.
7.		1	2	2	2	Vas. Keskitys liian ylhäällä.
8.		1	2	2	2	Ylhäältä näkyy liikaa
9.		2	2	2	1	
10.		2	2	2	1	
11.		2	2	2	2	
12.		2	2	2	2	
13.		1	2	2	2	Liikaa näkyy ylhäältä
14.		1	2	2	2	Liikaa näkyy ylhäältä
15.		1	2	2	2	Liikaa näkyy ylhäältä
16.		1	2	1	1	Liikaa näkyy ylhäältä. Liian vaalea kuva
17.		1	2	2	2	Liikaa näkyy ylhäältä
18.		1	2	1	1	Kookas potilas. Liikaa näkyy ylhäältä.
19.		2	2	2	2	
20.		1	2	2	2	

Liite 4. Kuvanlaadun arviontilomake, vuoden 2020 aineisto

	AC	RAJAUS	ASETTELU	VALOTUS	TERÄVYYS	KOMMENTIT
1.		1	2	2	2	
2.		1	2	1	1	Kohinaa liikaa
3.		2	2	2	2	
4.		1	2	2	1	Keskitys liian alhaalla. Iso proteesi
5.		2	2	2	2	
6.		2	2	1	2	
7.		2	1	2	2	
8.		2	2	2	2	
9.		1	2	2	2	Oik. Leveys blendat liian isot
10.		1	2	2	1	Vas. Pituus blendat liian isot
11.		1	2	2	2	Oik. Pituus blendat liian isot
12.		1	2	2	2	Vas. Pituus blendat liian isot
13.		2	2	2	2	
14.		2	2	2	2	
15.		1	2	2	2	Pituus blendat liian isot
16.		2	2	2	2	
17.		1	2	2	2	Oik. reittä näkyy liikaa
18.		1	2	1	1	Vas. reittä näkyy liikaa
19.		1	2	2	2	Ylhäältä näkyy liikaa

Arviointiasteikko 0-2

0 = Kriteeri ei toteudu

1= Kriteeri toteutuu osittain

2 = Kriteeri toteutuu