

# Koko kehon PET-kameran hyödyt PET-tutkimuksissa

TURUN YLIOPISTO  
Tietotekniikan laitos  
TkK-tutkielma  
Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia  
Joulukuu 2025  
Jutta Silver

TURUN YLIOPISTO  
Tietotekniikan laitos

JUTTA SILVER: Koko kehon PET-kameran hyödyt PET-tutkimuksissa

TkK-tutkielma, 31 s.

Lääketieteellinen tekniikka ja terveysteknologia

Joulukuu 2025

---

PET-kuvantaminen on lääketieteellinen kuvantamismenetelmä, jonka avulla pystytään diagnosoimaan erilaisia sairauksia kuten eri neurologisia tai kardiologisia sairauksia ja syöpiä. Kuvantaminen perustuu radiolääkkeisiin, jotka emittoivat positroneja. Positronin kohdatessa sen antihiukkasan elektronin kudoksessa tapahtuu annihilaatio, jossa syntyvät fotonit havaitaan ilmaisimilla.

Tutkielma on kirjallisuuskatsaus ja siinä keskitytään koko kehon PET-kameroiden hyötyihin PET-tutkimuksissa. Tutkielmassa selvitettiin, miten koko kehon PET-kamera eroaa perinteisestä PET-kamerasta ja miten tekoälyä hyödynnetään kuvarekonstruktioalgoritmeissa. Tutkielmassa tutkittiin, miten eri algoritmien avulla saatiin lyhennettyä kuvausaikaa ja vähennettyä potilaan säteilyrasitusta säilyttäen kuvissa vaadittavan laadun diagnosoinnin kannalta. Tutkielmassa tutkittiin ilmaisinteknologioiden vaikutusta koko kehon PET-kameroihin. Koko kehon PET-kuvauksista syntyy valtavasti tietoa, ja tutkielmassa pyrittiin selvittämään tiedonkäsittelyyn liittyviä haasteita.

Kirjallisuuskatsauksen perusteella voidaan päätellä, että tekoälyn rooli kuvien rekonstruoinnissa on valtava, ja se kehittyy jatkuvasti. Sen avulla ollaan päästy lupaaviin tuloksiin PET-tutkimuksissa. Osa tekoälypohjaisista algoritmeista on vielä kliinisesti validoimatta, joten niitä ei voida vielä hyödyntää kliinisessä työssä. Kuitenkin uudet algoritmit ovat mahdollistaneet huomattavasti lyhyemmät kuvantamisajat ja matalammat merkkiainepitoisuudet potilailla. Koko kehon PET-kameroilla voidaan saada nopeammat ja laadukkaammat tutkimukset kuin perinteisillä PET-kameroilla.

Asiasanat: PET-kuvantaminen, koko kehon PET-kamera, tekoäly, kuvarekonstruktioalgoritmit, ilmaisinteknologia, matala-aktiiviset merkkiainetutkimukset, tiedonkäsittely

# Sisällys

<b>1</b>	<b>Johdanto</b>	<b>1</b>
<b>2</b>	<b>PET-kuvantaminen</b>	<b>5</b>
2.1	PET-radiolääkkeiden tuotanto . . . . .	6
2.2	Kuvantamisen tausta . . . . .	8
2.3	Kuvanmuodostus . . . . .	11
<b>3</b>	<b>Koko kehon PET-tutkimukset</b>	<b>14</b>
3.1	Kuvarekonstruktioalgoritmit . . . . .	18
3.1.1	OSEM . . . . .	20
3.1.2	Patlak . . . . .	22
3.1.3	Muut algoritmit . . . . .	24
3.2	Matala-aktiiviset merkkiainetutkimukset . . . . .	25
<b>4</b>	<b>Pohdinta</b>	<b>27</b>
<b>5</b>	<b>Yhteenveto</b>	<b>30</b>
	<b>Lähdeluettelo</b>	<b>32</b>

# 1 Johdanto

PET-kuvantaminen (eng. Positron Emission Tomography) on lääketieteellinen kuvantamismenetelmä, jonka avulla voidaan diagnosoida neurologisia ja kardiologisia sairauksia, tutkia eri aineenvaihduntaprosesseja ja näin paikallistaa kasvaimia. [1] Kuvantaminen perustuu positroneja lähettäviin radiolääkkeisiin. Kun positroni kohtaa kudoksessa antihiukkasensa elektronin, tapahtuu annihilaatio. Tästä syntyvät fotonit havaitaan ilmaisimilla. Ilmaisinten havainnot muutetaan tietokoneen avulla valmiiksi PET-kuviksi. [2]

Tavallisen PET-kameran näkökenttä (eng. axial field-of-view) on lyhyt, yleensä 15-30 cm. Tavallisilla PET-kameroilla kuvausaika on keskimäärin 60 minuuttia. Jotta perinteisillä PET-kameroilla saadaan potilaasta kuva päälaesta lonkkaan, potilasta pitää liikuttaa kuva-alueella. Tämä heikentää kuvien tarkkuutta, eikä potilaan fyysikaalinen tila ole sama jokaisella uudella valotushetkellä. Pitkä kuvausaika aiheuttaa haasteita potilaille ja sairaalan henkilökunnalle. Osa potilaista voi kärsiä ahtaanpaikanpelosta, jolloin ahtaassa kuvausputkessa makaaminen paikallaan tunnin ajan on haasteellista ja epämukavaa. Pitkät kuvantamisajat aiheuttavat haasteita sairaalalle, koska ne vaativat tarkkaa aikatauluttamista. Perinteisellä PET-kameralla kuvattaessa säteilyrasitus on merkittävä potilaalle ja henkilökunnalle. Säteilyrasitus olisi hyvä saada mahdollisimman alhaiseksi varsinkin riskiryhmään kuuluvilla potilailla ja henkilökunnalla. Potilaan liikuttaminen kuva-alueella lisää liikkeestä johtuvaa kohinaa kuviin. Liikkeestä aiheutuva epätarkkuus kuvissa vaikeuttaa pienten löydösten

löytämistä. [2], [3]

Koko kehon PET-kameran näkökenttä (eng. long axial field-of-view) on yli 100 cm, jolloin valtaväestöstä saadaan otettua kuvat vähintään päälaesta lonkkaan. Tällä alueella sijaitsevat tärkeimmät elimet kuvantamisen kannalta. Kun potilaasta saadaan otettua kuva yhdellä kerralla, liikkeestä johtuvan kohinan määrä on huomattavasti alhaisempi. [2], [3]

Tutkielmaan saatiin ohjausta Turun PET-keskuksessa toimivalta AURAO-tutkimusryhmältä. AURAO tutkii ja kehittää radioaktiivisen hapen käyttöä kaasumaisena radiolääkkeenä PET-kuvantamisessa. Hengitettävä radiokaasu on turvallisempi ja vaivattomampi tapa suorittaa PET-tutkimus kuin laajasti käytössä oleva radiovesi, joka annostellaan tutkittavaan laskimonsisäisesti. [4] PET-kuvantamisessa radiolääke joko annostellaan laskimonsisäisesti eli injisoidaan tai potilas hengittää sen eli inhloi. [1] Merkkiaine ei vaikuta kuvattavan fysiologiaan, mutta se valitaan kuvattavan kohdekudoksen biokemiallisten ominaisuuksien mukaan. [5] Merkkiaineen injektion jälkeen potilas asetetaan PET-kameran näkökenttään. [6]

Tutkielmassa selvitetään, miten koko kehon PET-kameroilla päästään lyhyempään kuvausaikaan, pienempiin merkkiaineannoksiin, parempaan resoluutioon kuvissa ja miten eri algoritmeja ja tekoälyä hyödynnetään kuvien rekonstruoinnissa. Edellä mainitut parannukset tuovat haasteita lisääntyvän tiedon määrän hallinnassa, ja tutkielmassa pyritään löytämään vastauksia tähän. Tutkielmassa perehdytään koko kehon PET-kameroiden mahdollistamiin tehokkaampiin tutkimuskäytäntöihin.

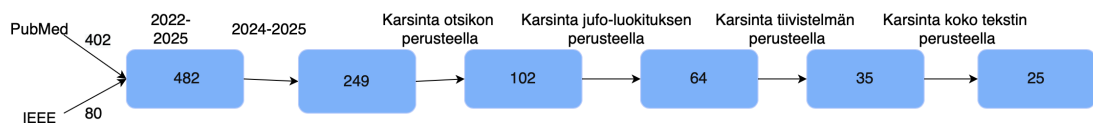
Kirjallisuuskatsauksen aiheena on selvittää koko kehon PET-kameran tuomat hyödyt kliinisiin PET-tutkimuksiin. Lisäksi tutkielmassa perehdytään, miten koko kehon PET-kamera eroaa tavallisesta PET-kamerasta ja miten tekoälyä voidaan hyödyntää koko kehon PET-kamerassa. Tutkimuskysymykset ovat seuraavat:

*Tutkimuskysymys 1: Miten koko kehon PET-kamera eroaa perinteisestä PET-kamerasta?*

*Tutkimuskysymys 2: Millaisia hyötyjä koko kehon PET-kuvantaminen tarjoaa PET-tutkimuksiin?*

*Tutkimuskysymys 3: Miten tekoälyä voidaan hyödyntää koko kehon PET-kamerassa?*

Tiedonhaku toteutettiin kahteen eri tietokantaan: PubMed ja IEEE Xplore. Haku toteutettiin hakusanalla "total-body-pet". Total-body-termi viittaa tutkielmassa käsiteltäviin koko kehon PET-kameroihin, kun vastaavasti whole-body-termi vastaa perinteisellä kameralla otettuihin kuviin potilaasta pääläestä lonkkaan. Hakutulokset rajattiin ensin vuosiin 2022—2025. Hakutuloksia jäi 482, joten hakutulokset rajattiin vielä vuosiin 2024—2025. Tämän jälkeen aineisto karsittiin otsikoiden perusteella. Otsikoista karsittiin pois kaikki artikkelit, joissa tutkittiin jotain tiettyä sairautta. Jäljelle jäävän aineiston laatu tarkistettiin JUFO-luokituksen perusteella. Seuraava karsinta tehtiin tiivistelmän perusteella, ja aineistosta karsittiin pois artikkelit, joissa tutkittiin jotain sairautta tai muuta kuin koko kehon PET-kameraan liittyviä teknisiä asioita. Viimeinen karsinta tehtiin koko tekstin perusteella. Jäljelle jäivät artikkelit, joissa käsitellään algoritmeja, ilmaisinteknologiaa tai tiedonkäsitelyä. Aineistosta nousivat esille kaksoismerkkiainetutkimukset ja matala-annoksiset merkkiainetutkimukset. Kuvasta 1.1 nähdään tiedonhakuprosessi.



Kuva 1.1: Kaaviokuva tiedonhakuprosessista.

Tutkielma on toteutettu kirjallisuuskatsauksena. Luvussa 2 kerrotaan PET-kuvantamisen perusteet. Luvussa 3 kerrotaan koko kehon PET-kamerasta ja siihen

---

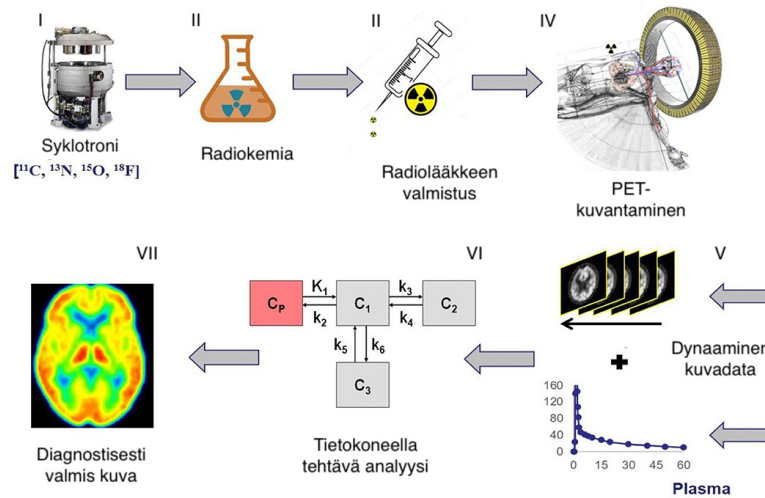
tehdyistä teknisistä parannuksista verratuna tavalliseen PET-kameraan. Tällaisia ovat esimerkiksi ilmaisinteknologiaan, kuvarekonstruktioalgoritmeihin ja kuvantamisnopeuteen tehdyt parannukset. Lisäksi luvussa kerrotaan, miten tekoälyä hyödynnetään koko kehon PET-kameroissa. Tutkimuskysymyksiin vastataan luvussa 3. Luvussa 4 pohditaan koko kehon PET-kameran tuomia etuja PET-tutkimuksiin. Luvussa 5 on yhteenveto.

## 2 PET-kuvantaminen

Kuvassa 2.1 nähdään PET-kuvantamisen vaiheet. Ennen kuvantamista valmistetaan radiolääke. Radiolääkeeseen tarvitaan radioisotooppi ja lääkeaine tai biologinen substraatti, esimerkiksi sokerimolekyyli. Radioisotooppi tuotetaan joko hiukkaskiihdyttimellä tai germanium-68/gallium-68-generaattorilla. Radioisotooppi yhdistetään lääkeaineseen tai biologiseen substraattiin radiokemialla. Valmis radiolääke annostellaan ja injisoidaan potilaaseen. Tämän jälkeen potilas asetetaan PET-kameran näkökenttään, ja kuvantaminen alkaa. Kuvantamisen aikana radiolääke kulkeutuu kudoksiin, ja syntyvä säteily havaitaan ilmaisimilla. PET-kameran ilmaisimista saadut kuvatiedot muutetaan sinogrammeiksi. Sinogrammeista rekonstruoidaan kuva tietokoneen avulla. Kuviin tehdään vaadittavia korjauksia, jotta lääkäri pystyy käyttämään valmista kuvaa potilaan diagnosointiin. [7]

Tietokonetomografiaa eli TT:tä hyödynnetään samanaikaisesti PET-kuvauksissa, jotta PET-kuvaan saadaan samalla tarkka anatominen referenssi. Pelkästä PET-kuvantamisesta saatava kuvatieto ei ole riittävän tarkka, jotta siitä saataisiin diagnosoinnin kannalta tarpeeksi tarkka kuva. [5] PET- ja TT-kuvat kohdistetaan säätämällä matriisin kokoa, vokselin intensiteettiä ja kuvien kiertoa, jotta kuville saadaan yhteensopiva spatiaalinen vastaavuus. Valmiista kuvasta lääkäri pystyy tekemään diagnoosin. [8]

Kuvantamisessa yleensä käytetyt positroneja emittoivat isotoopit  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  ja  $^{18}\text{F}$  ovat lyhytikäisiä eli niiden puoliintumisaika on verrattain lyhyt. Lyhyt puoliintu-



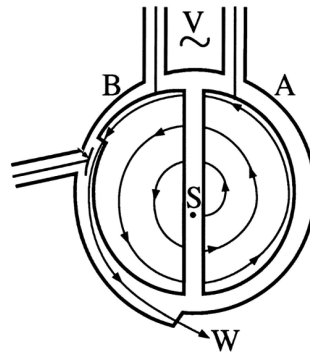
Kuva 2.1: Kaaviokuva PET-kuvantamisesta radiolääkkeen valmistuksesta valmiiseen kuvaan: I radionuklidin valmistus syklotronilla, II radionuklidi yhdistetään lääkeaineeseen tai biologiseen substraattiin, III radiolääke annostellaan ja injektoidaan potilaaseen, IV PET-kuvantaminen, jossa tapahtuu positroniemissio ja annihilaatio, V kuvaustieto muutetaan sinogrammeiksi ja siihen tehdään korjauksia, VI kuva rekonstruoidaan tietokoneella ja VII valmis kuva diagnosointia varten. Tekstit suomennotettu, tekijät: S. G. Nerella ja muut. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>). [9]

misaika pitää potilaan säteilyrasituksen alhaisena. Radioaktiivisia lääkkeitä valmistessa isotooppeja voidaan yhdistää biologisiin substraatteihin (glukoosi,  $\text{H}_2\text{O}$ ,  $\text{NH}_3$ ,  $\text{CO}_2$ ,  $\text{O}_2$  jne.) ja lääkkeisiin muuttamalla niiden biologista aktiivisuutta. [5] Tämä mahdollistaa erilaisten kudosten toimintojen kuvantamisen. PET:iä hyödynnetään eritoten aineenvaihduntaprosessien kuvantamisessa eri kudoksissa. Sen avulla voidaan diagnosoida ja arvioida hoitovastetta esimerkiksi Parkinsonin ja Alzheimerin tauteihin. [1]

## 2.1 PET-radiolääkkeiden tuotanto

PET-kuvantaminen vaatii radiolääkkeen, joka injektoidaan potilaaseen. Radiolääkkeeseen tarvitaan radioisotooppi ja lääkeaineosa. Radioisotooppeja tuotetaan joko syklotronilla tai germanium-68/gallium-68-generaattorilla. PET-tutkimuksissa käytetään

tettävät merkkiaineet sisältävät edellä mainittuja radioisotooppeja esimerkiksi  $^{18}\text{F}$ , jota tuotetaan syklotronissa lähellä kuvantamispaikkaa tai kuljetetaan paikan päälle kuvauspäivänä. Näitä edellä mainittuja radioisotooppeja tuotetaan hiukkaskiihdyttimellä eli syklotronilla. Esimerkiksi  $^{15}\text{O}$ :ta tuotetaan aivan kuvantamisapaikan vieressä koko kuvantamisen ajan, koska sen puoliintumisaika on noin kaksi minuuttia.  $^{68}\text{Ga}$  on myös radioisotooppi, joka sopii PET-kuvantamiseen ja jonka fysikaaliset ominaisuudet ovat kuin radioisotoopilla  $^{18}\text{F}$ .  $^{68}\text{Ga}$  puoliintumisaika on lyhyt 68 minuuttia, mutta sen etuna on, että sitä on helpompi hankkia germanium-68/gallium-68-generaattorin avulla, jota voidaan käyttää suoraan radiofarmasiassa. [10]



Kuva 2.2: Kaaviokuva syklotronista: V, RF kiihdytysjännite; S, ionilähde; A ja B dee-elektrodit ja W, kohtio. Muokattu, tekijät: G. B. Saha, toim. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>). [8]

Syklotronilla, kuva 2.2, eli hiukkaskiihdyttimellä tuotetaan positroneja emittoivia radionuklideja PET-kuvantamista varten. Kiihdytettävät ionit saadaan kiihdyttimen keskellä olevasta ionilähteestä. Ionisuihku kulkee kahden D-muotoisen elektrodin välillä, jotka ovat yhdistetty suurtaajuiseen vaihtuvaan korkeajännitteeseen. [8] Kun ioni kulkee kahden elektrodin välisen raon yli, sähkökenttä kiihdyttää sitä potentiaalierolla [11]:

$$Uq = E_k = \frac{1}{2}mv^2 \quad (2.1)$$

jossa  $U$  on kiihdytyspotentiaali,  $q$  on hiukkasen varaus,  $m$  on hiukkasen massa,  $E_k$  on hiukkasen liike-energia ja  $v$  on hiukkasen nopeus. Magneettikentällä B poikkeu-

tetaan hiukkanen ympyräradalle, ja hiukkasen liike-energian kasvaessa sen säde  $r$  ympyräradalla kasvaa. [11] Hiukkasen säde  $r$  nopeuden funktiona on:

$$F_B = F_{sp} = qvB = \frac{mv^2}{r} \quad (2.2)$$

missä  $F_B$  magneettikentän hiukkasen kohdistama voima,  $q$  hiukkasen varaus,  $B$  on magneettivuon tiheys,  $m$  hiukkasen massa ja  $v$  hiukkasen nopeus [11]. Kun hiukkasen säde kasvaa riittävän suureksi ja hiukkasella on ydinreaktioon tarvittava määrä energiaa, hiukkasen varauksesta riippuen se poikkeutetaan elektrostaattisesti tai mekaanisesti kiertoradaltaan kohtiolle, jossa syntyy ydinreaktio. Tästä syntyy haluttu radionuklidi. [8]

$^{68}\text{Ga}$  on PET-kuvantamisessa käytettävä radioisotooppi, ja sitä tuotetaan galliumgeneraattorilla. Emoisooppin  $^{68}\text{Ge}$  puoliintumisaika on 271 päivää, ja se voidaan helposti toimittaa sairaaloihin generaattorissa, jossa sitä voidaan käyttää  $^{68}\text{Ga}$ :n lähteenä vähintään vuoden ajan. Koska  $^{68}\text{Ga}$  puoliintumisaika on 68 minuuttia ja koska sitä on vaikea kuljettaa, voidaan  $^{68}\text{Ga}$ :ia eluoida generaattorista milloin tahansa käyttöpaikalla ja käyttää eri tarkoituksiin. Generaattori sisältää  $^{68}\text{Ge}$ , joka on kiinnitetty  $\text{TiO}_2$ -sauvan avulla kolonnin sisään. Kun  $^{68}\text{Ge}$  puoliintuu, se tuottaa  $^{68}\text{Ga}$ -isotooppia.  $^{68}\text{Ga}$  eristetään pylväästä eluoimalla sitä esimerkiksi suolahapolla tai vetykloorihapolla. [10]

## 2.2 Kuvantamisen tausta

Eri merkkiaineita käytetään eri tarkoituksiin riippuen siitä, mitä biologista toimintoa halutaan kuvata. [5] PET-kuvantamisessa käytettyjä radionuklideja ovat muun muuassa  $^{11}\text{C}$ ,  $^{13}\text{N}$ ,  $^{15}\text{O}$  ja  $^{18}\text{F}$ . Muut paitsi  $^{18}\text{F}$  ovat luonnollisia komponentteja metaboliiteissa ja muissa molekyyleissä. Tämän takia molekyylin leimaaminen radioaktiivisella nuklidilla ei muuta sen biologista käyttäytymistä. Tällöin leimattu molekyyli

kulkeutuu kehossa sen biokemiallisesti oikealle paikalle, ja PET-kuvista nähdään esimerkiksi  $^{18}\text{F}$ -merkkiaineella sokeriaineenvaihdunnallisesti aktiiviset paikat kehossa. [12]

$^{15}\text{O}$ :ta käytetään happiaineenvaihdunnan kuvaamiseen ja  $\text{CO}_2$ :ta,  $\text{H}_2\text{O}$ :ta,  $^{15}\text{O}_2$ :ta sekä  $\text{CO}$ :ta käytetään aivojen verenvirtausta kuvatessa.  $^{13}\text{N}$ :ta käytetään ammoniakiliuoksessa kardiologisiin tutkimuksiin sydänlihasperfuusiossa.  $^{11}\text{C}$ -leimattuilla radiolääkkeillä kuvataan aminohappometaboliaa, dopamiini  $D_2$ -reseptoreja tai soluproliferaatiota. Fluori korvaa yhdisteessä vetyatomien, jolloin leimatun molekyylin metaboloituminen muuttuu solussa. Esimerkiksi  $^{18}\text{F}$ -leimattu glukoosianalogi 2-fluori-2-deoksiglukoosi, eli  $^{18}\text{F}$ -FDG, fosforyloituu samoin kuin glukoosi heksokiinaasin vaikutuksesta 2-deoksiglukoosi-6-fosfaatiksi.  $^{18}\text{F}$ -leimattu glukoosimetaboliitti ei toimi substraattina glukoosiaineenvaihdunnan seuraavassa vaiheessa, vaan se kertyy soluihin kuten aivoihin ja syöpäkudokseen, joissa glukoosiaineenvaihdunta on nopeaa. [12]

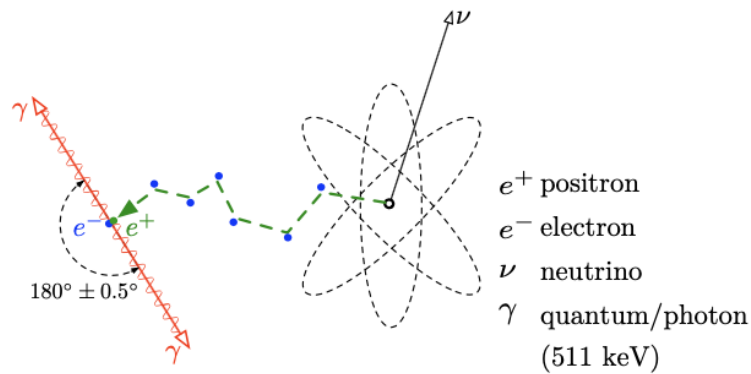
Syklotronilla tai galliumgeneraattorilla tuotettuja epävakaita atomeja kutsutaan radioisotoopeiksi. Isotooppi on atomi, jolla on sama määrä protoneja mutta eri määrä neutroneja kuin saman alkuaineen atomilla. [8] PET-tutkimuksissa käytetään isotooppeina positroniemittäreitä merkkamaan lääkeaineita tai biologisia substraatteja. Radionuklidi  $p$  hajoaa  $\beta^+$ -hajoamisena lähettämällä positronin ( $\beta^+$ ) ja neutriinin ( $\nu$ ) seuraavan kaavan mukaan. [8]



Neutronin massa on elektronin massan verran painavampi kuin protonin massa, joten yhtälön (2.3) oikea puoli on kahden elektronin massan verran painavampi kuin vasen puoli. Energian säilymislain takia radionuklidin siirtymäenergian on oltava vähintään kaksinkertainen fotonin massaan verrattuna, jotta se voi hajota  $\beta^+$ -emissiolla. Esimerkiksi edellä mainittu fluori emittoi positronin seuraavasti [8]:



PET-kuvantaminen perustuu kahden positronista syntyvän 511 keV:n fotonin havaitsemiseen hyvin pienen ajan sisällä, kuva 2.3. Fotonien syntymistä edeltää annihilaatio. Positronin kulkiessa kudoksen läpi se menettää energiaa ollessaan vuorovaikutuksessa kudoksen atomien elektronien kanssa ja lähes pysähtyy. Kun positronin liike-energia on tarpeeksi pieni, annihilaation todennäköisyys kasvaa. Hiukkaset ( $\beta^+$  ja  $e^-$ ) voivat annihiloitua ja synnyttää kaksi vastakkaiseen suuntaan emittoituvaa 511 keV -fotonia. [8]

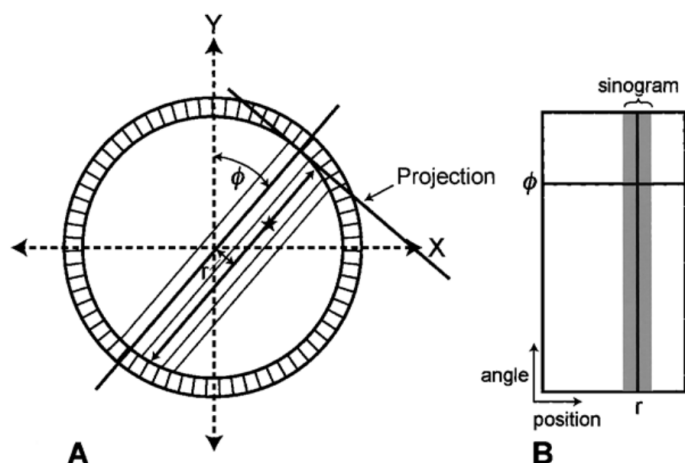


Kuva 2.3:  $\beta^+$ -hajoaminen emittoi positronin  $\beta^+$  ja neutriinon  $\nu$ . Positronin menettäessä energiaa vuorovaikuttamalla elektronien  $e^-$  kanssa. Tätä sanotaan annihilaatioksi. Reaktiion seurauksena syntyy ja emittoituu kaksi 511keV fotonia vastakkaisiin suuntiin. Tekijä: J. Langner. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>). [1]

Fotonit virittävät ilmaisimen tuiekiteen ylemmälle viritystasolle menettäen samalla energiansa. Kun tuiekiteen atomi palautuu viritystilastaan, se emittoi valofotonin, ja se havaitaan valomonistinpiirissä. [13] Tuiekiteen pysäytysvoima määrittää keskimääräisen matkan, jonka fotoni kulkee, kunnes se pysähtyy energian menettämisen jälkeen. Ilmaisimen havaitsemistehokkuus on tärkeä ominaisuus PET-kamerassa, koska ilmaisimen havaitessa mahdollisimman monta emittoivaa fotonia mahdollisimman lyhyessä ajassa se pienentää kuvausaikaa ja potilaan säteilyannosta.

Fotonit vuorovaikuttavat ilmaisimen atomien kanssa valosähköilmiön tai Comptonin sironnan kautta. Kun elektroniikka havaitsee kahdella vastakkaisella ilmaisimella lyhyen aikaikkunan sisällä tapahtuman, voidaan määrittää suora, jolla annihilaatio on tapahtunut. Tätä kutsutaan LOR:iksi (eng. line of response). [8] TOF (eng. time-of-flight) parantaa LOR:in kanssa kameroiden erottelukykyä ja signaali/kohinasuhdetta. TOF:in avulla voidaan laskea fotonien saapumisaikojen erotus ilmaisimille, ja tästä voidaan määrittää annihilaation kohta keskipisteen suhteen tietyllä todennäköisyydellä. [13]

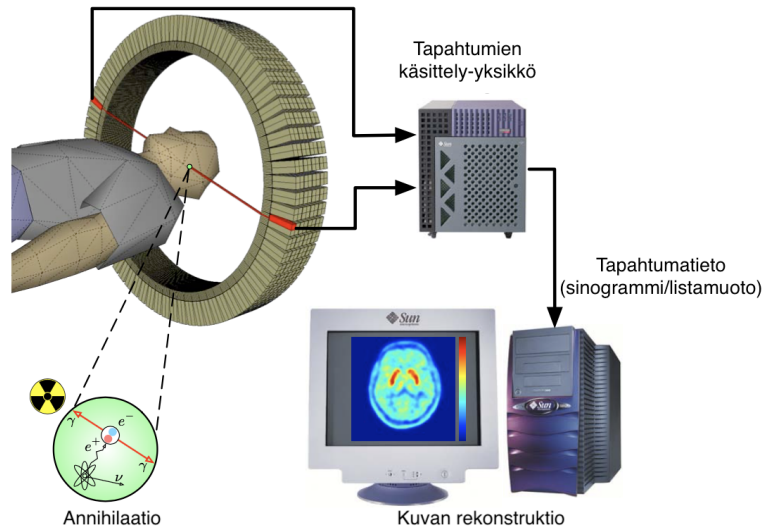
## 2.3 Kuvanmuodostus



Kuva 2.4: PET-tiedonkeruu sinogrammin muodossa. Jokainen LOR-tieto (A) piirretään  $(r, \phi)$ -koordinaatteihin. LOR:n etäisyys skannauspisteestä on  $r$  ja suuntakulma on  $\phi$  (kulma  $r$ :n ja kentän pystyakselin välillä). Kaikkien  $r$ - ja  $\phi$ -arvojen tiedot piirretään ja näin saadaan varjostettu alueen (B) osoittama sinogrammi. Tekijät: G. B. Saha, toim. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>) [8]

Positroniemissiosta syntyvä PET-kuvantamisen tieto kerätään rekonstruktio-  
 tokoneen muistissa olevaan matriisiin, jota kutsutaan sinogrammiksi, kuva 2.4. Sino-  
 grammi on pohjimmiltaan kaksiulotteinen histogrammi LOR-arvoista (etäisyydestä

ja kulmasta)  $(r, \phi)$ -koordinaateista tietyllä tasolla. Jokainen LOR-arvo vastaa yhtä pikseliä, jota kuvaa koordinaatit  $(r, \phi)$ , sinogrammissa. Jokaista tapahtuman havaitsemista varten määritetään tapahtuman LOR ja paikannetaan vastaava pikseli sinogrammista. [8]



Kuva 2.5: Kaavio PET-tiedon rekisteröintiprosessista: Merkkiaineen injektion jälkeen emittoituvat  $\gamma$ -kvantit rekisteröidään tuikekiteiden avulla. Elektronikka suodattaa havainnot ja määrittää, mitkä yksittäiset tapahtumat ovat oikeita. Kuva rekonstruoidaan, kun suodatetut tapahtumat on välitetty kuvanmuodostusasemalle. Tekstit suomennettu, tekijä: J. Langner. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>). [1]

Kuviin tarvitsee tehdä erilaisia korjauksia, jotta niistä saadaan diagnostisesti riittävän edustavia. Fotonien energia vaimenee, kun ne matkaavat kudoksen läpi. Vaimennus aiheuttaa kuvissa epätasaisuutta, koska fotonit vaimenee suhteessa enemmän keskuskudoksissa kuin pintakudoksissa, ja fotonit voivat kulkea eri elinten läpi. Tämän takia kuviin tehdään vaimennuskorjauksia. PET/TT-kuvauksessa TT-kuvia käytetään vaimennuskorjaukseen. Satunnaistapahtumia minimoidaan käyttämällä parempaa ilmaisintekniikkaa ja lyhyempää aikaikkunaa. Comptonin sironta on yksi haaste PET-kuvissa, koska suurin osa sironneesta säteilystä liikkuu kudoksessa ilman suurempaa energiahäviötä. Sirontakorjaus tehdään ottamalla näkökentän ul-

kopuolelta lukemat (sisältävät sironnan ja satunnaiset tapahtumat) ja poistamalla satunnaisten tapahtumien luvut. Jäljelle jäävät sirontaluvut vähennetään näkökentän luvuista, jolloin saadaan oikeat tapahtumaluvut. [8]

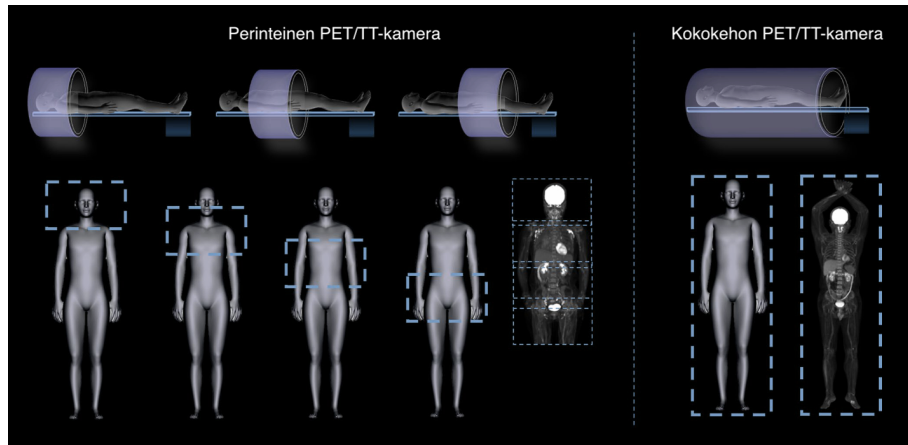
Kuvassa 2.5 havainnoidaan kuvanmuodostusprosessi. Sinogrammista kuva rekonstruoidaan käyttämällä eri algoritmeja, esimerkiksi OSEM ja Patlack ja takaisin-suodatusprojektiolla eli FBP:llä (eng. filtered back projection). Nykyisin käytetään yhä enemmän eri algoritmeja kuvien rekonstruointiin, sillä ne ovat tehokkaampia, ja kuvausaikaa pystytään lyhentämään merkittävästi niiden avulla. [5], [14]

## 3 Koko kehon PET-tutkimukset

Tässä luvussa käsitellään, miten rekonstruktioalgoritmeilla päästään lyhyempään kuvausaikaan säilyttäen vaadittavaa tarkkuus kuvissa. Rekonstruktioalgoritmeissa käytetyn tekoälyn avulla on päästy lyhyempiin kuvausaikeihin ja matalampiin merkkiaineannoksiin. Näiden ansiosta kaksoismerkkiainetutkimukset pystytään toteuttamaan saman päivän aikana.

Koko kehon PET-kuvantamiseen liittyy muutama keskeinen käsite. Koko kehon PET-kameraa tarkoittaa kameraa, jolla potilas saadaan kuvattua pääläestä varpaisiin. Pitkän näkökentän PET-kameralla on yli 100 cm näkökenttä, jolla saadaan kuvattua potilas vähintään pääläestä lonkkaan. Matala-aktiivisissa ja erittäin matala-aktiivisissa tutkimuksissa pystytään tuottamaan kliinisesti tarpeeksi tarkkoja kuvia matalammilla säteilypitoisuuksilla. Dynaamisissa PET-kuvauksissa kuvaukset voivat alkaa ennen radiolääkkeen antoa, ja potilaasta otetaan useampi kuvasarja eri aikoina lääkkeen annon jälkeen. Kineettisessä mallinnuksessa 4D-tiedosta luodaan parametrisia 3D-kuvia radiolääkkeen kinetiikasta. Kaksoismerkkiainekuvauksissa samalla kuvauskerralla kuvataan kahden eri merkkiaineen jakautumista kehossa. [3]

Koko kehon PET-kameroiden kehitys on ollut mahdollista ilmaisintekniikan kehityksen ansiosta. Puolijohdevalosensorit ja tarkka tiedon lukuelektroniikka ovat mahdollistaneet ilmaisinten kehityksen. Tekniikan kehitys on helpottanut siirtymistä yksittäisen elimen kuvaamisesta koko elinjärjestelmän kuvantamiseen yhdellä kerralla. Ilmaisimien tukeaineita on tutkittu useita erilaisia, mutta vain harvat ovat pääs-



Kuva 3.1: Perinteisellä PET-kameralla tehtävä kuvantaminen (vasen puoli) ja kokokehon PET-kameralla tehtävä kuvantaminen (oikea puoli). Tekstit suomennotettu, tekijät: K. Zan ja muut. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>). [15]

seet käyttöön PET-kameroissa. Koko kehon PET-kameroissa käytettävät tuikeaineet ovat LSO (Lutetium oxyorthosilicate seostettu kesiumilla (Ce)) ja LYSO (Lutetium yttrium oxyorthosilicate seostettu kesiumilla (Ce)). [3], [8] Tuikeaineita valittaessa tulee ottaa huomioon niiden pysäytysvoima fotoneille, vaimennusaika, valontuotto keV-fotonia kohden ja ilmaisimen energioresoluutio. Vaimennusaika (ns) on aika, jonka aikana fotoni virittää tuikekiteen atomin ylemmälle energiatilalle emittoiden valoa. Mitä lyhyempi vaimennusaika, sitä tehokkaammin tuikeaine pystyy vastaanottamaan fotoneita, ja tämä mahdollistaa lyhyemmät kuvausajat. Esimerkiksi LSO:n tuikevaimennusaika (40ns) on tehnyt siitä ihanteellisen ilmaisimen PET-kameroihin, ja sitä käytetäänkin Quadrassa. [8]

Eri tuikeainemateriaaleja tutkitaan jatkuvasti, ja yksi lupaavimmista oli käyttää ksenonilla seostettua nesteargon-ilmainta uudessa koko kehon  $3D\pi$  PET-kamerassa.  $3D\pi$  PET -kameran herkkyys on hyvä, sillä on erinomainen spatiaalinen resoluutio ja hyvä TOF-resoluutio.  $3D\pi$ :lla pystyy kuvantamaan myös suurilla säteilypitoisuuksilla. Ksenonin seostamisella tuikemateriaaliin oli ratkaiseva aikaeroresoluution ja kohinan poiston parantamisessa.  $3D\pi$  vaatii vielä lisätutkimuksia, jotta sitä voidaan hyödyntää kliinisessä käytössä. Kameran ulkoisia mittoja tulee parantaa ja rekons-

truktioalgoritmeja tarkentaa, jotta  $3D\pi$ :lla saadaan vastattua kliinisiin tarpeisiin. [16]

Perinteisillä PET-kameroilla potilaan kuvantaminen päälaesta lonkkaan vaatii useita kuvauskertoja, ja tämä aiheuttaa väistämättä epätarkkuutta kuvan kvantifoinnissa aikaerojen ja kohinan takia. Koko kehon PET-kameroilla saadaan potilas kuvattua vähintään yhdellä kuvauskerralla päästä lonkkaan, jolloin potilaan asennon muutoksista johtuvat epätarkkuuden poistuvat automaattisesti. Kuvassa 3.1 havainnoidaa lyhyen ja pitkän näkökentän PET-kameroiden kuvantamista, kun potilaasta halutaan vähintään päälaesta lonkkaan kuvat. [15]

Quadra (Siemens Healthineers) ja uExplorer (United Imaging Healthcare) ovat kliinisessä käytössä olevia koko kehon PET-kameroita. PennPET explorer (University of Pennsylvania) ja uMI Panorama GS (United Imaging Healthcare) ovat vain tutkimuskäytössä olevia koko kehon PET-kameroita. Merkittävin ero kameroiden välillä on se, että Quadran ja PennPET explorerin ilmaisimissa käytetään LSO-tuiekiteitä. UExplorerissa ja uMI Panorama GS:ssa käytetään LYSO-tuiekiteitä. Kaikilla neljällä kameralla on eri pituiset näkökentät. Quadran näkökenttä on 106 cm, uExplorerin 194 cm, PennPET explorerin 112 cm ja uMI Panorama GS:n 148 cm. [3], [15], [17] Kameroiden yleiset tiedot nähdään taulukosta 3.1.

Taulukko 3.1: Neljän koko kehon PET/TT-järjestelmän yleiset tiedot. [3], [15], [17]

Järjestelmä	Näkökenttä (cm)	Tuiekaine	Kliininen käyttö
Quadra	106	LSO	kyllä
uExplorer	194	LYSO	kyllä
PennPET explorer	112	LSO	ei
uMI Panorama GS	148	LYSO	ei

PET-kameran herkkyys kertoo, kuinka hyvin ilmaisin rekisteröi radioaktiivisen hajoamisen. Mitä suurempi arvo, sitä parempi herkkyys kameralla on. Quadralla herkkyys on 176 kcps/MBq, uExplorerilla 171 kcps/MBq, PennPET explorerilla 54 kcps/MBq ja uMI Panorama GS:lla 176,3 kcps/MBq. Kameroiden välillä on eroja

myös paikanerottelun tarkkuudessa. Quadran tarkkuus on 3,8 mm, uExplorerin 2,9 mm, PennPET explorerin 4,0 mm ja uMI Panorama GS:n 2,9 mm. TOF-tarkkuus eli aikaeroresoluutio on Quadralla 230 ps, uExplorerin 505 ps, PennPET explorerilla 256 ps ja uMI Panorama GS:lla 189 ps. Kliinisessä käytössä olevista kameroista Quadralla on korkeampi aikaeroresoluutio ja herkkyys, kun taas uExplorerin paikanerottelun tarkkuus on parempi ja sen näkökenttä on pidempi. [3], [15], [17] Kameroiden tekniset tiedot nähdään taulukosta 3.2.

Taulukko 3.2: Neljän koko kehon PET/TT-järjestelmän tekniset tiedot. [3], [15], [17]

Järjestelmä	Herkkyys (kcps/MBq)	Paikanerottelun tarkkuus (mm)	TOF-tarkkuus (ps)
Quadra	176.0	3.8	230
uExplorer	171	2.9	505
PennPET explorer	54	4.0	256
uMI Panorama GS	176.3	2.9	189

Koko kehon PET-kameroissa hyödynnetään valtavasti tekoälyä, erityisesti kuvien rekonstruoinnissa ja sinogrammien tulkinassa. Tekoälyn avulla pystytään käsittelemään suurentuvaa tietomäärää tehokkaammin ja nopeammin. Kokokehon PET-kameralla otetut kuvat ovat tarkempia, joten tekoälyä pystytään hyödyntämään paremmin kuin tavallisissa PET-kameroissa. Tekoälyä hyödynnetään esimerkiksi elinten segmentoinnissa, vaimennuskorjauksissa, dynaamisessa kuvantamisessa, kuvanparannuksessa ja kuvien laadun arvioinnissa. [2]

Koko kehon PET-kameralla on useita etuja verattuna perinteiseen PET-kameraan: lyhyempi kuvausaika, parempi erottelukyky, parempi resoluutio ja kohinan poisto eli signaali-kohina suhde. Se mahdollistaa pienemmät säteilyannokset potilaille ja kaksoismerkkiainetutkimukset. [3], [6] Kehittyneiden kuvarekonstruktioalgoritmien ja tekoälyn avulla saadaan parempi erottelukyky, resoluutio, kohinan poisto ja elinten segmentointi. [14], [3] Kuvausajan lyhentämisellä on useita positiivisia vaikutuksia, kuten liikkeestä syntyvien häiriöiden väheneminen, kustannustehokkuus ja potilaan

mukavuus kuvauksen aikana. [18] Esimerkiksi yhdessä tutkimuksessa osoitettiin, että Quadralla otettu 2 minuutin kuvasarja vastaa kliiniseltä tarkkuudeltaan 60 minuutin normaalia kuvasarjaa Siemens Biograph vision 600 -kameralla. Kamerat ovat laskennallisesti täysin vertailukelpoisia keskenään. [19]

Koko kehon PET-kuvantamisessa tulee valtavasti tietoa, ja laskennallinen monimutkaisuus kasvaa valtavasti. Esimerkiksi 60 minuutin dynaamisen [18-F]FDG-PET-kuvauksen raakadata uExplorerilla on noin 1 000 Gt. [17] Koko kehon PET-kuvauksista syntyvät suuret tietojoukot vaativat vankan tietojen tallennus- ja hallintajärjestelmän. [20] Yksi ratkaisu tiedonkäsittelyn haasteisiin on tekoälyn hyödyntäminen algoritmeissa. Tekoölyyn perustuvien algoritmien laskentanopeus on parempi kuin perinteisten algoritmien, koska ne poistavat optimoinnin tarpeen prosessin aikana. [21] Toinen haaste tiedonhallinnassa on tietoturvallisuus kuvien käsittelyn ja säilytyksen aikana. Dynaamisista kuvista saadaan huomattavasti fysiologista tietoa ihmisestä, esimerkiksi paino, pituus, syke, sormenjälki ja kehon muoto. Tulevaisuudessa olisi tärkeää panostaa henkilöiden tietoturvaan koko kehon PET-kuvauksissa, sillä ne sisältävät huomattavan määrän tietoa potilaista. Näillä tiedoilla potilas on tunnistettavissa kuvista. [22]

### 3.1 Kuvarekonstruktioalgoritmit

Kuvien rekonstruointiin käytetään erilaisia algoritmeja. Algoritmeilla pyritään parantamaan resoluutiota ja poistamaan kuvista kohinaa. Tehokkailla algoritmeilla saadaan lyhennettyä kuvausaikaa ja pienennettyä radiolääkkeen annosta, koska ne pystyvät rekonstruoimaan pienemmällä tietomäärällä kliiniseen käyttöön riittävän tarkkojan kuvia. [14], [2] Käytetyimpiä algoritmeja ovat OSEM (eng. Ordered Subsets Expectation Maximization) ja Patlak. Quadrassa esimerkiksi käytetään OSEM-algoritmia kuvien rekonstruointiin. [23]

Tekoälyä hyödynnetään valtavasti kuvien rekonstruoinnissa. Sitä hyödynnetään

sinogrammien tulkinnessa, ja algoritmeja kehitetään tekoälyn pohjalta. [24] Tekoälypohjaiset algoritmit jaetaan kolmeen: tietopohjaiset algoritmit (eng. data-driven algorithms), mallipohjaiset algoritmit (eng. model-driven algorithms) ja malli-tietoyhdistelmä algoritmit (eng. model-data hybrid algorithms). Tietopohjaisilla algoritmeilla on yksinkertainen rakenne, joten ne ovat helppo toteuttaa, ja niillä on hyvä suorituskyky. Ne vaativat paljon koulutusta, joka vie aikaa. Koulutustaso riippuu koulutettavan materiaalin laadusta. Mallipohjaiset algoritmit käyttävät optimointialgoritmeista matemaattista mallia pohjana. Mallipohjaisissa algoritmeissa korvataan haastavat operaattorit neuroverkoilla. Malli oppii nämä koulutuksen aikana ja integroi ne verkkoparametreihin. Mallipohjaiset algoritmit ovat hitaampia kuin tietopohjaiset, mutta ne ovat tulkittavia. Tieto-malli-algoritmit yhdistävät molempien hyvät puolet. [2] Syväoppimismalleja kuten konvoluutioneuroverkkoa ja diffuusiomallia hyödynnetään poistamaan kohinaa kuvista, jolloin saadaan kliinisesti tarkkoja kuvia PET-kuvauksista. Näiden avulla on päästy muun muassa lyhyempään kuvausaikaan ja pienempiin radiolääkeannoksiin. [6]

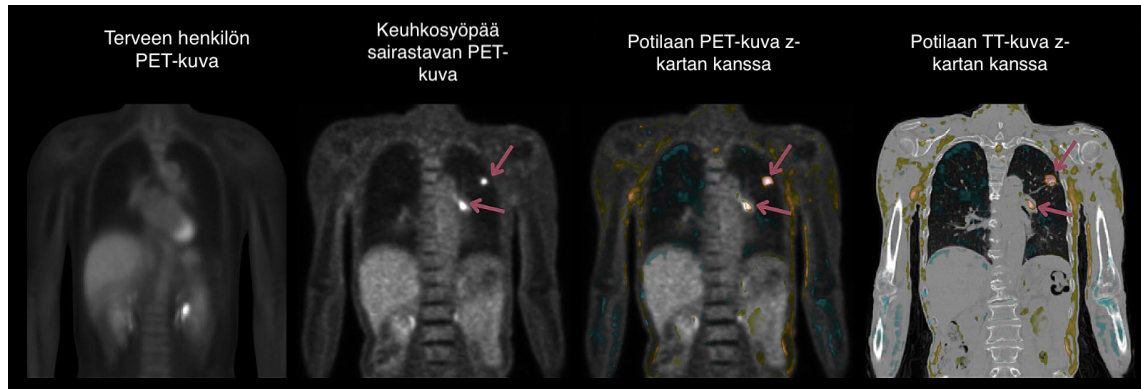
Tekoälyä käytetään koko kehon PET-kameroissa kuvien rekonstruktioon, vaimennuskorjaukseen, elinten segmentointiin, kuvien paranteluun, parametriseen kuvantamiseen, kuvien muuntamiseen esimerkiksi PET-kuvasta TT-kuvaksi, radiolääkkeiden annosten pienentämiseen ja PET-kuvien diagnosointiin. [2] Perinteiset syväoppimisen menetelmät kuvien kohinanpoistossa ja resoluution parantamisessa hyödyntävät konvoluutioneuroverkkoja. Näiden menetelmien haasteina on, että tietty menetelmä tulee kouluttaa yhdelle kameralle, eikä niitä pysty soveltamaan suoraan muihin kameroihin. [25] Tämän takia olisi hyvä kehittää syväoppimisen malleja, joita voidaan käyttää koulutukseen jälkeen kaikkiin kameroihin.

### 3.1.1 OSEM

OSEM (eng. Ordered Subsets-Expectation Maximization) eli järjestetyn osajoukon odotusarvon maksimoinnin algoritmi on laajasti käytössä oleva algoritmi kuvien rekonstruktioon. Sitä käytetään Quadrassa. [23] Uusien koko kehon PET-kameroiden mahdollistamat lyhennetyt kuvausajat ja radiolääkeannosten pieneneminen vähentää fotonimääriä. Fotonien määrien vähentyminen lisäävät kohinaa ja huonontavat kuvien tarkkuutta. OSEM pyrkii löytämään keskitien iterointimäärien ja kuvan tarkkuuden välillä, sillä lisääntynyt iteraatioiden määrä lisää kuvissa kohinaa ja näin huonontaa pienten leesioiden, eli löydösten löytämistä. Tämän takia OSEM rajoittaa iteraatioiden määrän äärelliseksi. [14] OSEM-algoritmi on käytössä myös perinteisissä PET-kameroissa. Koko kehon PET-kameroiden kehityksen myötä OSEM-algoritmia tulee kehittää tai sitä pitää käyttää yhdessä jonkin muun algoritmin kanssa, jotta kuvien laatu pysyy diagnostiikan kannalta riittävänä.

Iteratiivinen HYPER on paranneltu algoritmi ja kehitetty vastamaan OSEM:in kokemuksiin haasteisiin [14]. Se käyttää U-nettiin perustuvaa tekoälymenetelmää, ja sillä on FDA:n (eng. US Food and Drug Administration) hyväksyntä [2]. HYPER perustuu rangaistavaan todennäköisyyden (eng. penalized likelihood) ja on antanut lupaavia tuloksia kuvanlaadun parantamisessa, pienten leesioiden löytämisessä, lyhennetyt kuvausajan tutkimuksissa ja pienannoksissa kuvauksissa. HYPER pystyi erottamaan merkkiaineen aktiivisuuden pienistäkin leesioista, mikä on ollut OSEM-algoritmin haaste. Kun puhutaan pienistä leesioista, pitää muistaa, että aktiivisuus leesioalueella on pieni koon takia. Näissä tapauksissa on erityisen tärkeää, että pienimmätkin leesiot havaitaan. Niiden havaitseminen vaikeutuu, jos kuvassa on merkittävä määrä kohinaa. [14]

Tekoälyä hyödyntävä FastPET on kehitetty Siemens Biograph Vision -kameralle ja on myöhemmin laajennettu koko kehon Quadra-kameralle. OSEM:in avulla koulutettiin neuroverkko vaimennuskorjauskuvien avulla. Tämä kyseinen menetelmä on



Kuva 3.2: Tekoälyn hyödyntäminen kuvien rekonstruoinnissa. Tekoälyn tuomat hyödyt kuvien laatuun on havaittavissa hyvin potilaan PET-kuvasta tekoälymenetelmän kanssa verrattuna PET-kuvaan ilman tekoälyn hyödyntämistä. Tekoäly korostaa poikkeamia kuvissa. Kuvassa punaiset nuolet osoittavat kasvaimia. Tekstit suomennettu, tekijät: L. K. Shiyam Sundar ja muut. Kuva lisensoitu CC BY 4.0 -lisenssillä (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>). [21]

lyhentänyt kuvien rekonstruointiaikaa 7 minuutista 20 sekuntiin kuvantamisen jälkeen. Rekonstruktion nopeutuminen on tärkeää koko kehon PET-kuvantamisessa, koska kuvatietoa tulee merkittävästi enemmän. [26]

3D DDPM -pisteytysfunktio on osoittanut lupaavia tuloksia kuvien kohinan poistossa, kun rekonstruktioalgoritmina on käytetty OSEM:ia. Kohinan poistoon käytettiin tekoälyä, ja malli koulutettiin konvoluutioneuroverkon avulla. Malli hyödyntää diffuusioprosessia, jossa on eteenpäin menevä askel ja taaksepäin menevä askel. Eteenpäin menevässä askeleessa Gaussin kohinaa lisättiin vähitellen muuttaen PET-tiedon jakauma Gaussin jakaumaksi. Taaksepäin menevällä askeleella iteroitiin PET-kuvat Gaussin näytteistä. DDPM-pisteytysfunktio saa poistettua näin kuvista kohinaa ja parannettua OSEM-algoritmia. Malli on kehitetty koko kehon PET-kameroiden kohinan poistoon, koska vanhat tekoälyyn perustuvat menetelmät eivät ole riittäviä eri PET-tutkimusten kohinan poistoon. [27]

### 3.1.2 Patlak

Parametrisessa kuvantamisessa tehdään kvantitatiivisia karttoja fysiologisista prosesseista kuten verenkierrasta tai aineenvaihdunnan prosesseista. Näihin sovelletaan matemaattisia malleja kuten Patlak-käyrää. Tästä syntyy pikseli pikseliltä -kuvia tietyistä parametreista, esimerkiksi verenkierrasta, perinteisen PET-kuvantamisen radioaktiivisuustasojen sijaan. [28]

Koko kehon PET-kuvantaminen ja merkkiaineen kineettinen mallinnus mahdollistavat moniparametrin kuvantamisen. Moniparametrinen kuvantaminen antaa tarkempaa tietoa elinten aineenvaihdunnallisesta toiminnasta. Patlak-käyrä on käytetyin kineettinen lineaarinen malli [18-F]FDG-kuvauksissa. Patlak-kuvaajan parametri  $K_i$  edustaa [18-F]FDG:n nettovirtausta. Patlak-käyrä kuvaa kudonskonsentraation ja matemaattisen mallin suhdetta tasapainoajan  $t^*$  jälkeen kaavan mukaan:

$$\frac{C_T(t)}{C_p(t)} = K_i \cdot \frac{\int_0^t C_p(\tau) d\tau}{C_p(t)} + b \quad (t > t^*), \quad (3.1)$$

jossa  $C_T(t)$  tarkoittaa FDG-pitoisuutta kudosalueella ajankohtana  $t$ .  $C_p(t)$  on syöttöfunktio, ja se kertoo FDG-pitoisuuden plasmassa ajankohtana  $t$ .  $K_i$  on FDG:n nettonopeus, ja  $b$  on leikkauspiste, joka on veren tilavuuden ja kudoksessa vapaan FDG-jakautumistilavuuden seos. Yleisesti  $t^*$  koko kehon Patlak-parametriselle kuvantamiselle on suurempi tai yhtä suuri kuin 30 minuuttia. [29]

Koko kehon PET-kamerat ovat yksinkertaistaneet ja parantaneet Patlak-parametrista kuvausta herkkyuden ja elinten samanaikaisen kuvantamisen takia. Tämä vaatii tunnin mittaisen dynaamisen kuvantamisen, jotta saadaan Patlakin vaatima syöttöfunktio. Suhteellinen Patlak-käyrä (RP) ei tarvitse varhaisen ajan vaan myöhäisen ajan syöttöfunktion. Tämä ei lyhennä kuvausaikaa kuin 30 minuuttiin. Tähän on etsitty ratkaisua syväoppimisen menetelmästä syvä-kernel-mallista (eng. deep-kernel method), joka poistaa kuvista kohinaa. Tällä on päästy 20 minuutin kuvausaikaan.

[29] Suhteelliseen Patlak -kaavioon ehdotettiin seuraava yhtälöä:

$$\frac{C_T(t)}{C_p(t)} = K'_i \cdot \frac{\int_{t^*}^t C_p(\tau) d\tau}{C_p(t)} + b' \quad (t > t^*), \quad (3.2)$$

jossa  $K'_i$  ja  $b'$  ovat uudet FDG:n nettonopeus ja leikkauspiste. Verrattuna tavalliseen Patlak-kuvaajaan RP-kuvaaja poistaa tarpeen varhaisen ajan syöttöfunktion 0:sta  $t^*$ :een ja vaatii vain myöhäisen ajan syöttöfunktion  $t^*$ :sta kuvantamisen loppuun. Tämä mahdollistaa tehokkaamman lähestymistavan parametriselle kuvantamiselle. [29]

Populaatiopohjaista syöttöfunktioita ja epäsuoraa Patlak-menetelmää käyttämällä  $K_i$ -parametrin tarkkuutta parannettiin erittäin herkällä tilalla, joka mahdollisti 15 minuutin kuvausajat Quadralla. Perinteisessä PET-kamerassa ei ole tarpeeksi herkkää tilaa, joten tätä mallia ei voida käyttää perinteisissä PET-kameroissa. Malli ei toiminut riittävästi kaikille elimille, esimerkiksi virtsarakon osalta Patlak ei pystynyt lineaariseen sovitukseen. Maksalle ja keuhkoille tarvitaan myös laajemmat mallit. Tutkimuksessa nousi esille, että lyhennetyllä kuvausajalla hengittämisestä johtuvia liikeartefakteja oli silti liikaa, jotta ne olisi saatu menetelmällä poistettua. Tutkimuksessa kerrottiin, että epäsuora Patlak-menetelmä vahvisti ajatusta lyhennetyistä kuvausajoista. [23]

Patlak-KXD-algoritmi rakentuu kahdesta eri koneoppimisalgoritmista K-Means and XGBoost. Tutkimuksessa valittiin 20 minuutin jälkeen otetut kuvat algoritmien koulutusta varten. K-Meansia käytettiin klusterointiin ja näytteenottoon  $K_i$ -tasapainotetun koulutustiedon luomiseksi. LXGBoostille opetettiin kudos-veri-säänönmukaista suhdetta ja aikakäyrien sekä Patlak-pohjaisten  $K_i$ -arvojen välistä vastaavuutta käyttämällä  $K_i$ -tasapainotettua harjoitustietoa. Ennustevaiheessa XGBoost pystyi luomaan  $K_i$ -kuvia laskemalla  $K_i$ -arvot dynaamisista kuvista saaduista SUR-aikakäyristä. Tällä tavalla päästiin 4 minuutin kuvausaikaan, joka olisi poti-

laiden ja kuvaustehokkuuden kannalta hyvä. Menetelmä pitää vielä validoida ennen sen kliinistä käyttöönottoa. [30]

Dynaamisista PET-kuvauksista saadulla tiedolla jokaisella kolmiulotteisen avaruuden pisteellä on aika-aktiivisuuskäyrä (TAC). Tämä kertoo, miten merkkiaineen kertymä muuttuu ajan kuluessa elimissä. TAC-arvot eroavat sijainnin perusteella toisistaan, koska merkkiaineen määrä nousee huomattavasti, kun merkkiaine saavuttaa elimen ensimmäisen kerran ja laskee sen jälkeen puoliintumisajan mukaan. [31] SN-Patlak on itseohjautuva neuroverkkoalgoritmi, ja se pystyy luomaan  $K_i$ -kuvia lyhyistä dynaamisista [18-F]FDG PET-kuvista, eikä se vaadi pitkän kuvantamisen PET-tietoja koulutusta varten. SN-Patlak tarvitsee lyhytaikaisen veren TAC-arvon, kun Patlak-menetelmä vaatii TAC-arvon koko tunnin kuvantamisajalta. Tällä päästiin luotettaviin 10 minuutin mittaisiin dynaamisiin kuvausaikoihin. Resoluutio kuvissa oli riittävä, sillä pienetkin leesiot olivat havaittavissa lyhyestä kuvausajasta huolimatta. SN-Patlakilla on paljon potentiaalia kliinisessä työssä, mutta sen saaminen diagnostiseen käyttöön vaatii vielä kliinisen validoinnin eri PET-kameroista saaduista tiedoista. [32]

### 3.1.3 Muut algoritmit

Sinogrammeihin sovelletut syväoppimisen menetelmät ovat tehokkaita sironnan korjauksessa raakatiedoista. Syväoppimiseen perustuva sironnan arviointi -menetelmä DLSE (eng. deep learning-based scatter estimation) perustuu konvoluutiohermoverkkoon U-Net-arkkitehtuuriin. Se käyttää sinogrammeja sironnan arvioimiseen. DLSE:n avulla pystyttiin tarkentamaan leesioiden näkyvyyttä kuvista. Tulevaisuudessa DLSE:n yleistettävyyttä muihin kameramalleihin olisi hyvä tutkia lisää. [24]

Tekoälypohjainen waveNet perustuu kuvan hajottamiseen useisiin taajuuskomponentteihin aallokemuunnoksella. Aallokemuunnokseen käytettiin 3D-hermoverkkoa kohinan vähentämiseksi taajuusalueella. Hajotetut taajuusalueet annettiin D-UNet-

rakenteen neuroverkkoon taajuuskomponenttien kohinanpoistoa varten. WaveNet-tiä pystyttiin yleistämään eri kameroista saatuihin aineistoihin, mikä parantaa sen mahdollista käyttöä kliinisessä työssä. [25]

Uusia kuvien rekonstruointimenetelmiä etsitään jatkuvasti, jotta saataisiin lyhennettyä kuvausaikaa varsinkin dynaamisissa kuvauksissa. Yksi mahdollinen rekonstruktio menetelmä, jolla saataisiin dynaamisen kuvantamisen kuvausaika lyhennettyä tunnista kahteenkymmeneen minuuttiin perustuu syväoppimismenetelmään. Menetelmässä muodostettiin syväoppimiskehys, jonka avulla päästiin 20 minuutin kuvausaikaan. Kohinasuhdetta ja rakenteellista samankaltaisuusindeksiä käytettiin kuvien laadun arviointiin. Menetelmällä saatiin laadukkaita moniparametrisia kuvia rajallisesta aineistosta. Menetelmän laajempi käyttö kliinisessä tarkoituksessa vaati vielä lisätutkimusta ja kehitystä. [18]

## 3.2 Matala-aktiiviset merkkiainetutkimukset

Annetun aktiivisuuden vähentäminen on tärkeää tilanteissa, joissa säteilyannos aiheuttaa teoreettisen vaaran pitkäaikaiselle terveydelle esimerkiksi kasvainten arviointi raskauden aikana. Tällaisissa tilanteissa sikiön säteilyrasitus voidaan pitää hyvin alhaisena. Äidin taudin diagnoosi ja levinneisyyden määrittäminen voivat olla ratkaisevia jatkotutkimusten suunnittelussa, koska hoitovaihtoehdot vaihtelevat raskauden eri vaiheissa. Toinen esimerkitilanne ovat vauvat ja pienet lapset, joita kuvattaessa säteilyrasitus on vähennettävä ihannetapauksessa minimiin. [33]

Koko kehon PET-kamerat mahdollistavat nopeammat kuvausajat pienemmillä radiolääkeannoksilla. Quadralla on päästy alhaisilla annoksilla [18-F]-FDG:lla (1MBq/kg) 5 minuutin kuvausaikaan ja erittäin alhaisella annoksella (0.5MBq/kg) 6 minuutin kuvausaikaan, jolloin kuvien laatu oli vielä ihanteellinen diagnosointiin. Kuvien kohinaa vähennettiin ottamalla käyttöön erittäin korkea herkkyystila. Se lisää mahdollisuuksia säteilyrasituksen vähentämiseen ja kuvausaikojen lyhentämi-

seen entisestään. [34]

Tekoälyn hyödyntäminen kuvien rekonstruktiossa mahdollistaa alhaisempien radiolääkeannosten käytön kuvantamisessa, koska uudet algoritmit pystyvät poistamaan kuvista paremmin kohinaa. [25] Esimerkiksi PETformer on suunniteltu poistamaan erittäin matala-annoksisista kuvista kohinaa ilman rakenteellista ennakkotietoa eli ilman TT-kuvatietoja. Se pystyy säilyttämään pienten leesioiden kertymäärvöjen laadun mahdollistaen nopean ja tarkan diagnosoinnin pelkästään PET-kuvauksen avulla. PETformer vaatii vielä lisätutkimusta ja kliinisen validoinnin ennen kuin sitä voidaan käyttää kliinisessä työssä. Se voi mahdollistaa tulevaisuudessa pelkkää PET-tekniikkaa käyttävät kuvantamisprotokollat. [35]

Tietyissä tilanteissa kahden eri radioisotoopin peräkkäinen kuvantaminen on hyödyllistä, sillä sen ansiosta voidaan arvioida syövän levinneisyyttä. [17] Koko kehon PET-kamerat mahdollistavat kaksoismerkkiainetutkimukset saman päivän aikana, koska koko kehon PET-kameroilla pystytään kuvantamaan matala-aktiivisilla merkkiaineilla. Tämä mahdollistaa kahdella eri radioaktiivisella lääkeellä kuvantamisen saman päivän aikana, koska matala-aktiivisten annosten ansiosta potilaan säteilyrasitus jää tarpeeksi pieneksi. Tekoälyn hyödyntäminen ja uudet algoritmit pystyvät poistamaan ensimmäisen kuvauskierroksella käytetyn merkkiaineen aiheuttaman kohinan. Tämän ansiosta potilaan ei tarvitse tulla kuvattavaksi kahtena eri päivänä ja tämän säteilyrasitus jää pienemmäksi kuin perinteisellä PET-kameralla tehtävät kaksoismerkkiainetutkimukset. [26], [36] Listätutkimuksissa on hyödynnetty lisättyä herkkyyttä kuvattaessa ensimmäistä merkkiainetta pienellä annoksella. Tämän jälkeen toinen merkkiaine annettiin suuremmalla pitoisuudella, jotta ensimmäisen merkkiaineen aiheuttama signaali olisi minimaalinen. [17]

## 4 Pohdinta

Taulukko 4.1: Aineistojen määrä tutkittavista aiheista.

Aihe	Määrä (kpl)
Ilmaisinteknologia	1
Rekonstruktioalgoritmit	16
Tiedonkäsittely	2
Matala-aktiiviset merkkiainetutkimukset	6

Tutkielmassa analysoidusta kirjallisuuden perusteella voidaan sanoa, että koko kehon PET/TT-kameroiden ansiosta potilaat saavat nopeammin apua, koska useampi potilas pystytään kuvantamaan saman päivän aikana, ja heidän säteilyrasitus jää mahdollisimman alhaiseksi. Kehittyneet algoritmit ja tekoälyn hyödyntäminen avavat jatkuvasti uusia ovia kuvien rekonstruoinnissa ja mahdollistavat lyhennetyt kuvausajat. Koneoppimisen käyttöä algoritmeissa tulee kehittää, mutta samalla tulee pitää mielessä tietoturvaan liittyvät asiat. Eritoten eri algoritmien yleistettävyyttä kaikkiin kliinisessä käytössä oleviin kameroihin tulisi tutkia lisää.

Taulukosta 4.1 nähdään, että ilmaisinteknologiasta löytyi yksi tutkimus liittyen uusiin tukeaineisiin. Tämän perusteella voidaan sanoa, että nykyiset tukeainemateriaalit LSO ja LYSO ovat riittäviä käyttötarkoitusta ajatellen. Tutkielmassa analysoidusta kirjallisuudesta nousi esille, että rekonstruktioalgoritmeja kehitetään jatkuvasti ja PET-kameroiden kuvausnopeutta ja resoluutiota pyritään parantamaan koko ajan. Tämän vuoksi uusia tukeainemateriaalieja olisi hyvä tutkia ja kehittää lisää, jotta ne vastaavat myös tulevaisuudessa PET-kameroiden tarpeisiin eivätkä

rajoita niiden resoluutiota.

Eri algoritmien ja koneoppimisen hyödyntämistä kuvien rekonstruoinnissa on tutkittu valtavasti ja se nähdään taulukosta 4.1, sillä rekonstruktioalgoritmeihin liittyviä aineistoja oli yli puolet tutkielman aineistosta. Aineistosta nousi esille, että suurin osa uusista algoritmeista ja tekoälyn malleista vaativat vielä lisätutkimusta ja kliinistä validointia ennen kuin niitä voidaan hyödyntää terveydenhuollossa. Uudet tekoälypohjaiset algoritmit ovat antaneet kuitenkin vaikuttavia tuloksia parantaen kuvien resoluutiota ja pienten leesioiden löytämistä, lyhentäen kuvausaikaa ja mahdollistaen pienemmät merkkiaineannokset potilailla. Koneoppiminen on mahdollistanut leesioiden löytämisen jo sinogrammeista ennen varsinaisen kuvan muodostamista.

Uudet tekoälypohjaiset algoritmit pystyvät havaitsemaan löydökset hyvin pienannoksisista ja lyhytkestoisista kuvista. Tämä mahdollistaa jopa neljän eri potilaan kuvantamisen tunnin sisällä ja potilaan säteilyrasituksen vähintään puolittumisella. Aineiston perustellaa voidaan sanoa, että tekoälypohjaisista algoritmeista on paljon hyötyä, ja tekoälyn avulla saadaan parannettua koko kehon PET-kameroilla tehtäviä tutkimuksia. Tekoälypohjaiset algoritmit eivät tarvitse välttämättä koulutuskuvamateriaalia, jolloin niiden luotettavuus ei ole kiinni materiaalin laadusta. Tällaisia algoritmeja pystytään hyödyntämään eri koko kehon PET-kameroihin, kun taas kuvista koulutettuja algoritmeja voidaan hyödyntää ainoastaan siihen kameraan, jolla kuvamateriaali on otettu. Tämän persuteella voidaan sanoa, että rekonstruktioalgoritmien yleistettävyys Quadraan ja uEXPLORERiin helpottaisi tutkimustyötä ja voisi viedä kameroiden kehitystä paremmin eteen päin.

Tiedonkäsittelystä löytyi vähän tietoa, mikä nähdään taulukosta 4.1. Aineistosta nousi kaksi eri näkökulmaa. Ensimmäisenä nousi esille, että tehokkaammat rekonstruktioalgoritmit vastaavat itsessään jo haasteeseen liittyen lisääntyvän tietomäärän käsittelyyn, koska niiden ansiosta sama määrä tietoa saadaan käsiteltyä huo-

mattavasti lyhyemmässä ajassa. Toisena nousi esille tietoturvaan liittyvät kysymykset: miten saadaan taattua, etteivät potilaiden henkilökohtaiset tiedot leviä kuvien kautta. Vaikka kuvat ovat anonyymejä, kehittyvien kuvantamismenetelmien ansiosta kuvista on havaittavissa yhä enemmän tietoja, joilla anonyymi potilas voidaan tunnistaa. Tämän perusteella voidaan sanoa, että tulevaisuudessa voitaisiin perehtyä, miten saadaan parannettua potilaiden tietosuojaa liittyen kokokehon PET/TT-kuvien säilytykseen.

Aineistosta nousi esille matala-aktiiviset merkkiainetutkimukset ja kaksoismerkkiainetutkimukset, kuten nähdään taulukosta 4.1. Kirjallisuuden perusteella voidaan sanoa, että koko kehon PET/TT-kamerat mahdollistavat lyhennetyt kuvausajat ja matala-aktiivisemmat merkkiaineannokset kuvauksissa säilyttäen diagnostisesti riittävän kuvien laadun. Aineiston perusteella voidaan sanoa, että tekoälyn merkitys näissä kehitysaskelissa on ollut merkittävä, koska sen avulla on pystytty poistamaan kuvista kohinaa ja näin pitämään kuvien laatu riittävänä. Lyhentyneet kuvausajat mahdollistavat useamman potilaan kuvantamisen päivän aikana, ja näin ollen useampi potilas saa nopeammin hoitoa. Merkkiaineannosten aktiivisuuden pienentäminen mahdollistaa lasten ja raskaana olevien naisten kuvantamisen turvallisemmin. Siten esimerkiksi raskaana oleva nainen saisi mahdollisimman hyvää hoitoa niin, että se vaikuttaisi sikiöön mahdollisimman vähän.

## 5 Yhteenveto

Tutkielmassa tarkasteltiin koko kehon PET-kameroiden tuomia hyötyjä PET-tutkimuksiin. Työn tavoitteena oli selvittää, mitä etuja koko kehon PET-kameralla on verrattuna perinteisellä PET-kameralla tehtäviin kuvantamisiin. Tarkoituksena oli selvittää, miten eri algoritmeilla ja koneoppimisen avulla voidaan parantaa kuvien resoluutiota, tarkuttaa ja nopeuttaa kuvausaikoja. Lisäksi työssä selvitettiin, miten edellä mainitut seikat antavat paremmat edellytykset eri kuvantamistavoille.

Tutkimuskysymyksiin saatiin seuraavia vastauksia kirjallisuuskatsauksesta. Koko kehon PET-kameralla saadaan kuvattua potilas vähintään pääläestä lonkkaan kerralla, kun taas perinteisellä PET-kameralla potilasta tulee liikuttaa useamman kerran kameran näkökentässä, jotta saadaan katettua sama alue. Koko kehon PET-kameroilla saadaan lyhennettyä kuvausaikaa 60 minuutista jopa 5 minuuttiin ja vähintään puolitettyä merkkiaineannokset. Nämä mahdollistavat saman päivän aikana tehtävät kaksoismerkkiainekuvaukset mahdollisimman pienellä säteilyrasituksella. Dynaamiset ja parametriset kuvantamiset ovat helpottuneet koko kehon PET-kameroiden myötä.

Aineistosta nousi esille kolmannen tutkimuskysymyksen yhteydessä, että tekoälyä hyödynnetään valtavasti kuvien rekonstruoinissa. Tekoälypohjaisia algoritmeja on kehitetty useita, mutta suurin osa ei ole vielä sellaisenaan käyttökelpoisia kliinisessä työssä, mutta ne ovat antaneet paljon lupaavia tuloksia. Niiden avulla on pystytty parantamaan spatiaalista resoluutiota sekä TOF-resoluutiota lyhennetyin

ajan ja matalampien merkkiaineannosten kuvista. Useat algoritmit vaativat vielä kliinistä validointia ennen kuin niitä voidaan ottaa käyttöön kliinisissä olosuhteissa. Tekoäly on pystynyt tunnistamaan leesioita jo sinogrammeista, mikä nopeuttaa diagnosointia.

Seuraava tutkimusaihe voisi olla: miten tekoälypohjaisia rekonstruktioalgoritmeja pystyttäisiin soveltamaan eri kameroihin sellaisenaan, jolloin hyviä menetelmiä pystyttäisiin hyödyntämään paremmin kaikissa koko kehon PET-kameroissa. Pääsääntöisesti vielä algoritmeja voidaan soveltaa vain siihen kameraan, jonka ottamalla kuvilla algoritmi on koulutettu tai testattu. Tekoälyn osuus koko kehon PET-kuvantamisessa tulee todennäköisesti lisääntymään niin sinogrammien tulkinnassa kuin kuvien rekonstruoinnissa ja diagnosoinnissa. Tekoälyn hyödyntäminen kuvantamisessa nopeuttaa kuvantamista ja mahdollistaa erilaisten kuvantamismenetelmien kehittymisen.

# Lähdeluettelo

- [1] J. Langner, "Event-Driven Motion Compensation in Positron Emission Tomography: Development of a Clinically Applicable Method", väitöskirja, Faculty of Medicine Carl Gustav Carus University of Technology Dresden, 2008.
- [2] Q. Zhang et al., "Total-Body PET/CT: A Role of Artificial Intelligence?", *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 55, s. 124–136, 2025. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2024.09.002.
- [3] G. Liu et al., "Expert consensus on workflow of PET/CT with long axial field-of-view", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 1038–1049, 2025. DOI: 10.1007/s00259-024-06968-4.
- [4] S. Shimochi et al., "Small animal PET with spontaneous inhalation of  $^{15}\text{O}$ -labelled oxygen gases: Longitudinal assessment of cerebral oxygen metabolism in a rat model of neonatal hypoxic-ischaemic encephalopathy", *Journal of Cerebral Blood Flow & Metabolism*, vol. 44, s. 1024–1038, 2023. DOI: 10.1177/0271678X231220691.
- [5] R. E. Schmitz, A. M. Alessio ja P. E. Kinahan, "The Physics of PET/CT scanners", teoksessa *PET and PET/CT*, E. C. Lin ja A. Alavi, toim., Georg Theme Verlag KG, Stuttgart, 2019, s. 2–16. DOI: 10.1055/b-006-160164.
- [6] N. Rathod et al., "Total Body PET/CT: Clinical Value and Future Aspects of Quantification in Static and Dynamic Imaging", *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 55, s. 98–106, 2025. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2024.11.004.

- [7] C. P. Reinert, "Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations", *RoFo: Fortschritte Auf Dem Gebiete Der Rontgenstrahlen Und Der Nuklearmedizin*, vol. 196, s. 534–535, 2024. DOI: 10.1055/a-2276-0522.
- [8] G. B. Saha, toim., *Basics of PET Imaging: Physics, Chemistry, and Regulations*. Springer Science+Business Media, Inc, 2005. DOI: 10.1007/b138655.
- [9] S. G. Nerella, P. Singh, T. Sanam ja C. S. Digwal, "PET Molecular Imaging in Drug Development: The Imaging and Chemistry Perspective", *Frontiers in Medicine*, vol. 9, 2022. DOI: 10.3389/fmed.2022.812270.
- [10] GMSAustraliaPty, *IRE Galli Eo 68Ge/68Ga Gallium Generator*, 2025. viitattu 6. marraskuuta 2025. url: <https://www.globalmedicalsolutions.com.au/pages/ire-galli-eo-68ge-68ga-gallium-generator>.
- [11] J. Cederberg et al., *Magneettinen voima ja magneettikenttä*, 2016. url: <https://opetus.tv/yliopisto/fysiikka/sahkomagnetismi/magneettinen-voima-ja-magneettikentta/>.
- [12] H. Korpela, toim., *Isotooppilääketiede*. STUK, 2004.
- [13] M. Dedja et al., "Sequential deep learning image enhancement models improve diagnostic confidence, lesion detectability, and image reconstruction time in PET", *EJNMMI physics*, vol. 11, s. 28, 2024. DOI: 10.1186/s40658-024-00632-4.
- [14] K. Zan et al., "Performance of the Iterative OSEM and HYPER Algorithm for Total-body PET at SUVmax with a Low 18F-FDG Activity, a Short Acquisition Time and Small Lesions", *Current Medical Imaging*, vol. 20, e15734056274225, 2024. DOI: 10.2174/0115734056274225240109112413.
- [15] Y. Sun, Z. Cheng, J. Qiu ja W. Lu, "Performance and application of the total-body PET/CT scanner: a literature review", *EJNMMI research*, vol. 14, s. 38, 2024. DOI: 10.1186/s13550-023-01059-1.

- [16] A. Zabihi et al., "3D: three-dimensional positron imaging, a novel total-body PET scanner using xenon-doped liquid argon scintillator", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 70, 2025. DOI: 10.1088/1361-6560/adbaac.
- [17] C. Mingels et al., "Total-Body PET/CT: Challenges and Opportunities", *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 55, s. 21–30, 2025. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2024.08.003.
- [18] C. S. Constantino, F. P. M. Oliveira, M. Machado, S. Vinga ja D. C. Costa, "The Use of Maximum-Intensity Projections and Deep Learning Adds Value to the Fully Automatic Segmentation of Lesions Avid for [18F]FDG and [68Ga]Ga-PSMA in PET/CT", *Journal of Nuclear Medicine: Official Publication, Society of Nuclear Medicine*, vol. 66, s. 795–801, 2025. DOI: 10.2967/jnumed.124.269067.
- [19] I. L. Alberts et al., "Long-axial field-of-view PET/CT improves radiomics feature reliability", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 1004–1016, 2025. DOI: 10.1007/s00259-024-06921-5.
- [20] C. Nanni, A. Farolfi, P. Castellucci ja S. Fanti, "Total Body Positron Emission Tomography/Computed Tomography: Current Status in Oncology", *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 55, s. 31–40, 2025. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2024.10.006.
- [21] L. K. Shiyam Sundar, S. Gutschmayer, M. Maenle ja T. Beyer, "Extracting value from total-body PET/CT image data - the emerging role of artificial intelligence", *Cancer Imaging: The Official Publication of the International Cancer Imaging Society*, vol. 24, s. 51, 2024. DOI: 10.1186/s40644-024-00684-w.

- [22] F. Godinez, C. Mingels, R. Bayerlein, B. Mehadji ja L. Nardo, "Total Body PET/CT: Future Aspects", *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 55, s. 107–115, 2025. DOI: 10.1053/j.semnuclmed.2024.10.011.
- [23] W. Lan, H. Sari, A. Rominger, C. l. Fougère ja F. P. Schmidt, "Optimization and impact of sensitivity mode on abbreviated scan protocols with population-based input function for parametric imaging of [18F]-FDG for a long axial FOV PET scanner", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 51, s. 3346–3359, 2024. DOI: 10.1007/s00259-024-06745-3.
- [24] B. Laurent, A. Bousse, T. Merlin, A. Rominger, K. Shi ja D. Visvikis, "Evaluation of deep learning-based scatter correction on a long-axial field-of-view PET scanner", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 2563–2576, 2025. DOI: 10.1007/s00259-025-07120-6.
- [25] S. Xue et al., "A deep learning method for the recovery of standard-dose imaging quality from ultra-low-dose PET on wavelet domain", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 1901–1911, 2025. DOI: 10.1007/s00259-024-06994-2.
- [26] M. Dassanayake et al., "Artificial Intelligence-Guided PET Image Reconstruction and Multi-Tracer Imaging: Novel Methods, Challenges, and Opportunities", *PET clinics*, vol. 20, s. 453–461, 2025. DOI: 10.1016/j.cpet.2025.07.005.
- [27] B. Yu et al., "Robust whole-body PET image denoising using 3D diffusion models: evaluation across various scanners, tracers, and dose levels", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 2549–2562, 2025. DOI: 10.1007/s00259-025-07122-4.
- [28] A. Dimitrakopoulou-Strauss, L. Pan ja C. Sachpekidis, "Parametric Imaging With Dynamic PET for Oncological Applications: Protocols, Interpretation,

- Current Applications and Limitations for Clinical Use”, *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 52, s. 312–329, 2022. DOI: <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2021.10.002>.
- [29] S. Li, Y. G. Abdelhafez, L. Nardo, S. R. Cherry, R. D. Badawi ja G. Wang, ”Total-Body Parametric Imaging Using Relative Patlak Plot”, *Journal of Nuclear Medicine: Official Publication, Society of Nuclear Medicine*, vol. 66, s. 654–661, 2025. DOI: [10.2967/jnumed.124.268496](https://doi.org/10.2967/jnumed.124.268496).
- [30] W. Gu et al., ”An improved Patlak-based Kiparametric imaging approach for clinical 18F-FDG total-body PET”, *Physics in Medicine and Biology*, 2024. DOI: [10.1088/1361-6560/ad9ce4](https://doi.org/10.1088/1361-6560/ad9ce4).
- [31] O. Rainio, M. K. Jaakkola ja R. Klén, ”Quantitative evaluation of unsupervised clustering algorithms for dynamic total-body PET image analysis”, *Journal of Medical Engineering & Technology*, vol. 49, s. 37–44, 2025. DOI: [10.1080/03091902.2025.2466834](https://doi.org/10.1080/03091902.2025.2466834).
- [32] W. Gu et al., ”Self-supervised neural network for Patlak-based parametric imaging in dynamic [18F]FDG total-body PET”, *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 1436–1447, 2025. DOI: [10.1007/s00259-024-07008-x](https://doi.org/10.1007/s00259-024-07008-x).
- [33] R. J. Hicks, R. E. Ware ja J. Callahan, ”Total-Body PET/CT: Pros and Cons”, *Seminars in Nuclear Medicine*, vol. 55, s. 11–20, 2025. DOI: [10.1053/j.semnuclmed.2024.07.003](https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2024.07.003).
- [34] J. Ingbritsen, J. Callahan, H. Morgan, M. Munro, R. E. Ware ja R. J. Hicks, ”Optimisation of low and ultra-low dose scanning protocols for ultra-extended field of view PET in a real-world clinical setting”, *Cancer Imaging: The Official Publication of the International Cancer Imaging Society*, vol. 25, s. 7, 2025. DOI: [10.1186/s40644-025-00823-x](https://doi.org/10.1186/s40644-025-00823-x).

- 
- [35] Y. Li ja Y. Li, "PETformer network enables ultra-low-dose total-body PET imaging without structural prior", *Physics in Medicine and Biology*, vol. 69, 2024. DOI: 10.1088/1361-6560/ad2e6f.
- [36] Y. Lin et al., "Eliminating the second CT scan of dual-tracer total-body PET/CT via deep learning-based image synthesis and registration", *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, vol. 52, s. 2589–2604, 2025. DOI: 10.1007/s00259-025-07113-5.