

# LÄÄKETIETEELLISTEN KUVANTAMISTEKNOLOGIOIDEN KEHITYS



Ammattikorkeakoulututkinnon opinnäytetyö  
Tieto- ja viestintätekniikka, insinööri (AMK), Riihimäki

Kevät 2021

Eveliina Pajunen

## TIIVISTELMÄ

Lääketieteellisellä kuvantamisella tarkoitetaan erilaisten kuvantamisteknologioiden hyödyntämistä sairauden diagnosoimisessa ja tutkimisessa. Kuvantamisteknologioiden perusteena on joko sähkömagneettinen säteily, ääniaallot, muu ionisoiva säteily tai näiden yhdistelmä. Lääketieteelliset kuvantamisteknologiat ovat kiinteä osa nykyajan lääketiedettä ja mahdollistavat diagnoosin asettamisen ja potilaan tutkimisen ilman invasiivisia toimenpiteitä.

Opinnäytetyön tarkoituksena oli tarkastella lääketieteellisiä kuvantamisteknologioita niissä käytettävien teknologioiden kehittymisen kannalta aina ensimmäisistä kuvantamisteknikoista nykyään käytettävissä oleviin teknikoihin saakka ottaen huomioon erityisesti fysiikan näkökulmat sekä perehtyä kuvantamisteknologioiden tulevaisuuden näkyymiin. Opinnäytetyö toteutettiin kirjallisuuskatsauksena.

Yhteenvetona voidaan todeta, että kuvantamisteknologiat ovat kehittyneet ja yhä tarkempia kuvia saadaan entistä vähäisemmällä säteilyannoksella ja paremmalla kohdentamisella. Vaikka kehitys lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden saralla on ollut ja tulee edelleen olemaan edistyksellistä ei natiiviröntgenkuvausteknologiaa kuitenkaan ole pystytty syrjäyttämään ensisijaisena kuvantamisteknologiana. Tulevaisuudessa erityisesti tekoälyn sekä 3D-mallinnuksen merkitys lääketieteellisessä kuvantamisessa tulee kasvamaan entisestään.

Avainsanat Ionisoiva säteily, lääketieteellinen kuvantaminen, magneettikuvaus, ultraääni

Sivut 35 sivua

---

Author Eveliina Pajunen

Year 2021

Subject Evolution of medical imaging technologies

Supervisor Principal lecturer Jukka Varrio

---

## ABSTRACT

Medical imaging refers to the utilization of various imaging technologies in the diagnosis and investigation of a disease. Imaging technologies are based on either, electromagnetic radiation, sound waves, other ionizing radiation, or a combination of these. Medical imaging technologies are an integral part of modern medicine and allow the diagnosis and examination of the patient without invasive procedures.

The purpose of this thesis was to examine medical imaging technologies from the point of view of the development of the technologies used in them, from the first imaging techniques to the currently available techniques, taking into account especially the aspects of physics and the future prospects of imaging technologies. The thesis was carried out as a literature review.

In conclusion, imaging technologies have evolved, and increasingly more accurate images are obtained with lower radiation doses and better targeting. Although evolution in medical imaging technologies has been and will continue to be progressive, other imaging technologies have not been able to replace native X-ray as the primary imaging technology. In the future, the importance of artificial intelligence (AI) and 3D -modelling in medical imaging will increase.

Keywords Ionizing radiation, magnetic resonance imaging, medical imagination, medical ultrasound

Pages 35 pages

## Sisällys

1	Johdanto .....	1
2	Lääketieteelliset kuvantamisteknologiat .....	2
2.1	Natiiviröntgen .....	2
2.1.1	Natiiviröntgenkuvantamisen käyttökohteet .....	3
2.1.2	Natiiviröntgenkuvantamisen fysiikka .....	3
2.2	Tietokonetomografia .....	5
2.2.1	Tietokonetomografian fysiikka .....	7
2.2.2	Kaksoisenergiatietokonetomografia .....	8
2.3	Ultraääni .....	10
2.3.1	Ultraäänisäteilyn fysiikka .....	11
2.3.2	Dopplerin ilmiö.....	12
2.4	Magneettikuvantaminen .....	13
2.4.1	Magneettikuvantamisen käyttökohteet .....	15
2.4.2	Magneettikuvantamisen fysiikka .....	16
2.5	Isotooppikuvantaminen.....	19
2.5.1	Gammakuvaus .....	20
2.5.2	PET-kuvantaminen .....	22
2.5.3	PET-kuvantamisen fysiikka .....	23
2.5.4	Radioisotoopit PET-kuvantamisessa .....	24
3	Kuvantamisteknologioiden kehittyminen potilasturvallisuuden parantajana .....	25
4	Kuvantamisteknologiat tulevaisuudessa .....	27
4.1	Tekoäly.....	27
4.2	3D-mallinnus.....	28
5	Opinnäytetyön toteutus.....	29
6	Tulokset.....	30
7	Opinnäytetyön eettisyys ja luotettavuus .....	31
8	Pohdinta ja johtopäätökset.....	32
	Lähteet .....	33

## Kuvat ja kaavat

Kuva 1. Röntgenkuvantamisen toimintaperiaate (Nieminen, 2017).....	5
--	---

Kuva 2. Tietokonetomografialaitteiston toimintaperiaate (Nieminen, 2017).....	6
Kuva 3. Kaksoisenergiatietokonetomografiakuvantamisen toimintaperiaate (Kovachev, 2021). .....	9
Kuva 4. Ultraäänikuvantamisen toimintaperiaate (DJ Medquip, 2021).....	11
Kuva 5. Magneettikuvantamisen toimintaperiaate (Broadhouse, 2019).....	14
Kuva 6. Protonien käyttäytyminen magneettikentässä (Broadhouse, 2019).....	17
Kuva 7. Gammakuvantamisen toimintaperiaate (Saarakkala, 2017). .....	22
Kuva 8. Positronin hajoaminen PET-kuvantamisessa (Klotz, 2016).....	24
Kaava 1. Virtausnopeus.....	12
Kaava 2. Pyörimisliikkeen taajuus. ....	16

## 1 Johdanto

Tässä opinnäytetyössä kuvataan lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden kehitystä. Opinnäytetyön tarkoituksena on esittää lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden toimintaperiaatteet fysiikan näkökulmasta sekä lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden kehitys ensimmäisistä historiallisista kuvantamisteknologioista nykypäivän kuvantamisteknikoihin. Lisäksi opinnäytetyössä perehdytään lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden merkitykseen potilasturvallisuuden edistäjänä sekä teknologian entistä merkittävämpään rooliin tulevaisuuden lääketieteellisessä kuvantamisessa tarkastellen tekoälyä ja 3D-mallintamista.

Lääketieteellisellä kuvantamisella tarkoitetaan erilaisten kuvantamisteknologioiden hyödyntämistä sairauden diagnosoimisessa ja tutkimisessa. Kuvantamisteknologioiden perusteena on joko sähkömagneettinen säteily, ääniaallot, muu ionisoiva säteily tai näiden yhdistelmä. Lääketieteelliset kuvantamisteknologiat ovat kiinteä osa nykyajan lääketiedettä ja mahdollistavat diagnoosin asettamisen ja potilaan tutkimisen ilman invasiivisia toimenpiteitä.

Lääketieteellisiä kuvantamisteknikoita ovat natiiviröntgenkuvaus, tietokonetomografia eli tietokonekerroskuvaus (TT, CT), magneettikuvaus (MK, MRI), isotooppikuvantaminen, joka jaetaan gammakuvaukseen ja PET-kuvaukseen sekä ultraäänikuvaus eli kaikukuvaus. Näistä natiiviröntgenkuvaus on vanhin lääketieteen kuvantamisteknologia ja kuitenkin edelleen maailmanlaajuisesti käytetyin kuvantamistapa.

Riippuen valitusta kuvantamisteknologiasta on erilaisten sairauksien ja tapaturmien tutkiminen mahdollista. Röntgenkuvantamista käytetään tyypillisimmin luuston ja nivelten sekä hampaiston kuvantamiseen. Tietokonetomografiaa hyödynnetään puolestaan haluttaessa spesifisimpiä tutkimustuloksia esimerkiksi sisäelinvaurioiden ja aivohalvausten selvittämiseksi.

Ultraäänitutkimuksen tavallisimpia tutkimuskohteita ovat vatsan alueen ja sisäelinten tutkimukset. Ultraäänien avulla myös erilaisten toimenpiteiden, kuten koepalojen oton, tekeminen on mahdollista. Tavallisimpia magneettikuvantamisen kohteita ovat keskushermosto, tuki- ja liikuntaelimistö sekä vatsan alue. Magneettikuvantaminen mahdollistaa kuitenkin myös esimerkiksi verisuonten tutkimisen ja käytännössä kaikkia elimistön osia voidaan magneettikuvata. Isotooppitutkimuksia tehdään usein syövän levinneisyyden selvittelyjen yhteydessä.

## 2 Lääketieteelliset kuvantamisteknologiat

Lääketieteellisiä kuvantamisteknologioita on useita ja niiden keskinäiset erot ovat merkittävät. Kuvantamisteknologioiden toimintaperusteena on joko sähkömagneettinen säteily, ääniaallot, muu ionisoiva säteily tai näiden yhdistelmä. Käytetty kuvantamisteknologia määrää saatavien tulosten laadun ja määrän ja ylittää sen miten suuri hyöty kuvantamisteknologiasta saadaan diagnostiselta kannalta tarkasteltuna. Käytettyjä kuvantamisteknikoita ovat natiiviröntgenkuvaus, tietokonetomografia eli tietokonekerroskuvaus (TT, CT), magneettikuvaus (MK, MRI), isotooppikuvantaminen, joka voidaan jakaa gammakuvaukseen ja PET-kuvaukseen, sekä ultraäänikuvaus eli kaikukuvaus. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Nykyaikaiset kuvantamisteknologiat ovat helpottaneet kuvantamistiedon siirtämistä ja jakamista merkittävästi. Kuvantamistiedot saadaan siirrettyä yksinkertaisesti ja nopeasti asiantuntijalta toiselle tai asiantuntijalta potilaalle ajasta tai paikasta riippumatta. Kehittyneiden teknologioiden ansiosta tiedon hallitseminen, järjestäminen ja tallentaminen on entistä helpompaa. (Ala-Pietilä, 2001).

Teleradiologialla tarkoitetaan radiologisten kuvantamistulosten välittämistä paikasta riippumatta eri asiantuntijoiden välille (Maass, 2002). Teleradiologian tuomat hyödyt ovat kiistattomat esimerkiksi alueilla, joissa välimatkat ovat pitkät tai alueilla, joissa radiologeista eli kuvantamistutkimusten erikoislääkäreistä on pulaa. Teknologia on mahdollistanut lääketieteellisessä kuvantamisessa saatavien kuvien digitaalisen tuottamisen, tarkastelun ja säilönnän. Radiologin on mahdollista lausua kuvat missä tahansa ja konsultointi on tullut entistä helpommaksi. Tämän lisäksi lähettävä lääkäri pystyy itse tarkastelemaan potilaasta ohjelmoimiaan kuvia. (Suoranta, 2008).

### 2.1 Natiiviröntgen

Röntgensäteiden ja täten röntgenkuvauksen toimintaperiaatteen keksi saksalainen Wilhelm Röntgen, joka myöhemmin sai keksinnöstään Nobelin fysiikanpalkinnon (Iowa State University, 2021). Ensimmäiset röntgenkuvaukset tehtiin vuonna 1895 (Chen ym., 2012). Tänä päivänä kaikista tehtävistä lääketieteellisistä kuvantamistutkimuksista noin 80 prosenttia on röntgentutkimuksia ja näin ollen natiiviröntgenkuvaus on tavallisin kuvantamisteknologia.

Röntgenkuva aikaansaadaan tuottamalla röntgensäteilyä röntgenputken läpi, joka sittemmin läpäisee kuvattavan kohteen ja suunnataan kuvauslevylle. Tällöin kuvattavaan kohteeseen luovutetaan energiaa samalla, kun röntgensäteily absorboituu eli imeytyy kuvattavana olevaan kudokseen. Kvantamisen seuraavassa vaiheessa kuvalevy havaitsee röntgensäteilyn määrän ja sijainnin ja muodostaa tästä lopullisen kuvan. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Vielä 1980-luvulla natiiviröntgenkuvauksessa käytettiin ilmaisimena valokuvafilmiä. Teknologian kehittyminen on kuitenkin syrjäyttänyt sen, ja nykypäivänä melkein kaikki käsiteltävät röntgenkuvat ovat digitaalisia. (Nieminen, 2017).

Koska röntgenkuvauksessa kuvattava kohde on kolmiulotteinen mutta röntgenkvantaminen itsessään tuottaa kaksiulotteisen kuvaustuloksen, edellytetään luotettavan kuvantamistuloksen saamiseksi kohteen kuvausta vähintään kahdesta eri suunnasta. Valitut suunnat pohjautuvat röntgensäteiden liikesuuntaan sekä potilaan sijaintiin kuvauslevyyn nähden. Tästäkin huolimatta röntgenkuva vääristää aina hieman. Röntgenkuvista on mahdollista erottaa neljä eri perustiheyttä; vaalea, harmaa, tumma ja musta. Näillä kuvataan luuta, pehmytkudosta, rasvaa ja ilmaa. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

### **2.1.1 Natiiviröntgenkvantamisen käyttökohteet**

Tyypillisimpiä röntgentutkimuksia ovat luuston ja nivelten kuvaukset, keuhkokuvaukset, luuntiheysmittaukset, hammaskuvaukset ja leukojen sekä hampaiston panoraamakuvaukset. Erityisen hyvin natiiviröntgenkvantaminen sopii juuri keuhkojen ja luiden kuvantamiseen sillä ne on helppo erottaa valmiissa röntgenkuvissa pehmeistä kudoksista. Lisäksi mammografia eli rintojen röntgenkuvaus on tyypillinen röntgentutkimus. (Terveyskylä, 2021).

### **2.1.2 Natiiviröntgenkvantamisen fysiikka**

Röntgenkvantamisessa röntgengeneraattori aikaansaa suurjännitteen. Suurjännite kiihdyttää röntgenputkessa sijaitsevat elektronit. Käytetty kiihdytysjännite vaihtelee kuvauksen mukaisesti noin välillä 24 kV–125 kV. Suuri kiihdytysjännite heikentää kuvakontrastia ja liian pieni kuvausjännite absorboi liiallisesti fotoneja eli valohiukkasia. Tasalaatuisuuden varmistamiseksi käyttöjännite on ensin muutettava suurtaajuiseksi, jonka jälkeen seuraavassa vaiheessa jännite

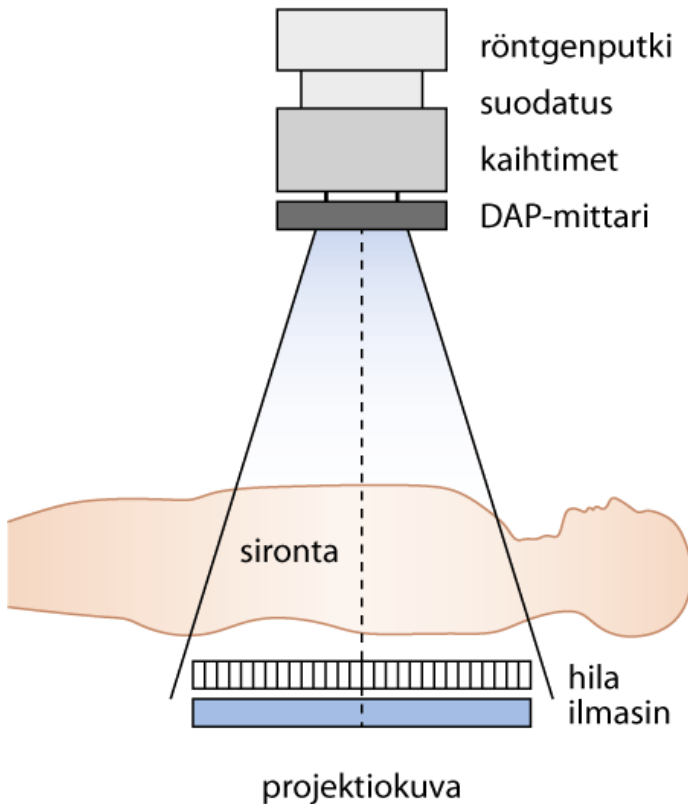


muutetaan suurjännitteeksi. Kuvauksessa käytettävän sähkömäärän avulla voidaan fotonien määrää muuttaa tarpeen mukaan. (Nieminen, 2017).

Röntgenputkessa kiihdytetyt elektronit osuvat yhteen anodien kanssa aikaansaaden samalla jarrutussäteilyä sekä karakterista röntgensäteilyä. Tästä elektronisuihkussa syntyvästä energiasta vain hyvin pieni osa, noin yksi prosentti, muuttuu röntgensäteeksi loppujen muuttuessa lämpö- ja valosäteiksi. (Nieminen, 2017).

Turhan säteilyrasituksen välttämiseksi kaikkein pienienergisisimmät fotonit suodatetaan pois röntgenfotonikeilasta, sillä ne eivät tavoita milloinkaan ilmaisinta. Suodattaminen tapahtuu ohuilla alumiini- tai kuparilevyillä. Niin ikään säteilyrasituksen välttämiseksi röntgensäteilykeila on rajattu kaihtimilla tarvittavan kokoiseksi. Samanaikaisesti kuvan laatu paranee, kun kuvan sisäinen sironta pienenee (Nieminen, 2017). Kuvassa 1 on esitetty röntgenlaitteen toimintaperiaate ja rakenne. Kuvassa näkyvä DAP-mittari (dose area product) ei ole toiminnan kannalta välttämätön, mutta sen avulla voidaan mitata pinta-alaa, jota voidaan hyödyntää säteilyaltistuksen määrän laskemisessa. (Nieminen, 2017).

Kuva 1. Röntgenkuvantamisen toimintaperiaate (Nieminen, 2017).



## 2.2 Tietokonetomografia

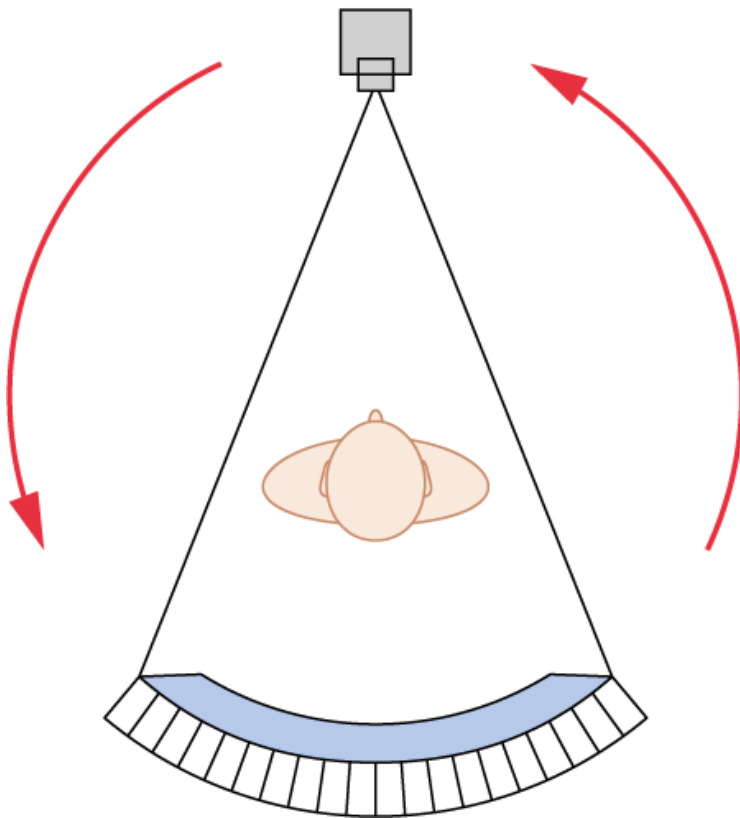
Tietokonetomografiakuvantaminen (TT, CT) perustuu natiiviröntgenkuvauksen tavoin röntgensäteilyn käyttöön. Verrattuna natiiviröntgenkuvantamiseen tietokonetomografiassa käytettävä teknologia on kuitenkin erilaista. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Tietokonetomografia kehitettiin vuonna 1973 Godfrey Hounsfieldin toimesta ja siitä käytetään yleisesti myös lyhennettä CT, joka tulee kuvantamisteknologian englanninkielisestä nimestä computed tomography (Nieminen, 2017).

Tietokonetomografiassa potilaan ympäri pyörii röntgensädekeila, joka on peräisin röntgenputkesta. Tämä keila läpäisee potilaan kehon ja kehon lävistänyt röntgensäteily mitataan vastakkaisella puolella olevalla puolijohdeanturilla. Puolijohdeanturi on sijoitettu vastapäätä röntgenputkea ja pyörii synkronoidusti. Valmis poikkileikekuva saadaan rekisteröimällä ero kehon absorboineen röntgensäteilyn määrässä. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Röntgensädekeila pyörii potilaan ympäri noin 0,3 sekunnissa. Se on malliltaan joko viuhkamainen tai kartion mallinen. Yhden pyörähdysten aikana saadaan määritettyjä satoja vaimenemisprofiileja satojen ilmaisinelementtien avulla. Kuvassa 2 on kuvattu tietokonetomografianlaitteiston toimintaperiaate ja havainnollistettu samalla röntgensädekeilan pyörähdystä. (Nieminen, 2017).

Kuva 2. Tietokonetomografialaitteiston toimintaperiaate (Nieminen, 2017).



Koska tietokonetomografiakuvantamisessa kuvaus tapahtuu jatkuvalla pyörivällä liikkeellä, on valmis kuva kolmiulotteinen. Tietokonetomografiasta saatava kuvainformaatio esitetään kuitenkin tavallisimmin kaksiulotteisena aksiaalileikkänä. Eroteltavia perustiheyksiä on neljä, mutta värien vaihteluvariaatio verrattuna natiiviröntgenkuvaukseen on suurempi. Tiheyden vaihtelua eri kudoksissa saadaan voimistettua varjoaineilla, jotka annetaan potilaan suoneen tai ruumiinonteloihin. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Tietokonetomografia mahdollistaa yksityiskohtaiset, erityiset ja herkät tiedot samanaikaisesti kuvattavista elimistä. Haittana tavalliseen natiiviröntgenkuvaukseen verrattuna on kuvantamisteknologian hintavuus sekä suurempi potilaaseen kohdistuva säteilyannos. Säteilyannoksia on kuitenkin onnistuttu laskemaan iteratiivisten tekniikoiden ja automaattisen modulaation ansiosta. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Tietokonetomografiassa saatavaa kuvainformaatiota kuvataan Houndsfieldin yksikköinä eli TT-lukuina (HU). Tavallisesti säteilyn vaimenemiskerroin riippuu fotonien energiasta. Jotta TT-luku ei ole niistä riippuvainen, vaimenemiskerroin on suhteutettava veden vaimenemiskertoimeen. Veden normaali vaimenemiskerroin on 0 HU, kun taas esimerkiksi rasvakudoksen on -100–80 HU ja veren 50–60 HU. (Nieminen, 2017).

Tietokonetomografiaa hyödynnetään haluttaessa spesifisimpiä kuvia. Tyypillisiä kuvantamiskohteita ovat erilaiset sisäelinvauriot, verenkierron ongelmat ja aivohalvaukset. Lisäksi luunmurtumien ja syöpien kuvantamiseen käytetään usein tietokonetomografiaa. (Terveyskylä, 2021).

### **2.2.1 Tietokonetomografian fysiikka**

Laskettaessa tietokonetomografiakuvia hyödynnetään suodatettua takaisinprojektiota. Suodatetussa takaisinprojektiossa eri suunnista saatujen vaimenemisprofiilien tieto projisoidaan kuvamatriisiin, jossa ne alipäästösuodatetaan pientaajuisen interferenssin poistamiseksi. Tämän jälkeen kuvamatriisia hyödyntäen on kuva-alkioiden vaimenemiskertoimet mahdollista laskea. Käytetty konvulaatiosuodatin riippuu kuvattavasta kohteesta. Suodattimen avulla on mahdollista korostaa kuvan pienempiä osia tai muodostaa kuva, jossa kohina on vähäisempää. (Nieminen, 2017).

Teknologian kehittyminen on ollut avainasemassa tietokonetomografiakuvien laskennassa, sillä sen ansiosta tietokoneiden avulla on saatu hyödynnettyä haastavia laskentamenetelmiä. Menetelmää, jossa laskettua kuvaa korjataan iteratiivisesti ilmaisimen kanssa yhteneväisen kuvan muodostamiseksi, kutsutaan iteratiiviseksi rekonstruktioksi. Se, yhdessä sähkömäärän pienentämisen kanssa, mahdollistaa suodatetun takaisinprojektion kuvaa vastaavan kohinatason

entistä pienemmällä potilaaseen kohdistuvalla säteilyannoksella. Säteilyannosta saadaan pienennettyä jopa kymmeniä prosentteja. (Nieminen, 2017).

### **2.2.2 Kaksoisenergiatietokonetomografia**

Kaksoisenergiatietokonetomografiasta (KETT) puhutaan, kun tarkoitetaan kudoserottelun parantamista siten, että se vaikuttaa tietokonetomografiakuvantamisen epätyypillisten löydösten luokitteluun ja havaitsemiseen lisäten havaitsemiskykyä. Kaksoisenergiatietokonetomografian avulla myös kohinan tai artefaktien eli kuvan virheiden määrää on mahdollista pienentää parantaen siten kuvantamisen tulosten laatua. (Jussila ym., 2021).

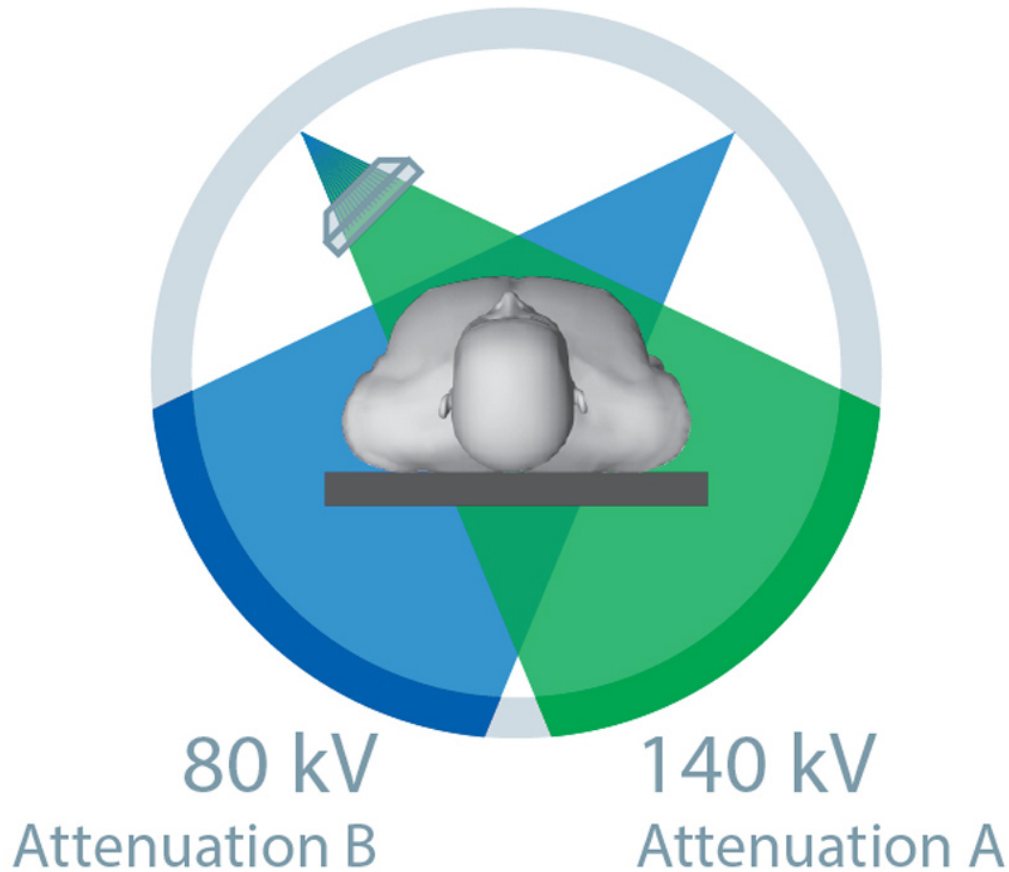
Kaksoisenergiatietokonetomografia mahdollistaa erilaisten kudostyyppien lajittelun toisistaan niiden vaimenemisominaisuuksien perusteella, vaikka kudosten tiheys olisikin sama. Tämä materiaalilajittelu pohjautuu kudosten erilaiseen käyttäytymiseen kaksoisenergiatietokonetomografiassa käytettyjen erilaisten energiamäärien pohjalta. (Jussila ym., 2021).

Tyypillisin syy kaksoisenergiatietokonetomografian käytölle on akuuttitilanteissa tapahtuva keuhkoembolia- eli keuhkoveritulppaepäily, jolloin kaksoisenergiatietokonetomografiaa hyödynnetään keuhkovaltimoiden mahdollisten tukosten havainnoimiseen.

Kaksoisenergiatietokonetomografia pystyy myös jaottelemaan mahdolliset keuhkoveritulppalöydökset kroonisiin ja akuutteihin. (Jussila ym., 2021).

Kaksoisenergiatietokonetomografia perustuu röntgensäteilyn spektrin käyttöön. Tämä on jaettu suuri- ja pienienergiisiin osiin. Energioiden osien erotus toteutetaan joko suodattamalla, jossa röntgenputken eteen on asennettu kahdesta osasta koostuva suodatin, hyödyntämällä kahta erillistä röntgenputkea, joilla on toisistaan poikkeavat jännitteet, hyödyntämällä kerroksittaista detektoria, jonka avulla röntgenspektri saadaan jaettua kahteen eriävään osaan tai muuttamalla röntgenputken jännitettä nopealla vaihdoksella. Kuvantamisen onnistumisen kannalta jaon on oltava mahdollisimman selkeä, vaikka käsiteltävä tieto onkin silti samanaikaista. (Jussila ym., 2021). Kuvassa 3 on havainnollistettu kaksoisenergiatietokonetomografialaitteen toimintaperiaate kahdella eri suuruisella energiamäärällä (80 kV ja 140 kV).

Kuva 3. Kaksoisenergiatietokonetomografiakuvantamisen toimintaperiaate (Kovachev, 2021).



Kaksoisenergiatietokonetomografian kuvanlaskennassa määritetään ennalta kuvattavalle materiaalille materiaalipari, eli kaksi erikseen valittua materiaalia, joista kuvattava materiaali on peräisin. Tyypillisimmin materiaalipariksi on valittu vesi ( $\text{H}_2\text{O}$ ) ja jodi (I), mutta myös kalsium (Ca), rasva, kalsiumhydroksiapatiitti ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ ) ja uraatti ( $\text{C}_5\text{H}_4\text{N}_4\text{O}_3$ ) ovat mahdollisia vaihtoehtoja. Materiaaliparin avulla saadaan luotua digitaaliset natiivikuvat, joissa varjoaine on laskennallisesti hävitetty, eikä potilas altistu yhtä suurelle määrälle ionisoivaa säteilyä. (Jussila ym., 2021).

Matematiikan avulla on lisäksi määrätty materiaaliparin materiaalien määrä kuvattavassa kohteessa, jotta lopullinen vaimeneminen on tutkitun materiaalin kanssa yhtenäistä. Kvalaskennan onnistumiseksi kuvaus on toteutettava kahdella erisuuruisella energialla. Tällöin tuloksena on kuvat, joissa on yksi yhtenäinen energia. (Jussila ym., 2021).

## 2.3 Ultraääni

Ultraäänellä tarkoitetaan mekaanista aaltoliikettä eli värähtelyä, jota ihmiskorva ei pysty kuulemaan. Ihmisen kuulemien äänien taajuus on 20 Hz–20 kHz, joten tämän ylittäviä äänen taajuuksia kutsutaan ultraääniksi. Lääketieteellisissä ultraäänitutkimuksissa käytettävät äänitaajuudet sijoittuvat välille 0,5–40 MHz. (Saarakkala, 2017). Ensimmäisen kerran ultraäänilaitetta käytettiin lääketieteellisessä kuvantamisessa vuonna 1941 itävaltalaisen neurologi Karl Theo Dussikin toimesta (Siddharth & Goyal, 2007).

Ultraäänitutkimus, sonografia eli kaikututkimus perustuu kudoksen tutkintaan suurtaajuisten ääniaaltojen avulla. Ultraäänen eteneminen edellyttää aina jotakin väliainetta, joka voi olla kiinteä, nestemäinen tai kaasumainen. Tyhjiössä se ei voi edetä. Lääketieteellisessä kuvantamisessa tämä väliaine on tavallisimmin kudosis. (Saarakkala, 2017).

Ultraäänilaitte rekisteröi kudoksesta palaavan kaiun intensiteettiä sekä tähän palautumiseen kulunutta aikaa. Tästä muodostetaan kuva, jolla esitetään kudoksen rajapintoja tai muutoksia kudoksen tiheydessä. Harvalukuisessa kudoksessa kaiku on tiheään kudokseen verrattuna heikempi. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Ultraäänikuvauksen etuihin kuuluu hyvä kudossävykyys ja kuvauksessa saatavat reaaliaikaiset tutkimustulokset. Koska valtaosa saadusta informaatiosta on reaaliaikaista, ei jälkikäteen tutkittavia kuvantamistuloksia juurikaan saada. Ultraäänikuvantamisen herkyys ja erottelukyky lisäksi häviävät magneettikuvaukselle tai tietokonetomografialle. Ultraäänikuvantaminen ei edellytä ionisoivaa säteilyä, ja on täten turvallisempi tutkimus sekä potilaalle että kuvaavalle henkilölle. Luotettava ultraäänitutkimus edellyttää kuitenkin vankkaa radiologista osaamista. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Tyypillisiä ultraäänitutkimuksen kohteita ovat vatsan alueen tutkimukset, kaulan alueen tutkimukset, verisuonet ja veren virtaus sekä lihaksien tai nivelten tutkimus. Vatsan alueella tutkitaan tavallisimmin sisäelimiä kuten haimaa, maksaa, munuaisia tai sappirakkoa.

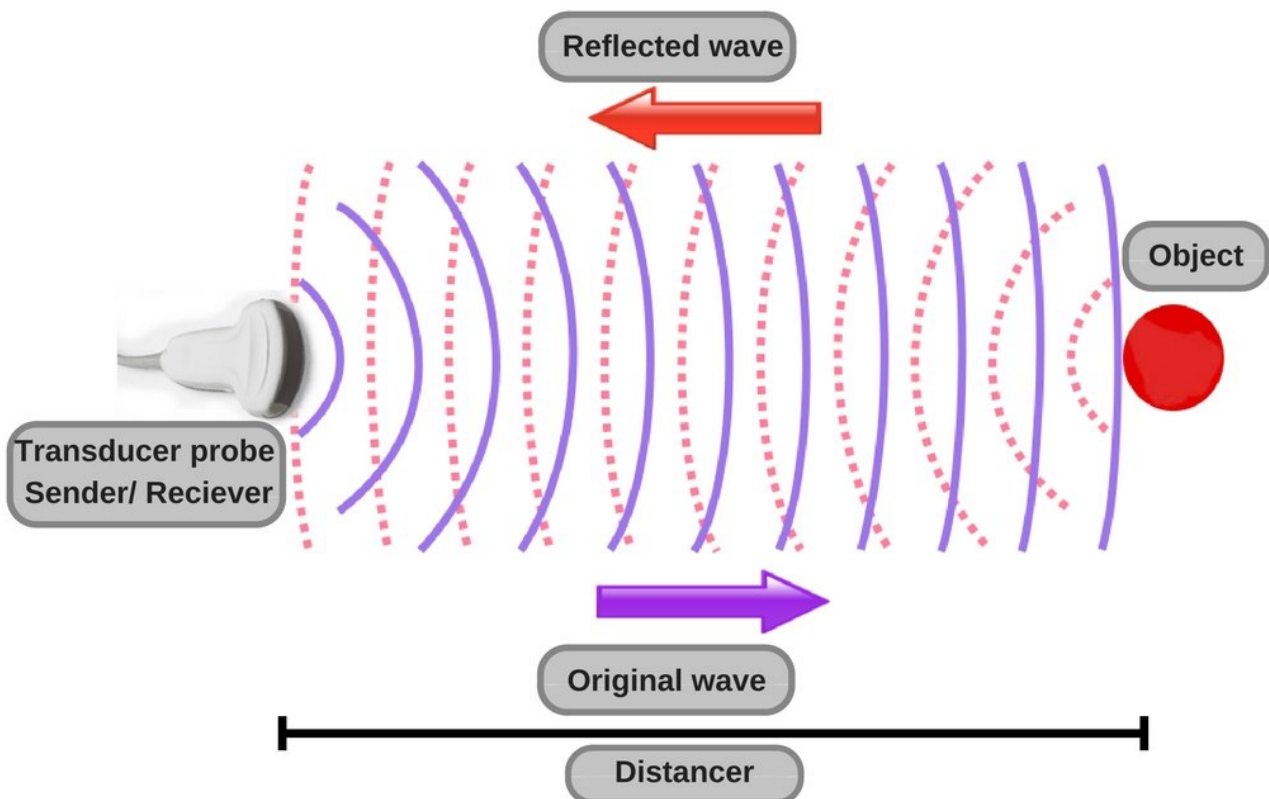
Ultraääniohjatusti voidaan tehdä myös toimenpiteitä ja ottaa esimerkiksi koepaloja kudoksista. (Terveyskylä, 2021).

### 2.3.1 Ultraäänisäteilyn fysiikka

Lääketieteellisessä ultraäänikuvantamisessa toiminnan peruste on tietyn tyyppinen kaikuluotaus. Ultraäänianturi aikaansaa lyhytkestoisen äänipulssin, jonka kesto on tavallisesti 0,5–3,0 mikrosekuntia. Se johdetaan kudoksiin. Johtaminen aikaansaa kudoksessa olevien molekyylien värähtelyn, joka tapahtuu samalla taajuudella kuin lähetetty ääniaalto heijastuen takaisin. Koska värähtelevät molekyylit osuvat toisiinsa, aaltopulssi liikkuu eteenpäin säilyttäen aaltoliikkeelle tyypillisen muotonsa. (Saarakkala, 2017).

Aaltoliike on kudoksessa aina pitkittäistä, sillä poikittainen aaltoliike ei pysty etenemään pehmytkudoksessa. Nopeus vaihtelee tutkittavan kudoksen perusteella välillä 1470–1620 m/s, vakioarvon ollessa 1540 m/s. (Saarakkala, 2017). Kuvassa 4 on esitetty ultraäänikuvantamisen fysikaalinen toiminta, jossa ultraäänilaitteesta lähtee aaltoliike kohti ultrattavaa objekta ja joka heijastaa aaltoliikkeen takaisin.

Kuva 4. Ultraäänikuvantamisen toimintaperiaate (DJ Medquip, 2021).





### 2.3.2 Dopplerin ilmiö

Dopplerin ilmiöllä tarkoitetaan muutoksia ääniaallon taajuudessa. Ääniaalto on riippuvainen äänen tuottajan ja äänen havaitsijan välisestä nopeudesta. Tätä muutosta kutsutaan myös dopplersiirtymäksi ja sitä hyödynnetään lääketieteellisessä kuvantamisessa tavallisimmin veren virtauksen suunnan ja nopeuden tarkastelussa. Dopplerin siirtymä on ihmiskorvan kuultavissa. Veren tai muiden molekyylien virtausnopeus ja dopplersiirtymä ovat suoraan verrannollisia. (Saarakkala, 2017).

Dopplerin ilmiössä kudokseen lähetetty ääniaalto heijastuu eri taajuudella takaisin. Näiden taajuuksien erojen keskinäisellä vertailulla on virtausnopeuden laskeminen mahdollista. (Saarakkala, 2017). Virtausnopeuden laskeminen on esitetty kaavassa 1. Kaavassa

$v$  = virtausnopeus

$c$  = äänen nopeus kudoksessa (yksikkö m/s)

$f_0$  = lähetetyn ultraäänen taajuus (yksikkö Hz)

$\theta$  = kulma virtaussuunnan ja ultraäänilaitteen anturin välillä

Kaava 1. Virtausnopeus.

$$v = \frac{\Delta f \cdot c}{2f_0} \cdot \cos \theta$$

Luotettavimmillaan tutkimustulos on toteutettaessa virtauksen suuntaisesti. Kulma ei saa koskaan ylittää yli 60 astetta. (Saarakkala, 2017).

Dopplerkuvantamiset voidaan jakaa jatkuvaan kuvaukseen, pulssikuvaukseen ja väridupplerkuvaukseen. Ultraäänipulssi voidaan lähettää ja vastaanottaa joko samalla kideryhmällä tai käyttämällä eri kideryhmiä. Sillä ei ole merkitystä, miten nämä kideryhmät ovat sijoittuneet anturiin nähden. Jatkuvasa dopplerkuvauksessa kideryhmät ovat eriävät. Haluttaessa tarkastella joko nopeita tai vaihtoehtoisesti erityisen hitaita virtauksia, jatkuva dopplerkuvaus on

soveltuvin. Se ei kuitenkaan mahdollista virtauksen syvyyden valitsemista. (Jenderka & Delorme, 2015).

Mikäli dopplerkuvauksen tulosten kannalta syvyyden tietäminen on merkittävää, soveltuvin menetelmä on pulssidopplerkuvaus, sillä sen avulla syvyys voidaan määrittää niin sanotulla B-kuvalla. Pulssidopplerkuvauksessa ultraäänipulssin lähetykseen sekä vastaanottoon käytetään saman kideryhmän kiteitä. Sen avulla ei kuitenkaan saada reaaliaikaisia tuloksia. Keskivahvoja virtauksia mitataan usein pulssidopplerkuvauksella. (Jenderka & Delorme, 2015).

Pulssidopplerkuvauksen tavoin väridopplerkuvauksessa ultraäänipulssin lähetys ja vastaanotto tapahtuu samaa kideryhmää käyttäen. Tämän lisäksi väridopplerkuvaus mahdollistaa reaaliaikaisen syvyyden tarkastelun. Virtausnopeus havaitaan ultraäänilaitteen näytöllä eri väreinä, punaisen kuvatessa anturia kohti suuntautuvaa virtausta ja sinisen pois päin suuntautuvaa virtausta. (Jenderka & Delorme, 2015). Sekä väri- että pulssidopplerkuvauksia käytetään usein myös sikiön sydänäänien kuunteluun ja sikiön sydämen läppien ahtaumien tai vuotojen etsintään (Pitkänen, 2012).

## **2.4 Magneettikuvantaminen**

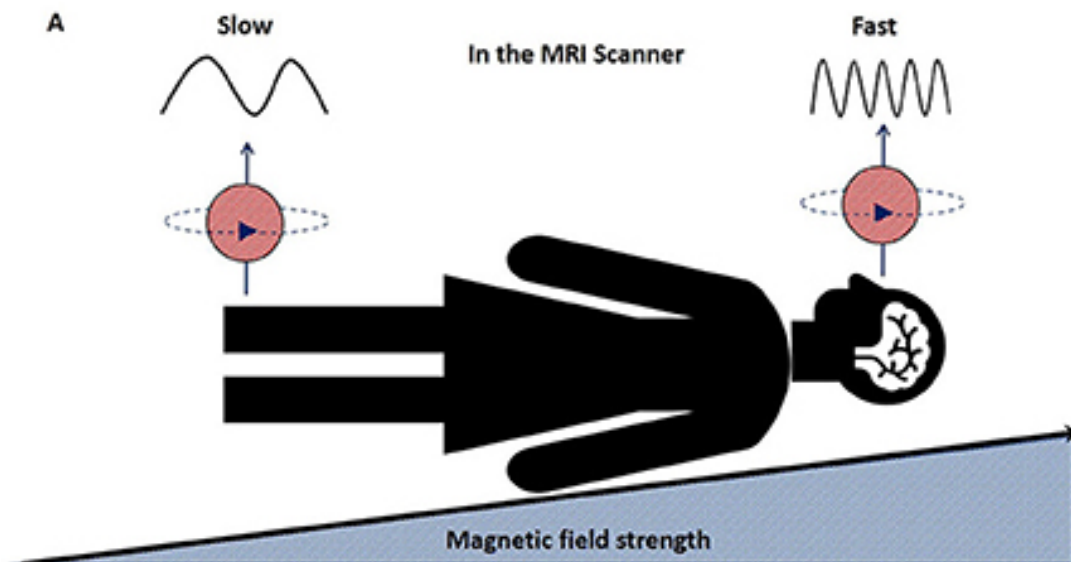
Magneettikuvantamisessa käytettävien paikkatietojen koodaamisen kehitti yhdysvaltalainen kemisti Paul Christian Lauterbur yhdessä englantilaisen fyysikko Peter Mansfieldin kanssa. Heidän tutkimustyönsä mahdollisesti magneettikuvantamisteknologian synnyn ja he saivat keksinnöstään myöhemmin lääketieteen Nobelin palkinnon. (The Nobel Prize, 2021). Ensimmäinen magneettikuvantamislaitte otettiin käyttöön Yhdysvalloissa 1977 (Broadhouse, 2019).

Teknologian kehitys magneettikuvantamisenkin osalta on kuitenkin ollut edistyksellistä ja nykypäivänä magneettikuvantaminen on entistä suositumpaa sen säteilyvaarattomuuden eli ei-ionisoivuuden vuoksi. (Broadhouse, 2019). Muita merkittäviä magneettikuvauksen suosion syitä ovat leikekuvauksen miltein rajattomat mahdollisuudet käytettävien suuntien ja valittavien sävykkyyksien suhteen (Lammentausta, 2017b).

Magneettikuvantamisen teknologian toimintaperiaatteena on elimistön protonien käytös ulkoisessa magneettikentässä. Ainoastaan kudoksen veden sekä rasvan vety-ytimet liikkuvat riittävän herkästi, että ne ottavat osaa magneettikuvaussignaaliin. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Spinillä tarkoitetaan protonien rotaatiota eli niiden pyörimistä oman akselinsa ympäri (Sasabe & Tsuchiya, 2008). Magneettikuvantamisessa näiden protonien spinien suuntautumista muutetaan poikkeutuspulsseilla, jotka ovat radiotaajuisia. Kun protonien pyörimisliikkeet saavuttavat jälleen alkuperäisen tasapainotilansa ovat ne, sekä keskinäisessä vuorovaikutuksessa että, myös vuorovaikutuksessa protonien kanssa, jotka ovat sitoutuneet membraanikalvoihin ja kiinteisiin makromolekyyleihin. Tätä kutsutaan ristirelaksaatioksi eli magnetisaation siirroksi. Protonien vuorovaikutuksen ansiosta saadaan tietoa kudoksen makromolekyyliarakenteen muutoksista. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017). Kuvassa 5 on esitetty vety-ytimien käyttäytymistä magneettikuvantamisessa ja magneettikentän sekä kuvantamislaitteen sijaintia potilaaseen nähden.

Kuva 5. Magneettikuvantamisen toimintaperiaate (Broadhouse, 2019).



Pitkittäisillä (T1) ja poikittäisillä (T2) relaksaatioajoilla esitetään protonien spinien eli pyörimisliikkeen palautumista alkuperäisiin tasapainotiloihinsa. T1-kuvantaminen antaa informaatiota kudoksen makromolekyyleistä, kun taas T2-kuvantaminen on nesteherkempi ja antaa informaatiota mahdollisesta turvotuksesta kudoksissa ja tulehdustiloista. Haluttaessa parantaa magneettikuvantamisen kontrastia tai tarkkuutta, voidaan T2-painoitteisessa kuvantamisessa hyödyntää Dixon-tekniikkaa ja erotella rasvan tavoin käyttäytyvät kudokset rasvasta määritellyissä sekvensseissä. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Magneettikuvauslaitteessa ulkoinen magneettikenttä aikaansaa sen ytimen. Magneettikenttä saadaan aikaan aina kytkettynä olevalla suprajohtavalla magneetilla. Sen suuressa johdinsilmukassa eli kelassa kulkee noin 1000 ampeerin suuruinen sähkövirta, joka aikaansaa magneettikentän. Johtimien sulamisen estämiseksi niiden lämpötila on laskettu -269 asteeseen heliumin avulla eli niistä on tehty suprajohtavia. (Lammentausta, 2017b). Nykyään valtaosa käytettävistä magneettikuvantamisen laitteista on magneettikenttävoimakkuudeltaan joko 1,5 teslan tai 3,0 teslan laitteita. Voimakkaammat 3,5 teslan magneettikenttälaitteet yleistyvät kuitenkin jatkuvasti. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

Magneettikuvantamisen etuna tietokonetomografiaan verrattuna voidaan pitää magneettikuvantamisen signaalin riippuvuutta kudoksen kemiallisesta koostumuksesta ja tästä aiheutuvaa kykyä erotella pehmytkudosta. Haitoiksi luetaan kuvantamiseen kuluva pitkä aika sekä teknologian korkea hinta. Lisäksi magneettikuvantamisessa hyödynnettävä magneettikenttä on hyvin vahva ja vaatii erityisiä toimenpiteitä, jotta laitteen lähelle ei päädy metallia sisältävää aineistoa. (Blanco Sequeiros & Lundholm, 2017).

#### **2.4.1 Magneettikuvantamisen käyttökohteet**

Tavallisimpia magneettikuvantamisen kohteita ovat keskushermosto, tuki- ja liikuntaelimistö sekä vatsan alue. Myös pienempien alueiden, kuten verisuonten, magneettikuvantaminen on mahdollista. (STUK, 2019). Käytännössä lähes kaikkien elimistön osien kuvantaminen magneettikuvantamista hyödyntäen on mahdollista (Terveyskylä, 2021).

## 2.4.2 Magneettikuvantamisen fysiikka

Vety-ytiminen pyöriminen oman akselinsa ympäri aikaansaa niiden magneettisen momentin (Davidovits, 2019). Vety-ytimein kohdistuva ulkoinen magneettikenttä puolestaan aikaansaa sen, että kudoksen vety-ytimien magnetisaatiot järjestäytyvät vaihtoehtoisesti magneettikentän suuntaisesti tai vastakkaissuuntaisesti. Niiden määrä jakautuu puoliksi näille energiatiloille, kuitenkin siten että ulkoisen kentän vastakkaissuuntaiset vety-ytimet muodostavat pienen vähemmistön. Tämä johtuu niiden suuremmasta energiatilasta, ja siitä että luonnolliset systeemit tavoittelevat mahdollisimman pientä sisäistä energiaa. (Lammentausta, 2017b).

Vety-ytimillä on suuntautumisensa lisäksi myös pyörivä hyrrämäinen liike magneettikentän kenttäviivojen ympäri, josta käytetään nimeä prekessio (Davidovits, 2019). Vety-ytiminen pyörimisliikkeen taajuuteen vaikuttavat ydin sekä ulkoisen magneettikentän vahvuus (Lammentausta, 2017b). Tätä pyörimisliikettä kutsutaan Larmorin taajuudeksi ja sitä kuvataan symbolilla  $\omega$  (Davidovits, 2019). Pyörimisliikkeen taajuuden kaava esitetään kaavassa 2.

Pyörimisliikkeen taajuuden kaavassa

$\omega$  = pyörimistaajuus

$B_0$  = ulkoisen magneettikentän voimakkuus (yksikkö tesla, T)

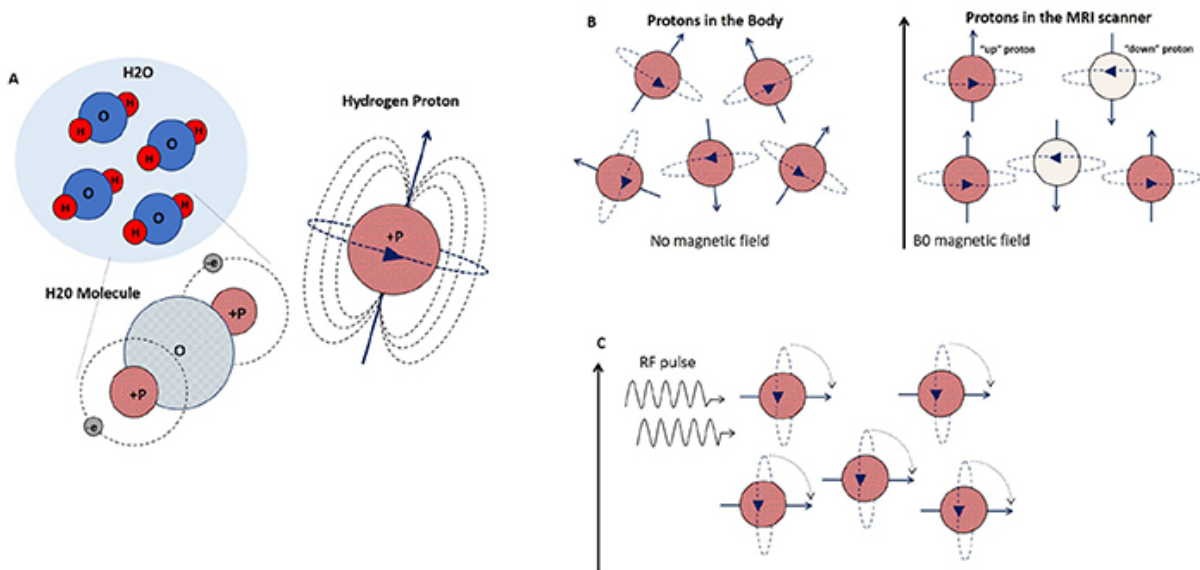
$\gamma$  = ytimen gyromagneettinen suhde (yksikkö Hz/T).

Kaava 2. Pyörimisliikkeen taajuus.

$$\omega = \gamma \cdot B_0$$

Vety-ytiminen käyttäytymistä eli liikettä ja suuntaa magneettikentässä sekä elimistön vety-ytimiä normaalitilassa on kuvattu kuvassa 6.

Kuva 6. Protonien käyttäytyminen magneettikentässä (Broadhouse, 2019).



Magnetoituman paikallaan pysyminen varmistetaan seuraamalla sen muutoksia koordinaatistossa, jolla on sama pyörimistaajuus. Ytimiä ei myöskään seurata yksittäin, vaan sen sijaan seurataan niiden yhteistä käyttäytymistä. Tästä käytetään nimeä nettomagnetisaatio. (Lammentausta, 2017b).

Ydinmagneettisella resonanssilla tarkoitetaan vety-ytimien kykyä absorboida niiden pyörimistaajuutta vastaavataajuista energiaa, jonka lähde on sähkömagneettinen säteily. Tämä johtuu pyörimisliikkeestä. Systemin sisäinen energia kasvaa absorboituneen energian ansiosta ja samalla ytimien magnetisaatiot muuttuvat siten, että ne ovat vastakkaisuuntaisia eli vokselin nettomagnetisaatio kääntyy ja systeemi virittyy. (Lammentausta, 2017b).

RF-pulssin eli säteilypulssin virittymisen jälkeen systeemi tavoittelee relaksaatiota eli perustilaan, jossa sisäinen energia on mahdollisimman alhainen. Tämä tapahtuu ytimien liikkeellä, jolloin ne siirtyvät suuremmasta energiatilasta jälleen pienempään energiatilaan. Poistuva energia havaitaan sähkömagneettisena säteilynä. (Lammentausta, 2017b).

Relaksaatiossa on kaksi komponenttia, T<sub>1</sub>-relaksaatio eli ulkoiseen magneettikenttään nähden pitkittäinen relaksaatio ja T<sub>2</sub>-relaksaatio eli ulkoiseen magneettikenttään nähden poikittainen relaksaatio. Ne tapahtuvat kudoksissa yhtä aikaa. Ytimiä ympäröivä systeemi luovuttaa energiaa,

ja täten aikaansaa T1-relaksaation. T2-relaksaatioissa poikittainen magnetoituma on täysin vaimentunut. Tämä johtuu virittymisen jälkeen tapahtuvasta ytimien satunnaisesta eri suuntiin suuntaumisesta, jonka aikaansaa niiden keskinäinen vuorovaikutus sekä paikalliset vaihtelut magneettikentässä. Aika, joka kuluu nettomagnetoituman 63 prosenttiseen palautumiseen alkuperäisestä, on nimeltään kudoksen T1-relaksaatioaika ja puolestaan aika, joka kuluu nettomagnetoituman 37 prosenttiseen palautumiseen alkuperäisestä, on T2-relaksaatioaika. (Lammentausta, 2017b).

Ennen kudosten täydellistä relaxoitumista tapahtuu jälleen uusi virittyminen. Tämä kahden virityksen välinen aika määrittää kudosten kuvautumisen ja siihen kuluneesta ajasta käytetään nimeä toisto aika (TR). Luonnollisesti kudoksella, jonka T1-aika on pitkä, relaxoitumiseen menee enemmän aikaa, ja ne näkyvät magneettikuvissa tummina alueina. Kudokset, joiden T1-relaksaatioaika on lyhyt näkyvät puolestaan magneettikuvissa vaaleina. Kaikuajalla (TE) tarkoitetaan pulssisekvenssissä virityksen ja signaaliin talteen ottoon kulunutta aikaa. Tämä näkyy magneettikuvissa siten että pitkän T2-relaksaatioajan omaavat kudokset ovat kirkkaampia kuin lyhyen T2-relaksaatioajan omaavat kudokset. (Lammentausta, 2017b).

Virittymisen aikainen ylimääräinen energia havaitaan sähkömagneettisena säteilynä. Säteily havaitaan johdinsilmukkakelalla, joka on viritetty sopivalle taajuudelle. Vapautunut sähkömagneettinen säteily indusoi vaihtovirran johdinsilmukkakelaan ja samanaikaisesti johdinsilmukkakelan vaihtovirta indusoi sähkömagneettista säteilyä. Tämä mahdollistaa sekä virittämisen että signaalin vastaanoton. Magneettikuvantamislaitteissa keloja on tyypillisesti useita. Yksi, joka lähettää virittävän RF-pulssin ja useampi, lähelle potilasta sijoitettu, kela, jotka vastaanottavat signaalin. (Lammentausta, 2017b).

Lopulliseen kuvanmuodostamiseen tarvitaan gradienttikenttiä, joilla tunnistetaan paikkatiedot. Gradienttikenttä on magneettikenttä, jonka vahvuus on pieni. Gradienttikenttiä hyödynnetään ytimien pyörimisen taajuuden muuttamisessa joko käynnistämällä tai sammuttamalla ne. Mitä vahvempi gradienttikenttä on, sitä suurempi on pyörimistaajuus. Virittävän pulssin taajuus täytyy olla yhteneväinen pyörimistaajuuden kanssa. Tämä mahdollistuu virityksen aikaisella gradienttikentän käynnistämällä, jolloin myös virityspulssin taajuuskaistan leveys määritetään vastaamaan haluttua leikettä. Tällöin leikkeen jommassakummassa reunassa ytimet pyörivät

nopeammin verrattuna toiseen reunaan ja paikkatiedot saadaan määritettyä. Kuvan muodostumisen onnistuminen edellyttää useampia vaihekoodauksia. (Lammentausta, 2017b).

Virittymiseen, sävykkyyden muokkaukseen, paikkatietojen luomiseen ja signaalin keräämiseen kulunutta aikaa kutsutaan pulssisekvenssiksi. Se on radiotaajuisten säteilypulssien ja gradienttipulssien keskinäinen määritetty sarja. Signaalien keräys edellyttää ytimien epävaiheistumisen lopettamista sekä signaalin voimistamista keräämiseen tehostamiseksi. Tämä toteutetaan luomalla signaalin kaiku. Kauin muodostamiseen on useita vaihtoehtoja. (Lammentausta, 2017b).

Spinkaikusekvenssi luodaan radiotaajuisten säteilypulssin avulla. Se on suuntautunut poikittaisen magnetoituman mukaan. RF-pulssi aikaansaa poikittaisen magnetoituman 180 asteen käännöksen. Kääntyminen puolestaan aikaansaa pyörimisnopeudeltaan pienimpien ytimien sijoittumisen muiden edelle, jolloin kaikki ytimet ovat samassa vaiheessa, kun virityksestä RF-pulssiin verrattava aika on kulunut. Tällöin myös signaali vahvistuu. Vaihetta nimitetään refokusoivaksi pulssiksi. (Lammentausta, 2017b).

Gradienttikaikusekvenssin avulla saatavaa kaikua kutsutaan gradienttikaiuksi, ja sen keräämiseen käytetään gradienttikenttiä. Jokaisen suunnan gradientille luodaan ensin epävaiheistuminen. Seuraavassa vaiheessa vastakkaissuunnan gradientti refokusoi tämän äsken luodun eron ja aikaansaa kaiun syntymisen. (Lammentausta, 2017b).

Kolmiulotteinen kuvantaminen edellyttää koko kuvausalueen samanaikaista virittämistä ja vaihekoodauksen tekemistä kahteen suuntaan yhtä aikaa. Kolmiulotteiset sekvenssit luovat paremman tarkkuuden kuin yhteen leikkeeseen pohjautuvat sekvenssit. (Lammentausta, 2017b).

## **2.5 Isotooppikuvantaminen**

Isotooppikuvantamisen toiminnan periaatteena on rekisteröidä potilaasta säteilevän gammasäteilyn määrä. Potilaalle on ennen isotooppikuvantamisen aloittamista annettu ennalta määritettyä, käyttäytymiseltään tunnettua radioaktiivista ainetta joko suoraan verenkiertoon, nielemisen kautta vatsalaukkuun tai hengitettäväksi. Radioaktiivinen aine on kemiallinen yhdiste,



joka sisältää radioaktiivisen atomiytimen. Radioaktiivinen aine käyttäytyy elimistössä siten, että se kulkeutuu kuvauksen kohteena olevalle kudosalueelle ja sen isotoopin hajoamisen seurauksena kohteena olevalta kudosalueelta säteilee gammasäteilyä. Emittoituva gammasäteily rekisteröidään isotooppikuvantamisessa tämän jälkeen gamma- tai PET-kameralla. (Saarakkala, 2017).

Isotooppikuvantamismenetelmiä on kaksi, gammakuvaus ja positroniemissiotomografia (PET-kuvaus). PET-kuvantamisessa saadaan aina kolmiulotteinen leikekuva, kun taas gammakuvauksessa kuva on joko kaksiulotteinen (ns. tasokuvantaminen) tai kolmiulotteinen (SPET, yksifotoniemissiotomografia). (Saarakkala, 2017).

Radioaktiivisuus ilmiönä todettiin Antoin Henri Becquerelin toimesta jo vuonna 1896. Radioaktiivisuutta tutki myöhemmin myös puolalainen fyysikko Marie Curie. He saivat tutkimuksestaan yhdessä Pierre Curien kanssa Nobelin fysiikanpalkinnon vuonna 1903. Vaikka radioaktiivisuus ilmiönä tunnettiinkin jo 1900-luvun alusta lähtien, lääketieteellisessä diagnostiikassa radioaktiivisuutta alettiin hyödyntämään vasta 1950-luvulta alkaen. Ensimmäiset kaupalliset gammakamerat tulivat markkinoille vuonna 1962 ja lääketieteellisessä diagnostiikassa ne otettiin laajemmin käyttöön vasta 1970-luvulla. Positroniemissiotomografiaa lääketieteessä alettiin käyttämään laajemmin 1980-luvulla. (Stefanović, 2001).

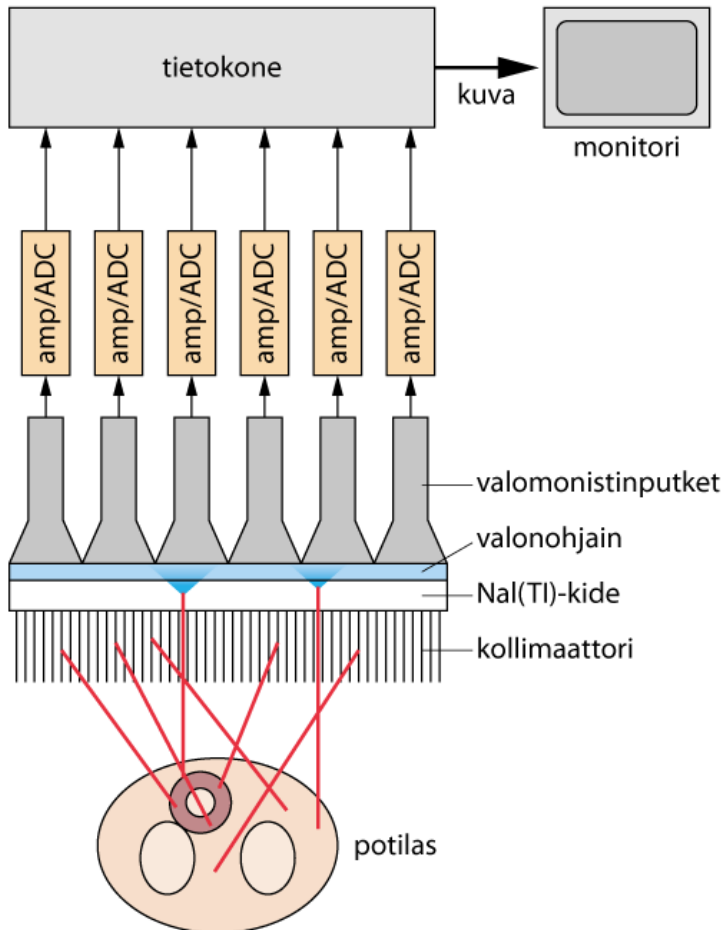
Tavallisin isotooppikuvantamisen muoto on luuston gammakuvantaminen, joka tehdään syövän levinneisyyden selvittämiseksi. Muita tyyppisiä tutkimuskohteita ovat elintoimintojen häiriöiden selvittely. Tällaisia tutkimuskohteita voivat olla muun muassa anemia, sydänlihaksen verenkierron selvittäminen, luuston aineenvaihdunta, aivoreseptorien toiminta, keuhkojen ja munuaisten toiminta sekä erilaisten infektioiden tutkiminen. (Terveyskylä, 2021).

### **2.5.1 Gammakuvaus**

Tavallisin isotooppikuvantamisen tyyppi on gammakuvaus, joka on jaoteltu joko tasokuvaukseen tai yksifotoniemissiotomografiaan (SPET). Kumpikin kuvantamistapa on mahdollista toteuttaa samaa gammakameraa käyttäen ja kummassakin potilaaseen ruiskutetaan suonensisäisesti radioaktiivista merkkiainetta. (Saarakkala, 2017).

Gammakuvantamisessa potilaalle annettava radioaktiivinen aine, varsinaisen kuvantamiskohteen ulkopuolella olevat kudokset, kollimaattori, detektorin ilmaisinkide, valomonistinputket, elektroniikka ja näyttöpäätte aikaansaavat kuvainformaation. Gammakuvantamisessa röntgenkuvantamisen hilaa vastaa kollimaattori, joita voi olla useita eri tyyppisiä. Tavallisin näistä on suorareikäinen kollimaattori, joka suodattaa detektoria kohtisuoraan tulevat gammafotonit estäen vinosti tulevat muualle. Suorareikäisen kollimaattorin etuna on sen kyky säilyttää geometriset mittasuhteet ennallaan. Detektori on talliumilla aktivoitu natriumjodikide [NaI(Tl)], jonka avulla gammasäteilystä saadaan tuikkivaa valoa. Säteilyfotoni absorboituu siihen valosähköilmiön ansiosta. Absorboinnin myötä tulevan fotonin energia on suoraan verrannollinen tuikevalokiteestä peräisin olevan emittoituneen valopulssin vahvuuteen. Seuraavassa vaiheessa tuikekiteistä muokataan elektronisii jännitepulsseja. Tämä tapahtuu valomonistinputkissa. Jännitepulssit muodostavat kuvan tutkittavasta kudoksesta. (Saarakkala, 2017). Kuvassa 7 on havainnollistettu gammakuvantamisen laitteen toimintaperiaatetta sekä kuvantamisen aikana valomonistinputkien ja kollimaattorin sijoittumista potilaaseen nähden.

Kuva 7. Gammakuvantamisen toimintaperiaate (Saarakkala, 2017).



### 2.5.2 PET-kuvantaminen

PET-kuvantaminen eli positroniemissiotomografia on isotooppikuvausmenetelmä, joka mahdollistaa elimistön toiminnan kuvaamisen hyödyntäen lyhytikäisiä säteileviä merkkiaineita. PET-kuvauslaite on aina yhdistetty vaihtoehtoisesti tietokonetomografia- tai magneettikuvauslaitteeseen. Tavallisimmin PET-kuvausta hyödynnetään syöpätautien diagnostiikassa yhdistettynä tietokonetomografiaan tai infektioiden selvittämisessä. Sen käyttö lääketieteellisessä kuvantamisessa on lisääntynyt vasta 2000-luvun alun jälkeen. Suomen ainoa PET-keskus sijaitsee Turun yliopistollisessa keskussairaalassa. (Janatuinen & Kempainen, 2020).

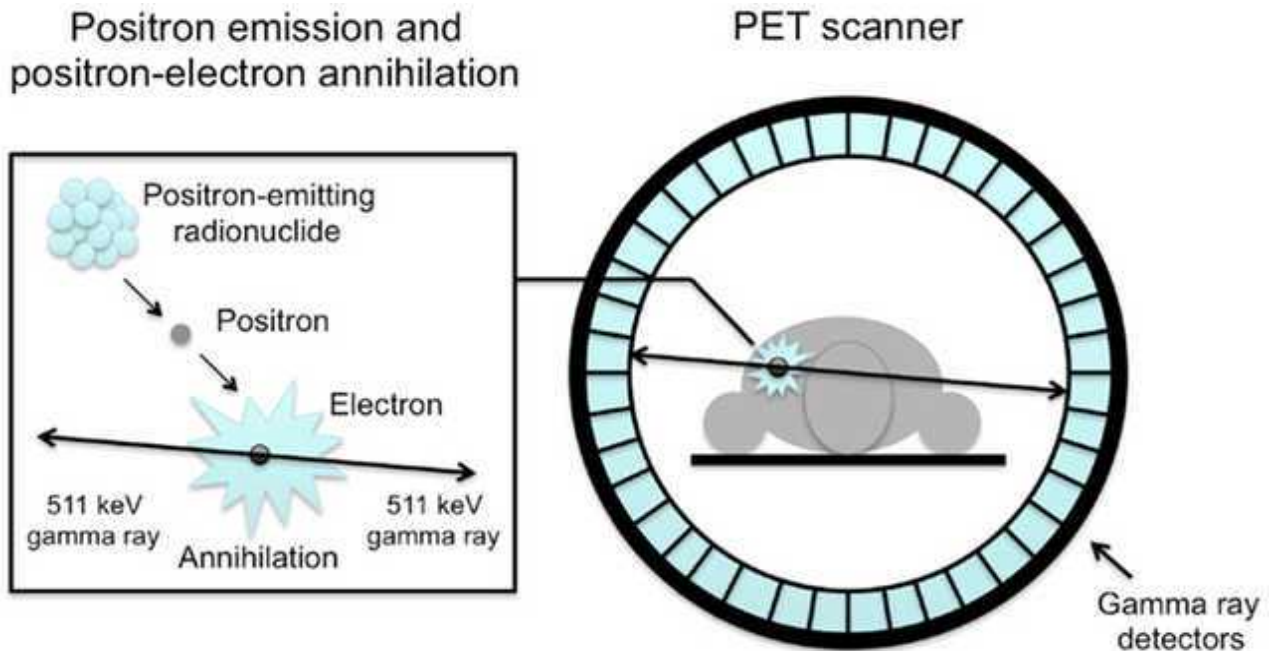
PET-kuvantamisessa laskimoon ruiskutetaan radioaktiivista säteilevää merkkiainetta. Tämä merkkiaine hakeutuu kohteeseen, jonka jälkeen sen tuottama säteily voidaan havaita PET-kameran detektorirenkaassa. Merkkiaineen injektioimisen jälkeen PET-kuvantaminen aloitetaan, kun aikaa on kulunut 10-60 minuuttia. Kuvantaminen aloitetaan joko tietokonetomografia- tai magneettikuvauksella, jolloin potilaasta otetaan noin 20 senttimetrin levyisiä leikkeitä potilaan maatessa selällään tutkimuspedillä. Tutkimuspeti liikkuu läpi PET-kameran aukon. (Janatuinen & Kemppainen, 2020). Positroniemissiotomografiakameraa ympäröivät gamma-anturit (Klotz, 2015).

Verrattuna perinteisiin tietokonetomografia- ja magneettikuvantamiseen sekä gammakuvaukseen, on PET-kuvantaminen paljon herkempi havaitsemaan tautimuunnoksia. Tämän hetkisten PET-kameroiden resoluutio riittää kuitenkin havaitsemaan ainoastaan 2-4 millimetrin rakennepoikkeavuuksia kun tietokone- ja magneettikuvantamisessa voidaan havaita 1-2 millimetrin poikkeavuudet. (Janatuinen & Kemppainen, 2020).

### **2.5.3 PET-kuvantamisen fysiikka**

Positroniemissiotomografian toiminta perustuu positronisäteileviin isotooppeihin. Kun positronisäteilevä nuklidi hajoaa, vapautuu saman aikaisesti positroni  $\beta^+$ , joka väliaineessa törmää elektroniin  $e^-$ . Tämä kohtaaminen aiheuttaa positronin hajoamisen kahdeksi gammakvantiksi, joiden energia on 511 keV ja jotka hajoamisen jälkeen liikkuvat vastakkaisiin suuntiin. (Klotz, 2015). Tämä positroniemissiotomografiakuvantamisessa tapahtuva fysikaalinen reaktio ja hajoaminen on havainnollistettu kuvassa 8. Lisäksi kuvassa esitetään potilaan sijainti positroniemissiotomografiakameran gamma-antureihin nähden kuvantamishetkellä. Nämä fysikaaliset tapahtumaketjut havainnoidaan ja rekisteröidään PET-kameran gamma-antureilla ympäröidyssä detektorirenkaassa ja niistä muodostetaan kolmiulotteinen digitaalinen kuva. (Janatuinen & Kemppainen, 2020).

Kuva 8. Positronin hajoaminen PET-kuvantamisessa (Klotz, 2016).



#### 2.5.4 Radioisotoopit PET-kuvantamisessa

Jotta potilaaseen kohdistuva säteilyannos olisi pieni, käytetään PET-kuvantamisessa radioisotooppeja, joiden puoliintumisajat ovat lyhyitä. Tavallisin käytetty isotooppi on  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoksiglukoosi (FDG), jonka puoliintumisaika on 110 minuuttia. (Ulvi, 2019). Sen aiheuttama säteilyannos on 5,3 mSv (Janatuinen & Kempainen, 2020).  $^{18}\text{F}$ -fluorodeoksiglukoosi on vakiintunut käytettäväksi isotoopiksi sen matalan positronienergian ansiosta, joka mahdollistaa korkealaatuisten PET-kuvien saannin. Lisäksi sitä saadaan tuotettua runsaasti syklotronissa ja sen avulla kantajamolekyylien leimaaminen onnistuu helposti fluorin kemiallisen monipuolisuuden ansiosta. (Ulvi, 2019).

Lisäksi muita tavallisesti käytettyjä positronisäteileviä isotooppeja ovat  $^{11}\text{C}$ - ja  $^{15}\text{O}$ -isotoopit, jotka tuotetaan hiukkaskiihdyttimellä sekä  $^{68}\text{Ga}$ -isotooppi, joka tuotetaan generaattorilla (Janatuinen & Kempainen, 2020). Niiden puoliintumisaika on vain joitakin minuutteja (Ulvi, 2019).

### 3 Kvantamisteknologioiden kehittyminen potilasturvallisuuden parantajana

Vuosittain suomalaiseen kohdistuu säteilyä noin 5,9 millisievertiä, joka pääosin on peräisin sisäilmassa olevasta radonista. Taustasäteily, kuten kosminen säteily, maaperästä peräisin oleva säteily ja ravinnosta saatava säteily kattavat kokonaissäteilystä noin viidenneksen.

Lääketieteellisen kuvantamisen osuus kaikesta suomalaiseen kohdistuvasta säteilystä on 13 prosenttia eli 0,76 millisievertiä. (Rinta-Kiikka ym., 2020).

Ionisoivaa säteilyä eli sähkömagneettista säteilyä käytetään röntgen-, tietokonetomografia- ja isotooppitutkimuksissa. Jotta kuvantamisessa saadaan kuvailmaisimelle muodostettua kuva, säteilyn on oltava ionisoivaa ja suurenergistä, sillä matalaenergisellä säteilyllä kuvan muodostaminen ei onnistu. (Lammentausta, 2017a).

Lääketieteellisistä kuvantamisteknologiosta tietokonetomografiatutkimukset aiheuttavat suurimman vuosittaisen säteilyannoksen, 0,26 millisievertiä. Ionisoivan säteilyn haittavaikutukset jaetaan suoriin ja satunnaisiin haittavaikutuksiin. Suoria haittavaikutuksia saadaan esimerkiksi syöpäsairauksien hoitoon käytettävistä sädehoidoista. Kohdistuvan säteilyhaitan merkittävyyteen vaikuttaa erityisesti käytetty annosnopeus. (Rinta-Kiikka ym., 2020).

IGRT, image-guided radiation therapy, eli kuvaohjattu sädehoito parantaa potilasturvallisuutta mahdollistamalla entistä pienemmän säteilyannoksen tunnistamalla muutokset tuumorin koossa ja sijainnissa. Saman aikaisesti sädehoidon tarkkuus paranee. (Ranschaert, 2016). Reaaliaikaisen kuvaohjatun sädehoidon ansiosta tiedon hankinta on nopeampaa ja kuvankäsittely tehokkaampaa (Alexander ym., 2019).

Lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden kehittyminen on siis mahdollistanut entistä pienempien säteilyannosten käytön kuitenkin siten että, kuvantamistulos on yhtä laadukas suurempaan annokseen verrattuna. Samalla potilaaseen kohdistuvan haitallisen säteilyn määrää on saatu pienennettyä. (Lin, 2010). Uusien, ionisoimattomaan säteilyyn perustuvien kuvantamisteknologioiden käyttöönotto on niin ikään parantanut potilasturvallisuutta (Scatliff & Morris, 2014).

Uudet kuvantamisteknologiat mahdollistavat kuvien reaaliaikaisen siirtämisen ja jakamisen, eikä tulosten tarkastelu ole aikaan tai paikkaan sidonnaista. Potilasturvallisuus paranee, kun tieto kuvantamistutkimuksista saadaan nopeasti ja potilaan kannalta mahdollisesti kriittinenkin jatkohoidon suunnittelu sen perusteella tulee helpommaksi ja nopeammaksi. (Ala-Pietilä, 2001).

## 4 Kuvantamisteknologiat tulevaisuudessa

Kehittyvä teknologia on avainasemassa yhä tarkemman diagnostiikan kehittämisessä sekä potilaiden hoidon parantamisessa. Merkittävä kehityslinja on tekoälyn ja informaatioteknologian muodostuminen osaksi lääketiedettä. Tekoälyalgoritmien määrä lisääntyy koko ajan ja kehitys on nopeaa erityisesti lääketieteellisessä kuvantamisessa muun muassa kuvien tulkinnan osalta. (Honkanen, 2018).

### 4.1 Tekoäly

Tekoäly eli artificial intelligence (AI) määritetään tietokoneen kyvyksi hyödyntää päättelyä, oppimista, suunnittelemista tai luomista ihmisen tavoin. Teknisillä järjestelmillä on tekoälyn myötä kyky havainnoida ympäristöä sekä prosessoida näitä havaintoja. Lisäksi niille on kehittynyt ongelmanratkaisukyky halutun päämäärän saavuttamiseksi. (Euroopan parlamentti, 2021).

Tekoälyn käyttö on lisääntynyt laajenevissa määrin lääketieteellisessä kuvantamisessa. Tekoälyn syväoppiminen (deep learning) mahdollistaa yhä syvempien ja laajempien hermoverkkojen käytön, jonka ansiosta entistä kompleksisimpien lääketieteellisten tehtävien ratkaiseminen on mahdollista ilman korkeita kustannuksia. (Huhtanen ym., 2020).

Lääketieteellisessä kuvantamisessa tekoälymenetelmien käytön lisääntyminen on ollut eksponentiaalista. Vaikka tekoälyllä ei ole tarkoituskaan korvata radiologin tekemää työtä, siitä on kiistaton apu kuvien automaattisessa analysoinnissa, poikkeavien löydösten tunnistamisessa ja luokittelussa sekä rakenteiden segmentoinnissa. Se myös merkittävästi tehostaa toimintaa ja vähentää inhimillisen virheen mahdollisuuksia. (Huhtanen ym., 2020).

Tukholman Karoliinisessa sairaalassa tehdyssä tutkimuksessa vertailtiin mammografialausuntojen tarkkuuksia ja herkkyksiä tekoälyalgoritmin avulla. Tarkoituksena oli löytää tutkimusmateriaalista ne naiset, joilla oli histopatologisesti todennettu rintasyöpä. Johtopäätöksenä havaitsemisherkyys oli parhaimmillaan, kun hyödynnettiin sekä tekoälyalgoritmia että radiologin ammattitaitoa. Herkkyydeksi saatiin tällöin 89 prosenttia ja tarkkuudeksi 93 prosenttia. Tämä ylitti esimerkiksi kahden radiologin arviointien tarkkuudet. (Hakumäki, 2021).



Syväoppimisen hermoverkkoja tullaan käyttämään radiologiassa enenevässä määrin monimutkaisen datan käsittelyyn, jossa se löytää parhaiten dataa kuvaavat piirteet. Perinteisessä koneoppimisessa ihminen valitsee ja laskee nämä piirteet etukäteen. (Huhtanen ym., 2020).

## 4.2 3D-mallinnus

3D-mallinnuksella eli kolmiulotteisella mallinnuksella tarkoitetaan 3D-mallin luomista mistä tahansa kohteesta. Mallinnus tapahtuu monikulmioiden, reunojen ja pisteiden manipulaatiolla erityisellä 3D-tuotanto-ohjelmistolla ja sen avulla voidaan havainnollistaa kohteen rakennetta. (Slick, 2020).

3D-mallinnusta voidaan pitää yhtenä keskeisimpänä lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden tulevaisuuden näkökulmana tekoälyn hyödyntämisen lisäksi. 3D-mallinnuksella voidaan visualisoida entistä paremmin anatomiaa ja 3D-mallinnus mahdollistaa potilaan vartalon mallintamisen ennen näkemättömällä tavalla. (Alexander ym., 2019).

Lääketieteellisen kuvantamisen yhteydessä 3D-mallit tulostetaan käsitellyistä DICOM-kuvista, jotka on saatu tavallisimmin tietokonetomografiakuvantamisen yhteydessä. Niistä erotellaan ensin radiologien toimesta rakenteet perustuen kudoksiin ja patofysiologiaan ja tämän jälkeen ne muutetaan STL-muotoon, jotta tulostaminen on mahdollista 3D-muodossa. (Mitsouras ym., 2015).

3D-mallinnuksia hyödynnetään toimenpiteiden suunnittelussa ja implanttien valmistamisessa. Mallien avulla saadaan sekä suoraa kosketuspalautea mutta toisaalta myös konkreettisia syvyystietoja anatomisista ja patologisista tiloista. (Mitsouras ym., 2015).

3D-tulostettujen mallien määrän odotetaan kasvavan räjähdysmäisesti tulevaisuudessa myös radiologiassa ja lääketieteellisessä kuvantamisessa. Tarkasteltaessa kaikkien 3D-tulostukseen liittyvien tuotteiden kasvua, on vuosittainen kasvuvauhti ollut noin 25–27 prosenttia. (Mitsouras ym., 2015).

## 5 Opinnäytetyön toteutus

Opinnäytetyön tekeminen aloitettiin aiheen valinnalla sekä aiheen rajauksella valittuun aiheeseen syventymällä ja teorian tietoon perehtymällä. Opinnäytetyön toteutustavaksi valittiin kirjallisuuskatsaus valmiin aineiston pohjalta. Käytetyt lähteet olivat joko ulkomaalaisperäisiä tai kotimaisia lähteitä. Opinnäytetyön aikaisessa vaiheessa huomattiin, että lähdemateriaalia on saatavilla lähes yhtä hyvin sekä kotimaisista että ulkomaalaisista lähteistä.

Seuraavassa vaiheessa opinnäytetyölle luotiin tavoitteet, jotka sisäistettiin. Opinnäytetyölle luotiin aikatausuunnitelma, jonka mukaisesti opinnäytetyötä lähdettiin tekemään. Ennen varsinaisen opinnäytetyön kirjoitusprosessin aloittamista suoritettiin opinnäytetyön osaaja -osaamismerkki, josta lisättiin todiste Hämeen ammattikorkeakoulun Wihi-järjestelmään.

Opinnäytetyön varsinainen tekeminen aloitettiin luomalla opinnäytetyön rakenteelle suunnitelma. Opinnäytetyön tekemistä jatkettiin selvittämällä ensin lääketieteelliset kuvantamistavat ja tämän jälkeen perehtymällä näihin valittuihin kuvantamisteknologioihin mahdollisimman monipuolisesti ja laajasti hyödyntäen useita eri lähteitä. Lisäksi perehdyttiin teknologian kehittymiseen osana lääketieteellistä kuvantamista potilasturvallisuuden näkökannasta ja tarkasteltiin lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden tulevaisuuden näkökulmia. Kuvantamisteknologioita ja niiden fysikaalisia toimintaperiaatteita pyrittiin opinnäytetyössä havainnollistamaan myös piirroskuvilla, joita haettiin eri lähteistä.

Opinnäytetyön kirjoitusprosessissa hyödynnettiin eniten PubMed- ja Terveysportti - hakutietokantoja. Jonkin verran hakuja tehtiin myös SveMed+ - ja Google Scholar -tietokannoista. Aineistoihin perehtyessä käytettiin hakukielenä englantia, suomea, ruotsia ja saksaa, joista kuitenkin englanti ja suomi olivat ensisijaiset hakukielet. Lähdemateriaalia haettaessa noudatettiin lähdekritiikkiä ja materiaalia hyödynnettiin ainoastaan luotettavaksi tehdyistä lähteistä.

## 6 Tulokset

Voidaan siis todeta lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden kehityksen olleen edistyksellistä ja merkittävää. Perinteisen natiiviröntgenkuvantamisen lisäksi 1970-luvun jälkeen laajaan käyttöön on otettu useita merkittäviä kuvantamisteknologioita vaikkakin näistä suurin osa perustuu edelleen ionisoivan säteilyn hyödyntämiseen 120 vuotta sitten kehitetyn natiiviröntgenkuvauksen tavoin. (Scatliff & Morris, 2014).

Sekä uudet ionisoimattomat kuvantamismenetelmät että ionisoivaan säteilyyn perustuvien menetelmien kehittyminen ovat parantaneet potilasturvallisuutta. Teknologian kehittymisen ansiosta lääketieteellisiä kuvantamistutkimuksia pystytään tekemään entistä pienemmällä säteilyannoksella ja täten vähentää potilaaseen kohdistuvan haitallisen säteilyn määrää. (Lin, 2010).

Tekoälyn syväoppiminen mahdollistaa yhä syvempien ja laajempien hermoverkkojen käytön, jonka ansiosta entistä kompleksisimpien lääketieteellisten tehtävien ratkaiseminen on tullut mahdolliseksi matalin kustannuksin. Tekoälystä on kiistaton apu kuvien automaattisessa analysoinnissa, poikkeavien löydösten tunnistamisessa ja luokittelussa sekä rakenteiden segmentoinnissa. Se myös merkittävästi tehostaa toimintaa ja vähentää inhimillisen virheen mahdollisuuksia. (Huhtanen ym., 2020).

3D-mallinnuksella voidaan visualisoida entistä paremmin anatomiaa ja kehittynyt 3D-mallinnus mahdollistaa potilaan vartalon mallintamisen ennen näkemättömällä tavalla (Alexander ym., 2019). 3D-mallinnuksesta on hyötyä erityisesti erilaisten lääketieteellisten toimenpiteiden suunnittelussa sekä lääketieteessä hyödynnettävien implanttien valmistamisessa. 3D-mallien avulla saadaan myös konkreettista syvyystietoa koskien potilaan anatomiaa ja patologiaa. (Mitsouras ym., 2015).

On kuitenkin huomioitavaa että, vaikka lääketieteelliset kuvantamisteknologiat ovat kehittyneet viime vuosina merkittävästi, ei ihmisen merkitystä kuvantamisen onnistumisessa voida edelleenkään sivuttaa. Tekoälyn yhä suuremmasta radiologisesta hyödyistä huolimatta onnistunut kuvantaminen vaatii edelleen ammattilaisen kuvan ottamiseen sekä potilaan ohjaamiseen kuvantamishetkellä ja radiologin kuvaustulosten tulkitsemiseen. (Huhtanen ym., 2020).

## 7 Opinnäytetyön eettisyys ja luotettavuus

Luotettavuus on merkittävä osa tieteellisen tutkimuksen arviointia. Luotettavuuden arviointi toteutetaan reliabiliteetin ja validiteetin avulla (Saaranen-Kauppinen & Puusniekka, 2006). Reliabiliteetilla tarkoitetaan toistettavuutta (Tilastokeskus, 2021a) ja validiteetilla tutkimuksen toteutuksen pätevyyttä (Tilastokeskus, 2021b). Jotta luotettavuus saatiin säilytettyä opinnäytetyön tiedonhaussa ja opinnäytetyöhön käytettävän materiaalin läpikäynnissä, tietoa ja materiaalia haettiin ja analysoitiin järjestelmällisesti.

Laadullisessa tutkimuksessa teorian merkityksellä on tutkimuksen kannalta merkittävin osuus. Teoria käsittää tutkimuksen viitekehyksen eli sen teoreettisen osuuden, joka kirjallisuuskatsauksessa painottuu tavallistakin enemmän (Tuomi & Sarajärvi, 2009, 18).

Opinnäytetyössä käytetyt lähteet valittiin luotettavaksi tiedetyistä julkaisuista ja tietokannoista. Luotettavuus pyrittiin varmistamaan vaikuttavuuskertoimen avulla. Vaikuttavuuskertoimella tarkoitetaan tieteelliselle julkaisulle laskettua kohdistettuihin viittauksiin pohjautuvaa lukuarvoa, joka kuvaa julkaisun merkittävyyttä. (Garfield, 1999).

Opinnäytetyötä tehtäessä toissijaista tietoa pyrittiin välttämään ja käyttämään ensisijaisesti alkuperäisiä lähteitä. Lähdemateriaalia valittaessa uusia julkaisuja painotettiin vanhoja julkaisuja enemmän opinnäytetyötä tehtäessä.

Opinnäytetyö toteutettiin johdonmukaisesti noudattaen hyvää tieteellistä käytäntöä. Tieteellinen tutkimus on eettisesti hyväksyttävä ja luotettava mikäli se on toteutettu hyvän tieteellisen käytännön mukaisesti. Rehellisyys, huolellisuus ja tarkkuus ovat hyvän tieteellisen käytännön periaatteita lähdemateriaalia haettaessa, tutkittaessa ja arvioitaessa. Muiden tutkijoiden työt otettiin myös asianmukaisesti huomioon hyvää tieteellistä käytäntöä noudattaen. (Tutkimuseettinen neuvottelukunta, 2021).

## 8 Pohdinta ja johtopäätökset

Opinnäytetyön tarkoituksena oli käsitellä lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden kehittymistä. Tarkoituksena oli myös perehtyä teknologian merkitykseen potilasturvallisuuden parantajana sekä lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden tulevaisuuden näkymiin.

Lääketieteellisiä kuvantamisteknologioita on useita ja niiden toiminnan perusteena on joko sähkömagneettinen säteily, ääniaallot, muu ionisoiva säteily tai näiden yhdistelmä. Käytetty kuvantamisteknologia määrää kuvantamisessa saatavan informaation laadun ja määrän sekä ylipäätään sen miten suuri hyöty kuvantamisteknologiasta saadaan kliinisessä tilanteessa.

Yhteenvedona voidaan todeta, että kuvantamisteknologiat ovat kehittyneet ja yhä tarkempia kuvia saadaan entistä vähäisemmällä säteilyannoksella sekä paremmalla kohdentamisella. Vaikka kehitys lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden saralla on ollut ja tulee edelleen olemaan edistyksellistä, ei natiiviröntgenkuvateknologiaa kuitenkaan ole pystytty syrjäyttämään ensisijaisena kuvantamisteknologiana.

Lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden kehittyminen on parantanut potilasturvallisuutta. Sen lisäksi, että säteilyannokset ovat nykyteknologian ansiosta entistä pienempiä, informaatio kuvantamistutkimuksista saadaan nopeammin eikä se ole paikkaan tai ajankohtaan sidonnaista. Lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden tulevaisuuden näkymissä tekoälyn merkitys osana kuvantamista tulee kasvamaan entisestään. Lisäksi huomioitavaa on 3D-mallinnuksen hyödyllisyys osana lääketieteellistä kuvantamista.

Jatkotutkimusehdotuksena voidaan perehtyä erityisesti lääketieteellisten kuvantamisteknologioiden tulevaisuuden näkymiin. Tällöin voidaan painottaa eritoten tekoälyn hyödyntämistä lääketieteellisessä kuvantamisessa sekä 3D- mallinnuksen käyttöä radiologiassa sekä syventyä näihin jatkotutkimusaiheisiin.

## Lähteet

- Alexander, A., McGill, M., Tarasova, A., Ferreira, C. & Zurkiya, D. (2019). *Scanning the future of medical imaging*. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1546144018312821>
- Ala-Pietilä, P. (2001). *Kohti henkilökohtaista viestintäteknologiaa ja terveydenhuoltoa*. <https://www.duodecimlehti.fi/lehti/2001/23/duo92620>
- Blanco Sequeiros, R. & Lindholm, N. (2017). *Tutkimusmenetelmien erityispiirteitä*. <https://www.oppiportti.fi/op/krd00104/do>
- Broadhouse, K. M. (2019). *The physics of MRI and how we use it to reveal the msyteries of the mind*. <https://kids.frontiersin.org/article/10.3389/frym.2019.00023>
- Chen, H., Rogalski, M. & Anker, J. N. (2012). *Advances in functional x-ray imaging techniques and contrast agents*. <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3569739/>
- Davidovits, P. (2019). *Nuclear physics*. <https://www.sciencedirect.com/topics/computer-science/larmor-frequency>
- DJ Medquip. (2021). *How does an ultrasound work?* <https://djmedquip.co.za/ultrasound-machine-work/>
- Euroopan parlamentti. (2021). *Mitä tekoäly on ja mihin sitä käytetään?* <https://www.europarl.europa.eu/news/fi/headlines/society/20200827STO85804/mita-tekoaly-on-ja-mihin-sita-kaytetaan>
- Garfield, E. (1999). *Journal impact factor: a brief review*. [https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1230709/pdf/cmaj\\_161\\_8\\_979.pdf](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1230709/pdf/cmaj_161_8_979.pdf)
- Hakumäki, J. (2021). *Tekoäly tehostaa mammografiaseuranta*. <https://www.duodecimlehti.fi/lehti/2021/3/duo16059?keyword=Radiologia>
- Honkanen, V. (2018). *Tulevaisuuden lääketiede*. [http://www.finnanest.fi/files/honkanen\\_tulevaisuuden\\_laaketiede.pdf](http://www.finnanest.fi/files/honkanen_tulevaisuuden_laaketiede.pdf)
- Huhtanen, H., Nyman, M., Karlsson, A. & Hirvonen, J. (2020). *Tekoäly radiologiassa*. <https://www.duodecimlehti.fi/lehti/2020/17/duo15753?keyword=Radiologia>
- Iowa State University. (2021). *History of radiography*. <https://www.nde-ed.org/NDETechniques/Radiography/index.xhtml>
- Janatuinen, T. & Kempainen, J. (2020). *PET-kuvantamisen menetelmät yleistajuisesti*. <https://www.duodecimlehti.fi/lehti/2020/9/duo15553?keyword=Radiologia>
- Jenderka, K. V. & Delorme, S. (2015). *Principles of Doppler sonography*. <https://pubmed-ncbi-nlm-nih-gov.ezproxy.utu.fi/26187613/>

- Jussila, V., Niiniviita, H., Nyman, M., Paananen, T., Tammilehto, V. & Mattila, K. (2021). *Kaksoistietokonetomografia - lisäarvoa päivystyskuvantamiseen?*  
<https://www.duodecimlehti.fi/duo16155>
- Klotz, A. (2015). *Learn the basics of positron emission tomography (PET)*.  
<https://www.physicsforums.com/insights/basics-positron-emission-tomography-pet/>
- Kovachev, T. (2021). *Siemens dual source ct scanner*. <http://tonykovachev.com/siemens>
- Lammentausta, E. (2017a). *Ionisoivan säteilyn fysiikka*. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01402/do>
- Lammentausta, E. (2017b). *Magneettikuvaus*. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01406/do>
- Lin, E. C. (2010). *Radiation risk from medical imaging*.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2996147/>
- Maass, M. C. (2002). *Teleradiologia tehostaa ja parantaa potilaiden hoitoa*.  
[https://terveysportti.mobi/kotisivut/uutismaailma.duodecimapi.uutisarkisto?p\\_arkisto=0&p\\_palsta=24&p\\_artikkeli=uux02936](https://terveysportti.mobi/kotisivut/uutismaailma.duodecimapi.uutisarkisto?p_arkisto=0&p_palsta=24&p_artikkeli=uux02936)
- Mikla, V. & Mila, V.V. (2014). *Medical imaging technology*.  
<https://www.elsevier.com/books/medical-imaging-technology/mikla/978-0-12-417021-6>
- Mitsouras, M., Liacouras, P., Imazadeh, A., Giannopoulos, A. A., Cai, T., Kumamaru, K. K., George, E., Wake, N., Caterson, E. J., Pomahac, B., Ho, V. B., Grant, G. T. & Rybicki, F. J. (2015). *Medical 3D printing for the radiologist*. <https://pubs.rsna.org/doi/10.1148/rg.2015140320>
- Nieminen, M. (2017). *Röntgensäteilyyn perustuvat menetelmät*.  
<https://www.oppiportti.fi/op/krd01403/do>
- Pitkänen, O. M. (2012). *Sikiön sydämen kaikukuvaus*.  
[https://www.fincardio.fi/site/assets/files/3385/sa1a\\_12\\_teema\\_luku10.pdf](https://www.fincardio.fi/site/assets/files/3385/sa1a_12_teema_luku10.pdf)
- Ranschaert, E. (2016). *The impact of information technology on radiology services: an overview*.  
<https://www.jbsr.be/articles/10.5334/jbr-btr.1184/>
- Rinta-Kiikka, I., Laarne, P. & Holli-Helenius, K. (2020). *Säteilylaki uudistui - koko organisaation turvallisuuskulttuuri korostuu potilaan kuvantamisessa*.  
<https://www.duodecimlehti.fi/lehti/2020/21/duo15868?keyword=Radiologia>
- Saarakkala, S. (2017). *Kaiku- eli ultraäänikuvaus*. <https://www.oppiportti.fi/op/krd01405/do>
- Saaranen-Kauppinen, A. & Puusniekka, A. (2006). *KvaliMOTV- - Menetelmäopetukset tietovaranto*.  
<http://www.fsd.uta.fi/menetelmaopetus/kvali>
- Sasabe, S. & Tsuchiya, K-I. (2008). *What is spin-magnetic moment of electron?*  
<https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S0375960107010973>

- Scatliff, J. H. & Morris, P. J. (2014). *From roentgen to magnetic resonance imaging: the history of medical imaging*. <https://www.ncmedicaljournal.com/content/ncm/75/2/111.full.pdf>
- Siddhart, S. & Goyal, A. (2007). *The origin of echocardiography*.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC2170493>
- Slick, J. (2020). *What is 3D modeling?* <https://www.lifewire.com/what-is-3d-modeling-2164>
- Stefanović, L. (2001). *The beginnings and development and development of diagnostic imaging in nuclear medicine*. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11759228>
- STUK. (2019). *Magneettitutkimus*. <https://www.stuk.fi/aiheet/sateily-terveydenhuollossa/magneettitutkimus>
- Terveyskylä. (2021). *Kuvantaminen: yleisimmät tutkimukset*.  
<https://www.terveyskyla.fi/tutkimukseen/eri-tutkimuksia/yleisimmat-kuvantamistutkimukset>
- The Nobel Prize. (2021). *Sir Peter Mansfield biographical*.  
<https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/2003/mansfield/biographical/>
- Tilastokeskus. (2021a). *Reliabiliteetti*. <https://www.stat.fi/meta/kas/reliabiliteetti.html>
- Tilastokeskus. (2021b). *Validiteetti*. <https://www.stat.fi/meta/kas/validiteetti.html>
- Tuomi, J. & Sarajärvi, A. (2009). *Laadullinen tutkimus ja sisällönanalyysi*. Helsinki: Tammi.