

Säteily- ja ydin- turvallisuus

1 2 3 4 5 6 7

Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarjan toimituskunta:
Sisko Salomaa, Olavi Pukkila, Tarja K. Ikäheimonen, Roy Pöllänen,
Anne Weltner, Wendla Paile, Jorma Sandberg, Heidi Nyberg,
Olli J. Marttila, Jarmo Lehtinen ja Hilikka Karvinen

Julkaisija

Säteilyturvakeskus

Toimittaja

Olavi Pukkila

Toimitussihteeri

Hilikka Karvinen

Taitto

Tero Tapiovaara ja Hilikka Karvinen

Kansi

Virma Oy

Grafiikka

Ulriikka Järvinen

Copyright

Säteilyturvakeskus

ISBN

951-712-498-8 (sid.)

951-712-505-4 (pdf)

Paino

Karisto Oy:n kirjapaino, Hämeenlinna 2004

Tätä julkaisua myy

Säteilyturvakeskus, (09) 759 881

Laippatie 4, 00880 Helsinki

www.stuk.fi

ESIPUHE

Tässä kirjassa käsitellään säteilyn käyttöä lääketieteessä, teollisuudessa ja tutkimuksessa. Lisäksi kirjassa on luvut säteilytoiminnan säännöksistä, säteilevistä kuluttajatuotteista ja säteilyn käyttöön liittyneistä poikkeustapahtumista. Säteilyn käyttöä on käsitelty pääasiassa yleisluonteisesti. Eräissä kohdissa on kuitenkin yksityiskohtaisempia tarkasteluja ja säteilysuojaukseen liittyviä laskuesimerkkejä. Röntgen diagnostiikkaa käsittelevässä luvussa on esitetty röntgenkuvan muodostumiseen ja laatuun liittyvää teoreettista tarkastelua tavalla, jota ei ole aiemmin esitetty suomenkielisessä alan kirjallisuudessa. Nämä tekstin osat on tarkoitettu lähinnä alalla työskenteleville tai sille suuntautuille fyysikoille ja muille teoreettisista perusteista kiinnostuneille henkilöille. Lukija, joka ei ole tottunut matemaattisiin esityksiin, voi lukea nämä osat ylimalkaisesti asiakokonaisuuden tästä pahemmin kärsimättä.

Säteilyn käytöllä on takanaan yli satavuotinen historia. Se alkoi Wilhelm Conrad Röntgenin keksittyä röntgensäteilyn marraskuussa 1895 ja Antoine Henri Becquerelin keksittyä radioaktiivisuuden maaliskuussa 1896. Pian näiden keksintöjen jälkeen käynnistyi mittava ionisoivaan säteilyyn liittyvä tutkimustyö ja käytännön sovellusten kehittäminen. Tämä oli myös lähtölaukaus modernin fysiikan kehitykselle.

Kohta röntgensäteilyn keksimisen jälkeen oivallettiin sen suunnattoman suuri hyöty lääketieteellisenä tutkimus- ja hoitomenetelmänä ja erinomaisuus ainetta rikkomattomana materiaalien tutkimusmenetelmänä. Tieto keksinnöstä levisi nopeasti ympäri maailman ja erilaisten sovellusten kokeilu ja laitetekninen kehitystyö käynnistyi suuren innostuksen vallitessa. Innokkaimmat säteilypioneerit havaitsivat nopeasti säteilyn haittavaikutuksia paitsi omissa sormissaan myös tutkimiansa ja hoitamiensa potilaiden iholla ja silmissä.

Ensimmäinen aikakirjoihin merkitty sädehoito annettiin 29.1.1896. Kyseessä oli rintasyöpä, johon kohdistettiin röntgensäteilyä niin paljon, että syntyi ihovaurio. Tämän arveltiin olevan sopivan suuri hoitoannos. Potilas kuoli kuitenkin pian hoidon jälkeen eikä ihovaurion kehittymistä voitu seurata. Ensimmäiset hoitokokeilut radioaktiivisella aineella tehtiin heti sen jälkeen, kun Becquerel huhtikuussa 1901 oli saanut rintaansa radiumista johtuneen palovamman kaltaisen haavauman. Hän oli pitänyt kuusi tuntia rintataskussaan Pierre ja Marie Curielta lainaa-

maansa radiumpitoista lasiputkiloa. Havainnon jälkeen aloitettiin iho-
tautien radiumhoidot.

Säteilysuojelun tarve oivallettiin pian säteilytoiminnan käynnistymi-
sen jälkeen. W. C. Röntgen varoitti vuonna 1898 röntgensäteilyn aihe-
uttamista biologisista haittavaikutuksista. Tätä ennen oli jo vuonna 1896
julkaistu varoituksia ihon ja silmien säteilyvaurioista. Laajempi kiin-
nostus säteilysuojeluasioihin heräsi vasta sen jälkeen, kun oli raportoi-
tu useista säteilyn käytön aiheuttamista sormien ja käsien amputoin-
neista sekä syöpäsairauksista. Kansainvälinen säteilysuojelutoimikunta
ICRP perustettiin vuonna 1928. Saksan Röntgenyhdistys pystytti vuon-
na 1936 röntgen- ja radiummarttyyrien muistomerkin Hampuriin. Tuol-
loin muistomerkinä oli 169 henkilön nimi 15 eri maasta. Vuonna 1959
nimiä oli 360. Niiden joukossa on Suomen ensimmäisen röntgenlait-
teen käyttäjänä toimineen hoitajattaren ja Viipurin lääninsairaалassa
työskennelleen röntgenlääkärin nimi. Kumpikin heistä oli vuosikausia
altistunut erittäin paljon röntgensäteilylle työolosuhteissa, joita tänä päi-
vänä pidettäisiin täysin tuomittavina.

Suomessa säteilyn käyttö on ollut vuodesta 1957 alkaen luvanvaraista
ja sitä on valvottu kansainvälisten sopimusten, suositusten ja standar-
dien perusteella laadittujen määräysten mukaan. Nykyisin säteilyn
käyttö on Suomessa varsin laajaa. Säteilyturvakeskuksen rekisterin
mukaan vuoden 2003 alussa oli voimassa 1 820 turvallisuuslupaa eli
lupaa harjoittaa säteilytoimintaa. Rekisteröityjen säteilylaitteiden lu-
kumäärä oli 14 120 ja radionuklidilaboratorioita oli 262. Laitteista lä-
hes 6 800 oli terveydenhuollon käytössä. Kymmenen vuotta aikaisem-
min säteilylaitteita oli noin kymmenen prosenttia vähemmän, mutta
radionuklidilaboratorioiden lukumäärä oli noin kaksikymmentä pro-
senttia suurempi. Asukaslukuun suhteutettuna Suomessa on huomaa-
tavan paljon säteilylaitteita. Esimerkiksi terveydenhuollon röntgenlait-
teita Suomessa oli 1990-luvulla asukasta kohden viidenneksi eniten
maailmassa.

Säteilyn käyttö on kolmas osa Säteilyturvakeskuksen julkaisemassa
Säteily- ja ydinturvallisuus kirjasarjassa. Kirjasarjan ensimmäisessä
osassa esitellään säteilyfysiikan käsitteet sekä mittauksissa käytettävät
suureet ja menetelmät. Toisessa osassa tarkastellaan radioaktiivisten
aineiden käyttäytymistä ja ionisoivan säteilyn vaikutuksia ympäristös-
sä ja ihmisessä. Säteilybiologia on aiheena kirjasarjan neljännessä osas-
sa, Säteilyn terveysvaikutukset. Sarjassa ilmestyy kaikkiaan seitsemän
osaa, joista neljä ensimmäistä käsittelee ionisoivaa säteilyä, sen käyt-

töä ja siltä suojautumista, viides ydinturvallisuutta ja kaksi viimeistä osaa ionisoimatonta säteilyä. Kirjasarja on tarkoitettu säteily- ja ydinturvallisuuden parissa työskenteleville ammattikirjallisuudeksi sekä käytettäväksi koulutusmateriaalina yliopistoissa ja muissa oppilaitoksissa. Kirjaa voi tilata Säteilyturvakeskuksesta. Kirjat löytyvät myös pdf-muodossa STUKin Internet-sivuilta osoitteesta www.stuk.fi.

Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja täydentää ja uudistaa vuonna 1988 ilmestynyttä Säteily ja turvallisuus -teosta, jonka toimittivat Harri Toivonen, Tapio Rytömaa ja Antti Vuorinen. Kiitämme edellisen teoksen toimittajia ja muita kirjoitustyöhön osallistuneita Säteilyturvakeskusten asiantuntijoita uraa uurtavasta pohjatyöstä, joka on ollut hyvänä perustana uudelle kirjasarjalle.

Säteilyn käyttö kirjan toteutuksesta kuuluu kiitos asiantunteville kirjoittajille ja muille toimitustyöhön osallistuneille henkilöille. Erityiskiitoksen ansaitsee Markku Tapiovaara. Hän on kirjoittanut suurimman osan Röntgensäteily diagnostiikassa -luvusta ja osallistunut huomattavalla panoksella kirjan toimitustyöhön.

Säteily- ja ydinturvallisuus -kirjasarja

- 1 Säteily ja sen havaitseminen
- 2 Säteily ympäristössä
- 3 Säteilyn käyttö**
- 4 Säteilyn terveysvaikutukset
- 5 Ydinturvallisuus
- 6 Ionisoimaton säteily – Sähkömagneettiset kentät
- 7 Ionisoimaton säteily – Ultravioletti- ja lasersäteily

SISÄLLYSLUETTELO

1	RÖNTGENSÄTEILY DIAGNOSTIIKASSA	13
	<i>Markku Tapiovaara, Olavi Pukkila, Asko Miettinen</i>	
1.1	Johdanto	14
1.2	Röntgenlaitteiden ja niiden käytön kehitys	15
1.3	Röntgensäteily	18
1.4	Röntgenputki	32
1.5	Röntgengeneraattori	36
1.6	Röntgentutkimuslaitteet	40
1.7	Kuvareseptorit	51
1.8	Röntgenkuvan muodostuminen	61
1.9	Röntgenkuvan laatu ja säteilyn käytön tehokkuus	77
1.10	Potilaan säteilyannos.....	117
1.11	Raskauden huomioiminen röntgentutkimuksissa	152
1.12	Henkilökunnan säteilyturvallisuus	155
1.13	Röntgenlaitteiden säteilymittaukset.....	165
1.14	Röntgentoiminnan laadunvarmistus	171
2	SÄDEHOITO	183
	<i>Petri Sipilä</i>	
2.1	Johdanto	184
2.2	Sädehoidon kehitys	186
2.3	Sädehoidon laitteet	188
2.4	Hoitomenetelmistä	195
2.5	Hoitannokset ja niiden määrittäminen	196
2.6	Hoitotilojen säteily suojaus.....	204
2.7	Sädehoidon laatu järjestelmä.....	215
2.8	Sädehoidon valvonta ja turvamääräykset	216
3	ISOTOOPPILÄÄKETIEDE	219
	<i>Helinä Korpela</i>	
3.1	Yleistä	220
3.2	Isotooppilääketieteen kehitys	220
3.3	Tutkimuksissa ja hoidoissa käytettävät radionuklidit	223
3.4	Radionuklidigeneraattori	225
3.5	Radiolääkkeet	228
3.6	Radiofarmasian laboratorio	234
3.7	Kvantamislaitteet	236
3.8	Isotooppitutkimukset	237

3.9	Isotooppihoidot	242
3.10	Potilaan säteilyannos	243
3.11	Isotooppilääketiedettä koskeva lainsäädäntö	246
3.12	Vertailutasot	247
3.13	Säteilysuojelu isotooppihoidon jälkeen	247
3.14	Lapsen suojelu raskauden ja imetyksen aikana	248
3.15	Työntekijöiden suojaaminen	249
4	SÄTEILYN KÄYTTÖ TEOLLISUUDESSA JA TUTKIMUKSESSA	255
	<i>Seppo Väisälä, Helinä Korpela, Mauri Kaituri</i>	
4.1	Röntgen- ja gammaradiografia	256
4.2	Ajoneuvojen ja matkalaukkujen tarkastuslaitteet	259
4.3	Säteilysterilointi	261
4.4	Radiometriset laitteet	263
4.5	Röntgenanalysaattorit	279
4.6	Kiihdyttimet	280
4.7	Avolähteiden käyttö	283
4.8	Radioaktiivisten aineiden vapaarajat	284
4.9	Radionuklidien vaarallisuusluokitus	285
4.10	Vaatimukset radionuklidilaboratorioille	286
4.11	Pintakontaminaattorajat	288
4.12	Johdetut annosrajat	289
4.13	Turvallinen työskentely avolähteillä	291
4.14	Radioaktiiviset jätteet ja niiden käsittely	291
5	SÄTEILYTOIMINNAN SÄÄNNÖKSET	297
	<i>Olavi Pukkila</i>	
5.1	Säteilysuojelulainsäädäntö	298
5.2	ST-ohjeet	299
5.3	Valvontaviranomaiset	299
5.4	Kansaiväliset säteilysuojelusuositukset	300
5.5	Lupamenettely	302
5.6	Turvallisuusluvasta vapauttaminen	305
5.7	Säteilylähteen poistaminen käytöstä	306
5.8	Säteilyn käyttöorganisaatio	307
5.9	Tarkastukset säteilyn käyttöpaikalla	310
5.10	Säteilysuojelutoimet työpaikalla	311

6	SÄTEILEVÄT KULUTTAJATUOTTEET	319
	<i>Olavi Pukkila</i>	
6.1	Yleistietoa	320
6.2	Entisaikojen säteileviä kuluttajatuotteita	321
6.3	Nykyajan säteileviä kuluttajatuotteita	324
7	POIKKEUSTAPAHTUMAT SÄTEILYN KÄYTÖSSÄ	333
	<i>Olavi Pukkila</i>	
7.1	Yleistä	334
7.2	Poikkeustapahtumat Suomessa	335
7.3	Poikkeustapahtumat ulkomailla	338
7.4	Poikkeustapahtumien merkitys	341
	LIITTEET	345
1	Efektiivinen annos röntgentutkimuksissa	346
2	Säteilysuojusten paksuus	352
3	Säteilysuojusten lyijyvastaavuus	355
	HAKEMISTO	356

1

RÖNTGENSÄTEILY DIAGNOSTIIKASSA

Markku Tapiovaara, Olavi Pukkila,
Asko Miettinen

SISÄLLYSLUETTELO

1.1	Johdanto	14
1.2	Röntgenlaitteiden ja niiden käytön kehitys.....	15
1.3	Röntgensäteily	18
1.4	Röntgenputki	32
1.5	Röntgengeneraattori	36
1.6	Röntgentutkimuslaitteet	40
1.7	Kuvareseptorit	51
1.8	Röntgenkuvan muodostuminen	61
1.9	Röntgenkuvan laatu ja säteilyn käytön tehokkuus	77
1.10	Potilaan säteilyannos	117
1.11	Raskauden huomioiminen röntgentutkimuksissa	152
1.12	Henkilökunnan säteilyturvallisuus	155
1.13	Röntgenlaitteiden säteilymittaukset	165
1.14	Röntgentoiminnan laadunvarmistus	171

1.1 | Johdanto

Röntgensäteilyn käyttö lääketieteellisessä diagnostiikassa perustuu röntgensäteilyn kykyyn läpäistä kehon kudoksia, mutta myös siihen, että säteily vaimenee kudoksissa niiden alkuainekoostumuksesta ja tiheydestä riippuvalla tavalla. Röntgenkuva on kehon vaimentaman säteilyn muodostama varjokuva. Tavanomainen röntgenkuva on mustavalkoinen negatiivikuva, jossa säteilyä voimakkaasti vaimentavat kohteet näkyvät vaaleampana ja säteilyä hyvin läpäisevät kehon osat tummina.

Lääketieteellisessä radiologiassa käytetään myös toisenlaisiin fysiikan ilmiöihin perustuvia kehon sisäisten elinten kuvausmenetelmiä. Tällaisia ovat muun muassa gammakuvaus (radioaktiivisen aineen kertyminen tutkittavaan elimeen ja hajoaminen siellä, katso luku 3), magneettikuvaus (ydinmagneettinen resonanssi, katso tämän kirjasarjan osa 6), ultraäänikuvaus (ääni-aallon eteneminen ja heijastuminen kehon kudoksissa), endoskopia (tähtystys kuituoptiikan avulla) ja magneettoenkefalografia (MEG, aivojen sähköisen toiminnan kuvaus). Näiden muiden menetelmien avulla potilaista saatavat kuvat poikkeavat tietysti röntgenkuvista, mutta monessa tapauksessa niitä voidaan kuitenkin käyttää samojen tautien diagnostiikkaan. Magneetti- ja ultraäänikuvauksen käyttöä on lisännyt niiden antaman uuden diagnostisen informaation lisäksi se, ettei niissä altisteta potilasta ionisoivalle säteilylle ja tästä aiheutuvalla riskillä. MEG-tutkimuksissa potilaaseen ei kohdisteta lainkaan ulkoista energiaa, vaan siinä mitataan aivoissa itsessään syntyvää magneettikenttää.

Uusien kuvantamismenetelmien kehityksestä huolimatta röntgendiagnostiikan merkitys ei ole häviämässä, vaan uudet menetelmät pikemminkin täydentävät sen avulla saatavaa informaatiota. Monissa tutkimuksissa röntgensäteilyyn perustuvat diagnostiset menetelmät ovat edelleen ylivoimaisia muihin kuvantamismenetelmiin verrattuna, ja uusia menetelmiä ja laitteistoja kehitetään jatkuvasti myös röntgendiagnostiikkaan. Erityisesti tietokonetomografiatutkimukset ovat yleistyneet nopeasti ja syrjäyttäneet monia aikaisempia röntgentutkimuksia. Vuonna 2000 Suomessa tehtiin noin 4,1 miljoonaa röntgentutkimusta; lähes kymmenen kertaa enemmän kuin ultraäänitutkimuksia, noin kolmekymmentä kertaa enemmän kuin magneettikuvauksia ja noin sata kertaa enemmän kuin isotooppitutkimuksia. Magneettikuvauksen määrä kasvaa kuitenkin nopeasti: esimerkiksi vuodesta 1997 vuoteen 2000 tutkimusmäärien kasvu oli noin 70 prosenttia.

1.2 | Röntgenlaitteiden ja niiden käytön kehitys

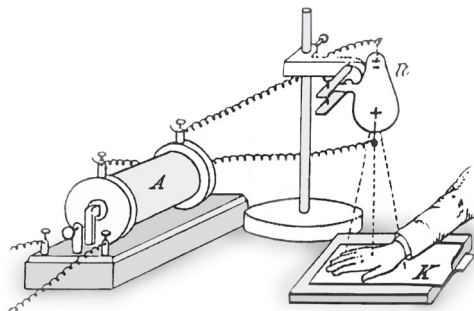
Wilhelm Conrad Röntgen (1845–1923) havaitsi 8.11.1895 tutkiessaan katodisäteitä uudenlaisen säteilyn aiheuttaman fluoresenssi-ilmion ultraviolettisäteilyn havaitsemiseen tarkoitetussa loisteaineessa (bariumplatinasyanidi). Julkistaessaan keksintönsä 28.12.1895 hän kutsui uusia säteitä X-säteiksi. Monissa maissa niitä alettiin keksijänsä kunniaksi kutsua röntgensäteiksi.

Tieto uudesta keksinnöstä levisi maailmalle nopeasti. Röntgenin havainnot toistettiin monissa maissa muutaman viikon sisällä. Vuonna 1896 oli jo lukuisia paikkoja, joissa otettiin ihmisistä ja eläimistä röntgenkuvia. Röntgensäteilyn lääketieteellisen merkityksen oivallettiin olevan valtavan suuri. Tämä kannusti tutkijoita ympäri maailman panostamaan uuden tutkimusmenetelmän kehitystyöhön. Sitä edisti myös Röntgenin luopuminen keksintöään koskevasta patenttioikeudesta. Ensimmäinen röntgenlaite Suomessa otettiin käyttöön vuonna 1900 Helsingin yleisen sairaalan kirurgisella klinikalla.

Röntgenstrahlen

ständige Röntgeneinrichtung in kleinerm Maßstabe beträgt 600—800 W.

Ihre praktische Bedeutung zeigen die R. nun vor allem bei der »Durchleuchtung« organischer Körper. Auf dem Fluoreszenzschirm oder der photogr. Platte entwerfen sie einen Schattenriß des durchstrahlten Körpers mit hellern und dunklern Partien je nach dem verschiedenen Grad der Schwächung, die die einzelnen Strahlen auf ihrem Wege durch den Körper erfahren haben. Die geradlinige Fortpflanzung und



KUVA 1.1 Röntgenkuvausjärjestely vuodelta 1896

R on röntgenputki, K kuvauskasetti ja A induktori. (Tietosanakirja, Brockhaus, 1903)

Jo 1800-luvun päättyessä monissa teollistuneissa maissa röntgensäteilyä oli alettu käyttää diagnostisiin ja terapeuttisiin tarkoituksiin. Sotilaslääkärit käyttivät röntgenlaitteita sirpaleiden ja vierasesineiden poistoon ensimmäisen kerran vuonna 1896.

Röntgendiagnostiikassa käytetyt röntgenkoneet olivat alkuaikoina nykyaikaisiin laitteisiin verrattuna varsin pienitehoisia ja kuvareseptorit epäherkkiä. Kirjallisuudessa on mainintoja pitkistä kuvausajoista röntgendiagnostiikan alkutaipaleella. Esimerkiksi vuonna 1896 Prahassa paikannettiin potilaan nielaisema naula röntgenkuvasta, jonka valotusaika oli 90 minuuttia. Naula poistettiin onnistuneesti kirurgisella operaatiolla. Alkuaikojen röntgenkuvauksissa kuvauskohteina olleiden henkilöiden säteilyaltistus on nykyajan vastaavien kuvausten aiheuttamaan altistukseen verrattuna ollut huomattavan suuri – jopa yli tuhatkertainen.

Prototyypilaitteiden tilalle tulivat nopeasti kaupalliset röntgenlaitteet. Saksassa oli jo vuonna 1896 kaksi huomattavaa röntgenlaitteiden valmistajaa. 1900-luvun alkuvuosina purkausputket ja suurjännitteen synnyttämiseen käytettävät influenssigeneraattorit olivat lääkinnällisessä toiminnassa historiaa. Suurjännitteen tasasuuntaajat, röntgenputket, kalsiumvolframaattivahvistuslevyin varustetut kuvauskasetit ja erilaiset tutkimustelineet olivat kaupallisia tuotteita jo ennen vuotta 1910.

Röntgenputken kehitystyöstä mainittakoon Lilienfeldin ja Coolidgen vuonna 1913 esittämät kaasuttomat tyhjiöputket. Coolidgen kuumakatotodiputkessa käytettiin volframilangasta kierrettyä hehkulankaa kato-dina ja anodi oli tehty massiivisesta volframikappaleesta. Coolidgen putkea on pystytty käyttämään jopa 250 kV anodijännitteellä. Kuormitusta hyvin kestävä ja pienellä fokuspisteellä varustettu pyöriväänodi-nen röntgenputki esiteltiin vuonna 1929. Kolmivaiheisia röntgengeneraattoreita oli kaupan vuodesta 1915 alkaen, jolloin esimerkiksi keuhkokuuvauksissa kymmenen millisekunnin kuvausajat olivat mahdollisia. Vuonna 1913 Bucky kehitti ja patentoi kuvanlaatua oleellisesti parantavan hilan, jolla eliminointiin hajasäteilyä. Potterin ideoima, nykyisin-kin käytössä oleva kuvauksen aikana liikkuva hila tuli alunperin markkinoille vuonna 1920.

Röntgendiagnostiikan kehitys on jatkunut vilkkaana jo yli sata vuotta. Ensimmäinen ruoansulatuskanavan röntgenkuvaus tehtiin 1896. Tuolloin varjoaineena käytettiin rauta- ja vismuttiyhdisteillä täytettyjä gelaatiinikapseleita. Vismutilla, lyijyllä ja elohopealla täytettyjä kapseleita

sekä ruokaan sekoitettua vismuttinitraattia käytettiin alkuaikoina röntgenpositiivisina varjoaineina ja paksusuoleen pumpattua ilmaa röntgennegatiivisena varjoaineena. Vuonna 1910 käyttöön tuli bariumsulfatti, jota sekoitettiin vismuttiyhdisteiden ohella potilaalle syötettävään varjoainepuuroon. Ensimmäisen 50 vuoden aikana ruoansulatuskanava pyrittiin täyttämään röntgentutkimusta varten varjoaineella. Toisen maailmansodan jälkeen tutkimustapaa muutettiin: varjoaineen määrää vähennettiin ja läpivalaisukuvan analysoinnista siirryttiin läpivalaisun avulla kohdistettujen röntgenkuvien analysointiin.

Pimennetyssä huoneessa katseltavan läpivalaisuvarjostimen käyttö oli hankalaa. Tämän helpottamiseksi Langmuir konstruoi vuonna 1937 prototyypin läpivalaisukuvan elektroniselle vahvistimelle. Sota keskeytti kuitenkin kehitystyön. Vuonna 1948 kokeellisella kuvanvahvistimella saatiin läpivalaisukuvan kirkkaudelle 1 000-kertainen vahvistus. Vuonna 1953 markkinoille tulivat kaupalliset kuvanvahvistimet ja kuvanvahvistimeen liitettiin TV-kamera ja -monitori vuonna 1955. Ensimmäinen kuvanvahvistin otettiin Suomessa käyttöön vuonna 1954. Kyseessä oli kirurginen röntgenlaite, jonka läpivalaisukuvaa tarkasteltiin kuvanvahvistimen perään liitetyn okulaarin avulla. Ensimmäinen TV-näytöllä varustettu läpivalaisulaite hankittiin Suomeen 1958. Pimennystä vaativien läpivalaisuvarjostimien käyttö Suomessa päättyi lopullisesti vuonna 2000. Kuriositeettina mainittakoon 1980-luvun alussa eräässä pienessä terveyskeskuksessa käytetty röntgentutkimustekniikka. Kyseisen paikan säästäväinen terveyskeskuslääkäri nimittäin piirsi läpivalaisuvarjostimelle teipatulle voipaperille tarvitsemansa röntgenkuvat paperin läpi kuultavan läpivalaisukuvan avulla. Lääkäri oli säästänyt vuosien varrella pitkän pennin röntgenfilmi- ja kehittämiskustannuksissa.

Raajojen verisuonten varjoainekuvauksia (angiografioita) elävälle potilaalle tehtiin ensimmäisen kerran vuonna 1924 USA:ssa. Varjoaineksi verisuoneen ruiskutettiin ruokasuolaliuosta. Kallon sisäiset valtimot kuvattiin ensimmäisen kerran vuonna 1926 Portugalissa. Verisuonten röntgentutkimuksissa käytetyt varjoaineet olivat erityisesti alkuvaiheessa hyvin toksisia ja aiheuttivat useita kuolemantapauksia. Vuonna 1928 ryhdyttiin käyttämään toriumdioksidipitoista varjoainetta, joka antoi erinomaisen hyvän kontrastin verisuonille röntgenkuvissa. Tämä Thorotrast-niminen varjoaine ei aiheuttanut potilaille varjoainereaktioita. Tuolloin toriumin radioaktiivisuutta ei pidetty ongelmana. Thorotrastin käyttö lopetettiin 50-luvun puolivälissä, kun maksaan ja luuytimeen sitoutuneen toriumin aiheuttamista syöpätapauksista oli kertynyt riittävästi näyttöä. Thorotrastia on käytetty joidenkin kirjalli-

suuslähteiden mukaan 20 000–100 000 potilaan röntgentutkimuksissa, kun taas toiset lähteet puhuvat miljoonista tutkimuksista. Aineen käytöstä Suomessa ei ole tarkkaa tietoa.

Alkuaikoina angiografiakuvauksissa saatiin yksi kuva varjoaineruiskutusta kohden. Vuonna 1948 Schönander kehitti angiografioita varten kasetinvaihtajan, jonka kuvanopeus oli 1,5 kuvaa sekunnissa. Vuonna 1953 markkinoille tuli filminvaihtaja, jolla kuvanopeus oli 6 kuvaa sekunnissa. Tällöin tuli käyttöön myös aiempaa oleellisesti vähemmän vaarallinen Seldingerin katetrisaatiotekniikka, jossa angiografiakatetri viedään suonen sisälle varjoaineruiskutusta varten. Nykyiset jodipitoiset varjoaineet ovat ei-ionimuotoisina yhdisteinä aiempia vähemmän toksisia. Angiografiatutkimuksista aiheutuvat vakavat komplikaatiot ovatkin nykyään harvinaisia.

Nykyisin yleisesti käytetyn verisuonten kuvaustekniikan, subtraktioangiografian perusajatus esitettiin vuonna 1900. Ensimmäinen mammoграфиakuva esitettiin vuonna 1913. Aksiaalileikekuvauksen periaate esitettiin vuonna 1917. Tietokonetomografialaitteen prototyyppi valmistui vuonna 1972 ja ensimmäinen kaupallinen tuote 1973. Tietokonetomografiaa pidetään Röntgenin keksinnön jälkeen suurimpana radiologian edistysaskeleena. Hounsfield ja Cormack saivat tähän liittyvästä työstä Nobelin palkinnon vuonna 1979. Suomeen hankittiin ensimmäinen tietokonetomografialaite vuonna 1978. Vuoden 2003 lopulla niitä oli Suomessa käytössä 73 kappaletta.

Röntgenlaitteiden ja niiden käyttösovellusten kehityksen loppua ei ole näkyvissä. 80-luvun alussa tehtiin ennusteita, joiden mukaan ultraääni- ja magneettikuvaukset sekä kuituoptiikan avulla tehtävät tähestytutkimukset syrjäyttäisivät suurelta osin muut kuin luuston röntgentutkimukset vuoteen 2000 mennessä. Ruoansulatuskanavan osalta kävi-kin näin. Useiden sisäelinten osalta röntgentutkimusten merkitys on tietokonetomografiatutkimuksia lukuun ottamatta vähentynyt, mutta läpivalaisuohjauksessa tehtävät hoitotoimenpiteet ovat lisääntyneet. Tavanomaiset perusröntgentutkimukset ovat säilyttäneet tärkeän asemansa terveydenhuollossa.

1.3 | Röntgensäteily

Röntgensäteily on sähkömagneettista säteilyä, joka eroaa esimerkiksi radioaalloista ja näkyvästä valosta vain aallonpituudeltaan. Radio-

logiassa röntgensäteilyä kuvaillaan tavallisesti sen kvanttien (fotonien) energian avulla, mutta sama tieto voidaan tietysti ilmaista myös säteilyn aallonpituuden tai värähtelytaajuuden avulla. Näiden välinen yhteys on

$$E = h\nu = \frac{hc}{\lambda}, \quad (1.1)$$

missä E tarkoittaa fotonin energiaa, ν värähtelytaajuutta ja λ aallonpituutta; h on Planckin vakio ja c valon nopeus.

Röntgendiagnostiikassa käytettävien fotonien energia on tyypillisesti 10–150 keV (kiloelektronivoltia). Monien radioaktiivisten aineiden gammasäteilyn kvanttienergia on paljon suurempi, jopa useita megaelektronivolteja (MeV), ja siksi usein ajatellaan, että gammasäteily on läpikäpivampaa kuin röntgensäteily. Näin ei kuitenkaan välttämättä ole, vaan säteilyn läpikäpiväisyys (kovuus¹) riippuu sen kvanttien energiasta. Röntgen- ja gammasäteily poikkeavat toisistaan vain syntytapansa perusteella, mutta molemmat koostuvat samanlaisista kvanteista. Käytännön erona on myös se, että gammasäteilyn spektri koostuu joskus yhdestä, mutta useimmiten muutamasta erillisestä kvanttienergiasta, kun taas röntgensäteilyn (jarrutussäteilyn) spektri on jatkuva. Jos tarkastellaan moneen kertaan sironnutta säteilyä, tämä ero spektreissä voi kuitenkin olla pieni.

Sähköisesti synnytetyn röntgensäteilyn turvallinen käyttö on ainakin periaatteessa yksinkertaista radioaktiivisten aineiden käyttöön verrattuna, koska röntgenputki voi tuottaa säteilyä vain, kun sille on kytketty suurjännite. Säteily loppuu välittömästi, kun sähköisen tehon syöttö lopetetaan.

Röntgensäteilyn syntyminen

Tavallisin tapa tuottaa röntgensäteilyä on antaa suurinopeuksisten elektronien törmätä aineeseen, jolloin osa elektronien energiasta vapautuu röntgensäteilyinä. Röntgendiagnostiikassa säteilyn tuottamiseen käytetään yleensä röntgenputkea ja -generaattoria. Säteily syntyy röntgen-

¹ Läpikäpiväisyyttä luonnehditaan usein sanomalla säteilyä kovaksi tai pehmeäksi. Kovan säteilyn kvanttien energia on suuri ja ne läpäisevät ainekerroksia hyvin. Säteily on pehmeää, jos sen kvanttien energia on pieni ja läpäisykyky huono.

putkessa, jolle generaattori antaa tarvittavan sähköisen tehon. Näitä röntgenlaitteen keskeisimpiä komponentteja kuvataan tarkemmin luvuissa 1.4 ja 1.5. Hyötykäyttöön tarkoitettu röntgensäteily synnytetään yleensä sähköisesti, mutta on syytä muistaa, että sähkömagneettista säteilyä syntyy aina, kun varauksiset hiukkaset joutuvat kiihtyvään liikkeeseen. Röntgensäteilyä syntyy erityisesti silloin, kun suurienergiset varauksiset hiukkaset hidastuvat nopeasti. Röntgensäteily on siksi otettava huomioon, kun suunnitellaan ja valmistetaan laitteita, joissa käytetään suurjännitettä elektronien kiihdyttämiseen. Tällaisia laitteita ovat muun muassa televisiot, näyttöpäätteet ja elektronimikroskoopit.

Röntgensäteilyn tuotto on tehokasta, kun varauksiset hiukkaset ovat kevyitä, esimerkiksi elektroneja, ja kun niiden hidastuminen tapahtuu aineessa, jonka atomien järjestysluku on suuri. Sen takia röntgensäteily on otettava huomioon myös esimerkiksi beeta-aktiivisten aineiden säteilysuojuksia suunniteltaessa. Mikäli energettiset beetahiukkaset pysäytetään raskaassa alkuaineessa, syntyy runsaammin röntgensäteilyä kuin jos ne pysäytetään keveistä alkuaineista koostuvassa suojuksessa. Röntgensäteilyn syntyminen ei ole samanlainen ongelma esimerkiksi alfa-aktiivisten aineiden suojuksissa, koska tietyn energian omaavalla alfahiukkasella on paljon pienempi nopeus kuin samaenergisellä elektronilla, eivätkä törmäysten aiheuttamat nopeuden muutokset ole yhtä suuria.

Muitakin samankaltaisia säteilyn lähteitä kuin röntgenputki on olemassa. Säteilyä (synkrotronisäteilyä) syntyy esimerkiksi synkrotronissa, jossa suurienergisten elektronien liikesuunta muuttuu magneettikentän takia. Erittäin lyhytkestoisia (~ 1 ps) ja pieneltä fokusointialueelta (\sim halkaisijaltaan millimetrin sadasosa) lähteviä säteilypulsseja voidaan myös tuottaa suuritehoisilla (\sim TW) laserpulsseilla aiheutetussa plasmassa. Näitä säteilyn tuottotapoja on kuitenkin käytetty vain kokeellisessa röntgenkuvauksessa, eikä niillä ainakaan toistaiseksi ole kliinistä merkitystä.

Sädehoidossa käytetään röntgensäteilyä, joka nykyisissä hoitolaitteissa tuotetaan yleensä hiukkaskiihdyttimen avulla. Elektronit kiihdytetään usean megaelektronivoltin liike-energiaan ja niiden annetaan törmätä metalliseen kohtioon. Säteilyn syntymisen periaate on sama kuin tavanomaisessa röntgenputkessakin, mutta käytettävän suuren energian takia säteilyn monet ominaisuudet ovat erilaiset. Sädehoidossa kiihdyttimien avulla tuotettua suurienergista röntgensäteilyä kutsutaan

usein fotonisäteilyksi, jotta sitä ei sekoitettaisi vanhemmantyyppisten röntgenhoitolaitteiden säteilyyn. Sädehoidon laitteita käsitellään tarkemmin luvussa 2.3.

Kun röntgenputken anodin ja katodin väliin kytketään suurjännite (putkijännite), sähkökenttä vetää katodilta irtoavat elektronit anodille (röntgenputken kohtiolle), johon ne törmäävät putkijännitteen suuruudesta (röntgendiagnostiikassa noin 25–150 kV) riippuen noin 0,3–0,6 kertaisella valon nopeudella. Sädehoitolaiteissa kohtioon törmäävän elektronin nopeus voi olla jo lähes valon nopeus. Elektronien röntgenputkessa saama liike-energia on verrannollinen kiihdytyksessä käytettävään jännitteeseen, ja sen suuruus kiloelektronivolteina nähdään suoraan jännitteestä: esimerkiksi 60 kV jännitteellä kiihdytettyjen elektronien liike-energiaksi tulee 60 keV. Putkessa kiihdytettyjen elektronien määrää aikayksikköä kohti kuvataan röntgenputken läpi kulkevalla sähkövirralla, anodi- eli putkivirralla.

Anodiin törmätessään elektronit menettävät nopeasti liike-energiaansa. Röntgendiagnostiikassa käytettävillä putkijännitteillä tämä tapahtuu muutaman tuhannes- tai sadasosamillimetrin paksuisessa kerroksessa anodin pinnalla. Elektronien hidastuessa pieni osa niiden vuorovaikutuksista anodin atomien kanssa johtaa elektronien liike-energian vapautumiseen röntgensäteilynä, kun elektroni siroaa atomytimen sähkökentästä ja muuttaa suuntaansa. Valtaosa elektronien liike-energiasta muuntuu kuitenkin lämpöenergiaksi näiden elektronien ja niiden aineesta irrottamien sekundaarielektronien törmäillessä anodin atomeihin ja luovuttaessa niille liike-energiaa. Röntgenputken hyötysuhdetta pienentää edelleen se, että säteilyä lähtee kaikkiin suuntiin², mutta siitä käytetään hyväksi vain pieneen avaruuskulmaan suuntautuva osa, kuvaukseen käytettävä säteilykeila. Sädehoitokiihdyttimien avulla tuotettu röntgensäteily suuntautuu eteenpäin elektronien kulkusuunnan mukaiseksi kapeaksi keilaksi, ja käytettävä säteily otetaankin laitteesta kohtion läpi. Näissä laitteissa käytettävillä suurilla energioilla röntgensäteilyn tuotto on paljon tehokkaampaa kuin röntgenputkea käytettäessä.

² Kun elektronin energia on pieni, syntyvä jarrutussäteily on voimakkainta elektronin kulkusuuntaan nähden kohtisuorissa suunnissa. Kun elektronin energia kasvaa, siirtyy säteilyn intensiteettimaksimi kohti elektronin kulkusuuntaa. Tällä on käytännön merkitystä vain silloin kun kohtio on niin ohut, että elektronit vuorovaikuttavat siinä tyypillisesti enintään kerran ennen kuin läpäisevät kohtion. Käytännössä röntgenputken anodi on niin paksu, että siihen törmäävät elektronit pysähtyvät vasta sirottaen lukemattomia kertoja, ja säteilyä syntyy siksi kaikkiin suuntiin likimain yhtä paljon. Anodi itse kuitenkin varjostaa omaa säteilyään. Tämän vuoksi röntgenputkesta tulevaa säteilyä on vähemmän niissä suunnissa, joiden muodostama kulma anodin pinnan suhteen on pieni (niin sanottu Heel-efekti).

Röntgensäteily voidaan jakaa syntytapansa perusteella jarrutussäteilyyn ja karakteristiseen röntgensäteilyyn. Jarrutussäteilyä syntyy elektronien liike-energian nopeasti pienentyessä ja karakteristista säteilyä anodin atomien elektroniverhoon syntyneiden viritystilojen purkaantuessa. Yksinkertaistetun fysikaalisen mallin mukaan paksussa kohteessa (kuten röntgenputken anodissa) syntyvän jarrutussäteilyn spektriä voidaan approksimoida yhtälöillä

$$\frac{dP}{dE} = CZI(E_m - E), \text{ kun } 0 < E \leq E_m \quad (1.2)$$

$$\frac{dP}{dE} = 0, \text{ kun } E > E_m$$

Tässä E on fotonien energia, P säteilyteho ja C vakio. Z merkitsee anodimateriaalin alkuaineen järjestyslukua, I röntgenputken putkivirtaa ja E_m elektronien röntgenputkessa saamaa liike-energiaa: $E_m = eU$, missä e on elektronin varaus ja U putkijännite. Säteilyn spektri on jatkuva, ja suurin mahdollinen fotonin energia on E_m . Tällainen fotoni syntyy, mikäli anodiin törmäävän elektronin koko liike-energia vapautuu fotonina yhdessä ainoassa vuorovaikutuksessa. Tällaisia vuorovaikutuksia tapahtuu vain vähän. Suurin osa jarrutussäteilyn energiasta painottuu pienille fotonien energioille³.

Integroimalla yhtälö (1.2) nähdään, että syntyvän röntgensäteilyn säteilytehoa voidaan arvioida yhtälöstä

$$P = kZIU^2, \quad (1.3)$$

missä k ($= Ce^2/2$) on vakio. Tämän mukaan säteilyn tuoton tehokkuus kasvaa anodimateriaalin järjestysluvun ja putkijännitteen kasvaessa. Säteilyn intensiteettiä voidaan säätää jännitteen ja putkivirran avulla. Virran muuttaminen ei vaikuta säteilyn spektrin muotoon, vaan aino-

³ Yhtälössä (1.2) on säteilyn spektri esitetty säteilytehon derivaattana energian suhteen, dP/dE . Yhtälöt (1.2) ja (1.3) voidaan kirjoittaa samanmuotoisina myös käyttämällä säteilytehon sijasta energiakertymänopeutta ψ . Tavallisesti röntgenspektrit esitetään kuitenkin fotonien kertymän Φ tai kertymänopeuden ϕ derivaattana energian suhteen, eli fotonikertymän tai fotonikertymänopeuden energijakaumana ($d\psi/dE = E \cdot d\phi/dE = E \cdot \phi(E)$).

astaan emittoituneiden fotonien lukumäärään, kun taas jännitteen muuttaminen muuttaa myös röntgensäteilyn spektriä. Käytännössä spektristä suodatetaan pois sen pehmein osa, ja siksi säteilyn intensiteetin riippuvuus jännitteestä on yhtälössä (1.3) esitettyä voimakkaampi. On myös syytä huomata, että yllä esitetyt yhtälöt kuvaavat kohtiossa syntyvää röntgensäteilyä. Osa säteilystä syntyy syvemmällä anodissa ja suodatuu jo tunkeutuessaan siitä ulos. Suodatusta käsitellään tarkemmin myöhemmin.

Kun röntgenputken jännite on riittävän suuri, törmäävät elektronit voivat irrottaa elektroneja myös anodin atomien sisemmiltä kuorilta. Syntynyt viritystila purkaantuu yleensä siten, että kuorelle, jolta elektroni on irrotettu, siirtyy elektroni ylempältä kuorelta. Atomi emittoi näiden kuorten energiaeron karakteristisen röntgensäteilyn kvanttina. Röntgendiagnostiikassa on merkitystä ainoastaan K-kuoreen liittyvällä karakteristisella säteilyllä. Muiden kuorien virityksistä syntyvien fotonien energiat ovat yleensä niin pieniä, etteivät ne pysty tunkeutumaan röntgenputken ulkopuolelle. Poikkeuksena tästä on volframianodinen röntgenputki, jonka säteilyikkuna on tehty pehmeää säteilyä hyvin läpäisevästä berylliumista ja jossa ei ole muuta säteilyn suodatusta. Tällaisen putken säteilyssä voi olla merkittävästi volframin karakteristista L-säteilyä, jonka kvanttienergiat ovat 8,3–11,3 keV. Diagnostiikkalaitteissa L-säteily kuitenkin poistetaan suodatimen avulla. Tällöin on kuitenkin syytä varmistua, että suodatusta ei tehdä yksinomaan materiaalilla, jonka K-absorptioreuna on lähellä arvoa 10 keV, koska tällainen suodatin päästää huomattavan osan volframin L-säteilystä lävitseen. Tällainen materiaali on esimerkiksi kupari, jonka K-absorptioreunan energia on noin 9 keV. Tavanomaisen röntgenputken ominaisuuo-

Materiaali	Z	K_{abs} (keV)	$K_{\beta 2}$ (keV)	$K_{\beta 1}$ (keV)	$K_{\alpha 1}$ (keV)	$K_{\alpha 2}$ (keV)
Volframi	74	69,5	69,1	67,2	59,3	58,0
Renium	75	71,7	71,2	69,3	61,1	59,7
Molybdeeni	42	20,0	20,0	19,6	17,5	17,4
Rodium	45	23,2	23,2	22,7	20,2	20,1

TAULUKKO 1.1 Röntgendiagnostiikkaputkissa käytettävien anodimateriaalien K-kuoren absorptioreuna K_{abs} ja tähän kuoreen liittyvät karakteristisen röntgensäteilyn energiat

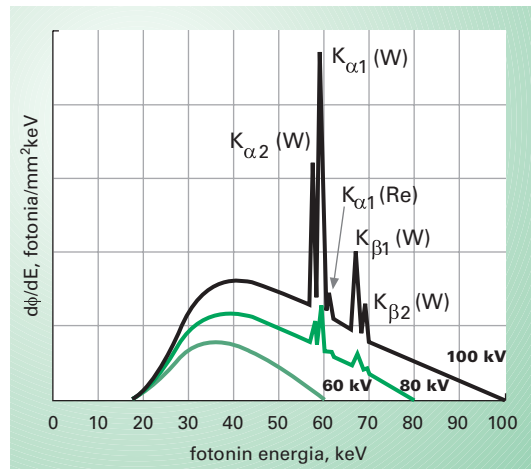
Nämä karakteristisen K-säteilyn piikit ilmaantuvat spektriin, kun kohtioon törmäävien elektronien liike-energia on suurempi kuin K_{abs} .

datum on kuitenkin niin suuri, että tähän ei yleensä tarvitse kiinnittää huomiota.

Jotta säteilyn tuotto olisi tehokasta, on anodin pinnan oltava ainetta, jonka alkuainejärjestysluku on mahdollisimman suuri. Volframi tai volframin ja reniumin seos (esimerkiksi 90 % W, 10 % Re) ovat tavallisimpia anodimateriaaleja. Mammografiassa, rintojen röntgenkuvauksessa, käytetään tavallisesti röntgenputkia, joiden anodi on tehty molybdeenistä, mutta myös volframi- ja rodiumanodisia mammografiaröntgenputkia on käytössä. Molybdeeni- ja rodiumanodien käyttö perustuu näiden alkuaineiden volframia pienempään K-elektronikuoren sidosenergiaan ja syntyvän karakteristisen säteilyn hyväksikäyttöön. Yleensä karakteristisen säteilyn osuus koko spektristä on kuitenkin vähäinen, eikä sillä röntgendiagnostiikassa ole kovin suurta merkitystä säteilyn ominaisuuksiin.

Röntgensäteilyn spektriin voidaan vaikuttaa röntgenputken anodimateriaalin valinnalla, putkijännitteellä ja säteilykeilan suodatuksella. Anodimateriaalin pääasiallinen vaikutus spektriin on karakteristisessa säteilyssä. Sen piikit ilmaantuvat, kun elektroneille röntgenputkessa syötetty liike-energia ylittää anodimateriaalin K-absorptioreunan energian. Kun jännite edelleen kasvaa, karakteristisen säteilyn piikit kasvavat suuremmiksi. Anodimateriaali vaikuttaa jonkun verran myös jarrutussäteilyn spektrin muotoon, koska kaikki säteily ei synny aivan anodin pinnalla, vaan osa kvanteista joutuu tunkeutumaan pienen matkan anodimateriaalin läpi, jolloin osa niistä absorboituu anodimateriaalille ominaisella tavalla. Tästä syystä säteilyn spektri riippuu myös röntgenputken anodikulmasta ja tarkastelusuunnasta: säteily on kovempaa suunnassa, jonka muodostama kulma anodin pintaan nähden on pienempi. Kuvassa 1.2 on esitetty tyypillisiä diagnostisen röntgensäteilyn spektrejä, joista ilmenee spektrin muuttuminen ja karakteristisen säteilyn lisääntyminen putkijännitteen kasvassa.

Säteilyn suodatusta käytetään poistamaan röntgensäteilystä sen pienenergisimmät kvantit, jotka muutoin absorboituisivat potilaaseen osallistumatta merkittävästi kuvanmuodostukseen. Suodatus toteutetaan asettamalla sopivasta materiaalista valmistettu levy röntgenputken ikkunan eteen, jolloin tämä suodatin absorboi säteilyä pienienergisistä kvantteista ja päästää suurempienergisistä kvantteista lävitseen. Alumiini on tavallinen valinta suodattimen materiaaliksi. Kupari on erityisen käyttökelpoinen suodattimen materiaali silloin, kun säteilyä pyri-



KUVA 1.2 Erilaisilla putkijännitteillä tuotetun röntgensäteilyn spektrejä

Kunkin spektrin suurin energia vastaa käytettyä putkijännitettä. Spekitrit on normitettu siten, että niiden alle jäävä pinta-ala (fotonikertymä) vastaa samaa putkivirran ja säteilytysajan tuotoa (mAs). 80 kV ja 100 kV jännitteillä mitatuissa spektreissä nähdään anodimateriaalin (W ja Re) karakteristiset piikit (reniumin pitoisuus anodissa on pieni, ja kuvassa erottuu vain sen $K_{\alpha 1}$ -säteily). Röntgenputken suodatus 3 mm Al, anodikulma 12° ja jännitteet 60 kV, 80 kV ja 100 kV. Jännitteen aaltoisuus on alle kolme prosenttia.

tään suodattamaan voimakkaasti. Samaa suodatusvaikutukseen pääsemiseksi tarvittavan kuparikerroksen paksuus on vain noin kolmas-kymmenesosa sitä vastaavan alumiinikerroksen paksuudesta. Tällaisen kuparikerroksen aiheuttama säteilyn vaimennus on pienempi kuin sitä suodatusvaikutukseltaan vastaavan alumiinipaksuuden: kuparin käyttö alumiinin sijasta kasvattaa saatavissa olevaa annosnopeutta ja tekee siksi esimerkiksi lyhyemmän kuvausajan mahdolliseksi. Suodatinmateriaaliksi saatetaan myös valita aineita, joiden järjestysluku on alumiinia ja kuparia suurempi, kuten molybdeeni, samarium tai gadolinium. Tällaisia suodattimia sanotaan usein K-reunasuodattimiksi, koska niillä pyritään muokkaamaan myös röntgenspektrin suurienergistä päätä suodattimen fotosähköisen absorptioon K-reunan avulla (katso myöhempi teksti tässä luvussa). K-reunasuodattimet ovat tavanomaisessa käytössä vain mammografiassa, jossa usein käytetään molybdeenianodista röntgenputkea ja ohutta molybdeenisuodatinta. Näin korostetaan molybdeenin karakteristisen säteilyn osuutta spektrissä ja vaimennetaan spektrin suurienergistä päätä, jolloin kuvan kontrasti kasvaa. Joissakin mammografialaitteissa käytetään rodiumanodista putkea ja rodiumsuoatusta, jolloin karakteristisen säteilyn energia on hieman suurempi (katso taulukko 1.1) ja sopii

paremmin paksujen rintojen kuvaamiseen. Joissakin mammografialaitteissa käytetään myös muita K-reunasuodattimia volframianodisen putken kanssa.

Röntgenlaitteissa on usein kiinteästi asennetut suodattimet, jolloin tutkimusta tehtäessä spektriin voidaan vaikuttaa vain putkijännitteellä. Käytännön työssä säteilyn laatua kuvataankin tavallisimmin (tosin epätasaisesti) ilmoittamalla pelkästään putkijännite. Toinen epätasallinen mahdollisuus on kuvaila säteilyä sen läpikulkevuuden avulla: diagnostisen röntgensäteilyn kovuus määritetään usein mittaamalla sen ainekerroksen paksuus, joka tarvitaan pienentämään säteilyn annosnopeus⁴ puoleen alkuperäisestä arvostaan. Tätä paksuutta kutsutaan puoliintumispaksuudeksi (*HVL*, Half Value Layer, tai *HVT*, Half Value Thickness). Sen arvo on röntgendiagnostiikassa 0,2–7 mm alumiinia, jännitteestä ja suodattimesta riippuen. Pelkän *HVL*:n antama tieto säteilyn ominaisuuksista on kuitenkin hyvin vajavainen ja esimerkiksi yliarvioi röntgensäteilyn vaimenemista paksuissa ainekerroksissa. Tämä johtuu siitä, että kukin vaimentava kerros absorboi pienenergisii kvantteja enemmän kuin suurienergisiä: säteily suodattuu samalla kun se vaimenee. Jos *HVL*:n lisäksi ilmoitetaan myös jännite ja anodimateriaali, saadaan tavanomainen röntgenspektri kuitenkin määritellyksi riittävän tarkasti useimpiin tarkoituksiin. *HVL*:n mittaamisesta ja käytöstä on kerrottu tarkemmin luvussa 1.13.

Röntgensäteilyn fysikaaliset ominaisuudet

Kvanttimekaniikan mukaan kaikilla hiukkasilla on sekä hiukkasettä aalto-ominaisuuksia. Tämä ilmiö on erityisen selvä fotoneilla. Kun fotonin energia on pieni, kuten radiotaajuisella säteilyllä, sen aalto-ominaisuudet dominoivat. Kun fotonin energia on suuri, sen hiukkasominaisuudet korostuvat. Röntgensäteilyn kvanttienergiat ovat niin suuria, että röntgendiagnostiikan fysiikan ymmärtämiseksi riittää yleensä ajatella röntgensäteilyn koostuvan yksittäisistä hiukkasista, fotoneista. Kukin fotoni etenee suoraviivaisesti, kunnes se kokee satumanvaraisen vuorovaikutuksen aineen kanssa, jolloin se absorboituu tai siroaa. Sironnan jälkeen fotoni jatkaa muuttuneella energialla etenemistään uuteen suuntaan, kunnes se kokee uuden vuorovaiku-

⁴ Annossuureena käytetään yleensä ilmaan absorboitunutta annosta tai ilmakermaa (annossuureita on käsitelty tämän kirjasarjan 1. osan "Säteily ja sen havaitseminen" luvussa 2).

tuksen. Näin jatkuu kunnes fotoni absorboituu tai poistuu aineesta lopullisesti. Mikäli fotoni läpäisee aineen vuorovaikuttamatta sen kanssa, on aineen kannalta samantekevää, onko fotonia ylipäättään edes tullut, esimerkiksi biologisille systeemeille ei aiheudu röntgensäteilystä mitään vaurioita ilman fotonin ja biologisen materiaalin vuorovaikutuksessa tapahtuvaa energianluovutusta.

Valtaosa röntgensäteilyn aineeseen aiheuttamista lukuisista ionisatio-, viritys- ja molekyyli sidosten katkeamistapahtumista ei synny suoraan fotonien ja aineen välisistä vuorovaikutuksista, vaan näissä vuorovaikutuksissa irronneiden sekundaarielektronien kautta. Fotonin alun perin yhdessä vuorovaikutuksessa yhdelle elektronille luovutettava energia jakaantuu tämän elektronin ja aineen muiden elektronien sähköisissä vuorovaikutuksissa suurelle elektronijoukolle. Kukin fotonin vuorovaikutus aineessa synnyttää siten vuorovaikutuskohdan lähelle suuren määrän ionisoituneita ja virittyneitä atomeita, mikä aiheuttaa muun muassa biologiseen kudokseen kohdistuvan vahingon tai säteilynlmaisimen loisteaineessa näkyvän valontuikahduksen. Valtaosa absorboituneesta energiasta muuttuu kuitenkin väliaineen lämmöksi. Säteilyn aiheuttamalla lämmön nousulla ei yleensä ole juurikaan käytännön merkitystä: esimerkiksi kymmenen grayn annos nostaa elimistön lämpötilaa vain muutamalla asteen tuhannesosalla, vaikka tällainen ihmisen koko kehon annos on suurella todennäköisyydellä tappava.

Vaikka fotonien vuorovaikutukset tapahtuvatkin täysin satunnaisesti, ei tämä sattumanvaraisuus yleensä näy mittauksissa: kvantteja on tyypillisessä mittaustilanteessa niin paljon, että makroskooppiset mitattavat ilmiöt näyttävät tapahtuvan ilman satunnaisvaihtelua. Tähän tilanteeseen on kuitenkin tärkeitä poikkeuksia. Esimerkiksi röntgenkuvissa oleva kohina aiheutuu yleensä pääasiassa kuvareseptorilla havaittujen kvanttien lukumäärän satunnaisesta vaihtelusta, jota kutsutaan kvanttikohinaksi. Toisena esimerkkinä voidaan mainita pienestä säteilyaltistuksesta aiheutuvat mahdolliset biologiset haittavaikutukset: syöpä ja geneettiset vauriot. Solun perimään syntyvän tietyn vaurion aiheutuminen on jo säteilyn ja aineen vuorovaikutusten satunnaisuuden takia sattumanvarainen tapahtuma.

Röntgensäteilyn fotonien aalto-ominaisuudet ovat niiden vuorovaikutuksista selvimmin näkyvissä koherentissa sironnassa (Rayleighin sironna), jossa fotonin energia säilyy lähes muuttumattomana sen sirotes-

sa atomin elektroniverhosta tai jopa suuremmasta ainekokonaisuudesta, kuten molekyylistä tai kidehilasta. Koherentin sironnan todennäköisyys (sen vaikutusala) pienenee nopeasti, kun kvantin energia kasvaa, eikä se millään röntgensäteilyn energialla ole läheskään pääasiallinen aineen ja säteilyn välinen vuorovaikutusmekanismi. Monissa tarkasteluissa koherenttia sirontaa ei tarvitse edes huomioida siksi, että siinä ei käytännössä tapahdu energian absorptiota aineeseen ja sirontakulmatkin ovat yleensä pieniä. Raskaissa alkuaineissa, ja biologisissakin materiaaleissa pienillä fotonienenergioilla, se on kuitenkin merkittävin sirontaprosessi, ja siksi on tärkeää ottaa se huomioon tarkasteltaessa kvanttien kulkeutumista potilaassa tai kuvareseptorille tulevaa sirontaa säteilyä. Joitakin koherenttia sirontaa hyödyntäviä kokeellisia kuvausmenetelmiä on myös esitetty ainakin tietokonetomografiaan ja mammografiaan. Nämä menetelmät eivät kuitenkaan ainakaan toistaiseksi kuulu käytännön röntgendiagnostiikkaan, eikä niitä tässä enempää käsitellä.

Röntgendiagnostiikan energia-alueella on koherentin sironnan lisäksi kaksi muuta sitä tärkeämpää vuorovaikutustyyppiä: Comptonin sironta (epäkoherentti sironta) ja fotosähköinen absorptio. Comptonin sironnaksi kutsutaan fotonin siroamista vapaasta elektronista, jolloin fotonin energia ja suunta muuttuvat. Aineessa olevat elektronit eivät tarkasti ottaen ole vapaita, mutta niiden sidosenergia on röntgensäteilyn kvanttienergiaan verrattuna yleensä mitätön (poikkeuksena raskaiden alkuaineiden sisimmät elektronit), ja tämä aiheuttaa vain pienen muutoksen vapaasta elektronista tapahtuvaan sirontaan verrattuna. Myös Comptonin sironnan vaikutusala pienenee fotonin energian kasvaessa, mutta paljon hitaammin kuin koherentin sironnan. Röntgendiagnostiikassa merkittäväillä fotonienenergioilla Comptonin sironta onkin merkittävin sirontaprosessi ja noin 30 kiloelektronivolttia suuremmilla kvanttienergioilla tärkein vuorovaikutusmekanismi pehmytkudoksessa. Luu koostuu alkuaineista, joiden järjestytluku on korkeampi kuin pehmytkudoksessa. Fotosähköinen absorptio on luussa tärkein vuorovaikutus muutaman kymmenen kiloelektronivoltin energioihin saakka. Lyijyssä, jota yleisesti käytetään säteilysuojien materiaalina, fotosähköinen absorptio dominoi noin 500 keV energiaan saakka.

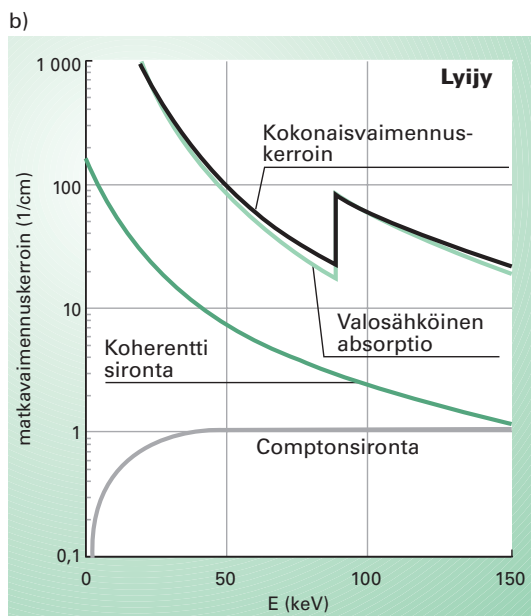
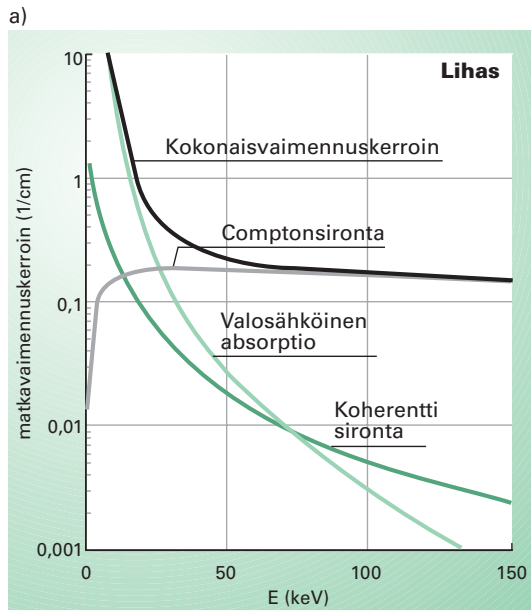
Fotosähköisessä absorptiossa fotoni häviää, ja sen energia siirtyy elektronille; elektronin sidosenergian ylittävä osuus menee elektronin liike-energiaksi. Tämä vuorovaikutus on mahdollinen, kun fotonin energia on suurempi kuin elektronin sidosenergia. Myös fotosähköisen

absorption vaikutusala pienenee fotonin energian kasvaessa, kunhan vain fotonin energia on atomin kaikkien elektronien sidosenergiaa suurempi. Tämä on tilanne diagnostiikan energia-alueella kevyiden alkuaineiden osalta. Näiden aineiden kaikkien elektronien sidosenergia on niin pieni, että niistä jokainen kykenee ottamaan osaa fotosähköiseen vuorovaikutukseen. Tilanne on toinen raskailla alkuaineilla, joiden L- ja K-kuorien elektronien sidosenergiat (L- ja K-absorptioreunat) ovat suurempia. Tällaisten aineiden fotosähköisen ilmiön vaikutusala kasvaa hyppäyksellisesti, kun elektronikuoren sidosenergia ylitetään. Vaikutusalan kasvu on huomattavasti suurempi kuin kuorella olevien elektronien määrästä voisi olettaa; fotosähköinen vuorovaikutus tiukasti sidotun elektronin kanssa on todennäköisempi kuin löyhästi sidotun. Siksi fotosähköisen absorptio todennäköisyys kasvaa nopeasti myös alkuaineen järjestysluvun kasvaessa.

Energian absorptio jälkeen atomi jää viritettyyn tilaan ja palaa perustilaansa emittoimalla karakteristisen röntgensäteilyn fotoneita tai Augerin elektroneja. Augerin elektronit ja keveiden alkuaineiden (pienienerginen) karakteristinen säteily absorboituvat lähelle lähtöpaikkaansa, mutta painavampien alkuaineiden karakteristinen säteily, jonka kvanttienergia voi olla kymmeniä kiloelektronivolteja, saattaa edetä pitkälle. On syytä huomata, että karakteristisen säteilyn kvanttienergiat ovat hieman pienemmät kuin kuin niitä vastaavan absorptioreunan energia. Siksi aine onkin melko hyvin läpäisevää omille K-kvanteilleen.

Energialtaan megaelektronivolttien luokkaa olevat fotonit vuorovaikuttavat aineen kanssa myös muilla tavoilla kuin yllä on esitetty. Parinmuodostus (elektroni-positroniparin syntyminen) tulee mahdolliseksi, kun fotonin energia on suurempi kuin 1,022 MeV ja fotodynreaktiot tätä suuremmilla energioilla. Näistä vuorovaikutuksista kerrotaan tarkemmin tämän kirjasarjan 1. osassa ”Säteily ja sen havaitseminen”.

Vuorovaikutusten todennäköisyyttä kuvataan vaikutusalalla, massavaimennuskertoimella tai matkavaimennuskertoimella (katso kirjasarjan 1. osa). Mitä niistä käytetään, riippuu tilanteesta, mutta kaikki ilmaisevat pohjimmiltaan saman asian. Vaikutusala (σ) mitataan atomia tai muuta hiukkasta kohden. Matkavaimennuskertoimessa (μ) otetaan lisäksi huomioon atomien määrä tilavuusyksikköä kohden. Massavaimennuskerrointa (μ/ρ) käytettäessä voidaan



KUVA 1.3 (a) Lihaskudoksen ja (b) lyijyn matkavaimennuskertoimet röntgendiagnostiikan energia-alueella sekä eri vuorovaikutuksista aiheutuvat komponentit

Kuvista nähdään muun muassa matkavaimennuskertoimien pieneneminen ja eri vuorovaikutusten todennäköisyyden muuttuminen energian kasvaessa. Huomaa, että kuvien pystyakselit on piirretty erilaisilla logaritmisilla skaaloilla: lyijy vaimentaa röntgensäteilyä huomattavasti enemmän kuin lihaskudos. Epäkoherentti (Compton) sironta on merkittävin vuorovaikutus lihaskudoksessa 30 keV suuremmilla energioilla, kun taas fotosähköinen absorptio dominoi lyijyssä koko tarkastellulla energia-alueella. Fotosähköisen absorptioon tapahtumisen todennäköisyys kasvaa lyijyssä yhtäkkiä moninkertaiseksi, kun fotonin energia ylittää lyijyn K-absorptioreunan energian 88 keV.

helposti ottaa huomioon aineen tiheys (ρ): matkavaimennuskertoimen saadaan yksinkertaisesti kertomalla massavaimennuskertoimen aineen tiheydellä. Kemiallisen yhdisteen massavaimennuskertoimen μ/ρ saadaan laskettua helposti siinä olevien alkuaineiden massavaimennuskertoimista

$$\frac{\mu(E)}{\rho} = \sum_i \left(\frac{\mu(E)}{\rho} \right)_i \cdot w_i , \quad (1.4)$$

missä $(\mu(E)/\rho)_i$ tarkoittaa alkuaineen i massavaimennuskerrointa, w_i sen paino-osuutta yhdisteessä ja E fotonin energiaa. Tämä antaa kuitenkin vain hyvän likiarvon todelliselle yhdisteen vaimennuskertoimelle, koska se ei huomioi koherentin sironnan mahdollisuutta yhtä atomia suuremmista kokonaisuuksista. Kemiallisilla sidoksilla on vain mitätön vaikutus Comptonin sirontaan ja fotosähköiseen absorptioon.

Röntgensäteilyn vaimenemisominaisuudet määräytyvät sen energiaspektristä. Käytännön laskuissa röntgensäteilyn jatkuva spektri aiheuttaa vain pienen eron gammasäteilyn tarkasteluun verrattuna. Esimerkiksi monokromaattinen (yhdestä energiasta E koostuva säteily) vaimenee aineessa eksponentiaalisesti

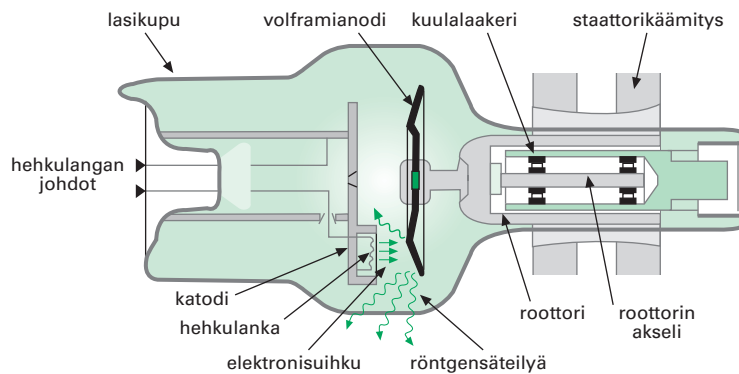
$$\varphi_d = \varphi_0 e^{-\mu(E)d} , \quad (1.5)$$

missä φ_d ja φ_0 ovat vaimentavan kerroksen takana ja ilman vaimentavaa kerrosta mitattu fotonien kertymänopeus, d vaimentavan kerroksen paksuus ja $\mu(E)$ sen matkavaimennuskerroin. Samankaltainen yhteys saadaan monenergisistä kvanteista koostuvan röntgensäteilyn vaimenemisen ja vaimentavan materiaalin paksuuden välille. Silloin säteilyn kvanttienergiat otetaan huomioon integroimalla säteilyn spektrin eli fotonien kertymänopeuden energijakauman $\varphi_0(E)$ yli

$$\varphi_d = \int_0^{E_{\max}} \varphi_0(E) e^{-\mu(E)d} dE . \quad (1.6)$$

Säteilyn vaimeneminen ei tässä tapauksessa enää ole vaimentimen paksuuden funktiona eksponentiaalista, vaan säteilyn läpäistessä peräkkäisiä ainekerroksia sen kovuus kasvaa ja vaimeneminen hidastuu.

Samalla tavalla voidaan yleistää monien muidenkin monokromaattiseen säteilyyn liittyvien suureiden laskeminen röntgensäteilylle. Huomattakoon, että yhtälöissä (1.5) ja (1.6) oletetaan, että jokainen vuorovaikutuksen kokenut kvantti poistuu säteilystä. Nämä yhtälöt kuvaavat siksi säteilyn vaimenemista niin sanotun kapean keilan geometriassa. Jos säteilymittaus tehdään lähellä vaimentavaa ainekerrosta



KUVA 1.4 Pyöriväänodisen röntgenputken rakenne

Röntgenputki suljetaan vaippaan (ei näy kuvassa), joka estää säteilyn pääsyn muualle kuin hyötykeilan suuntaan.

(niin sanottu leveän keilan geometria), on otettava huomioon myös aineessa syntynyt sekundaarisäteily; sironneen ja karakteristisen säteilyn mukaanotto laskentaan on kuitenkin matemaattisesti hankalaa. Helpoimmin se käy Monte Carlo -menetelmällä, jossa laskennallisesti simuloidaan suuren fotonijoukon kulkeutumista aineessa. Säteilyn vaimennuksen mittausta on käsitelty hieman tarkemmin luvussa 1.13.

1.4 | Röntgenputki

Tyypillisen diagnostiikassa käytettävän röntgenputken rakenne on esitetty kuvassa 1.4. Myös muunlaisia röntgenputkia on käytössä, kuten esimerkiksi kiinteäänodisia ja hilaohjattuja röntgenputkia.

Röntgenputken kuori on tavallisimmin valmistettu lasista, ja sen sisällä tyhjiössä ovat putken katodi ja anodi. Putken katodina on volframista valmistettu hehkulanka, joka emittoi elektroneja sitä kuumennettaessa. Hehkulangan lämpötilaa – ja elektronien emissiota – voidaan säätää hehkuvirran avulla. Röntgengeneraattori asettaa hehkuvirran oikeaan arvoonsa yleensä hieman ennen kuvauksen suoritusta. Säteilyn tuottoaikaa säädetään röntgenputken suurjännitteen kytkennän avulla. Kun suurjännite on kytkettynä, sähkökenttä vetää katodilta irronneet elektronit anodille, johon ne törmäävät suurella nopeudella ja synnyttävät röntgensäteilyä. Putken tyhjiö mahdollistaa elektronisuihkun vapaan kulun katodilta anodille ja suojaa katodin hehkulankaa palamiselta.

Röntgenputken katodin hehkulanka on upotettu katodissa olevaan uraan tai syvennykseen, jonka avulla elektronisuihku suunnataan haluttuun kohtaan anodilla, sähköiseen fokukseen. Tavallisesti diagnostiikkaputken katodissa on kaksi erilevyisen elektronisuihkun antavaa hehkulankaa, jolloin käyttötarpeen mukaan voidaan valita joko iso tai pieni fokus. Isoa fokusta käytettäessä röntgenputkelle voidaan syöttää iso teho ja saavuttaa lyhyt kuvausaika, mikä on oleellista kuvattaessa liikkuvia elimiä. Iso fokuskoko kuitenkin pienentää röntgenkuvan terävyyttä, mikä usein saattaa olla liikkeestä aiheutuvaa epäterävyyttä merkittävämpää. Fokuskoon valinta on näin ollen kompromissi geometrisen ja liike-epäterävyyden välillä. Myös käytettävä putkijännite ja -virta vaikuttavat jonkin verran fokuskokoon putken rakenteen lisäksi. Fokuksen nimelliskoko ilmoitetaan siksi tietylle jännitteen ja virran yhdistelmälle. Nykyisissä röntgenputkissa tyypilliset fokuskoot ovat esimerkiksi 0,6 mm x 0,6 mm (pieni fokus) ja 1 mm x 1 mm (iso fokus). Usein iso ja pieni fokus sijaitsevat eri kohdilla anodilautasta, ja anodikulma⁵ on pienempi pienen fokuksen kohdalla.

Kun elektronit osuvat anodille, valtaosa niiden liike-energiasta muuntuu lämmöksi ja vain noin sadasosa röntgensäteilyksi. Röntgenkuvauksessa röntgenputken läpi kulkevan elektronisuihkun anodille luovuttama teho on tyypillisesti kymmeniä kilowatteja⁶. Syötetty teho kohdistuu hyvin pienelle alueelle, sähköiseen fokukseen, joten anodimateriaalin on kestävä suuria lämpötiloja. Volframi on muun muassa korkean sulamislämpötilansa (3 410 °C) ja järjestyslukunsa ($Z = 74$) vuoksi sopiva aine anodimateriaaliksi. Sitä käytetäänkin lähes kaikissa röntgendiagnostiikkaputkissa, lukuunottamatta mammo-
grafialaitteita.

Röntgenputkien tehonsietoa on parannettu rakentamalla anodi viistopintaiseksi, pyöriväksi lautaseksi. Röntgendiagnostiikassa käytettävän röntgenputken anodikulma on tavallisesti 6–18 astetta, jolloin sähköisen fokuksen projektio säteilykeilan suunnassa, efektiivinen tai optinen fokus, on pituudeltaan vain 10–30 prosenttia sähköisen fokuksen pituudesta. Pyörittämällä anodilautasta nopeasti kuvauksen aikana saadaan fokukseen kohdistuva teho jaetuksi ympyrämäiselle radalle (terminen fokus, fokusrata), mikä mahdollistaa suuren putkivirran käytön

⁵ Anodikulmalla tarkoitetaan röntgenputkesta otettavan säteilykeilan keskiakselin ja anodin pinnan välistä kulmaa.

⁶ Röntgenputken nimellisteho ilmaistaan yleensä 100 kV jännitteellä ja 0,1 s kuvausajalla. Jos putken sallima suurin virta tällöin on esimerkiksi 500 mA, on putken teho 50 kW.

ilman anodin pinnan sulamista. Myös kiinteäänodisia röntgenputkia käytetään edelleen joissakin pienitehoisissa röntgenlaitteissa, kuten esimerkiksi hammasröntgenlaitteissa. Kun röntgenputkien yhteydessä puhutaan fokuksesta, tarkoitetaan yleensä optista fokusta, jonka koko on tärkeä tekijä kuvan terävyyteen. Röntgenputkien fokuskoot vaihtelevat välillä 0,1–2 millimetriä, ja niitä kuvaillaan usein neliömäisinä. Tämä on kuitenkin vain yksinkertainen malli. Todellisuudessa optisen fokuksen intensiteettijakautuma on yleensä pikemminkin satulan muotoinen. Se koostuu kahdesta voimakkaasta harjanteesta ja niiden välistä pienemmän intensiteetin alueesta, eikä fokuksella ole tarkkoja rajoja. Tällaisen fokuksen antaman kuvan terävyys on jonkin verran huonompi kuin neliömäisellä fokuksella olisi.

Kun röntgenputkeen syötetään paljon energiaa, anodin tai koko putkipään lämpötila saattaa nousta liian korkeaksi. Lämmönsiirto anodista putkipäähän tapahtuu pääosin lämpösäteilyn avulla. Anodin lämpökapasiteettia on voitu kasvattaa tekemällä siitä melko suuri ja painava. Usein anodilautasen takaosan materiaalina käytetään volframia tehokkaampia lämmön varaajia, kuten molybdeenä tai grafiittia. Raskaassa käytössä olevien röntgenputkien vaipat voidaan varustaa tuulettimella tai lämmönvaihtimella, jotka parantavat putkipään jäähdytystä. Kuorimittaessa röntgenputkea pitemmän ajan on sen keskimääräinen teho tyypillisesti pidettävä enintään muutaman sadan watin suuruisena, jotta lämmönvaihdon tehoa ei ylitettäisi. Nykyisissä röntgenlaitteissa on usein järjestelmä, joka valvoo, ettei putken lämpötila pääse nousemaan liian korkeaksi. Taulukossa 1.2 on esitetty tyypillisen diagnostiikassa käytettävän röntgenputken suoritusarvoja. Esimerkiksi tietokonetomografiassa käytetään kuitenkin tehonkestoltaan huomattavasti parempia röntgenputkia: niiden jatkuvan tehon kesto voi olla jopa useita kilowatteja.

Anodilautasen pyörittäminen saadaan aikaan tekemällä anodin varsi sähkömoottorin roottoriksi ja laakeroimalla se putken lasikuvun sisälle. Putken ympärille, sen ulkopuolelle sijoitetaan käämitys, sähkömoottorin staattori. Kun staattorikäämiin johdetaan vaihtojännite, anodi pyörii sähkömoottorin tavoin. Pyörimisnopeus riippuu vaihtojännitteen taajuudesta ja on yleensä 2 800 tai 8 500 kierrosta minuutissa. Röntgenkuvaa otettaessa anodin pyörittäminen ja katodin hehkuvirta kytkeytyvät kuvauskytkintä painettaessa. Suurjännite kytkeytyy putkelle vasta pienen viiveen (noin 1 s) jälkeen, kun anodi on saavuttanut täyden vauhtinsa. Anodin käynnistäminen ja sen jarrutus kuvan oton jälkeen lisäävät putkipään lämpökuormitusta muutamalla tuhannella

Suurin putkijännite	150 kV
Iso fokus: koko ja teho 50 kW	1,0 mm · 1,0 mm,
Pieni fokus: koko ja teho 30 kW	0,6 mm · 0,6 mm,
Anodikulma 16° iso fokus	10° pieni fokus,
Anodin lämmönvarauskyky ⁷	150 kW _s
Pitkäaikaiskuormitus ilman tuuletinta tuuletinta käytettäessä	300 W 450 W

TAULUKKO 1.2 Tyypillisen diagnostiikassa käytettävän röntgenputken suoritusarvoja

joulella käynnistystä kohden. Tämä on otettava huomioon, jos peräkkäisiä kuvia otetaan suuri määrä.

Röntgenputki on suljettu lyijytettyyn suojavaippaan, joka vaimentaa muualle kuin varsinaisen säteilykeilan suuntaan lähtevän säteilyn⁸. Suojavaippa on täytetty öljyllä, joka toimii röntgenputken sähköisenä eristeenä ja auttaa lämmön siirtymisessä röntgenputkesta ympäristöön. Suojavaipan öljytilassa on lisäksi paisuntapalje, jonka avulla vältetään suojakuvun ja röntgenputken rikkoutumiselta, kun eristeöljyn tilavuus kasvaa sen lämmitessä.

Röntgenputken vaipassa anodin kohdalla on suojaamaton kohta, jonka kautta röntgensäteilyn hyötykeila saadaan. Tämän säteilyikkunan eteen on asetettu primaarisäteilyn suodatin. Se absorboi röntgensäteilystä pehmeimmän osan, joka muutoin absorboituisi potilaaseen kykenemättä osallistumaan kuvanmuodostukseen. Suodatin on tavallisimmin 1–3 millimetrin paksuinen alumiinilevy. Myös röntgenputken, put-

⁷ Röntgenputken lämpökuormitus (taulukko 1.2) on aikaisemmin ilmaistu Heat Unit -yksikön (HU) avulla. Yksivaihelaitteille näissä yksiköissä ilmaistu lämpökuormitus saadaan kertomalla putkijännite (kV) ja putken läpi johdettu sähkömäärä (varaus, mAs) keskenään. Kuumipulssilaitteille saatu tulo on vielä kerrottava tekijällä 1,35. HU-yksiköissä esitetty lämmönvarauskyky saadaan muutetuksi jouleiksi (tai wattisekunneiksi) jakamalla se tekijällä 1,41 (1 J = 1,41 HU).

⁸ Vaipan läpi tulevan säteilyn ilmaan absorboitunut annosnopeus ei saa ylittää 1 mGy tunnin aikana, kun mittaus tehdään 1 m etäisyydellä röntgenputken fokuksesta ja käytetään suurinta putkelle sallittua jännitettä ja suurinta tunnin aikana putkelle syötettäväksi sallittua sähkömäärää. Intraoraalihammasröntgenlaitteille tämä raja on 0,25 mGy tunnissa.

ken vaipan ja kaihdinkotelon säteilykeilassa olevat osat vaikuttavat säteilyn kokonaissuodatukseen. Näiden osien suodatusvaikutus vastaa tavallisesti 1–2 millimetriä alumiinia, mutta erikoistarkoituksiin valmistetaan myös röntgenputkia, joissa on säteilyä vain vähän suodattava berylliumikkuna. Tällaisen putken käyttö vaatii erityistä varovaisuutta, jotta vältytään pehmeän säteilyn aiheuttamilta ihovaurioilta. Jos säteilykeilasta puuttuu suodatin, on säteilykeilassa iholle aiheutuva annosnopeus erittäin suuri, erityisesti lähellä putken säteilyikkunaa.

Lääkinnälliseen tarkoitukseen käytettävien röntgenlaitteiden vähimmäissuodatuksesta on annettu määräykset. Yleensä suodatuksen tulee vastata vähintään 2,5 millimetriä alumiinia. Hammasröntgenlaitteiden minimisuodatus on kuitenkin pienempi (1,5 mm, kun putkijännite on enintään 70 kV) ja mammografialaitteiden suodatus on hyväksyttävä, kun se vastaa vähintään 0,5 mm alumiinia tai 30 μm molybdeenia. Nämä suodatusarvot ovat minimivaatimuksia. Potilaan säteilyannosta voidaan usein pienentää merkittävästikin käyttämällä näitä arvoja voimakkaampaa suodatusta.

Suodattimen lisäksi röntgenputken säteilyikkunan edessä on kaihtimet, joiden avulla säteilykeilan kokoa voidaan säätää. Kaihtimissa on tavallisesti rajaimet ainakin kahdessa tasossa, yhdet mahdollisimman lähellä fokusta ja toiset kauempana. Fokusta lähellä olevilla rajaimilla pyritään poistamaan röntgenputken fokuksen ulkopuolelta lähtevä epäfokaalinen säteily, joka vähentää yksityiskohtien kontrastia röntgenkuvassa. Ulommat rajaimet puolestaan antavat säteilykeilalle tarkat reunat. Säteilykeilan rajausta ja sijaintia voidaan monissa röntgenkuvuslaitteissa nähdä valomerkkien avulla. Ne saadaan aikaan kaihdinkotelon sisään asennetulla lampulla ja peilillä. Jotkut röntgenlaitteet on varustettu kaihdinautomatiikalla, joka estää käytettävää kuvareseptoria suuremman säteilykeilan käytön.

1.5 | Röntgengeneraattori

Röntgengeneraattori antaa röntgenputkelle sen tarvitseman sähköisen tehon ja laitteen käyttäjälle mahdollisuuden säätää tuotettavan säteilyn laatua ja määrää. Generaattorin on huolehdittava tehonsyötön lisäksi monien kuvaukseen liittyvien tapahtumien ajoituksesta ja toiminnan valvonnasta. Tällaisia ovat esimerkiksi hehkuvirran kytkeminen ja anodin pyöryksen käynnistäminen riittävän aikaisin ennen suurjännitteen kytkemistä, verkkojännitteen vaihteluiden kompen-

sointi sekä kuvaus- ja läpivalaisulaitteisiin liittyvien laitteiden ohjaus. Generaattorityyppejä ja niiden teknisiä ratkaisuja on monenlaisia. Generaattorit voidaan jakaa eri ryhmiin muun muassa käyttöalueensa, suorituskykynsä tai toimintatapansa perusteella.

Suurjännite saadaan tavallisesti verkkojännitteestä suurjännitemuuntajan avulla. Putkijännitteen säätö tapahtuu muuntajan ensiöpuolella. Muuntajalta saatu suurjännite tasasuunnataan ja kytketään röntgenputken anodin ja katodin välille. Katodin hehkuvirtaa säädetään erillisen säätöjärjestelmän avulla. Hehkuvirta määrää hehkulangan lämpötilan, jota kasvattamalla katodi saadaan emittoimaan enemmän elektroneja ja putken läpi kulkeva virta suuremmaksi. Kuvauskytkin on tavallisesti ensiöpuolella, mutta myös suurjännitepuolella tapahtuva kuvauksen kytkentä on mahdollinen. Kuvauskytkintä ohjataan laukaisupainikkeella ja laitteessa olevalla kuvausajastimella tai valotusautomaatilla, joka katkaisee kuvauksen, kun röntgenkuvaan tarvittava määrä säteilyä on tullut.

Röntgengeneraattori voi käyttää yksi- tai kolmivaiheista verkkojännitettä. Laitteet luokitellaan tavallisesti sen mukaan, montako suurjännitehuippua niistä saadaan yhden verkkojännitteen jakson (20 ms) aikana. Yksi- ja kaksipulssigeneraattorit käyttävät yksivaiheista verkkojännitettä, ja niiden avulla tuotettu säteily syntyy lyhyinä erillisinä pulsseina. Yksipulssilaitte on yksinkertaisin röntgenlaitte. Siinä ei periaatteessa tarvita jännitteen tasasuuntausta lainkaan, koska röntgenputki itsessään toimii tasasuuntaajana, kunhan anodin lämpötila vain säilyy riittävän alhaisena. Tällaisia röntgenlaitteita käytetään edelleenkin esimerkiksi hammasröntgenkuvauksissa. Kaksipulssilaitteessa on tasasuuntauskytkentä, jolloin vaihtojännitteen molemmat puolet saadaan käytettyä hyväksi säteilyn tuottamisessa. Yksipulssilaitteeseen verrattuna saavutetaan silloin puolta lyhyempi kuvausaika ja pienempi liike-epätarkkuus.

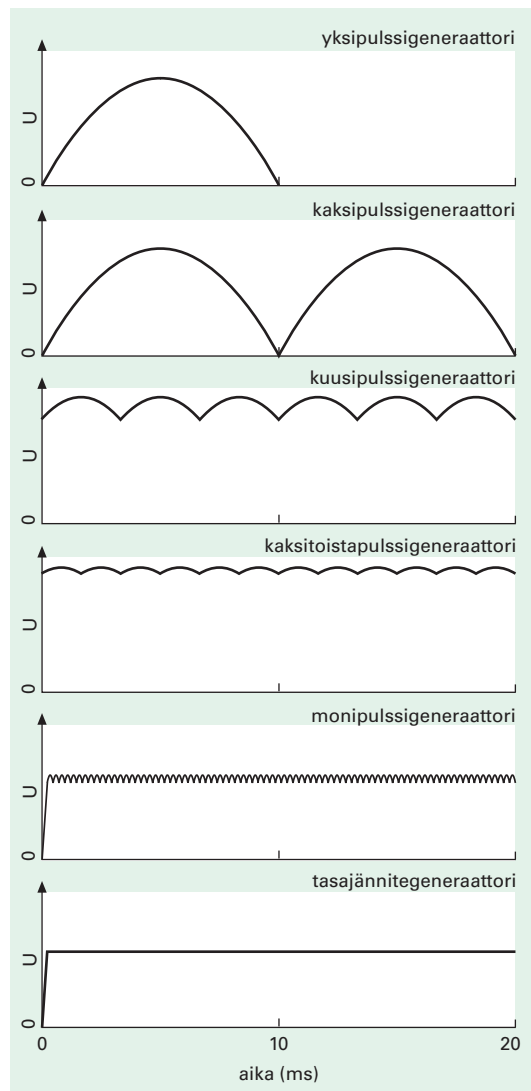
Edellä esitetyt yksi- ja kaksipulssigeneraattorit ovat jo kauan olleet tavallisia vain pienitehoisissa röntgenlaitteissa, mutta niissäkin on nykyisin yleisesti siirrytty käyttämään monipulssigeneraattoria, jossa suurjännite tuotetaan taajuusmuuttajatekniikalla tehoelektronikan avulla. Käytetty taajuus vaihtelee, mutta voi olla useita kilohertsejä yksivaiheisen verkkojännitteen 50 Hz sijasta. Muuntajalta saatava suurjännite tasasuunnataan ja lopputuloksena on suurjännite, jonka aaltoisuus (pulssointi) on melko vähäistä, usein samansuuruista kuin kolmivaihelaitteilla. Tällaisia laitteita kutsutaan myös suur- tai keskitaajuusgene-

raattoreiksi. Ne ovat yleistyneet voimakkaasti ja miltei syrjäyttäneet muut aikaisemmat generaattoryypit. Monipulssigeneraattorit ovat tavanomaisia generaattoreita huomattavasti pienempiä ja kevyempiä. Pienitehoisen laitteen suurjänniteosat voidaan sijoittaa putkipään sisään, jolloin röntgenputken ja generaattorin välisiä tavanomaisia suurjännitekaapeleita ei enää tarvita.

Monissa suuritehoisissa röntgengeneraattoreissa käytetään teholahteenä kolmivaiheista verkkojännitettä. Kytkevästävasta riippuen yhden verkkojakson aikana saadaan anodille kuusi tai kaksitoista katodiin nähden positiivista jännitehuippua. Pulssiluvun mukaan näitä generaattoreita kutsutaan kuusi- tai kaksitoistapulssigeneraattoreiksi. Tasajännitegeneraattorissa on näistä laitetyypeistä paras tasasuuntaus. Tasajännite saadaan säätöputkien avulla kaksitoistapulssigeneraattorista, esimerkiksi röntgenputken kanssa sarjaan kytkettyjen triodi- tai tetrodiutputkien avulla. Tällaisen generaattorin rakenne on monimutkainen ja kallis. Tällaisten generaattorien käyttö on vähentynyt ja rajoittunut joihinkin erikoislaitteisiin (eräät tietokonetomografia- ja angiografialaitteet). Useimmat kolmivaiheista verkkojännitettä käyttävistä röntgengeneraattoreistakin ovat nykyään monipulssigeneraattoreita.

Edellisten lisäksi käytössä on generaattoreita, joissa kuvaukseen käytettävä sähköenergia varataan kondensaattoreille ennen kuvausta, ja puretaan kuvattaessa röntgenputken kautta. Ongelmana tällaisissa laitteissa on varattavien kondensaattorien kapasitanssi, joka rajoittaa yhteen kuvaan käytettävää sähkömäärää, eli anodivirran ja kuvausajan tuloa. Se aiheuttaa myös putkijännitteen putoamisen kuvauksen aikana. Tällaisia generaattoreita käytetään joskus kuljetettavissa röntgenlaitteissa.

Kuvassa 1.5 on esitetty erilaisten generaattorien röntgenputkelle syöttämän suurjännitteen aaltomuotoja. Yksi- ja kaksipulssigeneraattorien antama jännite vaihtelee nollan ja asetetun huippujännitteen välillä ja on toivotussa huipussaan vain lyhyen ajan, kun taas kolmivaihegeneraattorien jännitteen aaltoisuus on huomattavasti vähäisempää. Saavutettu tasaisempi suurjännite on monin tavoin hyödyksi. Röntgensäteilyä syntyy koko kuvausajan, eikä lyhyinä erillisinä pulsseina, kuten yksivaihelaitteissa. Lisäksi röntgenputkelle voidaan syöttää suurempi keskimääräinen teho, jolloin anodille kohdistuva elektronisuihku tuottaa enemmän röntgensäteilyä ja röntgensäteilyn energiaspektri on painottunut suuremmille energioille kuin laitteissa, joissa suurjännite vaihtelee voimakkaasti. Kuvaukseen tarvittava aika on näin huomattavasti lyhyempi kuin yksivaihelaitteilla.



KUVA 1.5 Röntgengeneraattorin antaman suurjännitteen aaltoilu

Nimellisesti aaltoisuus on yksi- ja kaksipulssigeneraattoreissa 100 %, kuusipulssigeneraattoreissa 13 %, 12-pulssilaitteissa noin 3 % ja tasajännitelaitteissa 0 %. Monipulssigeneraattori vastaa aaltoisuudeltaan 6- tai 12-pulssigeneraattoria. Aaltoisuus voi käytännössä olla nimellisarvoaan pienempi tai suurempi, riippuen kuvausvirrasta, kapasitansseista ja verkon vaihteen tasaisuudesta.

Yksivaiheisten röntgengeneraattorien lyhin kuvausaika on yhden pulssin mittainen. Jännitepulssin kesto on 10 ms, mutta säteilyä syntyy oleellisesti vain noin 5 ms ajan, kun jännite on riittävän suuri. Kolmivaihegeneraattoreiden lyhin mahdollinen kuvausaika on yhdestä kolmeen millisekuntiin, kytkentätavasta riippuen. Kuvausajan mittaaminen on joskus ongelmallista, kun säteilyn annosnopeus ei kuvausajana ole koko aikaa sama. Näin on erityisesti lyhyillä kuvausajoilla, joilla säteilyn annosnopeuden nousu- ja laskuajat voivat olla merkittäviä koko säteilytyksen keston verrattuna. Yleistä, jo-

kaiseen tilanteeseen soveltuvaa kuvausajan määritelmää ei ole. IEC (International Electrotechnical Commission) on määritellyt useimpiin tilanteisiin soveltuvaksi kuvausajaksi sen aikavälin, jonka aluksi putkijännite ensimmäisen kerran nousee 65–85 prosenttiin huippuarvostaan ja jonka lopuksi putkijännite viimeisen kerran putoaa tämän arvon alle. Kaikkiin tilanteisiin tämä määritelmä ei kuitenkaan sovi. Siksi lyhyitä kuvausaikoja ilmoitettaessa on hyvä esittää myös käytetty kuvausajan määritelmä.

Pulssimuodosta riippumatta röntgenputken jännitteellä tarkoitetaan jännitteen suurinta kuvauksen aikaista arvoa, huippuarvoa. Tähän ei kuitenkaan lasketa mahdollisia kytkentätransienteja, joiden aikana jännite voi hetkellisesti olla suurempikin. Röntgenputken virralla puolestaan tarkoitetaan virran aikakeskiarvoa säteilytyksen aikana.

Edellä on rajoitettu tarkastelemaan vain generaattorien toiminnan pääpiirteitä. Käytännössä laitteistot ovat paljon mutkikkaampia. Kuvausarvojen säätökään ei ole aivan niin yksinkertaista kuin edellä on esitetty. Hehkuvirran asetuksen on oltava erityisen luotettava ja stabiili, jotta laite saataisiin tuottamaan haluttu määrä säteilyä; pienikin muutos hehkuvirrassa aiheuttaa suuren muutoksen anodivirtaan. Hehkuvirran lisäksi anodivirtaan vaikuttaa röntgenputken jännite, ja suurjännitettä säädettäessä on otettava huomioon anodivirran suuruudesta riippuvat jännitehäviöt.

1.6 | Röntgentutkimuslaitteet

Röntgenlaitteistoon kuuluu röntgengeneraattorin ja -putken lisäksi telineet, joiden avulla röntgenputki ja kuvareseptori pidetään paikallaan ja potilas saadaan aseteltua tutkimusta varten. Laitteiston telineet voivat olla erilliset tai ne voivat muodostaa kiinteän kokonaisuuden.

Tavanomaiset röntgenkuvauslaitteet (bucky-kuvaus)

Tavanomaisessa röntgenkuvauslaitteessa on yleensä pilari- tai kattoteline, johon röntgenputki on kiinnitetty. Röntgenputkea voidaan sen avulla siirtää ja kääntää haluttuun suuntaan. Tavanomaisimpaan potilastelineistöön kuuluu kuvauspöytä (bucky-pöytä) ja thorax-teline. Potilastelineissä on potilaan tukipinnan lisäksi muun muassa teline kuvauskasetille, hajasäteilyhila ja valotusautomaatin mittakammiot.

KUVA 1.6 Bucky-pöytä

Röntgenputki sijaitsee pöydän yläpuolella ja se on kiinnitetty pilaritelineeseen, jonka avulla putkea voidaan siirtää pystysuorassa tai sivusuunnissa. Hajasäteilyhila, valotusautomaatin mittakammiot ja kuvauskasetti ovat tutkimuspöydän alla.



Bucky-pöytä on saanut nimensä Buckyn ja Potterin kehittämästä hajasäteilyhilasta ja laitteesta, jolla hilaa liikutetaan kuvauksen aikana hilaraitojen häivyttämiseksi kuvasta. Valotusautomaatin mittakammio mittaa kuvauskasetille (tai muulle kuvareseptorille) tulevan säteilyn ja aiheuttaa kuvan katkaisun, kun kasetille on tullut tarvittava määrä säteilyä. Mittakammiossa on usein kolme pientä aluetta, mittakenttää, joiden kohdalta säteily mitataan. Mittakentistä voidaan valita käyttöön yksi tai useampi samanaikaisesti.



KUVA 1.7 Thorax-teline

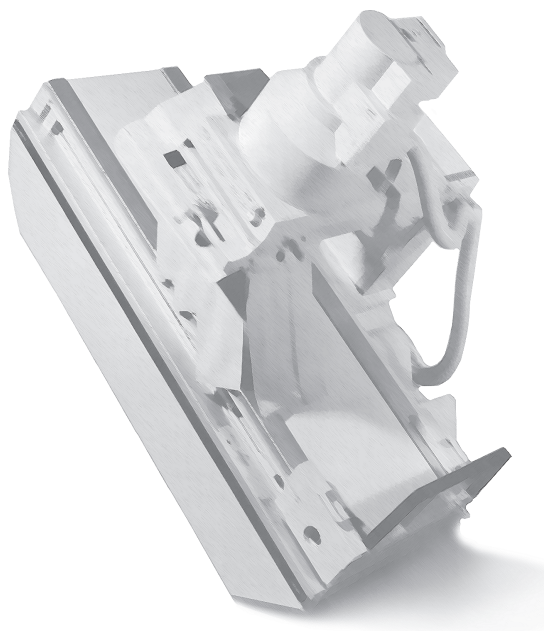
Thorax-teline on tehty erityisesti keuhkokuvauksiin. Sen rakenne on kuvaustavan ja hilan suhteen sama kuin bucky-pöydänkin. Joissakin telineissä hila ei ole liikkuva. Teline on pystysuuntainen ja seisovalle potilaalle tarkoitettu. Telinettä voidaan usein kallistaa, jolloin esimerkiksi kallosta voidaan helpommin kuvata viistoja projeksioita.

Tällaisilla laitteilla tehdään valtaosa röntgen-tutkimuksista, muun muassa keuhko- ja luustokuvaukset.

Läpivalaisulaitteet

Aikaisemmin monet röntgentutkimukset tehtiin läpivalaisemalla. Potilas sijaitsi röntgenputken ja fluoresoivan varjostimen välissä ja varjostimella ollutta kuvaa katsottiin varjostimen takaa. Nykyisin läpivalaisututkimuksia tehdään vain, kun tutkimuksessa tarvitaan reaaliaikaista, liikkuvaa kuvaa. Tutkimuksen aikana otetut röntgenkuvat ovat yleensä oleellinen osa näistäkin tutkimuksista. Fluoresoivan varjostimen käyttöä ei enää hyväksytä, vaan läpivalaisukuva saadaan kuvanvahvistimen ja videokameran (tai digitaalisen kuvareseptorin) avulla ja sitä tarkastellaan monitorilta. Läpivalaisun aikana annosnopeusautomaattika säätää röntgenputken jännitettä ja virtaa (kV ja mA), jotta monitorilla näkyvä kuva säilyy kirkkaudeltaan mahdollisimman vakiona kohteen paksuudesta riippumatta (annosnopeusautomaattika).

Joissakin laitteissa voi käyttää pulssaavaa läpivalaisua, jolloin säteily annetaan lyhyinä pulsseina, esimerkiksi 1–25 pulssia sekunnissa. Pulssien välillä monitorilla näytetään viimeksi otetusta pulssista saatua kuvaa, jolloin vältetään kuvan häiritsevältä välkkymiseltä. Pulssaus antaa mahdollisuuden pienentää potilaan säteilyaltistusta. Saman tekniikan avulla saadaan jätettyä viimeinen läpivalaisukuva monitorille näkyviin, vaikka säteily on katkaistu (viimeisen läpivalaisukuvan muisti).



KUVA 1.8 Läpivalaisututkimuksissa käytettävä yleistutkimusteline

Röntgenputki sijaitsee tutkimuspöydän alla (ei näkyvässä) ja tutkimuspöydän päällä olevassa osassa on telineen hallintalaitteet, kuvanvahvistin, TV-kamera, kasettivaunu, hila ja valotusautomaatin mittakammiot. Siihen on myös kiinnitetty röntgenlääkäriä sekundaarisäteilyltä suojaavat lyijykumiliuskat. Läpivalaisukuvan tarkasteluun tarvittava TV-monitori sijoitetaan telineen viereen. Telineettä ja siinä olevaa potilasta voidaan kallistaa, kuvassa teline on kallistetussa asennossa.

Tutkimuksen aikana potilaasta otetaan usein tavanomaisia röntgenkuvia. Joissakin laitteissa röntgenkuvat voidaan ottaa myös valokuvamalla kuvanvahvistimen ulostulovarjostimelta tai ne saadaan digitaalisina videokameran avulla.

Läpivalaisututkimuksissa perinteinen, erityisesti ruoansulatuskanavan tutkimuksiin käytetty laitetyyppi on yleistutkimusteline (Kuva 1.8). Röntgenputki sijaitsee tutkimuspöydän alla. Se on kiinteästi suunnattu tutkimuspöydän yläpuolella olevalle telineelle, johon on sijoitettu kuvanvahvistin, kuvauskasetin siirtämiseen tarvittava kasettivaunu, hajasäteilyhila, valotusautomaatin kammiot ja laitteen käytössä tarvittavat säätimet. Läpivalaisukuva nähdään monitorilta. Tutkimuksen tehokkaan ja turvallisen suorittamisen helpottamiseksi monet laitteen toiminnoista on motorisoitu tai automatisoitu. Tällaisia ovat ainakin telineen liikkeet ja kallistukset, valotusautomaatti, läpivalaisun annosnopeusautomaatti, röntgenputken kaihtimien automaattinen rajaus, kuvauskasetin siirto kuvausasemaan kuvan oton ajaksi sekä kuvauskasetin jakoautomaatti, joka mahdollistaa usean pienen kuvan ottamisen samalle filmille.

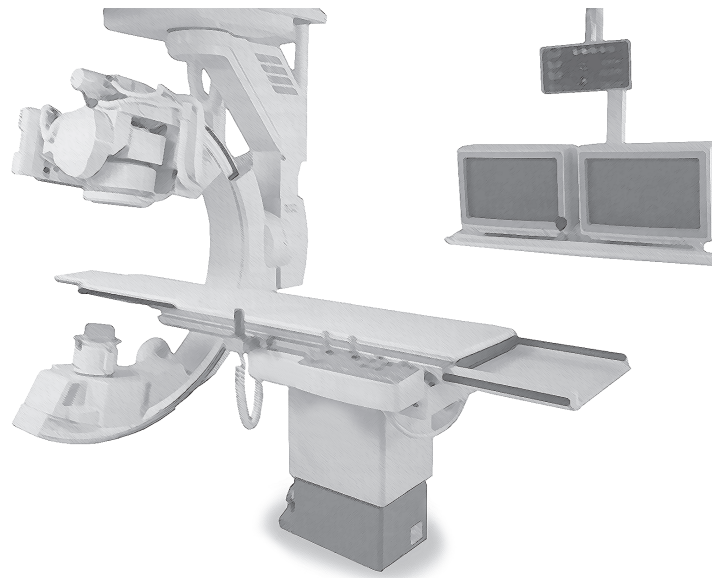
Nykyisin on yleistynyt niin sanottu yläputkityyppinen, kauko-ohjattu yleistutkimusteline. Siinä röntgenputki on pöytälevyn yläpuolella ja kuvareseptoriin liittyvät osat vastaavasti pöydän alla. Teline voi olla myös C-kaarityyppinen, jolloin röntgenputki ja kuvanvahvistin sijaitsevat kaaren vastakkaisissa päissä. Tällaisessa telineessä voidaan kuvaussuunta helposti kääntää halutuksi. Näissä laitteissa kasettikuvauksen on usein nykyisin korvattu digitaalisella kuvauksella.

Angiografialaitteet

Angiografiassa, verisuonten tutkimuksessa, käytettävä laitteisto on nykyään useimmiten C-kaarityyppinen. Tutkimus tehdään läpivalaisuohjauksessa ja sen aikana potilaasta otetaan kuvanvahvistimen avulla röntgenkuvasarjoja, jotka nykyisin tallennetaan yleensä tietokoneen muistiin myöhempää tarkastelua varten. Kuvanvahvistimen vaihtoehtona voi myös olla läpivalaisukäyttöön soveltuva digitaalinen kuvareseptori (katso luku 1.7). Laitteisto voi myös olla kahden suunnan järjestelmä, jolloin siihen kuuluu potilaspöydän ja varjoaineruiskun lisäksi kaksi röntgenputkea: toinen vaaka- ja toinen pystysuuntaista kuvausta ja läpivalaisua varten. Molemmille röntgenputkille on tässä järjestyksessä oma kuvanvahvistimensä. Käytössä on vielä joitakin verran van-

hoja röntgenelokuvauslaitteita sekä kuvasarjojen ottoa varten tarkoitettuja mekaanisia filminvaihtajia.

Digitaalisessa angiografiassa käytetään usein subtraktiotekniikkaa, jolloin kohde kuvataan ennen varjoaineen ruiskutusta ja sen jälkeen. Kuvista lasketaan erotus, jolloin tulokseksi saadaan pelkkä varjoaineella täyttynyt verisuonisto ilman ympäröiviä elimiä.



KUVA 1.9 Angiografialaitteisto

Röntgenputki (kuvassa tutkimuspöydän alla) ja kuvanvahvistin (kuvassa tutkimuspöydän yläpuolella) on kiinnitetty samaan C-kaareen. Tutkimuspöydän edessä näkyy telineen hallintalaitteisto. Kuvaa voidaan tarkastella kattotelineeseen kiinnitetyiltä monitoreilta.

Tietokonetomografialaite

Kuvassa 1.10 on esitetty tietokonetomografialaite (TT-laite, tai englanninkielisen lyhennyksen mukaan CT-laite). Potilas asetetaan tutkimuspöydälle ja ajetaan kuvausta varten TT-laitteen gantryssa (kanturissa) olevaan kuvausaukkoon. Gantryn sisällä, kuvausaukon eri puolilla on TT-laitteen röntgenputki ja säteilydetektorit.

Kuvauksen aikana mitataan röntgensäteilyn vaimeneminen ohuessa, potilaan pituussuuntaan nähden poikittaisessa tasossa. Tämän leikkkeen kuva lasketaan mittaustuloksista tietokoneen avulla. Saa-

tu TT-kuva (esimerkki kuvassa 1.23) on tavanomaista röntgenkuvaa (esimerkki kuvassa 1.19) helpommin tulkittavissa, koska kuvattavan alueen elimet eivät kuvaudu päällekkäin, vaan näkyvät ikään kuin potilaasta olisi leikattu poikittaissuuntainen viipale. Toinen tietokonetomografian etu tavanomaiseen röntgenkuvaukseen verrattuna on sen kyky erottaa pienet, erilaisten kudosten aiheuttamat säteilyn vaimennuserot, jolloin jopa monet pehmytkudokset voidaan kuvassa erottaa toisistaan. Tarvittaessa kudosten erottamista voidaan edelleen parantaa käyttämällä varjoaineita. Tietokonetomografian kuvanmuodostuksen periaatetta on tarkemmin selitetty myöhemmin, luvussa 1.8.

TT-tutkimuksessa potilaasta kuvataan tyypillisesti useita leikkeitä, jotka saadaan siirtämällä tutkimuspöytää kuvausten välillä. Tavallisimmin leikkeet ovat vierekkäisiä, eli potilaan siirto leikkeiden oton välillä on leikepaksuuden suuruinen, mutta joissakin tutkimuksissa riittää kuvata erillisiä leikkeitä tätä suuremminkin välein. Leikepaksuus säädetään säteilykeilan leveyden avulla, ja se on tyypillisesti 1–10 mm. Vierekkäisten leikkeiden kuvadata voidaan tulkita kolmiulotteiseksi, ja siitä voidaan eri leikkeitä yhdistelemällä laskea mielivaltaisia tasoja vastaavia leikkeitä, tai vaikkapa esittää kohteesta halutunlainen kolmiulotteinen kuva. Kuvat ovat tietokoneella numeerisessa muodossa, jolloin niistä voidaan siksi helposti määrittää esimerkiksi etäisyyksiä, tiheyksiä (itse asiassa matkavaimennuskertoimia) ja tilastollisia tunnuslukuja. Säättämällä kuvan jyrkkyyttä ja kirkkautta (ikkunointi), voidaan kuvasta tarkastella vaimennuseroiltaan kapeaa aluetta ja erottaa hyvinkin pieniä kudosten vaimennuseroja.

TT-laitteita on jo useita sukupolvia. Ensimmäisen sukupolven laitteissa käytettiin kapeaa säteilykeilaa (pencil beam). Kuvaus koostui potilaan vaimennusprofiilien mittauksista, jotka tehtiin lineaarisella skannauksella, liikuttamalla röntgenputkea ja potilaan toisella puolella sijaitsevaa säteilydetektoria samanaikaisesti. Eri suunnista mitattuja vaimennusprofiileja tarvitaan suuri määrä, ja ne saatiin tämän sukupolven laitteissa kääntämällä röntgenputki-detektorisysteemiä yhden asteen verran kunkin profiilin mittauksen jälkeen. Röntgenputken ja detektorin kuvauksen aikainen kokonaiskiertykulma oli 180° ja kuvadatan mittaus kesti useita minuutteja. Myös toisen sukupolven laitteet perustuivat tähän translaatio-rotaatio-periaatteeseen, mutta niissä käytettiin yhden säteilydetektorin sijasta detektoririviä ja sille osuvaa, kapeaksi viuhkaksi (noin 10° kulma) rajattua säteily-

keilaa. Tämän järjestelyn avulla vaimennusprofiileja saatiin kerralla mitattua useita, mittausten välillä tehtävä kuvaussysteemin kääntökulma saatiin suuremmaksi ja kuvausaika lyhyemmäksi, noin 20 sekuntiin.

Nykyiset TT-laitteet ovat kolmatta sukupolvea, joissa säteilykeilan viuhka kattaa koko tutkittavan leikkeen ja säteilydetektorien kaari koko säteilykeilan. Röntgenputki ja säteilydetektorit pyörähtävät potilaan ympäri ja yhteen leikkeeseen tehtävät mittaukset tehdään tyypillisesti yhden 360° pyörähdysajan aikana. Leikettä kohti tarvittava kuvausaika on nykyisin lyhimmillään puolen sekunnin luokkaa ja kuvamatriisin koko tyypillisesti 512 x 512.

Neljännän sukupolven laite eroaa edellisestä siinä, että sen detektorit sijaitsevat kiinteästi gantryssa ympyrän kehällä, eivätkä siis pyörähdä röntgenputken mukana. Tällaiset laitteet eivät kuitenkaan ole yleistyneet käyttöön. Viidennen sukupolven TT-laitteissa ei ole lainkaan tavanomaista röntgenputkea, vaan röntgenlaitteen anodina toimii gantryssa oleva suuri, 210° kaaren kattava kohtio, jolle kiihdytetty elektronisuihku ohjataan magneettikentän avulla. Eri suuntien vaimennus-



KUVA 1.10 Tietokonetomografialaite

Tutkimuspöydälle asetettu potilas ajetaan tutkimusta varten TT-laitteen gantryssa olevaan kuvausaukkoon. Pöytää siirretään kunkin leikkeen oton välillä joko askelittain tai jatkuvalla tasaisella nopeudella. Kuvassa näkyvä laitteen säätöpöytä ja monitori sijaitsevat röntgenhuoneen ulkopuolella, säteilyltä suojatussa tilassa.

profiilit saadaan mitattua ohjaamalla elektronisuihku eri kohtiin tätä kohtiota, eikä laitteessa siksi tarvita mekaanisia liikkeitä. Kuvausajat ovat lyhyitä, muutaman kymmenen millisekunnin luokkaa. Tällaisia TT-laitteita ei Suomessa ole.

Vaikka TT-laitteet ovat edelleen kolmannen sukupolven rakennetta vastaavia, ne ovat kehittyneet edellä esitetystä yksittäisten leikekuvien tekniikasta. Nykyisissä laitteissa käytetään liukurengastekniikkaa, joka mahdollistaa röntgenputken ja detektorien jatkuvan pyörimisen ilman kaapelien aiheuttamia rajoituksia. Tavallisin tapa vaimennusmittausten tekemiseksi on nykyisin niin sanottu spiraali- tai helikaalitekniikka, jossa tutkimuspöytä liikkuu jatkuvasti tasaisella nopeudella samalla kun röntgenputki kiertää potilaan ympäri. Tiettyä leikettä vastaavat vaimennusprofiilit lasketaan ennen kuvan rekonstruointia interpoloimalla. Kun potilaasta tutkittava tilavuus on suuri ja käytetään ohuita leikkeitä, menetelmä aiheuttaa suuria vaatimuksia röntgenputken kuorituskestävyydelle.

Kuvanlaskennan nopeutuminen ja liukurengastekniikka ovat tehneet mahdolliseksi myös TT-läpivalaisun, jossa tutkimuspöytä pidetään paikallaan ja kuva on siksi koko ajan samasta kohdasta potilasta. Tekniikkaa voidaan käyttää esimerkiksi TT-ohjatussa toimenpideradiologiassa. TT-läpivalaisussa käytetään TT-kuvausta pienempää putkivirtaa (tyypillisesti 20–50 mA) ja kuvanopeus voi olla jopa 12 kuvaa sekunnissa. Peräkkäiset kuvat käyttävät kuitenkin suurelta osin samaa mittausdataa: uusi kuva rekonstruoidaan esimerkiksi 60° välein jättämällä edellisen kuvan laskennassa käytetty vanhin 60° mittausdata käyttämättä ja lisäämällä uusi mitattu data. Kuvamatriisi on TT-läpivalaisussa tyypillisesti pienempi kuin TT-kuvauksessa, esimerkiksi 256 x 256 pikseliä.

Nykyisissä TT-laitteissa on usein mahdollista kuvata useita leikkeitä samanaikaisesti. Tämä saadaan aikaan sijoittamalla ilmaisimia detektorikaareen useassa rivissä. Detektoreilta saatavan datan siirtonopeus rajoitti samanaikaisten leikkeiden määrän vuonna 2002 enimmillään kuuteentoista; vuonna 2004 suurin samanaikaisten leikkeiden määrä oli jo 64. Tätä tekniikkaa käyttämällä saavutetaan tutkimuksessa tarvittavan kuvausajan lyheneminen, kohtuullinen erotuskyky myös aksiaalisuunnassa ja helpotusta röntgenputken lämpökuormitukseen. Ongelmaksi saattaa muodostua potilaiden säteilyaltistuksen kasvu nykyisestä tasosta, kun suuria tilavuuksia voidaan kuvata helposti ja nopeasti.

Muita röntgentutkimuslaitteita

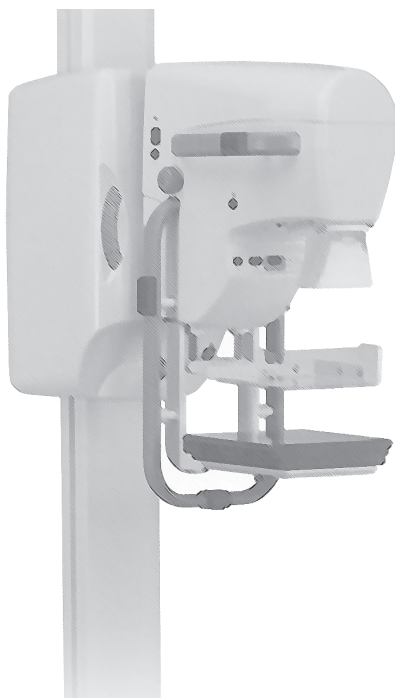
Edellä esitettyjen tavallisten laitteiden lisäksi on monia telineitä ja laitekokonaisuuksia, jotka on suunniteltu tiettyyn käyttötarkoitukseen. Seuraavassa esitetään joitakin tällaisia laitetyyppejä.

Kuljetettava C-kaari-läpivalaisulaite

Tällainen röntgenlaite on pyörillä kulkeva ja sen monitori on usein erillisessä kuljetettavassa vaunussa. Kirurgisessa käytössä (raajojen läpivalaisu) voi olla myös hyvin pienikokoisia laitteita, joissa koko laitteisto on yhdessä vaunussa. Laitetta käytetään yleensä leikkausten ja raajojen kipsausten yhteydessä. Toiminnot ovat usein samat kuin kiinteästi asennetuissa läpivalaisulaitteissakin.

Mammografiaröntgenlaite

Mammografialaite on rintojen kuvauksiin suunniteltu erikoislaite. Siinä käytetään pieniä putkijännitteitä (tyypillisesti 25–30 kV), jotta rintojen kudosten pienet vaimennuserot saataisiin näkyviin. Hyvän piirtokyvyn saavuttamiseksi fokuskoko on usein 0,3 millimetrin luokkaa. Laitteessa on rinnanpuristuslaite ja eri kuvaussuuntiin kääntyvä putkiyksikkö.



Mammografialaitteessa on tyypillisesti suurennuskuvauksen mahdollisuus. Siinä kuvattava rinta asetetaan lähemmäs röntgenputkea ja kauemmas kasetista: menetelmä perustuu yksinkertaisesti suurentavaan kuvausgeometriaan. Suurenuskuvauksessa käytettävä fokus-

KUVA 1.11 Mammografialaite

Röntgenputken ja kuvauskasetin välissä näkyvä osa on puristuslevy, jonka avulla kuvattava rinta saadaan puristettua ohuemmaksi ja tasapaksuksi: tämä pienentää potilaan säteilyaltistusta ja parantaa kuvanlaatua. Laite on kallistettavissa, jolloin erilaiset kuvausprojektiot saadaan helposti.

koko on 0,1 millimetrin luokkaa riittävän kuvan terävyyden saavuttamiseksi.

Mammografialaitteelle, kuvareseptorille ja filminkehitysprosessille on suuret tarkkuusvaatimukset rintasyöpään liittyvien, usein pienten patologisten muutosten havaitsemiseksi.

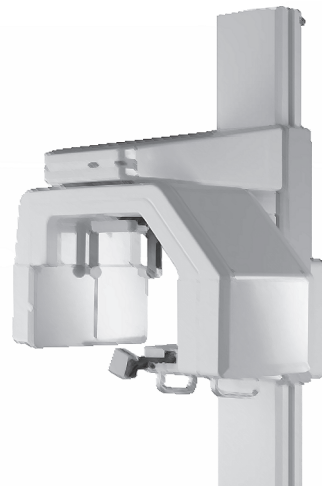
Tomografiateline

Tomografiakuvauksella (kerroskuvauksella) saadaan tietyllä tasolla potilaassa oleva kerros kuvautumaan terävänä, kun taas tämän kerroksen ulkopuolella olevat kohteet piirtyvät epäterävinä varjoina. Tomografian periaatetta on tarkemmin selitetty luvussa 1.8. Tomografiakuvauksessa röntgenputki liikkuu yleensä lineaarista, mutta joskus muunkinlaista liikerataa kuvauksen aikana. Kuvareseptori liikkuu samanmuotoista rataa röntgenputkeen nähden vastakkaiseen suuntaan.

Varsinaiset tomografiakuvaukseen tarkoitetut laitteet ovat käyneet harvinaisiksi, mutta joissakin röntgenkuvauslaitteissa on tomografiamahdollisuus lisäominaisuutena (esimerkiksi bucky-pöydissä ja yläputkityyppisissä läpivalaisutelineissä).

Panoraamatomografialaite

Panoraamatomografialaite on suunniteltu erityisesti hampaiston alueen tomografiakuvauksiin. Siinä säteilykeila on kapeaksi rajattu pystyviiva. Röntgenputki kiertää potilaan pään ympäri vaakasuunnassa ja kuvauskasetti kiertää potilaan vastakkaisella puolella. Laitteella saatava kuva esittää koko leukojen ja hampaiston alueen yhtenä panoraamakuvana (katso kuva 1.28). Joissakin laitteissa voi olla tästä poikkeaviakin kohdeohjelmia, esimerkiksi leukanivelten tai kasvojen luiden kuvaamiseen tarkoitettuja erikoiskuvauksia. Panoraamatomografian kuvanmuodostuksen periaatetta on käsitelty tarkemmin luvussa 1.8.



KUVA 1.12 Panoraamatomografialaite

Hammasröntgenlaite

Yksittäisten hampaiden kuvaamiseen tarkoitettu röntgenlaite, niin sanottu intraoraalilaite: nimitys tulee siitä, että kuvauksessa käytettävä hammasröntgenfilmi asetetaan potilaan suuhun. Filmin asemasta käytössä voi olla myös digitaalinen kuvalevy tai CCD-pohjainen kuvareseptori, joilla päästään filmillä tapahtuvaa kuvausta pienempiin säteilyannoksiin.

Röntgenputkesta tuleva säteilykeila on tavallisimmin rajattu halkaisijaltaan noin kuuden senttimetrin ympyräksi ja se kohdistetaan potilaaseen suuntausputken (etäisyysrajoittimen) avulla. Suuntausputki on kuvaa otettaessa kiinni potilaan iholla ja fokuksen etäisyys ihosta on silloin tavallisimmin 20 cm. Suuntausputkeen voidaan asentaa myös suorakulmainen, filmin kokoa vastaava kaihdin ja siihen liittyvä, potilaan suuhun asetettava filminpidike, jolla varmistetaan pienen säteilykeilan osuminen filmille. Tällaisen järjestelyn avulla voidaan pienentää potilaan säteilyaltistusta merkittävästi.

Intraoraaliammasröntgenlaite on pienitehoinen ja yksinkertainen. Tyypillisesti kuvaajalla on ollut mahdollisuus säätää ainoastaan kuvausaikaa, mutta monissa nykyisissä laitteissa on myös putkijännitteen säätömahdollisuus.

Kuljetettava röntgenlaite

Kuljetettavat röntgenlaitteet ovat vuodeosastoilla tapahtuviin sänkypotilaiden kuvauksiin tarkoitettuja laitteita. Ne ovat helposti liikuteltavia, ja joskus niissä on kuljetusta helpottava moottori. Laitteet voivat olla joko verkko- tai akkukäyttöisiä. Verkkokäyttöisen, tavallisesta pistorasiasta käytettävän laitteen teho on pieni. Teho-ongelma on eräissä tapauksissa ratkaistu joko siten, että laite on tehty kokonaan akkukäyttöiseksi tai kuvaukseen tarvittava sähkömää-



KUVA 1.13 Kuljetettava röntgenlaite

rä ladataan verkosta kondensaattoriin. Kondensaattori voi olla suurjänniteosassa, jolloin sen energia puretaan suoraan röntgenputkeen. Tällöin haittana on (eksponentiaalinen) putkijännitteen pieneneminen kuvauksen aikana sekä vuotosäteily (kun kondensaattori puretaan röntgenputken kautta). Toinen tapa on ladata kondensaattori ja käyttää saatua (matalaa) tasajännitettä monipulssigeneraattorin teholahteenä. Saatava suurjännite pysyy tällöin vakiona kuvan aikana ja röntgenputken virtaa pienennetään kuvan aikana kondensaattorin energian pienentyessä.

Suomen röntgenlaittekanta

Suomen terveydenhuollon käytössä oli vuoden 2002 lopussa 6 653 röntgentutkimuslaitteistoa, joihin kuului 6 919 röntgenputkea. Laitteiden lukumäärät ja niiden jakautuminen eräisiin erityistutkimuksiin on esitetty taulukossa 1.3.

Laitteet	Lukumäärä (kpl)
Röntgentutkimuslaitteita yhteensä	1 598
joissa röntgenputkia yhteensä	1 864
joista erikoislaitteissa:	
mammografia	206
angiografia	102
tietokonetomografia	69
luuntiheysmittaus	51
Hammasröntgenlaitteet	5 055
intraoraalilaitteet	4 388
panoraamatomografialaitteet	667

TAULUKKO 1.3 Suomessa vuoden 2002 lopussa käytössä olleiden röntgentutkimuslaitteiden lukumääriä (STUK-B-STO 50)

1.7 Kuvareseptorit

Kuvareseptoriksi kutsutaan sitä röntgenlaitteiston osaa, joka havaitsee potilaan läpäisseen säteilyn ja muuntaa sen helpommin käytettävään muotoon, esimerkiksi näkyväksi kuvaksi tai sähköiseksi signaaliksi. Mahdollisuuksia ja menetelmiä on useita; ne kaikki perustuvat aineessa tapahtuviin elektronien energiatasojen muutoksiin, yleensä joko säteilyn aiheuttamaan fluoresenssiin tai aineen ionisoitumiseen. Tarkemmin röntgenkuvan muodostumista käsitellään luvussa 1.8.

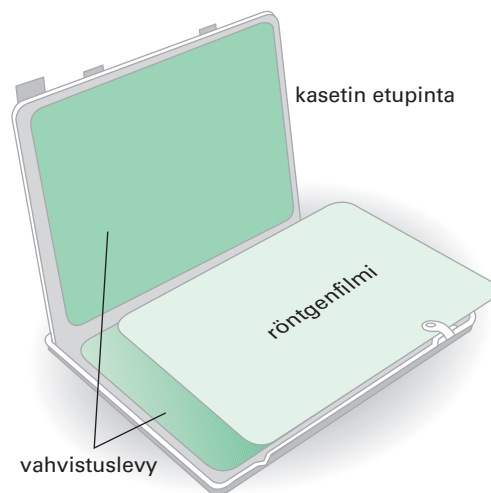
Valolta suojattu valokuvafilmi on yksinkertainen röntgenkuvareseptori. Kun se altistetaan säteilylle ja kehitetään, näkyvät röntgensäteilyä enemmän saaneet filmin osat muita kohtia tummempina. Filmin herkkyys röntgensäteilylle on pieni, mutta sitä voidaan parantaa kasvattamalla valolle herkän emulsion paksuutta (sen sisältämän hopeabromidin määrää) ja tekemällä emulsio filmin molemmille puolille. Tällainen kuvareseptori on käytössä tavanomaisessa hammaskuvauksessa, suun sisään asetettavaa filmiä käyttävässä intraoraalikuvauksessa; muissa röntgentutkimuksissa⁹ sitä ei hitautensa takia käytetä. Hammaskuvauksissakin on jo osittain siirrytty digitaalisten kuvien käyttöön: silloin kuvareseptorina käytetään esimerkiksi loisteaineella päällystettyä CCD-kennoa (charge coupled device) tai lasersäteellä luettavia digitaalisia kuvalevyjä.

Myös tavallisessa röntgenfilmissä on valoherkkä emulsio filmipohjan molemmilla puolilla, mutta filmin valotus tapahtuu epäsuorasti, näkyvän tai ultraviolettivalon avulla. Valo syntyy vahvistuslevyissä röntgensäteilyn vaikutuksesta, ja röntgenfilmi valotetaan kuvauskasetissa kahden vahvistuslevyn välissä (vahvistuslevyjä kutsutaan joskus myös folioiksi). Joissakin erikoistarkoituksissa, kuten mammografiassa, jossa tarvitaan erityisen hyvää piirtokykyä, käytetään kuitenkin yksiemulsioidista röntgenfilmiä ja vain yhtä vahvistuslevyä, joka sijaitsee säteilyn tulosuunnasta katsoen filmin takana. Tällä järjestelyllä systeemin piirtokyky on parhaimmillaan. Vahvistuslevyt ja filmi sijaitsevat ympäristön valolta suojattuina röntgenkuvauskasetissa, joka puristaa vahvistuslevyt tiiviisti filmiä vasten.

Röntgenfilmit kehitetään nykyisin lähes poikkeuksetta kehityskoneessa, joka huolehtii oikeasta filmin kehitys- ja kiinnitysajasta, kemikaalien lämpötilasta ja tuorestuksesta sekä filmien huuhtelusta ja kuivaamisesta. Filmien käsin kehittäminen on kuitenkin tavallista vielä hammasröntgenkuvauksessa. Aikaisemmin filmi ladattiin kuvauskasettiin ja poistettiin siitä kuvauksen jälkeen suojavaloin varustetussa pimiössä, mutta nykyisin on monissa sairaaloissa siirrytty niin sanotun päivänvalojärjestelmän käyttöön, jossa pimiötä ei tarvita, vaan kuvauskasetin lataus ja purku tapahtuu kehityskoneen sisään rakennetulla mekanismilla.

⁹ Ilman vahvistuslevyjä käytettävää röntgenfilmiä kutsutaan usein kuorifilmiksi, koska filmit on yksitellen pakattu valolta suojaaviin paperikuoriin. Tällaisia filmejä on käytetty aikaisemmin esimerkiksi käsien ja rintojen kuvauksissa, kun kualta on vaadittu erityisen hyvää piirtoterävyyttä.

Vahvistuslevyt on valmistettu materiaalista, joka sisältää säteilyä hyvin absorboivaa, fluoresoivaa ainetta. Se pysäyttää tehokkaasti kasetin etupinnan läpi tulevan säteilyn ja vapauttaa osan absorboimastaan säteilyenergiasta näkyvänä tai ultraviolettivalona. Tämä valo saa aikaan filmille latentin kuvan, joka saadaan näkyväksi kehittämällä filmi. Vahvistuslevyjen antama vahvistus on suuri. Yhtä absorboitunutta röntgensäteilyn kvanttia kohti vapautuu useita satoja tai tuhansia näkyvän valon fotoneja, ja kuvan aikaansaamiseen tarvitaan vain murto-osa pelkän filmin sopivaan valottamiseen tarvittavasta röntgensäteilystä. Kauimmin tunnettu vahvistuslevyjen loisteaine on kalsiumvolframaatti, CaWO_4 . Nykyisin käytetään pääasiassa muita loisteaineita, joilla säteilyn absorptio ja valon tuotto ovat vielä tehokkaampia kuin kalsiumvolframaatilla. Näitä käyttämällä röntgenkuvaan saadaan sopiva optinen tiheys¹⁰ vähemmällä säteilyllä. Tavalli-



KUVA 1.14 Röntgenkuvauskasetin rakenne

Kaksiemulsiainen röntgenfilmi valotetaan kasetissa ympäristön valolta suojattuna kahden vahvistuslevyn välissä. Kasetin etupinta on säteilyä hyvin läpäisevää ainetta, nykyisin useimmiten muovia tai hiilikuitua. Aikaisemmin kuvauskasetit valmistettiin usein alumiinista. Kasetin kuorien ja vahvistuslevyjen välissä on kimmoisaa materiaalia, joka puristaa filmin ja vahvistuslevyt tiukasti kiinni toisiinsa. Kuvauskasetin takaosa on joskus suojattu lyijylevyllä, joka estää kasetin takana olevista rakenteista sironneen säteilyn aiheuttamat virheet kuviin. Osastokuvauksia varten tehdään myös kasetteja, joissa on kiinteä hajasäteilyhila. Vahvistuslevyissä oleva loisteaine muuttaa röntgensäteilyn näkyväksi tai ultraviolettivaloksi, joka puolestaan valottaa filmin. Tyypilliset vahvistuslevyparien loisteainepaksuudet vaihtelevat välillä 40–150 mg/cm².

¹⁰ Filmin tummuutta kuvaava suure on optinen tiheys D . Se määritellään myöhemmin kaavassa (1.11).

simpia vahvistuslevyjen loisteaineita ovat nykyisin gadoliniumoksi-sulfidi (Gd_2O_2S), lantaanioksidibromidi (LaOBr), yttriumtantalaatti ja eräät bariumpohjaiset loisteaineet ($BaPbSO_4$, $BaSrSO_4$ ja BaFCl). Muitakin loisteainemateriaaleja käytetään.

Vahvistuslevyt saadaan nopeammiksi¹¹ parhaiten niissä olevan loiste-aineen määrää kasvattamalla, eli parantamalla niiden säteilyn absorp-tiota. Käytännössä tämä vaatii kuitenkin paksumpien vahvistuslevyjen käyttöä, jolloin joudutaan tekemään kompromissi piirtotarkkuuden ja tarvittavan annoksen välillä. Mikäli vahvistuslevyjen absorptiota ei pa-ranneta, vaan nopeutta kasvatetaan lisäämällä niiden valontuottoa tai filmin herkkyyttä, kuva saadaan pienemmällä annoksella, mutta ku-van kohina kasvaa. Tarkemmin tätä asiaa käsitellään luvussa 1.9.

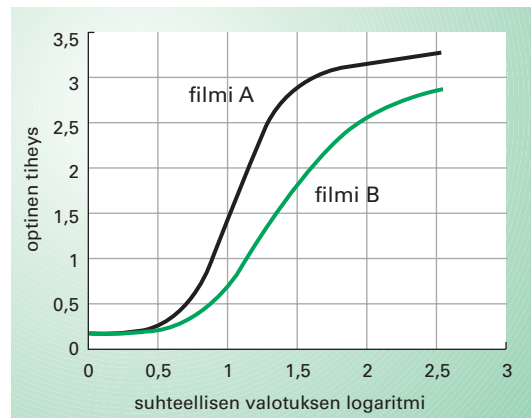
Kunkin vahvistuslevyn valon tuotto on suoraan verrannollinen sen sätei-lystä absorboimaan energiaan ja samalla sille tulleen säteilyn määrään. Röntgenfilmin optisen tiheyden ja sille kohdistuneen valon määrän välinen yhteys sen sijaan on monimutkaisempi ja riippuu käytettävän filmin lisäksi filmin kehityksestä¹². Filmin vastetta säteilylle kuvataan filmin ominaiskäyrällä¹³, joka näyttää filmin optisen tiheyden riippu-vuuden valotuksen logaritmista. Logaritmista asteikkoa käytetään sik-si, että sen avulla nähdään helposti kuvan jyrkkyys eri annostasoilla: kun kahden eri valotustason suhde pysyy vakiona, on niiden etäisyys logaritmisella asteikolla riippumaton valotustasosta. Kuvaan 1.15 on piirretty kaksi erilaista röntgenfilmin ominaiskäyrää, joista ilmenee muun muassa filmien pohjahuntu, jyrkkyys ja suhteellinen nopeus.

Vanhanaikaisissa läpivalaisulaitteissa käytettiin kuvareseptorina sink-kikadmiumsulfidista valmistettua fluoresoivaa levyä, jossa osa säteilyn energiasta muuttuu valoksi; läpivalaisukuva on positiivinen ja enem-män säteilyä saavat kohdat näkyvät muita kirkkaampina. Röntgenlää-käri katsoi kuvaa fluoresoivan levyn taakse asennetun lyijylasin läpi. Kuva oli himmeä, minkä vuoksi lääkärin oli työskenneltävä pimeässä

¹¹ Kuvareseptorin nopeudella tarkoitetaan tässä sen kykyä saada aikaan kuva pienellä sätei-lyn määrällä; kun nopeus kasvaa kaksinkertaiseksi, pienenee kuvaan tarvittava säteily puo-leen. Vahvistuslevy-filmisysteemien nopeus S määritellään suhteena $S = 1mGy/K_g$. Tässä K_g on se filmin tasossa vapaasti ilmassa mitattu ilmakerma, joka antaa filmin hunnun ja filmin pohjan ylittäväksi optiseksi tiheydeksi (nettomustumaksi) arvon 1,0.

¹² Filmin mustuma riippuu myös esimerkiksi valon aallonpituudesta ja valotusajasta.

¹³ Tätä kutsutaan myös mustumakäyräksi, filmin karakteristiseksi käyräksi tai H&D-käyräksi (Hurterin ja Driffieldin mukaan).



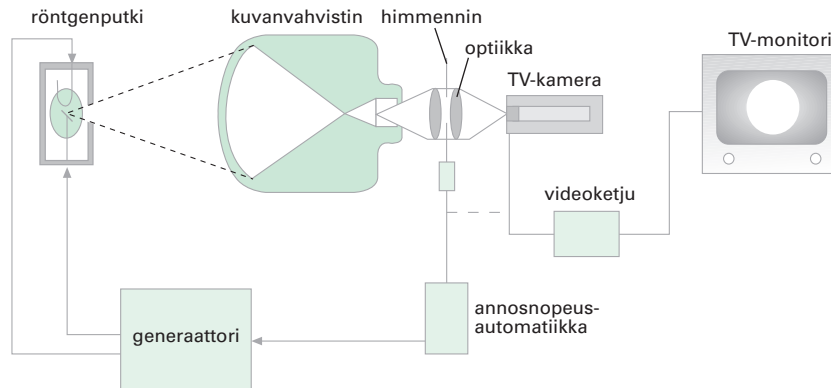
KUVA 1.15 Kahden röntgenfilmin ominaiskäyrät

Ominaiskäyrä riippuu filmin ominaisuuksien lisäksi pääasiassa kehitysprosessista. Käyrät ilmaisevat optisen tiheyden riippuvuuden valotuksesta (vaaka-akselina on suhteellisen valotuksen logaritmi). Pohjahunnulla tarkoitetaan valottamattoman, kehitetyn filmin optista tiheyttä (kuvassa 0,19), ja jyrkkyydellä ominaiskäyrän kulmakerrointa $\gamma = dD/d(\log_{10} X)$: käyrän jyrkimmällä osalla filmin A gamma on 4,1 ja filmin B 2,3. Filmien suhteellinen nopeus määritetään valotuksista, jotka tarvitaan optisen tiheyden arvoon 1,0 + pohjahuntu. Kuvan filmeistä A on noin 1,9 kertaa nopeampi kuin B. (A ja B ovat tässä samaa mammografifilmiä, mutta A on kehitetty 35 °C kehitteellä ja 180 s kehitysprosessiajalla, filmi B 31 °C, 90 s).

huoneessa ja totutettava silmänsä pimeään ennen työskentelyn aloittamista. Tästä huolimatta tutkimukseen tarvittava säteilyn annosnopeus oli melko suuri. Tällaisten laitteiden käyttö röntgendiagnostiikassa on nykyisin kielletty. Nykyään läpivalaisulaitteissa on kuvanvahvistin ja televisioketju. Läpivalaisukuvaa katsellaan TV-monitorilta, eikä pimeässä tapahtuva työskentely enää ole tarpeen.

Kuvanvahvistimen suojakuoren sisällä on cesiumjodidista (CsI) valmistettu röntgensäteilyn kvantteja tehokkaasti absorboiva sisäänmenovarjostin. Tämä cesiumjodidikerros koostuu neulamaisista kiteistä, jotka toimivat osittain kuituoptiikan tavoin. Tämän ansiosta loisteainekerros voidaan rakentaa röntgenkuvauksessa käytettäviä vahvistuslevyjä paksummaksi ilman, että siinä tapahtuva valon leviäminen heikentäisi kuvan terävyyttä liikaa. Tämä näkyvää valoa tuottava fluoresoiva kerros on yhdistetty toiseen, fotokatodina toimivaan kerrokseen, josta sille osuva valo irrottaa elektroneja. Irronneet elektronit kiihdytetään kuvanvahvistimessa 20–30 kV jännitteellä ja fokusoidaan sähköisesti pienelle fluoresoivalle ulostulovarjostimelle. Tälle varjostimelle syntyvä kuva on intensiteetiltään alkuperäistä huomattavasti voimakkaampi, ja sitä tarkastellaan tavallisesti videokameran ja -monitorin välityksellä. Tarvittaessa kuvanvahvistimen ulostulovarjostimelle

syntyvä kuva voidaan valokuvata tai elokuvata (kine kuvata) kuvanvahvistimeen liitetyillä kameroilla, tai videokameran signaali voidaan tallentaa – nykyisin yleensä digitaalisessa muodossa. Digitaalinen tallennus on jo käytännössä syrjäyttänyt filmiä käyttäneen röntgenelokuvaoksen.



KUVA 1.16 Kuvanvahvistin–televisioketju (KV–TV -ketju)

Kuvanvahvistimen optinen kytkentä TV-kameraan on tehty linssisysteemin avulla. Joissakin laitteissa saatetaan käyttää linssien lisäksi peiliä tai kytkentä on tehty kuituoptiikan avulla. Annosnopeusautomatiikka säättää röntgenputken jännitettä ja virtaa siten, että ulostulovarjostimella olevan kuvan kirkkaus on sopiva. Kuvan kirkkauden säätöön voidaan osittain käyttää myös kuvanvahvistimen ja TV-kameran välissä olevaa himmennintä. Säättö perustuu ulostulovarjostimen kuvan valoisuuden tai videosignaalin mittaukseen. Videoketjussa on yleensä myös videovahvistusta säättävä automatiikka, joka pitää monitorille tulevan signaalin sopivana.

Kuvanvahvistimeen liitetty videokamera toimii läpivalaisun aikana jatkuvasti; tavallisin on lomitettu toimintamoodi, jossa jokainen yksittäinen videokuva koostuu kahdesta vuorotellen esitettävästä puolikuvaista, jotka vastaavat videokuvan parillisia ja parittomia viivoja. Digitaalisten röntgenkuvien ottoa varten videokameran toimintatapaa muutetaan jatkuvasta kuvan pyyhkäisystä siten, että kameran ilmaisimen luenta pysäytetään röntgenkuvaan tarvittavan säteilypulssin ajaksi. Kuva luetaan vasta säteilyn katkaisun jälkeen ja kuvasignaali tallennetaan digitaalisessa muodossa. Röntgenkuvan oton aikana käytettävä röntgensäteilyn annosnopeus on monikymmen- tai monisatakertainen tavanomaiseen läpivalaisussa käytettävään annosnopeuteen verrattuna. Kuvasajat ovat muutamasta millisekunnista muutama kymmenen millisekuntiin. Läpivalaisukuvaankin käytettävä videosignaali digitoidaan usein, jolloin voidaan helposti toteuttaa muun muassa välkymätön pulssaava läpivalaisu, viimeisen läpivalaisukuvan TV-moni-

torille jättäminen (LIH, last image hold) ja kuvien subtraktio (kuvien vähentäminen toisistaan). Subtraktiota voidaan käyttää sekä röntgenkuvien että läpivalaisukuvan käsittelyssä. Esimerkiksi verisuonten tutkimuksissa voidaan tallentaa ennen varjoaineen ruiskutusta otettu maskikuva, ja vähentää se varjoaineen ruiskutuksen jälkeen saatavista röntgen- tai läpivalaisukuvista. Silloin subtraktiokuvassa näkyy vain varjoaineen täyttämä suoni, ja muut kehon rakenteet poistuvat kuvasta. Kun kuvan jyrkkyyttä kasvatetaan, saadaan pienetkin varjoainemäärät näkyviin.

Monissa röntgenyksiköissä on siirrytty digitaaliseen röntgenkuvaukseen vahvistuslevyjen ja filmin käytön sijasta (jo edellisessä kappaleessa mainittiin kuvanvahvistimien avulla saatavat digitaaliset röntgenkuvat). Suuri osa röntgenkuvista on nykyään digitaalisia. Digitaalisiin röntgenkuviiin käytetyistä kuvareseptoreista tavallisin on 1980-luvun alkupuolella kehitetty kuvalevy¹⁴. Nykyiset kuvalevyt perustuvat yleisimmin europiumilla aktivoituun bariumfluorobromidiin tai -jodidiin, joihin syntyy röntgensäteilyn absorptiosta metastabiileja viritystiloja. Nämä viritystilat voidaan purkaa valon avulla tapahtuvalla stimuloinnilla: kun levy kuvauksen jälkeen pyyhitään (skannataan) punaisella lasersäteellä, viritystilat purkautuvat ja synnyttävät aallonpituudeltaan lyhyempää (sinistä) valoa. Valoa syntyy kussakin kuvan kohdassa sitä enemmän, mitä enemmän tähän kohtaan on kohdistunut röntgensäteilyä. Röntgenkuva voidaan muodostaa mittaamalla tämän syntyvän valon intensiteetti kaikissa kuvalevyn pisteissä. Tämä mittaus tehdään kuvanlukijalaitteessa, ja saatava kuva tallennetaan tietokoneelle digitaalisessa muodossa. Kukin mittaus vastaa pikseliä (kuva-alkiota), jonka arvo ilmaisee kyseisen kuvan kohdan kirkkauden.

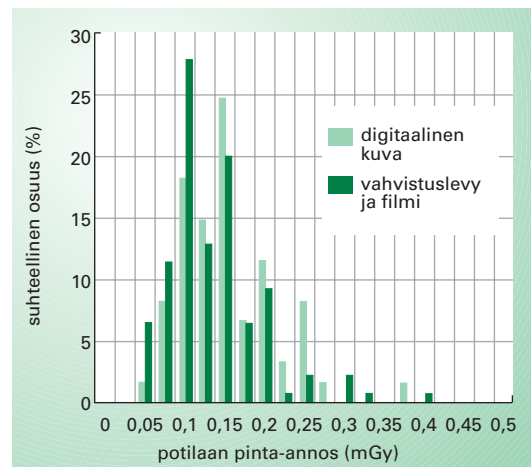
Kuvan resoluutio rajautuu ja määräytyy osaltaan pikselien koon mukaisesti, mutta pikselikoko ei kuitenkaan ole ainoa kuvan piirtotarkkuuteen vaikuttava tekijä. Pikselikoon, fokuksen koon ja potilaan liikkumisen aiheuttaman epätarkkuuden lisäksi muita terävyyteen vaikuttavia tekijöitä ovat muun muassa röntgensäteilyn leviäminen kuvalevyssä (levyissä tapahtuva säteilyn siroaminen ja karakteristisen säteilyn synty), luetaan käytetyn lasersäteiden koko ja intensiteettiprofiili, lasersäteiden leviäminen kuvalevyssä (pyyhkäisevän lasersäteiden siroaminen) sekä stimuloitun valon syntymisen ja mittauselektroniiikan nopeus.

¹⁴ Terminologia ei ole vielä täysin vakiintunut. Suomenkielisissä kirjoituksissa näille kuvareseptoreille käytetään vaihtelevasti ainakin nimityksiä kuvalevy, digitaalinen kuvalevy, fotostimuloitu luminisenssilevy ja IP-levy.

Pikseliä vastaava mitta-alue ei siksi ole tarkkaan määriteltävissä. Yleensä pikselit kuitenkin ajatellaan mittaustiheyden määrittelemänä suorakulmaisina alueina, joiden kirkkaus vastaa tämän alueen keskimääräistä kirkkautta. Pikselien koko riippuu yleensä käytetyn kuvalevyn koosta ja on tyypillisesti 0,1–0,2 millimetriä.

Saatua digitaalista kuvaa ei tietenkään tarvitse esittää siten, että tietty pikselin numeroarvo vastaisi aina tiettyä kuvan kirkkautta, vaan näiden välinen yhteys on säädettävissä halutuksi. Kuvalevyn laajan dynaamisen alueen takia on esitettävän kuvan kirkkaus periaatteessa aina säädettävissä oikeaksi, eikä varsinaisesti yli- tai alivalotettuja kuvia siksi periaatteessa tule. Käytännössä virheellisiä valotuksia joskus kuitenkin saadaan, koska kuvien lukijalaitteiden dynamiikka ja pikselien digitointisyvyys (tyypillisesti 10–12 bittiä pikseliä kohden) eivät yksinään riitä takaamaan, että koko kuvainformaatio saataisiin talteen valotustasosta riippumatta. Lukijalaitteet suorittavatkin siksi ennen kuvan varsinaista luentaa yleensä niin sanotun esiskannauksen, jonka avulla digitointi pyritään asettamaan oikealle toiminta-alueelle. Joskus, esimerkiksi kun kuva poikkeaa liikaa kyseiseltä anatomiselta alueelta odotetusta kuvasta, tämä automaattinen toiminto voi harhautua. Silloin kuva luetaan väärin herkkyysasetuksin ja siitä voi tulla diagnoosiin kelvoton. Yleensä kuitenkin kuvan ”ylivalotus” johtaa vain tarpeettoman suureen potilaan säteilyaltistukseen ja kuvan tarpeettoman pieneen kohinaan, kun taas ”alivalotus” aiheuttaa kuvaan hyväksyttävää korkeamman kohinatason. Mikäli potilaan annokseen ei jatkuvasti kiinnitetä huomiota, tästä voi aiheutua säteilysuojelullinen ongelma, koska negatiivinen palaute suurista annoksista puuttuu, toisin kuin ylivalotetuista tavanomaisista röntgenkuvista. Potilaan annoksen kasvua onkin todettu joissakin digitaaliseen röntgenkuvaukseen siirtyneistä röntgendiagnostiikkayksiköistä.

Digitaalista kuvaa voidaan tarkastella näyttöpäätteen avulla. Usein se tulostetaan myös filmille tulkintaa varten. Digitaalista kuvaa voidaan käsitellä monin tavoin. Sitä voidaan muun muassa suurentaa tai pienentää, kuvan harmaaskaalaa (kirkkautta ja kontrastia) säätää, kuvaa käsitellä esimerkiksi paikan suhteen hitaasti tai nopeasti muuttuvien kuvapiirteiden korostamiseksi ja eri aikoina tai eri menetelmillä otettuja kuvia voidaan yhdistellä. Kunnianhimoisimpia tavoitteita on kehittää automaattisia tai tietokoneavusteisia röntgenkuvien tulkintajärjestelmiä. Yleiskäyttöisiä järjestelmiä ei ole näköpiirissä, mutta joihinkin rajattuihin tavoitteisiin suuntautuneita kuvantulkintasysteemejä on tehty, esimerkiksi mikrokalkkeutumien hakuun mammografiakuvista. Näillä so-



KUVA 1.17 Potilaan pinta-annosten mittaustuloksia keuhkojen röntgenkuvauksessa (PA-projektio, mittaukset vuosilta 2001–2002)

Kuvassa tummemmat pylväät esittävät filmiä ja vahvistuslevyjä käyttäneiden ja vaaleammat pylväät digitaalista kuvausmenetelmää käyttäneiden röntgenyksiköiden pinta-annosten jakauman. Digitaalista kuvausmenetelmää käyttäneissä yksiköissä keskimääräinen annos oli noin 17 prosenttia suurempi kuin filmiä ja vahvistuslevyjä käyttäneissä yksiköissä.

velluksilla ei kuitenkaan, ainakaan toistaiseksi, ole suurta merkitystä röntgendiagnostiikassa.

Edellä esitettyjen hyötyjen lisäksi digitaalisesta kuvasta on muitakin etuja tavanomaiseen, filmiä käyttävään kuvantamiseen verrattuna: röntgenkuvien arkistointi, monistaminen ja siirto eri käyttäjille on yksinkertaista. Tämä parantaa mahdollisuuksia muun muassa teleradiologiaan, digitaalisten röntgenkuvien muualla tapahtuvaan tulkintaan. Tietotekniikan nopea kehitys aiheuttaa toisaalta lisävaivaa ja kustannuksia, jos digitaaliset arkistot on aika ajoin muunnettava siten, että ne voidaan siirtää uusiin tietojen tallennusjärjestelmiin.

Toisin kuin röntgenfilmi, tyhjä kuvalevy ei ole arka valolle. Sen sijaan kuvan oton ja luennan välillä kuvalevyä ei saa altistaa valolle: valo purkaa kuvalevyssä olevat viritystilat, ja itse asiassa kuvalevy tyhjenneäänkin eri kuvien oton välillä voimakkaan valon avulla. Tällainen tyhjennys on tehtävä myös pohjahunnun poistamiseksi, kun kuvalevy on ollut jonkin aikaa käyttämättömänä.

Kuvalevyjen lisäksi käytössä on monia muitakin digitaalisia kuvausmenetelmiä. Jotkut tällä hetkellä käytössä olevat menetelmät pe-

rustuvat CCD-kennoihin, jotka on kytketty vahvistuslevyjen kaltai-
siin fluoresoiviin materiaaleihin joko suoraan (esimerkiksi intraoraa-
lihammaskuvaus), kuituoptiikan avulla (eräät mammografiassa käy-
tetyt sovellukset) tai linsseihin perustuvan optiikan avulla. Toinen
käytössä oleva teknologia perustuu amorfisen seleenin käyttöön ku-
vareseptorina¹⁵. Säteilyn absorptio synnyttää seleenilevyyn elekt-
roni-aukkopareja, jotka vedetään levyn vastakkaisille pinoille säh-
kökentän avulla. Pinnan varaus vastaa silloin röntgenkuvaa, ja se
saadaan lukemalla eri pisteiden varaus mikroelektrometreillä, digi-
toimalla mittaustulokset ja tallettamalla ne tietokoneelle. Tässä ku-
vaussysteemissä on mahdollista tehdä kuvareseptori paksuksi ja
säteilyä hyvin absorboivaksi ilman senkaltaista kuvan terävyyttä
pienentävää signaalin kantajien leviämisaikutusta, joka rajoittaa
esimerkiksi vahvistuslevyjen tai kuvalevyjen paksuuden ja absorp-
tion kasvattamista: sähkökenttä vetää varaukset suoraan seleenile-
vyn pinnalle.

Lupaavimpia uusia kuvadetektoreita ovat aktiivimatriisidetektorit¹⁶,
jotka ovat yleistymässä nopeasti myös Suomessa. Niitä käytettäessä
röntgensäteilyssä oleva kuvainformaatio muunnetaan joko (i) ensin
näkyväksi valoksi CsI-kerroksessa ja sitten sähköiseksi signaaliksi
amorfisesta piistä tehdyn fotodiodimatriisin avulla tai (ii) suoraan
sähköiseksi signaaliksi amorfisesta seleenistä tehdyssä kerroksessa.
Syntynyt varaus kerätään kuvan pikseleitä vastaaviin, matriisissa
sijaitseviin varauksentalletuselementteihin, joista varaukset sitten
luetaan, digitoidaan ja tallennetaan tietokoneen muistiin. Tämän-
hetkissä laitteissa voi olla esimerkiksi 43 cm x 43 cm kuvakoko,
joka on jaettu yhdeksään miljoonaan 14 bitin syvyiseen pikseliin.
Tällaisilla laitteilla on saavutettu joitakin merkittäviä etuja muihin
digitaalisiin ja analogisiin kuvausmenetelmiin verrattuna. Laittei-
den kvanttiefetiivisyys (*DQE*, katso luku 1.9) on hyvä. Tyypin (i)
laitteilla se on suuri erityisesti matalilla paikkataajuuksilla ilmaisi-
men hyvän säteilyn absorptiokyvyn takia – säteilyä absorboiva ker-
ros voidaan tehdä melko paksuksi CsI-kiteiden neulamaisen muo-

¹⁵ Myös aiemmin käytössä ollut Xeroradiografia perustui seleenilevyn käyttöön kuvareseptori-
na. Siinä kuva saatettiin näkyviin kopiokonetekniikan ja väriainejauheen avulla. Tämä tekniikka
ei kuitenkaan yleistynyt käyttöön Suomessa.

¹⁶ Näille kuvareseptoreille ei vielä ole vakiintunut suomenkielistä nimeä. Niitä kutsutaan usein
suoradigitaalilaitteiksi tai niiden englanninkielisen nimen mukaisesti "flat-panel" -detektoreik-
si tai litteiksi kuvailmaisimiksi. Ne perustuvat samaan teknologiaan, jota käytetään litteiden tie-
tokonenäyttöjen valmistuksessa.

don takia, kuten kuvanvahvistinten yhteydessä jo mainittiin. Seleenin suhteellisen pieni järjestysluku ($Z = 34$) rajoittaa tyyppin (ii) ilmaisinten absorptiokykyä. Näiden laitteiden *DQE* on pienillä paikkataajuuden arvoilla siksi huonompi kuin tyyppin (i) laitteilla, mutta suuremmilla paikkataajuuksilla tilanne on toisin päin tyyppin (ii) ilmaisinten hyvien piirtokykyominaisuuksien takia. Molemmissa tyypeissä röntgenkuva saadaan välittömästi kuvauksen jälkeen. Laitteiden kehitystyö on edelleen kiivasta ja odotettavissa on, että molempien laitetyyppien parhaat ominaisuudet saadaan yhdistettyä uusien materiaalien ja teknisten ratkaisujen avulla. Tämänkaltaiset kuvareseptorit soveltuvat röntgenkuvauksen lisäksi usein myös läpivalaisuun ja tulevaisuudessa ne syrjäyttänevät nykyisin käytettävät kuvanvahvistimet. Läpivalaisukäyttöön soveltuvia litteitä kuva-ilmaisimia on Suomessa toistaiseksi hankittu lähinnä sydämen verisuonten tutkimuksiin.

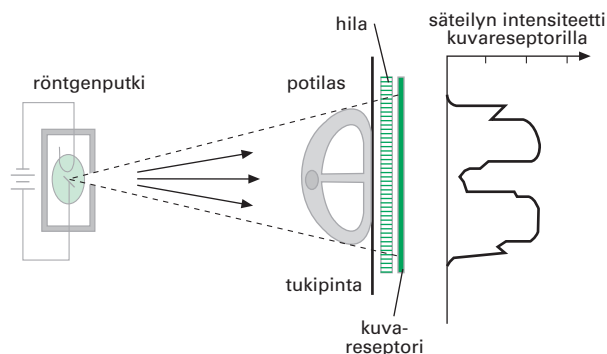
Kaikki kuvausmenetelmät eivät perustu koko kuvapinta-alan samanaikaiseen kuvaukseen, vaan käytössä on myös piste- ja viivapyyhkäisyjärjestelmiä, joissa säteilydetektoreina käytetään muun muassa puolijohdeilmaisimia tai -ilmaisinrivejä.

Ensimmäisissä TT-laitteissa käytettiin säteilyilmaisimena natriumjodidididettä ja valomonistinputkea. Myöhempi ratkaisu oli käyttää painestetulla ksenon-kaasulla täytetyistä ionisaatiokammioista tehtyä detektoririviä. Nykyisin TT-laitteissa käytetään tavallisimmin fotodiodeihin yhdistettyjä tuikeilmaisimia. Tuikeilmaisimien on täytettävä monia vaatimuksia: niiden röntgensäteilyn absorptioon tulee olla tehokas, valontuoton mahdollisimman suuri ja nopea sekä jälkiloisteen vähäinen. Detektorin elektronikalle asetettavia vaatimuksia ovat ainakin stabiilisuus, nopeus ja pieni kohina.

1.8 | Röntgenkuvan muodostuminen

Tavanomainen röntgenkuvaus: projektiokuvaus

Tavanomaisen röntgenkuvauksen periaate käy ilmi kuvasta 1.18. Röntgenputken fokuksesta lähtevä säteily läpäisee potilaan ja vaimenee samalla. Potilaan toisella puolella oleva kuvareseptori havaitsee potilaan läpi tulleen säteilyn ja muuntaa sen näkyväksi kuvaksi. Kuva voi olla staattinen röntgenkuva tai reaaliaikainen, elävä läpivalaisukuva,



KUVA 1.18 Röntgenkuvauksen periaate

Röntgenputken fokuksesta lähtevä säteily läpäisee potilaan, jossa tapahtuvan vaimenemisen takia kuvareseptorille saapuvassa säteilyssä on intensiteetin paikallista vaihtelua. Kuvareseptori muuntaa tämän vaihtelun näkyvään muotoon, röntgenkuvaksi. Tavallisesti potilaan ja kuvareseptorin välissä on tutkimustelineen tukipinta, valotusautomaatin mittakammiot ja hajasäteilyhila.

ja se voi olla joko analoginen tai digitaalinen. Digitaalinen kuva koostuu kuvamatriisin pikseleistä, joiden numeroarvot kertovat kyseisen kohdan kirkkaustiedon; varsinainen kuva esitetään näyttöpäätteellä tai vaikkapa filmille tulostettuna kuvana.

Röntgenkuvassa nähdään potilaan rakennetta esittäviä kirkkausvaihteluja, elimistön röntgenvarjokuva, jossa kunkin kuvapisteen kirkkaus riippuu säteilyn vaimenemisesta potilaassa tämän pisteen ja fokuksen välisellä matkalla. Eri syvyyksillä potilaassa olevat rakenteet kuvautuvat päällekkäin. Tämä kolmiulotteisen kohteen projisoituminen kaksiulotteiseksi kuvaksi vaikeuttaa tietysti kuvan tulkintaa, samoin kuin se, että potilaassa olevien rakenteiden kuvautuminen riippuu kuvausgeometriasta. Kuvassa olevien yksityiskohtien suurenus riippuu niistä vastaavien kohteiden sijaintisyvyydestä potilaassa ja kuvan laidalla olevat yksityiskohdat ovat vääristyneitä (kuva 1.20). Näitä geometrisia vaikutuksia voidaan pienentää käyttämällä pitkää kuvausetaisyysmittaa ja sijoittamalla potilas lähelle kuvareseptoria, mutta ne on kuitenkin aina käytännössä otettava huomioon, jos kuvista tehdään etäisyysmittauksia.

Säteilyn vaimeneminen potilaassa riippuu säteilyn spektristä ja potilaan kudosten alkuainekoostumuksesta, tiheydestä ja paksuudesta. Säteily vaimenee sitä enemmän mitä painavampia alkuaineita ja mitä tiheämpää ainetta se kohtaa sekä mitä paksumman ainekerroksen läpi



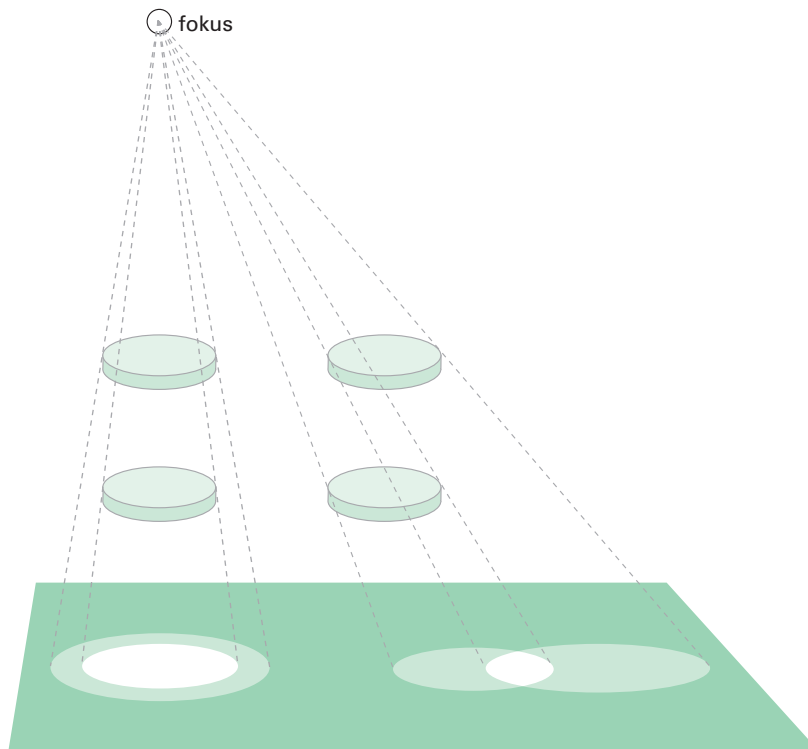
KUVA 1.19 Tavanomainen röntgenkuva keuhkoista (Thorax PA-projektio)

Kuvaa tarkastellaan tavallisesti ikäänkuin sitä katseltaisiin potilaan etupuolelta. Sydämen varjo on siksi kuvassa suurempi kuvan oikealla puolella (joka vastaa potilaan vasenta puolta). Palleankaaren alla näkyy mahalaukun ilmakupla. Kylkiluiden varjot näkyvät keuhkojen päällä.

se joutuu tunkeutumaan. Röntgendiagnostiikan energia-alueella toisistaan erottuvia kohteita ovat luu, pehmytkudos¹⁷, rasvakudos ja kaasulla täyttyneet ontelot. Kuvapisteen kirkkaudesta ei sinänsä pysty sanomaan, onko sen ympäröivästä alueesta eroava arvo seurausta sillä kohdalla olleesta materiaali-, paksuus- vai tiheyserosta ympäröivään kudokseen verrattuna, mutta asia tiedetään yleensä anatomisten seikkojen perusteella.

Niitä röntgentutkimuksia, joissa kuvaan saadaan riittävä kontrasti kudosten erilaisen vaimennuksen takia, kutsutaan natiivitutkimuksiksi. Natiivitutkimuksia ovat muun muassa luuston, keuhkojen ja nenän sivuonteloiden tutkimukset. Vatsan natiivikuvauksissa kuvainforma-

¹⁷ Pehmytkudoksiin kuuluu suuri joukko erilaisia kudoksia, jotka eivät tavanomaisessa röntgenkuvauksessa erotu toisistaan tai kehossa olevista nesteistä. Näidenkin kudosten vaimennuserot voidaan saada näkyviin kontrastinerottelukyvyltään herkemällä tietokonetomografialla.



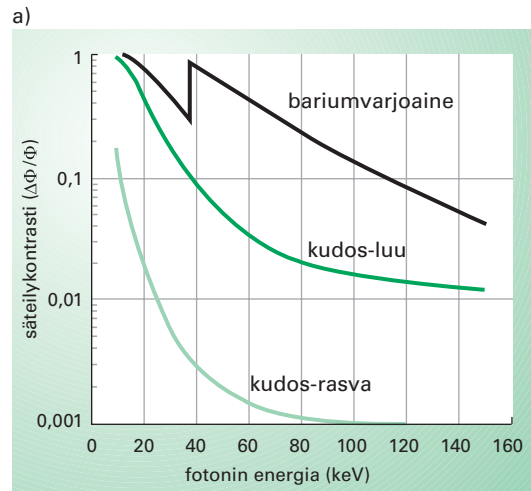
KUVA 1.20 Röntgenkuvan geometriset vääristymät

Kolmiulotteisen kohteen kuva projisoidaan tasoon. Kuvaan aiheutuu vääristymiä, koska projektiio ei ole yhdensuuntainen eikä säteily kohdistu kohtisuoraan kuvareseptorille. Kuvassa on asian selventämiseksi liioitellun pieni fokusetäisyys.

tio saadaan suurelta osin suoliston kaasujen ja neste-kaasupintojen näkymisestä, mutta myös elimiä ympäröivät rasvakerrokset, kalkkiumat ja tilaa vievät muutokset saadaan näkyviin.

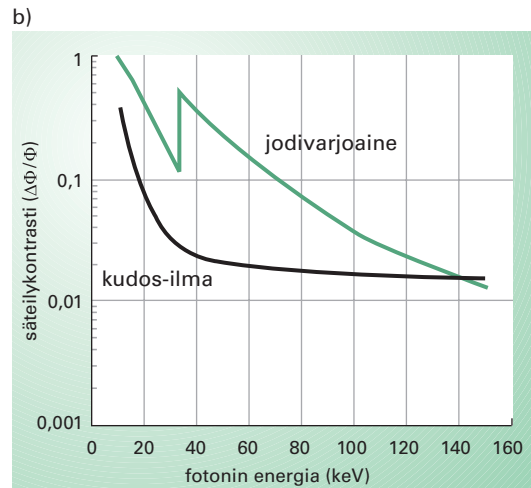
Varjoainetutkimuksissa käytetään röntgenvarjoaineita, joiden avulla tarvittavat yksityiskohdat saadaan näkyviin silloin, kun kudosten välinen oma kontrasti on siihen liian vähäinen. Sellaista varjoainetta, joka vaimentaa säteilyä enemmän kuin ympäröivä kudos, kutsutaan röntgenpositiiviseksi varjoaineeksi, kun taas kaasut ovat röntgennegatiivisia varjoaineita.

Ruoansulatuskanavan tutkimuksissa käytettävistä varjoaineista yleisin on bariumsulfaatti, kun taas verisuoniston ja monien muiden sisäelinten tutkimuksissa käytetään yleensä jodiyhdisteitä. Nykyään kaasua tai ilmaa käytetään vain harvoin varjoaineena; sitä käytetään kui-



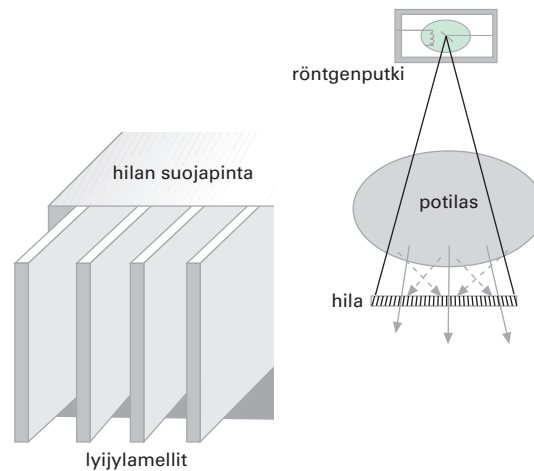
KUVA 1.21 Pehmytkudosfantomiin upotetun yhden millimetrin paksuisen yksityiskohdan aiheuttama primaarisäteilyn kontrasti fotonin energian funktiona

a) Yksityiskohdan materiaali rasvakudosta, luukudosta tai bariumvarjoainetta.
 b) Yksityiskohdan materiaali ilmaa tai jodivarjoainetta. Kontrasti on suurimmillaan, kun fotonin energia on pieni. Varjoaineiden kontrasti kasvaa yhtäkkisesti, kun fotonin energia ylittää varjoainemateriaalin K-absorptioreunan energian. Kuvan materiaalien tiheydet: pehmytkudos $1,02 \text{ g/cm}^3$, rasvakudos $0,95 \text{ g/cm}^3$, luu $1,92 \text{ g/cm}^3$, bariumvarjoaine (BaSO_4 -suspensio) $1,2 \text{ g/cm}^3$ ja jodivarjoaine $0,2 \text{ g jodia/cm}^3$.



tenkin bariumvarjoaineen ohella ruoansulatuskanavan kaksoiskont-rastitutkimuksissa.

Potilaassa sironnut, kuvareseptorille osuva säteily antaa kuvaan yleis-huntua ja pienentää kuvan yksityiskohtien kontrastia – tilanne vastaa elokuvan katselua valaistussa salissa. Kun säteilykeila on suuri ja potilas paksu, sironneen säteilyn määrä voi olla monia kertoja suurempi kuin kuvan muodostuksessa hyödyllisen primaarisäteilyn. Kuvalle kohdistu-van sironneen säteilyn vähentämiseksi on useita mahdollisuuksia. Käy-tettäviä keinoja ovat muun muassa hajasäteilyhilan käyttö, potilaan ja kuvareseptorin välisen etäisyyden kasvattaminen, säteilyn kenttäkoon minimointi ja potilaan paksuuden pienentäminen kompression avulla.



KUVA 1.22 Hajasäteilyhilan rakenne

Säteily vaimenee potilaassa absorboitumalla ja siroamalla. Jotta sironneet fotonit eivät pääsisi kuvareseptorille, sen eteen asetetaan tavallisesti hila, joka parantaa kuvan kontrastia huomattavasti. Hilassa on ohuet lamellit, jotka absorboivat hilaan vinosti saapuvat fotonit. Lamellit on tavallisimmin valmistettu lyijystä, mutta joskus käytetään myös muita säteilyä hyvin absorboivia aineita. Lamellien välissä on säteilyä hyvin läpäisevää ainetta: alumiinia, kuitumateriaalia tai muovia. Hilan lyijylamellien paksuus voi olla esimerkiksi 0,05 mm, niiden korkeus 2,4 mm ja lamelleja senttimetriä kohden 40. Hilan kykyä poistaa sironnutta säteilyä voidaan kuvata hilasuhteella, eli lamellien korkeuden suhteella niiden väliin. Edellä esitettyjen mittojen mukaisen hilan hilasuhte olisi 12. Hilan lamellit voivat olla yhdensuuntaiset tai ne voidaan fokuroida tietylle etäisyydelle. Hila voi olla kiinteä tai kuvauksen aikana liikutettava, jolloin vältetään lamellien näkymisestä kuvassa.

Sironneesta säteilystä ei ole juurikaan ongelmaa laitteissa, joissa kuva muodostetaan pientä säteilykeilaa käyttäen, pyyhkäisemällä.

Tavallisin röntgenkuvausjärjestely on, että koko röntgenkuva valoteetaan kerralla käyttämällä koko kuvan suuruista kuvareseptoria, esimerkiksi vahvistuslevyjä ja röntgenfilmiä. Koko kuva-alan samanaikainen kuvaaminen ei kuitenkaan ole ainoa mahdollinen tapa, vaan sen lisäksi on käytössä erilaisia pyyhkäiseviä (skannaavia) kuvausjärjestelyjä: piste- ja viivapyyhkäisy. Pistepyyhkäisyssä käytetään pientä säteilykeilaa, joka pyyhkii potilaasta tutkittavan alueen yli. Potilaan takana on säteilykeilan kokoinen tai sitä hieman suurempi säteilynilmaisim¹⁸, joka kulkee keilan mukana ja mittaa potilaan läpäisseen

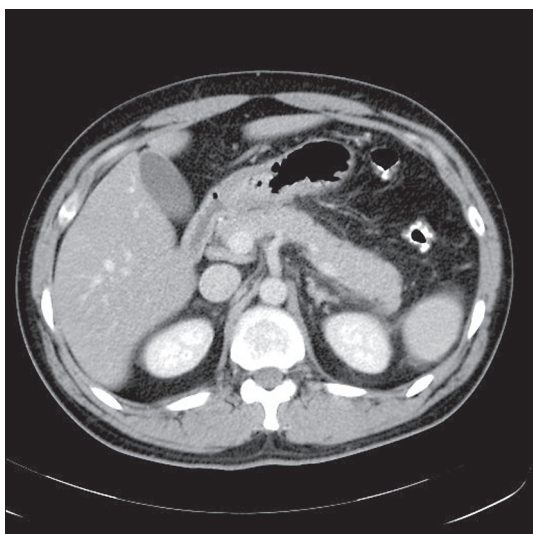
¹⁸ Periaatteessa olisi mahdollista käyttää säteilykeilaa pienempää ilmaisinta, jolloin kuvan erotelutarkkuus määräytyisi ilmaisimen koon mukaan. Tämä johtaisi kuitenkin tarpeettoman suureen potilaan annokseen, koska osa säteilystä hukattaisiin.

säteilyn intensiteetin. Kuva saadaan yhdistämällä ohuen säteilykeilan paikkatieto säteilymittauksen tulokseen. Kuvan paikkaerotuskyky määräytyy tällöin pääasiassa säteilykeilan koon mukaan, mutta mekaanisten liikkeiden täsmällisyys on myös keskeistä. Pääasiallinen etu tällaisesta kuvausjärjestelystä on siinä, että potilaassa sironnut säteily ei pääse huonontamaan kuvan kontrastia. Samalla (mikäli pyyhkäisytoiminta on toteutettu liikuttamalla röntgenputkea) saavutetaan yksinkertainen kuvausgeometria: koko kuva on tehty samansuuntaisin sätein, eikä siinä siksi ole kuvausgeometriasta aiheutuvaa suurennusta tai vääristymiä – kuva on mittaustarkoituksiin erinomainen. Pistepyyhkäisyyn haittapuolena on röntgenputken suuri kuormitus ja pitkä kuvausaika, eikä sitä siksi juuri lainkaan käytetä nykyisissä röntgenlaitteissa, lukuunottamatta luun mineraalipitoisuuden mittaukseen tarkoitettuja laitteita. Näissäkin laitteissa on osittain siirrytty käyttämään lyhyttä, viivamaista säteilykeilaa ja useita ilmaisimia, jolloin kuvausaika on saatu huomattavasti aiempaa lyhyemmäksi.

Viivapyyhkäisyssä käytetään kapeaksi viuhkaksi rajattua säteilykeilaa, joka liikkuu potilaasta tutkittavan alueen yli. Pyyhkäisy voidaan toteuttaa joko siten, että röntgenputki ja kuvareseptori liikkuvat tutkittavan alueen yli, tai liu'uttamalla potilas säteilykeilan viuhkan läpi. Jälkimmäinen menetelmä on käytössä esimerkiksi tietokonetomografi-alaitteissa, kun otetaan niin sanottu topogrammikuva (topogram, scout view tai scanogram), jonka avulla varsinaiset leikekuvat kohdistetaan: TT-laitteen röntgenputki ja detektorit pidetään paikallaan ja vain potilaspöytä liikkuu. Viivapyyhkäisyyn avulla tehtävässä röntgenkuvauksessa voidaan kuvareseptorina käyttää keilan mukana liikkuvaa ilmaisinväliä tai pinta-alailmaisinta, kuten esimerkiksi vahvistuslevyjä tai filmiä, mutta jälkimmäisessä tapauksessa on säteilykeilan ulkopuolella olevat kuvareseptorin osat suojattava sironneelta säteilyltä. Viivapyyhkäisystä voidaan saada lähes samanveroinen sironneen säteilyn poisto kuin pistepyyhkäisystä, mutta merkittävästi pienemmällä kuvausajoilla ja röntgenputken kuormituksella. Kuvan vääristymät riippuvat tarkastelusuunnasta. Pyyhkäisy-suunnassa suurennusta ei ole, mutta säteilykeilan viuhkan suunnassa potilaassa olevien yksityiskohtien suurennus riippuu röntgenputken fokuksen, yksityiskohdan ja kuvareseptorin välisistä etäisyyksistä samalla tavalla kuin koko kuvan samanaikaisesti tallentavien kuvareseptorien tapauksessa. Mikäli pyyhkäisy on saatu aikaan kääntämällä säteilykeilaa röntgenputken tai potilaan siirtämisen sijaan, on suurennus tietysti samanlainen kuin tavanomaisessa röntgenkuvauksessa.

Tietokonetomografia

TT-kuvan kukin pikseli esittää sitä vastaavan potilaan tilavuusalkion (vokselin) keskimääräistä matkavaimennuskerrointa; vokselin korkeus määräytyy leikepaksuudesta. Kuvia voidaan tarkastella joko poikkileikkauskuvina tai niistä voidaan rakentaa kolmiulotteista kohdetta vastaava kuva. Kuvan tarkastelija voi säätää pikseliarvojen ja kuvan harmaatasojen välisen yhteyden haluamukseen, eli kuva voidaan ikkunoida.

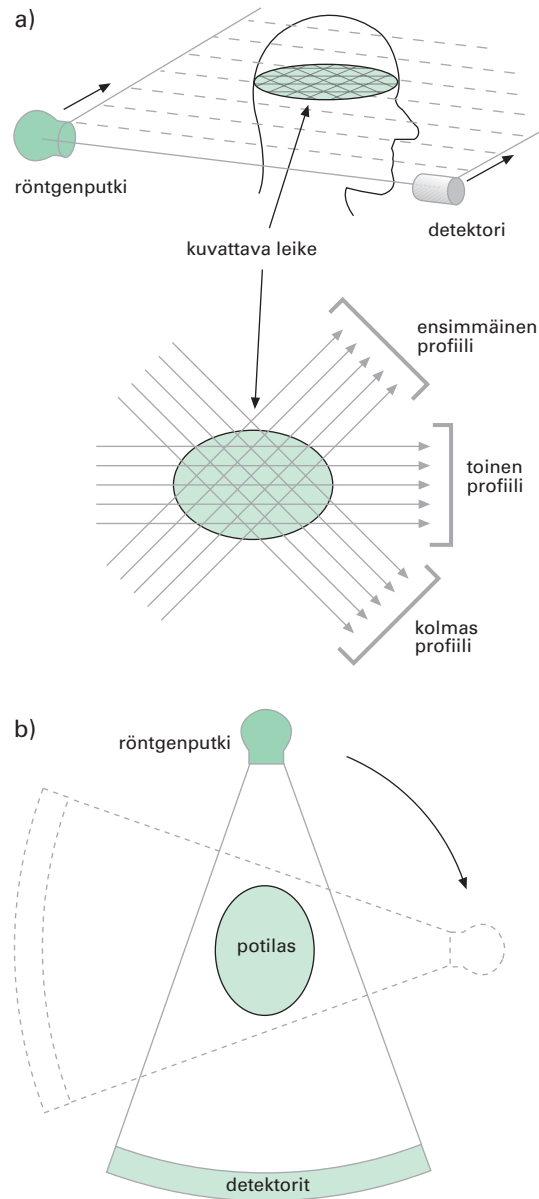


KUVA 1.23 Vatsan alueelta otettu varjoainetehosteinen TT-kuva

Kuvaa katsellaan ikään kuin potilaan jalkopäästä. Kuvassa näkyy vaaleana selkärangan nikama ja kylkiluita. Selkärangan molemmiin puoliin sijaitsevat vaaleat soikiot ovat munuaiset, ja vasemman (kuvassa oikealla puolella olevan) munuaisen vieressä on perna. Haima näkyy vasemman munuaisen yläpuolella. Suuri keskiharmaa elin yläviistoon vasemmalle oikeasta munuaisesta on maksa.

TT-kuvauksessa mitataan potilaan leikealueen vaimennusprofiilit (projektiodata) monesta eri suunnasta kääntämällä putki-detektorisysteemiä hieman kunkin vaimennusprofiilin mittauksen jälkeen (kuva 1.24). Jokainen vaimennusprofiili koostuu sadoista vaimennusmittauksista, joten kuvaa kohti mittaustuloksia kertyy valtava määrä.

Kuvan rekonstruointimenetelmiä on monia, esimerkiksi Fouriermuunnokseen tai iteraatioon perustuvia menetelmiä. Käytännössä ta-



KUVA 1.24 TT-kuvan saamiseksi tarvittavat mittaukset

Kunkin leikkeen kuvaus koostuu satojen eri suunnista otettujen yksittäisten vaimennusprofiilien mittauksesta. Kuvan a) esittämässä ensimmäisessä sukupolven TT-laitteessa käytettiin kapeaa säteilykeilaa ja yhtä säteilydetektoria. Kunkin suunnan vaimennusprofiili mitattiin liikuttamalla röntgenputkea ja detektoria. Kuvaan tarvittava informaatio saatiin mittaamalla vaimennusprofiilit eri suunnista, tyypillisesti yhden asteen välein. Nykyisissä laitteissa käytetään viuhkamaista säteilykeilaa ja kukin vaimennusprofiili mitataan yhdellä kerralla sadoista ilmaisimista koostuvan detektorikaaren avulla. Eri profiilit saadaan röntgenputken ja detektorien pyöryttäessä potilaan ympäri (kuva b).

vallisin on kuitenkin suodatettu takaisinprojisointimenetelmä, jota seuraavassa esitetään hieman tarkemmin. Tässä rajoitutaan tarkastelemaan vain laskennan periaatetta yksinkertaisimmassa, ensimmäisen sukupolven TT-laitteen mukaisessa tilanteessa ja oletetaan lisäksi, että säteily on monokromaattista eikä sironnutta säteilyä tarvitse huomioida.

Edellä olevien oletusten pätiessä saadaan potilaan aiheuttaman säteilyn vaimennuksen logaritmiiksi kussakin vaimennusprofiilin yksittäisen pisteen mittauksessa, kaavan 1.5 mukaisesti

$$\begin{aligned}\lambda_{\phi}(x') &= -\ln\left(\frac{I_{\phi}(x')}{I_0}\right) = \int_A^B \mu(x', y') dy' \\ &= \iint_{\text{kuva-alue}} \mu(x, y) \delta(x \cos(\phi) + y \sin(\phi) - x') dx dy\end{aligned}\quad (1.7)$$

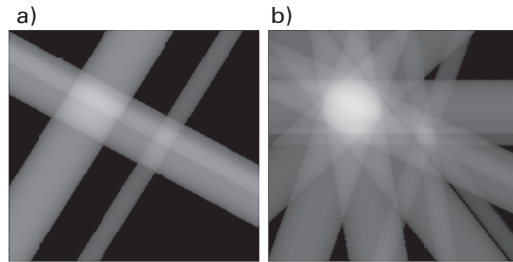
Tässä $I_{\phi}(x')$ on suunnassa ϕ mitattu säteilyn intensiteetti detektorin pisteessä x' (potilaassa esimerkiksi janalla A–B vaimentuneelle säteilylle) ja I_0 vaimentumattoman säteilyn intensiteetti. $\mu(x, y)$ on potilaan matkavaimennuskertoimen. Jälkimmäinen yhtälö kuvaa mittaustulosta potilaan koordinaatiston pisteiden (x, y) avulla ilmaistuna; yhtälössä oleva δ -funktio määrittelee A:n ja B:n kautta kulkevan suoran.

Takaisinprojisointi voitaisiin tehdä suoraan jakamalla kukin mitattu $\lambda_{\phi}(x')$:n arvo tasaisesti kaikkiin kuvamatriisissa oleviin, yhtälössä 1.7 olevan δ -funktion määrittämiin kuvapisteisiin ja summaamalla nämä takaisinprojisoidut arvot kaikkien suuntien ϕ yli. Tällainen takaisinprojisointioperaatio ei kuitenkaan ole projektio-operaation käänteisoperaatio, eikä siksi johda oikeanlaisen kuvan rekonstruointiin, vaikka saatava kuva jossain määrin muistuttaakin kuvattavaa kohdetta (kuva 1.25). Itse asiassa, jos x' - ja ϕ -parametrit kävisivät läpi kaikki mahdolliset arvonsa, saatava kuva K olisi (sylinterikoordinaattien avulla merkittynä)

$$K(r, \phi) = \mu(r, \phi) ** \left(\frac{1}{\pi r} \right), \quad (1.8)$$

missä ** tarkoittaa kaksiulotteista konvoluutiota. Virhe voitaisiin periaatteessa korjata suodattamalla¹⁹ kuvaa jälkikäteen. Samalla voitaisiin huolehtia siitä, että kuvaan ei tulisi liikaa virheellisiä yksityiskohtia, jotka aiheutuvat mitatun datan epätäydellisyydestä ja kohinaisuudesta. Tavallinen menettely, jolla päästään käytännössä samaan lopputulokseen, on kuitenkin suodattaa yksiulotteinen mitattu data

¹⁹ Suodatuksella tarkoitetaan tässä kuvankäsittelyoperaatiota, jossa vahvistetaan tai heikennetään kuvan eri paikkataajuisia komponentteja. Tällaista suodatusta ei tule sekoittaa röntgensäteilyn suodatukseen, jota on käsitelty aiemmin luvussa 1.3.



KUVA 1.25 Mitatut yksiulotteiset projektiot, λ_ψ levitetään takaisinprojisoinnissa leikealuetta vastaavaan kaksiulotteiseen tasoon mittaussuunnan mukaisesti

Kuvaan a) on piirretty kahdesta ja kuvaan b) kuudesta projektiosta saatu kuva, joka on saatu summaamalla projektioiden takaisinprojisoidut pikseliarvot. Käytettyjen projektiomittausten vähäisyydestä huolimatta kuva alkaa jo muistuttaa kuvattavaa kohdetta, joka tässä esimerkissä koostuu kahdesta erikokoisesta ympyrämäisestä kiekosta. Todellisuudessa projektiota mitataan suuri määrä ja ne suodatetaan ennen takaisinprojisointia, jolloin kohdeiden ympärille syntyvät ylimääräiset raidat ja tähtimäiset kuviot saadaan häviämään.

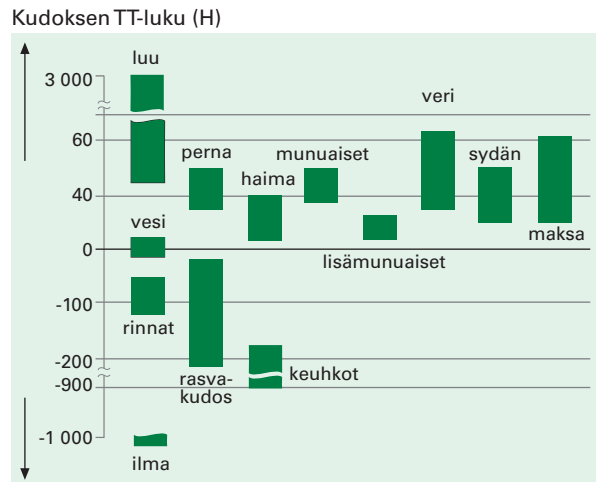
$(\lambda_\phi(x))$ sopivalla suodattimella (konvoluutio-operaatiolla) ennen takaisinprojisointia.

Nykyiset TT-laitteet ovat luvussa 1.6 mainittua kolmatta sukupolvea, joissa käytetään viuhkamaista röntgensäteilykeilaa. Edellä esitetyn kaltaista kuvan rekonstruointitapaa käytetään näissäkin laitteissa, vaikka laskennan yksityiskohdat ovat tietysti erilaiset eri tavalla tehtyjen yksittäisten vaimennusprofiilien mittausten takia.

Monissa nykyisissä laitteissa käytetään spiraali- tai helikaalikuvausta, jolloin potilaspöytä liikkuu säteilytyksen aikana jatkuvasti samalla kun röntgenputki ja detektorit pyörivät potilaan ympäri. Tällöin säteilykeilan keskipiste kulkee potilaan pinnalla ruuvikierteen muotoista rataa. Kuvan rekonstruktiota varten luodaan mitatusta raakadatasta ensin kuvien leiketasoja vastaavat projektiot interpoloimalla, jonka jälkeen kuva lasketaan suodatettua takaisinprojisointia käyttäen.

TT-kuvissa on vakiintunut käytännöksi esittää pikselien arvo niin sanotun TT-, CT- tai Hounsfield -luvun avulla. Kun potilaassa olevan tietyn vokselin keskimääräinen vaimennuskerroin on μ , on sitä vastaavan pikselin arvo hounsfieldeissä (H)

$$TT\text{-luku} = 1000 \cdot \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}}, \quad (1.9)$$



KUVA 1.26 Ihmisen kudosten TT-lukuja

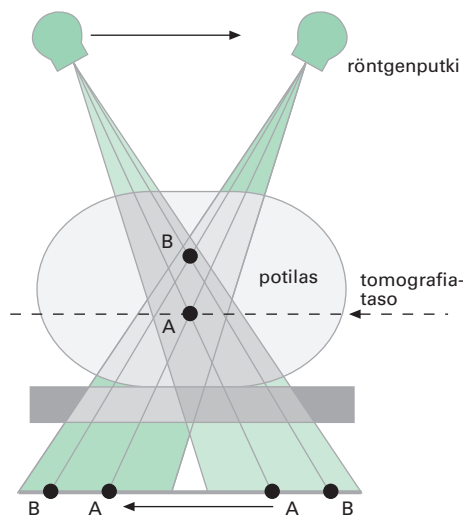
missä μ_{H_2O} on veden matkavaimennuskerroin. Veden TT-luvuksi tulee 0 H ja ilman TT-luvuksi -1000 H. Ihmisen eri kudosten TT-lukuja on esitetty kuvassa 1.26.

Joitakin erikoiskuvauksia

Tomografia eli kerroskuvaus

Tavanomaisen röntgenkuvan tulkinta on joskus hankalaa, koska potilaassa eri syvyyksillä olevat rakenteet kuvautuvat päällekkäin. Tätä ongelmaa helpottava kuvausmenetelmä on tomografia, jossa vain tietyllä syvyydellä potilaassa oleva kerros kuvautuu tarkasti. Muilla syvyyksillä olevat yksityiskohdat kuvautuvat epäterävinä tai pyyhkiytyvät näkymättömiin. Tämä toteutetaan siirtämällä röntgenputkea ja kuvareseptoria kuvauksen aikana toisiinsa nähden vastakkaisiin suuntiin siten, että röntgenputken fokuksen ja tietyn potilaassa, tomografiatasossa olevan pisteen määrittelemä suora osuu aina samalle kohdalle kuvareseptoria. Silloin tämä piste ja muut sen kanssa samassa tasossa olevat pisteet kuvautuvat terävänä, kun taas eri syvyydellä olevat muut pisteet kuvautuvat röntgenputken liikeradan mukaisina, kontrastiltaan heikentyneinä viivoina. Tarkkana kuvautuvan kerroksen paksuus riippuu liikeradan laajuudesta ja on tyypillisesti 1–10 millimetrin suuruusluokkaa. Käytettävät käänkökulmat ovat 5–30 asteen suuruusluokkaa. Pienellä kulmalla otettavaa tomografiaa nimitetään myös zonografiaksi. Siinä terävänä kuvautuva kerros on suhteellisen paksu.

Tavallisimmin röntgenputken ja kuvareseptorin liike synkronoidaan käyttämällä niitä yhdistävää mekaanista vartta, jonka akselipiste määrittää leiketason. Yleisin ja yksinkertaisin liikerata on röntgenputken suoraviivainen liike (lineaaritomografia), mutta myös muunlaisia liikeratoja käytetään. Tällaisen tavanomaisen tomografian käyttö on menettänyt merkitystään tietokonetomografian, magneettikuvauksen ja ultraäänikuvauksen takia, ja sitä käytetään nykyään enää harvoin.



KUVA 1.27 Tomografian periaate

Röntgenputkea ja filmiä liikutetaan yhdessä niin, että tomografiatasossa olevan yksityiskohdan varjo pysyy kuvauksen aikana samalla kohdalla filmiä. Tällöin tomografiatasossa olevat yksityiskohdat kuvautuvat terävinä ja tason ulkopuolella olevat epäterävinä. Tomografiavaikutus on sitä suurempi mitä kauempana yksityiskohta sijaitsee tomografiatasosta ja mitä suurempia liikkeet ovat.

Uusia tomografiamenetelmiä kuitenkin kehitetään edelleen. Digitaaliset kuvareseptorit antavat esimerkiksi mahdollisuuden tehdä kuvaus simuloimalla kuvareseptorin liikettä kerroskuvan laskennassa matemaattisesti. Eri suunnilta otetusta kuvasarjasta voidaan siten jälkikäteen rekonstruoida esimerkiksi useiden eri tasojen leikekuvat tai jopa kohteen epätäydellinen (kuvausprojektioiden määrän ja suunnan mukaan rajoitettu) kolmiulotteinen kuva. Tällaisia sovellutuksia on kehitetty ainakin hammaskuvaukseen ja mammoграфияan.

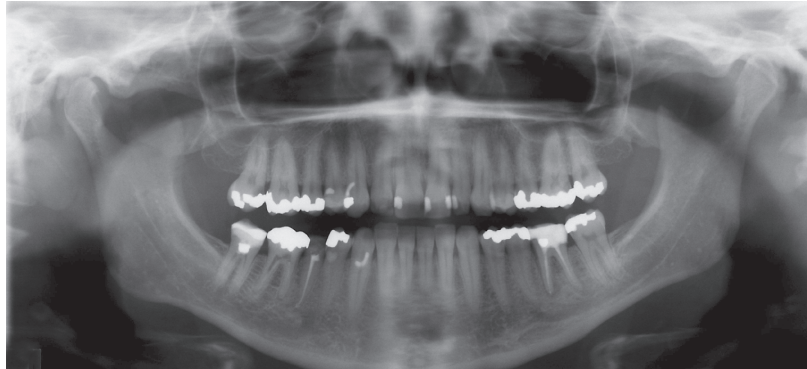
Hampaiston ja leukojen panoraatomografia

Hampaiston ja leukojen alueen panoraatomografiassa (ortopantomografiassa) käytetään professori Yrjö Paateron Suomessa kehittämää, 1960-luvun alussa markkinoille tullutta laitetyyppiä, jonka avulla voidaan kuvata esimerkiksi koko leukojen alue ja hampaisto samalle filmille. Samaa periaatetta voidaan käyttää muihinkin tutkimuskoh-

teisiin, kuten kasvojen luiden kuvauksiin. Panoraamatomografialaitteessa säteily on rajattu kapeaksi viuhkamaiseksi keilaksi röntgenputken kaihtimissa olevalla pystysuuntaisella raolla. Laitteen röntgenputki kiertää vaakatasossa potilaan niskan takana hieman puoliympyrää suuremman kaaren. Kuvareseptori kiertää samanaikaisesti potilaan etupuolella samaan kiertosuuntaan hieman pienemmällä kulmanopeudella. Säteilykeilan pyörähdysakseli on potilaan sisällä ja vaihtaa paikkaansa kuvauksen aikana, jotta säteilyn kulkusuunta olisi kaikissa hampaiston kohdissa likimain kohtisuorassa hampaiston tasoa vasten. Kuvareseptorin liike on sovitettu säteilykeilan liikkeeseen siten, että kuvattavalla kaarimaisella, leukojen tasoa vastaavalla pinnalla olevan yksityiskohtien varjo pysyy kuvareseptorilla samassa kohdassa koko sen ajan, jonka säteilykeila osuu kyseiseen yksityiskohtaan. Kun haluttu kuvaustaso on kauempana kuvareseptorista (lähempänä säteilykeilan pyörähdyskeskipistettä), kuvareseptorin liikkumisnopeuden potilaan suhteen on oltava suurempi kuin silloin, kun kuvattava taso on lähempänä kuvareseptoria (kauempana pyörähdyskeskipisteestä). Jos asiaa tarkastellaan kuvareseptorin liikkumisnopeutena säteilykeilan suhteen, on tilanne päinvastainen: kuvareseptorin liikenopeuden hidastaminen siirtää kuvattavaa kerrosta lähemmäs pyörähdyskeskipistettä. Säättämällä kuvareseptorin liikkumisnopeutta sopivasti röntgenputken liikkeen aikana voidaan valita haluttu, leukojen muotoa muistuttava kaarimainen tarkkana kuvautuva kerros. Laitteen liikkeiden ja säteilykeilan pienen, mutta äärellisen leveyden takia kuva on paitsi tasoon levitetty panoraamakuvana, myös tomografiakuva, jossa terävänä näkyvä kerros on valittu kulloinkin kuvattavan kohteen mukaiseksi kaaripinnaksi.

Terävänä näkyvässä kerroksessa vaakasuuntainen ja pystysuuntainen suurennus ovat samat, kun taas leiketason kuvareseptoriin päin olevien yksityiskohtien kuva on lyhentynyt vaakasuunnassa ja leiketason pyörähdysakselin puolella olevien yksityiskohtien kuva on venynyt vaakasuunnassa. Tätä vaaka- ja pystysuunnan suurennusten eroa voidaan käyttää hyväksi laadunvarmistuksessa, kun tarkastetaan laitteen kuvaaman tarkan kerroksen muotoa ja sijaintia. Testi voidaan tehdä esimerkiksi fantomilla, johon on upotettu pyöreitä metallikuulia leukojen muotoa kuvaavaan kaareen.

Panoraamatomografialaite on viivapyyhkäisy-tyyppinen röntgenkuvauslaite, jossa kuvareseptorina käytetään tavallisesti pinta-alatyypistä ilmaisinta: kuvalevyä tai filmiä ja vahvistuslevyjä. Kuvaresep-



KUVA 1.28 Hampaiston ja leukojen panoraamakuva. Leukanivelet näkyvät kuvan laidoissa ja hampaissa olevat paikat vaaleina.

torin säteilykeilan ulkopuolella olevat osat on suojattu potilaassa sironneelta säteilyltä kuvareseptorin edessä olevalla sekundaarikaihtimella, eikä laitteessa tarvita muita hajasäteilyn poistamiskeinoja. Joissakin nykyisissä laitteissa kuvareseptorina on pinta-alatyypin kuvareseptorin sijasta kapea digitaalinen CCD-pohjainen ilmaisim. Pikselien keräämää varausta siirretään pikselisarakeesta seuraavaan sopivalla nopeudella ennen pikselien luentaa. Tällöin saadaan samanlainen tomografiavaikutus kuin filmiä käytävässä kuvauksessa.

Subtraktiokuvaus

Digitaalista subtraktio- eli vähennyskuvausta käytetään eniten angiografiassa, verisuonten tutkimuksessa. Potilaasta otetaan ensin maskikuva, joka tallennetaan tietokoneen muistiin. Sen jälkeen potilaan suoneen ruiskutetaan varjoainetta ja otetaan uusi röntgenkuva. Kun tästä kuvasta vähennetään tietokoneen muistiin aiemmin talletettu maskikuva, kuvaan jää näkyviin vain näiden kahden kuvan välinen ero – esimerkiksi varjoaineen täyttämät suonet – ja muut yksityiskohdat katoavat. Tekniikka helpottaa pienikontrastisten kohteiden näkymistä erityisesti silloin, kun näiden kohteiden kanssa kuvassa päällekkäin olevien kudosten rakenne on monimutkainen tai niiden aiheuttama kontrasti on suuri. Subtraktioangiografiassa voidaan varjoaineen paremman näkyvyyden ansiosta käyttää usein pienempiä varjoainemääriä kuin ilman subtraktiota tehtävissä tutkimuksissa. Subtraktion käyttö on usein hyödyllistä myös esimerkiksi toimenpideradiologiassa, jossa sen avulla voidaan parantaa pienten katetrien näkyvyyttä tai saada maskikuvaan verisuoniston kartta helpottamaan

katetrin ohjausta suonessa. Jälkimmäistä tarkoitusta varten suoneen ruiskutetaan varjoainetta ennen maskikuvan ottoa, jolloin subtraktiotoiminnan kautta katsottavassa läpivalaisukuvassa nähdään maskikuvan mukainen verisuonisto ja kulloisenkin tilanteen mukainen katetrin sijainti.

Subtraktion pääasiallinen käytännön ongelma on potilaan liikkuminen tutkimuksen aikana. Silloin maskikuva ja muut otettavat kuvat eivät enää tarkasti vastaa toisiaan, ja kuvaan voi tulla häiritseviä artefakteja. Yleensä maskikuvaa voidaan siirrellä jälkikäteen näiden kuvavirheiden korjaamiseksi, mutta tämä ei aina korjaa kuvaa kokonaan, koska potilaan liikkuminen on tavallisesti monimutkaisempaa kuin pelkkä sivuittaissiirros kuvareseptorin suhteen.

Kaksienergiakuvaus ja luun tiheyden mitta

Röntgenkuvan ei tarvitse olla pelkkä kudosten vaimennuksen aiheuttama varjokuva. Kuvantamisessa voidaan käyttää hyväksi myös eri (alku)aineiden erilaista säteilyn vaimennuksen energiariippuvuutta, jolloin kuvaan saadaan lisäinformaatiota. Lisäinformaatio on kuitenkin rajallinen, koska röntgendiagnostiikan energia-alueella vaimennuksen energiariippuvuudella on käytännön tarkkuudella vain kaksi vapausastetta: vaimennus voidaan esittää hyvällä tarkkuudella kaikille biologisille kudoksille kahden erilaisen prosessin yhteisvaikutuksena. Toisen niistä voi ajatella likimain kuvaavan fotosähköistä absorptiota ja toisen Comptonin sirontaa. Jos samasta kohteesta otetaan kuva kahdella eri fotonien energialla, voidaan kuvista laskea kunkin kuvapisteen ja fokuksen välillä tapahtuneiden fotosähköisten ja Comptonin vuorovaikutusten osuus. Tämä jako kahteen vuorovaikutukseen ei ole ainoa mahdollisuus. Yhtä hyvin näistä kahdesta kuvasta voidaan laskea jako kahteen eri materiaaliin ja esittää tulos esimerkiksi pelkän kohteessa olleen luun kuvana ja pelkän pehmytkudoksen kuvana. Mikäli kuvattavassa kohteessa on kolmatta kudost materiaalia, se näkyy näiden kahden materiaalin kombinaationa. Esimerkiksi rasva nähdään positiivisena pehmytkudospaksuutena ja negatiivisena luun paksuutena: energiariippuvuuden kaksikomponenttirakenne ei anna mahdollisuutta käyttää jakoa useampaan kuin kahteen perusmateriaaliin. Energiariippuvuuteen saadaan kuitenkin uusi vapausaste, kun tarkastellaan varjoainetta, jolla on K-absorptioreuna tarkasteltavalla energia-alueella. Silloin voitaisiin periaatteessa käyttää myös kolmienergiakuvaussysteemiä, jolla kyseinen varjoaine saataisiin erotelluksi kudosten aiheuttamasta vaimennuk-

sesta. Tällaisia kuvauksia ei kuitenkaan käytännössä tarvita, koska vastaavat kuvat saadaan helpommin (temporaali)subtraktiokuvien avulla tai paikallisen vaimennuskertoimen avulla tietokonetomografiassa.

Kaksienergiakuvausta käytetään nykyään lähinnä luun tiheyden mittaustalaitteissa. Tällaisten laitteiden paikkaerotuskyky ei nykyisellään ole riittävä esimerkiksi murtumadiagnostiikkaan. Kaksienergiakuvauksesta laskettu tiettyä materiaalia esittävä kuva voidaan kalibroida antamaan kyseisen materiaalin, yleensä luun mineraaliaineksen, määrää kullakin sädelinjalla. Mittaustulos ilmaistaan pintatiheyden yksiköissä (g/cm^2). Kyseisen materiaalin kokonaisuudessa saadaan integroimalla tämä mittaustulos kohteen kuvan yli. Sen sijaan mittaus ei ilmaise esimerkiksi luun mineraalipitoisuutta tilavuusyksikössä olevana massana.

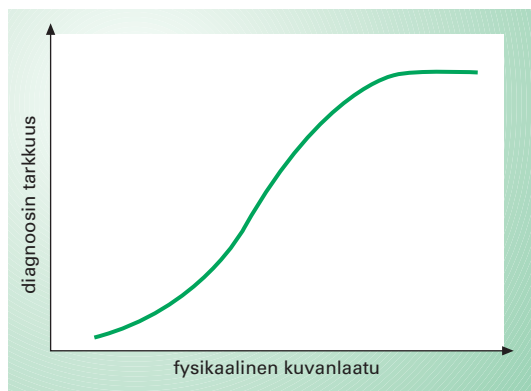
Kaksienergiakuvaukseen perustuvia luun mineraalipitoisuuden mitalaitteita on useita toisistaan hieman poikkeavia tyyppisiä. Kaikki niistä perustuvat kuitenkin pyyhkäisevään kuvanmuodostukseen, koska kuvaan tuleva sironnut säteily heikentäisi mittauksen tarkkuutta. Kahden kuvausenergian saamiseksi jotkut laitteet säteilyttävät kunkin kuvapisteen käyttämällä kahdella eri jännitteellä ja/tai suodatuksella aikaansaatu säteilyä. Joissakin laitteissa taas on kaksi päällekkäistä säteilynilmaisinta ja kaksihuippuinen (esimerkiksi ceriumilla suodatettu) röntgenspektri. Päälimmäinen säteilynilmaisin havaitsee ja absorboi pääasiallisesti pehmeämmän spektrin osan ja alimmainen ilmaisinspektrin kovemman osan, jolloin kaksienergiakuvaus saadaan suoritetuksi muuttamatta röntgensäteilyn spektriä kuvauksen aikana.

1.9 | Röntgenkuvan laatu ja säteilyn käytön tehokkuus

Lääketieteellistä röntgenkuvaa ei voida ottaa mielivaltaisen pienellä potilaan säteilyaltistuksella. Tämä johtuu siitä, että pienellä annoksella aikaansaadun röntgenkuvan sisältämä informaatio on fyysikaalisista syistä väistämättä vähäinen ja kuvan käyttökelpoisuus diagnostiikkaan huono. Tämän takia annosten pienentämistoimissa on samalla huolehdittava siitä, että röntgenkuvien laatu säilyy riittävän hyvänä. Toisaalta, jotta potilaan altistus saataisiin pidettyä mahdollisimman pienenä, tutkimuksissa ei tule pyrkiä tarpeettoman hyvälaatuisiin kuvaihin. Vaikka on selvää, että kuvan anta-

ma informaatio kasvaakin fysikaalisen kuvanlaadun parantuessa, on yhtä selvää, että jossain vaiheessa saavutetaan piste, jonka jälkeen kuvanlaadun parantaminen ei enää lisää diagnoosin tarkkuutta (kuva 1.29). Parantunut kuvanlaatu joudutaan maksamaan potilaan suurempana annoksena, ja edellä mainitun toimintapisteen saavuttamisen jälkeen potilaan annoksen lisäys on tarpeeton. Keskeinen asia annoksen pienenä pitämisessä on tietysti myös, että röntgen-tutkimuksissa käytetään annosefektiivisyydeltään mahdollisimman tehokkaita menetelmiä ja laitteita: suuri annos ei sinänsä takaa hyvää kuvaa.

Rajankäynti tavoiteltavan kuvanlaadun ja potilaan annoksen välillä on vaikeaa, mutta se on väistämättä tehtävä kussakin röntgentutkimuksessa. Filmiä ja vahvistuslevyjä käytettäessä tämä tapahtuu suurelta osin epäsuorasti jo kuvareseptoria valittaessa. Digitaalisessa ja elektronisessa kuvantamisessa valinnanvapautta on enemmän. Niissä kuvien kohinataso määräytyy viime kädessä kuvareseptoriannoksen mukaan. Mikäli toimintapisteen valintaa ei tehdä röntgenosastolla, sen joutuu tekemään laitteen valmistaja tai asentaja.



KUVA 1.29 Yksinkertaistettu periaate-esitys fysikaalisen kuvanlaadun ja diagnostiikan tarkkuuden välisestä yhteydestä

Kun kuvanlaatu on liian heikko, kuvasta ei nähdä diagnoosiin tarvittavia yksityiskohtia, ja diagnostinen tarkkuus on huono. Kun kuvanlaatu paranee, diagnoosin tekoon tärkeät piirteet tulevat paremmin näkyviin. Tällöin diagnostiikan tarkkuus paranee, kunnes saavutetaan kuvanlaatuso, jolla kaikki kuvan sisältämät diagnoosille oleelliset piirteet voidaan nähdä. Tämän jälkeen diagnoosin tarkkuus ei parane, vaikka kuvanlaatusa parannettaisiin edelleen. Tutkimustekniikkaa ei voida pitää optimaalisena, mikäli tämä toimintapiste on ylitetty. Yhtä hyvään diagnostiikkaan olisi päästy vaatimattomammallakin kuvanlaadulla, joten tämän pisteen ylitykseen tarvittu potilaan säteilyaltistuksen lisäys on ollut tarpeeton. (Doi et al, MTF's and Wiener Spectra of Radiographic Screen-Film Systems, FDA 82-8187, 1982)

Diagnostinen kuvanlaatu

Röntgentutkimuksen tarkoituksena on saada tietoa potilaan terveydentilasta. Röntgenkuvien laatu tulisikin siksi periaatteessa mitata kuvista saavutettavan diagnostiikan tarkkuuden avulla. Tähän perustuva kuvanlaadun mittaaminen on useimpiin käytännön tarpeisiin kuitenkin liian työlästä eikä mittausta ole helppo kalibroida muualla toistamista varten. Saavutettavaan diagnostiikan tarkkuuteen vaikuttavat röntgenkuvien teknisen laadun lisäksi ainakin potilaiden anatomian erot, röntgenkuvissa näkyvien taudin piirteiden vaihtelu, kuvien tulkitsijoiden taito ja kokemus sekä potilaasta saatavat ennakkotiedot.

Hyvin tehdyssä tutkimuksessa röntgenkuvan tulee kattaa tarvittava anatominen alue kokonaan ja kuvaustekniikan, projektioiden ja potilaan asetelun on oltava sovitun mukaisia. Tällöin kuvia tulkittaessa on vähemmän epätietoisuutta siitä, onko poikkeuksellinen kuva aiheutunut potilaan poikkeavasta anatomista vai poikkeavasta kuvauksesta. Kuviin tehtävät merkinnät ovat myös tärkeitä, jotta kaikki kuvat pystytään yksilöimään oikeaan potilaaseen ja tutkimukseen liittyviksi ja tiedetään esimerkiksi todellinen projektiio.

Eri tautien diagnostiikassa tarvittavat kuvan piirteet poikkeavat toisistaan, ja anatomiset piirteet voivat vaihdella paljon potilaasta toiseen. Joissakin tutkimuksissa tarvitaan potilaassa olevien pienten yksityiskohtien terävää piirtymistä, toisissa taas suurempien, mutta säteilyn vaimennukseltaan vain vähän ympäristöstään erottuvien kohteiden havaitsemista. Näissä tutkimuksissa saadaan siksi erilaiset vaatimukset kuvausmenetelmille, -tekniikoille ja -laitteistoille. Vaihtelua diagnostisiin tehtäviin aiheutuu myös siitä, että potilaan paksuus ja kuvasta havaittaviksi tarvittavien yksityiskohtien rakenne ja koostumus vaikuttavat röntgensäteilyn spektrin valintaan. Joissakin tutkimuksissa voidaan tarkastella luun ja pehmytkudosten välistä kontrastia, toisissa taas ilman ja pehmytkudoksen välistä, erilaisten pehmytkudosten välistä tai varjoaineiden aiheuttamaa kontrastia (kuva 1.21). Yleistä, kaikkiin tutkimuksiin soveltuvaa kuvien laadun mittaa ei siksi ole olemassa, vaan kuvanlaatu on määriteltävä kuvan sopivuutena kulloiseenkin kuvalle asetettuun tehtävään.

Diagnostista kuvanlaatua arvioidaan useimmiten visuaalisesti. Tällöin kuvasta voidaan esimerkiksi tarkastella erilaisten yksityiskohtien näkyvyyttä tai verrata eri tavoin otettuja kuvia toisiinsa. Usein saadaan riittävä näkemys kuvien käyttökelpoisuudesta. Ongelmaksi muodostuu kuitenkin usein tuloksen kliinisen merkityksen arviointi ja se,

että kvantitatiivisia tuloksia on vaikea saavuttaa tarkastelun subjektiivisen luonteen takia. Jos esimerkiksi haluttu yksityiskohta nähdään molemmissa verrattavissa kuvissa, voidaan kysyä onko sillä merkitystä, että se näkyy toisessa ”paremmin” – mitä paremmuudella sitten tarkoitetaan. Entä onko tämän tarkastellun yksityiskohdan näkymisellä ylipäänsä todellista vaikutusta diagnoosien tarkkuuteen? Subjekttiivinen arvio voi helposti johtaa siihen, että kuvaa pidetään hyvänä esteettisten mieltymysten takia tai siksi, että se on totutun kaltainen.

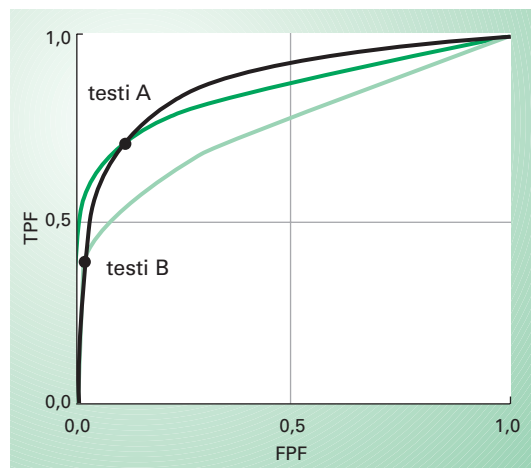
Röntgenkuvien perusteella tehtävän diagnoosin tarkkuuden objektiivinen mittaaminen on periaatteessa mahdollista, vaikkakin erittäin työlästä ja aikaavievää. Riittävän tarkan tuloksen saamiseksi mittauksessa tarvitaan suuri joukko terveistä ja sairaista potilaasta otettuja kuvia, joista kunkin potilaan todellisen terveydentilan tulee olla tiedossa. Tämä tieto tarvitaan kaikissa diagnoosien tarkkuutta selvittävissä tutkimuksissa. Sen saaminen onkin usein näiden tutkimusten hankalin ongelma. Selvitykseen valittujen kuvien vaikeusaste vaikuttaa tietysti tulokseen. Periaatteessa selvityksessä tulisi käyttää niin suurta potilasmäärää, että otoksessa olevien kuvien vaihtelu vastaisi todellista tilannetta kyseisessä tutkimuksessa.

Käyttökelpoiseen tulokseen pääsemiseksi ei riitä, että mitattaisiin pelkästään oikean diagnoosin saavuttamisen todennäköisyyttä. Se riippuu ensinnäkin huomattavasti taudin yleisyydestä tutkittavassa väestöjoukossa. Pelkän tarkkuuden mittaaminen ei yleensä ole riittävää myöskään siksi, että väärin positiivisten ja väärin negatiivisten diagnoosien kliininen merkitys ei ole sama. Tämän vuoksi hyödyllisemmissä mittauksissa selvitetäänkin kuvien perusteella saavutettava sensitiivisyys ja spesifisyys, eli oikean positiivisen ja oikean negatiivisen diagnoosin todennäköisyys. Tämäkään ei yleensä ole riittävä, koska kuvien tarkastelija voi asettaa positiiviselle diagnoosille monentasoisia kriteereitä, jolloin sekä sensitiivisyys että spesifisyys muuttuvat: diagnoosin tekijä voi antaa positiivisen diagnoosin löysemmin tai tiukemmin perustein.

Tulkintakriteerin huomioimiseksi diagnostiikan tarkkuutta selvittävä mittaus voidaan tehdä ROC-menetelmällä (Receiver Operating Characteristic), jossa kuvien tulkitsija antaa kuvista paitsi vastauksen, myös diagnoosinsa varmuutta kuvaavan näkemyksen. Varmuus voidaan ilmaista esimerkiksi viisiportaisella asteikolla, joka ulottuu varmasti positiivisesta varmasti negatiiviseen. Tämän mittauksen tuloksena saadaan käyrä, joka kuvaa eri diagnoosikriteereiden antamia sensitiivi-

syys-spesifisyys-arvopareja. Yleisesti käyrä piirretään siten, että vaakakselina on väärän positiivisen diagnoosin todennäköisyys (FPF , $FPF = 1 - \text{spesifisyys}$) ja pystyakselina oikean positiivisen diagnoosin todennäköisyys (TPF eli sensitiivisyys). Jos toimitaan löysällä diagnostikriteerillä, valtaosa positiivisista tapauksista havaitaan, mutta spesifisyys kärsii (käyrien osa lähellä oikeaa yläkulmaa). Jos vääriä positiivisia diagnooseja halutaan vähentää, on valittava tiukempi kriteeri, jolloin toimintapiste liikkuu käyrää pitkin vasemmalle ja sensitiivisyys huononee. Se mikä toimintapiste on paras, riippuu väriiden negatiivisten ja väriiden positiivisten diagnoosien aiheuttamasta vahingosta ja taudin yleisyydestä.

Mitä lähempänä ROC-graafin vasenta yläkulmaa käyrä sijaitsee, sen parempaa informaatio on ollut, ja sen suurempi on käyrän alle jäävä pinta-ala. Varsinaisen ROC-käyrän sijasta mittaustulos ilmaistaankin usein käyrän alle jäävänä pinta-alana A_z ($0 \leq A_z \leq 1$). Toinen usein käytetty mittaustuloksen ilmaisutapa on laskea A_z -arvosta päätöksentekoon liittyvä signaali-kohinasuhde, jota merkitään yleensä d_a :lla. ROC-menetelmän lisäksi on olemassa muitakin psykofysikaalisia menetelmiä, joilla voidaan mitata päätöksenteon tarkkuutta.



KUVA 1.30 Esimerkki ROC-käyristä

Vaaka-akselina on väärän positiivisen diagnoosin todennäköisyys ($FPF = 1 - \text{spesifisyys}$) ja pystyakselina oikean positiivisen diagnoosin todennäköisyys ($TPF = \text{sensitiivisyys}$). Kuvaan on piirretty kahden diagnostisen testin (A ja B) saavuttama sensitiivisyys ja spesifisyys. Testien keskinäisen paremmuuden selvittämiseksi on mitattava niihin liittyvät ROC-käyrät. Mikäli pisteet sijaitsevat eri käyrillä (vihreät käyrät) on testi A parempi. Jos ne sijaitsevat samalla käyrällä (musta käyrä), testit ovat yhtä hyvät; testi B on vain luettu tiukemmalla diagnostisella kriteerillä. (Mukaeltu lähteestä: Metz CE, Sem. in Nucl. Med. 8, 283, 1978)

ROC-menetelmää voidaan käyttää esimerkiksi diagnostiikan tarkkuuden mittaamiseen, eri tutkimusmenetelmien vertaamiseen ja vaikkapa selvityksiin, joissa tutkitaan kuvankäsittelyn vaikutusta diagnostiikan tarkkuuteen. Kuvanlaadun mittaukseen se on käytännössä liian työläs menetelmä ja johtaa vain hyvin niukkaan vastaukseen: kuinka hyviä tarkastellut kuvat ovat tämän tarkastelijajoukon tarpeisiin. Se ei esimerkiksi vastaa kysymykseen, mikä tilanne olisi ollut, jos kuvat olisi otettu hieman erilaisella tekniikalla, jos kuvia olisi käsitelty toisin, jos diagnostinen kysymys olisi ollut toisin asetettu tai jos kuvien potilas- tai tarkastelijajoukko olisi ollut toinen. Tämän takia kuvanlaadun mittaamiseksi tarvitaan muita menetelmiä ja mallinnusta, jonka avulla kuvanlaatuun vaikuttavien eri tekijöiden vaikutusta voidaan analysoida paremmin. Tällaisen lähestymistavan tarjoaa fysikaalisen kuvanlaadun tarkastelu. Hyvät fysikaaliset kuvanlaatuarvot eivät kuitenkaan ole itsetarkoitus. Perustavoitteena on saada aikaan kuvia, jotka täyttävät niille asetetut lääketieteelliset tavoitteet.

Fysikaalinen kuvanlaatu

Fysikaalisella (tai teknisellä) kuvanlaadulla voidaan tarkoitaa kuvan mitattavia yksittäisiä ominaisuuksia tai näiden tekijöiden yhteisvaikutusta siihen, kuinka paljon informaatiota kuvasta saadaan jonkin tietyn kuvalle asetetun tehtävän suorittamiseen. Kun tehtävä valitaan siten, että sen yhteys kliiniseen tilanteeseen on riittävän läheinen, voidaan uskoa, että tuloksella on yhteys myös diagnostiikan tarkkuuteen. Kuvien fysikaalinen laatu on monimutkainen, useista tekijöistä riippuva käsite. Tässä tekstissä rajoitutaan siksi pääasiassa vain esittelemään tärkeimmät asiaan liittyvät käsitteet. Nykyinen lähestymistapa kuvanlaatuun perustuu tilastolliseen päätöksentekoteoriaan (SDT, statistical decision theory tai signal detection theory), joka antaa asialle sopivan teoreettisen ja käsitteellisen taustan. Hyvä kuvanlaadun käsitteistön nykytilanteen yhteenvedo on esitetty muun muassa ICRU:n raportissa 54, jossa on myös kattava kirjallisuusluettelo aiheesta.

Tärkeimpiä kuvanlaatu tekijöitä ovat kuvan kontrasti, terävyys ja kohina, jotka yhdessä vaikuttavat kuvattavien yksityiskohtien havaittavuuteen. Nämä kuvanlaadun komponentit ovat sinänsä itsenäisiä, mutta ne ilmenevät usein toisiinsa liittyneinä: esimerkiksi kuvan kontrastin ja terävyyden kasvattaminen tekee yleensä myös kuvassa olevan kohinan selvemmin näkyväksi. Nykyiset digitaaliset kuvantamismenetelmät yhdistävät nämä tekijät vielä aiempaa selvemmin, kun kuvia voi-

daan jälkikäteen manipuloida: niitä voidaan suodattaa kohinan vähentämiseksi tai piirtotarkkuuden parantamiseksi, ja harmaasävyt voidaan muuttaa halutuiksi. Samalla kun yhtä näistä ominaisuuksista pyritään parantamaan, aiheutetaan yleensä toisen ominaisuuden huononeminen: kuvaa manipuloimalla ei pystytä lisäämään kuvan informaatiota, vaikka se joskus antaakin mahdollisuuden saada kuvassa oleva informaatio ihmishavaintajalle paremmin näkyväksi. Näitä tekijöitä käsitellään hieman tarkemmin myöhemmin tässä luvussa.

Kontrasti

Kuvan kontrasti on kvalitatiivinen yleiskäsite, jolla tarkoitetaan kuvassa näkyvää tummuusvaihtelua: kontrasti on suuri, kun kuvassa on sekä hyvin tummia että vaaleita alueita, ja pieni, kun kuvan harmaaskaala on kapea. Kontrasti on toisaalta myös mitattava suure, joka ilmaisee kahden kuvan kohdan kirkkauden suhdetta: suhde voidaan mitata esimerkiksi tietylle yksityiskohdalle ja sen lähiympäristölle. Riittävä yksityiskohdan kontrasti on välttämätön, jotta se voitaisiin havaita kuvasta. Ihmissilmän kyky havaita eri kirkkaustasoja on rajallinen. Kontrasti ei kuitenkaan ole ainoa yksityiskohdan näkymiseen vaikuttava tekijä. Näkymiseen vaikuttavat lisäksi kuvan terävyys ja kohina sekä monet muut seikat, kuten kuvan sisältö. Kun kaikki nämä muut tekijät pysyvät muuttumattomina, isompi kontrasti tekee yksityiskohdasta helpommin näkyvän.



KUVA 1.31 Erikontrastisia kuvia

Yksityiskohta on sitä selvemmin erottuva mitä suurempi sen kontrasti taustaan nähden on. Jokaisessa kuvassa on kolme yksityiskohtaa: keskellä suuri 40 x 40 pikselin kokoinen neliö ja sen alapuolella kaksi 10 x 10 pikselin kokoista neliötä. Vasemmanpuoleisen pikkuneliön kirkkaus on sama kuin ison neliön ja oikeanpuoleisen pikkuneliön kontrasti taustaan nähden puolet ison neliön kontrastista. Taustan pikseliarvo 180 ja ison neliön pikseliarvo a) 120, b) 150, c) 165 ja d) 173.

Tavallisin kontrastin (C) määritelmä on

$$C = \frac{I_1 - I_2}{\frac{1}{2}(I_1 + I_2)}, \quad (1.10)$$

missä I_1 ja I_2 ovat tarkasteltavien kohtien kirkkaudet. Myös muunlaisia määritelmiä käytetään: Esimerkiksi nimittäjässä oleva keskiarvo voidaan korvata tarkastellun yksityiskohtan taustan kirkkaudella. Näin tehdään varsinkin silloin kun yksityiskohta on pieni. Filmillä olevan kuvan kontrasti mitataan yleensä tarkasteltavien kuvan kohtien optisten tiheyksien erotuksena. Tämä erotus kuvaa näiden kuvan kohtien kirkkauden suhdetta: optinen tiheys on määritelty filmin läpi tulevan valon vaimennuksen negatiivisena logaritmina

$$D = -\log_{10}(I/I_0). \quad (1.11)$$

Tässä D on optinen tiheys (laaduton luku) ja I ja I_0 ovat filmin läpi tulevan valon intensiteetti ja vastaava valon intensiteetti ilman filmiä. Esimerkiksi, kun kahden filmin alueen tiheusero on 0,1, on vaaleampi alue noin 26 prosenttia tummempaa aluetta kirkkampi ($10^{0.1} \approx 1,26$).

Kuvan kontrasti riippuu monista seikoista. Yksi tekijä on se, miten suuri on säteilyn vaimennusero potilaassa röntgenputken fokuksen ja tarkasteltujen kuvan kohtien välisillä suorilla. Yleensä tätä kuvailaan kuvatasossa mitatun ilmakehän²⁰, säteilyn intensiteetin tai vastaavien suureiden avulla. Saatua suhdetta (tai niistä kaavan (1.10) mukaan laskettua suhdetta) kutsutaan säteilykontrastiksi. Tarkasti ottaen tämä ei ole kuitenkaan riittävää, koska yksityiskohtien vaimennuserot riippuvat yleensä säteilyn energiasta, ja eri intensiteetin lisäksi myös kuvareseptorille näihin kohtiin lankeavan säteilyn spektrit poikkeavat toisistaan. Tämä aiheuttaa sen, että kuvareseptorit, joilla on erilainen vaste eri fotonienenergioille, havaitsevat hieman toisistaan poikkeavan säteilykontrastin. Käytännössä kuvareseptorin energia-vaste riippuu pääasiassa kuvareseptorin absorptiosta ja siten siis kuvareseptorin materiaalista ja paksuudesta.

Säteilykontrastiin vaikuttava seikka on myös kuvareseptorille lankeavan, potilaassa sironneen säteilyn määrä. Sironnut säteily muodostaa koko kuvaan melko tasaisen hajasäteilytaustan, joka pienentää primarisäteilyssä olevaa kontrastia: kuten jo aikaisemmin todettiin, sironneen säteilyn vaikutus kuvan kontrastiin on samanlainen kuin huonosti pimennetyn huoneen vaikutus valkokankaalle heijastettavaan kuvaan. Sironneen säteilyn osuus kuvareseptorille osuvasta säteilystä

²⁰ Ilmakehän on röntgensäteilyn energia-alueella hyvin tarkasti sama kuin ilmaan absorboitunut annos. Suureet on selitetty tämän kirjasarjan ensimmäisessä osassa "Säteily ja sen havaitseminen".

on sitä suurempi, mitä paksumpi potilas on ja mitä suurempi on kuva-
uksessa käytetty kenttäkoko. Sen osuus voi olla huomattavasti primaar-
isäteilyä suurempi. Sironnutta säteilyä voidaan vähentää käyttämällä
mahdollisimman pientä säteilyn kenttäkoko, sijoittamalla kuvaresep-
tori kauemmas potilaasta (ilmaväli) tai käyttämällä kuvareseptorin edessä
hajasäteilyhilaa.

Kuvan kontrasti riippuu säteilykontrastin lisäksi kuvareseptorin kont-
rastinvahvistuksesta, esimerkiksi röntgenfilmin jyrkkyydestä. Filmin
jyrkkyys, eli gamma-arvo, on määritelty filmin karakteristisen käyrän
kulmakertoimen avulla

$$\gamma = \frac{dD}{d \log_{10}(X)} , \quad (1.12)$$

missä X on filmin (suhteellinen) valotus. Kun $\gamma > 1$, kuvasta nähtävä
kontrasti on alkuperäistä säteilykontrastia voimakkaampi ja pienelle sä-
teilykontrastille ($\Delta X/X$) se on

$$\frac{\Delta I}{I} = -\gamma \frac{\Delta X}{X} . \quad (1.13)$$

Filmin jyrkkyyteen vaikuttaa filmityyppin lisäksi myös se, miten filmi
kehitetään. Esimerkki tästä on kuvassa 1.15. Jyrkkä filmi vahvistaa
kuvan kontrastia ja helpottaa heikkojen yksityiskohtien erottumista.
Toisaalta jyrkkyyden kasvattaminen pienentää filmin dynaamista aluet-
ta, latitudia. Kun kuvataan kehon kohtaa, jossa kuvan eri alueiden
kirkkaus poikkeaa toisistaan paljon (esimerkiksi keuhkokuvaus), jou-
dutaan usein käyttämään loivaa filmiä. Silloin kuvaan saatava kont-
trasti on pienempi kuin jyrkkää filmiä käytettäessä, mutta voi silti olla
hyväksyttävä kuvan kaikissa osissa. Jyrkkää filmiä käytettäessä osa
kuvasta jää helposti yli- tai alivalotetuksi ja näiden kuvan osien yksi-
tyiskohdat erottuvat heikosti. Röntgenfilmin valotusvara onkin kään-
teisessä yhteydessä filmin jyrkkyyteen.

Röntgenkuvien valotusvirheitä kuvaillaan usein sanomalla, että kuvat
ovat liian tummia tai liian vaaleita. Liian tummien kuvien tarkastelu on
hankalaa, mutta useimmiten liialla tummuudella tai vaaleudella tar-
koitetaan itse asiassa kuitenkin sitä, että kuvien kontrasti ei ole riittävä
kaikissa kuvan osissa: röntgenfilmin karakteristinen käyrä on loiva,

kun filmin optinen tiheys on liian suuri tai pieni (kuva 1.15). Ali- tai ylivalotetussa kuvassa joudutaan toimimaan käyrän loivalla tai vaaka-suoralla alueella, jolloin kuvassa näkyvät mustumaerot ovat vähäiset. Elektronisten kuvantamissysteemien dynaaminen alue on yleensä paljon filmin dynaamista aluetta suurempi, eivätkä valotusvirheet niissä siksi tavallisesti ole samanlainen ongelma kuin filmiä käytettäessä. Digitointiin käytettävissä oleva pikselien harmaasävyjen määrä (digitointisyvyys) on kuitenkin käyttökelpoista dynaamista aluetta rajaava tekijä. Jos dynaamista aluetta kasvatetaan tekemällä digitointi karkein välein, ei pieniä vaimennuseroja saada enää näkyviin.

Elektronisessa ja digitaalisessa kuvantamisessa kuvan muodostus ja kuvan esitys ovat toisistaan selkeästi erillään, ja kuvan kontrastilla on käytännön merkitystä vasta kuvan esitysvaiheessa. Kuvan pikseliarvojen yhteys kuvareseptorille kohdistuneen säteilyn määrään tarvitaan kuitenkin kuvantamissysteemin toiminnan analysoinnissa, esimerkiksi pikseliarvojen kvantisointitasojen selvittämiseksi tai kuvan mitattavien ominaisuuksien järkevään ilmaisemiseen. Digitaalisen kuvan kontrasti on kuvan esitysvaiheessa lähes mielivaltaisesti säädettävissä. Halutun kuvasignaalin suhde kohinaan onkin siksi kontrastia oleellisempi tekijä kuvanlaadun kannalta. On kuitenkin syytä huomata, että säteilykontrasti on tärkeä asia myös digitaalisessa kuvantamisessa kunnollisen kuvadatan saamiseksi; kontrastin vahvistaminen vasta kuvan esitysvaiheessa voimistaa myös kuvassa näkyvää kohinaa ja on monessa tapauksessa hyödytöntä. Muistisääntönä tässä voi pitää, että kuvaa katsottaessa kontrastin säätö suuremmaksi on hyödyllistä silloin, kun kuvan kohina ei vielä ole selvästi näkyvää. Vastaavasti voidaan ajatella, että kuvan kaikkea informaatiota ei ole käytetty hyväksi, mikäli kontrasti on säädetty niin pieneksi, ettei kohina ole selvästi näkyvissä.

Terävyys

Terävyys on toinen keskeinen vaatimus hyvälle kuvalle. Terävyydellä tarkoitetaan sitä, että kuvattavan kohteen terävä reuna myös kuvautuu terävänä sen sijaan, että se näkyisi kuvassa enemmän tai vähemmän pehmeänä muutoksena tummasta vaaleaan. Samaa asiaa kuvaa erotuskyky, jossa tarkastellaan lähekkäin sijaitsevien pienten kohteiden erottumista toisistaan. Kuvan terävyyttä arvioidaankin tavallisimmin visuaalisten erotuskykymittausten avulla. Tulos ilmaistaan suurimman kuvasta havaittavan paikkataajuuden avulla (mm^{-1}). Erotuskykymittauksessa tulokseen vaikuttavia lisätekijöitä ovat terävyyden lisäksi tarkasteltavan testikuvan kontrasti ja kohina.

Erotuskymmittaus antaa vain rajallisen käsityksen kuvaussysteemin piirtokyvystä, koska arvio kohdistuu vain suurimpaan havaittavaan paikkataajuuteen. Piirtokykyä voidaan käsitellä tarkasti modulaation siirtofunktion (*MTF*) avulla; se kertoo kaikkien kuvassa olevien paikkataajuuksien kuvautumisen.

MTF perustuu lineaarisen ja siirtoinvariantin kuvaussysteemin malliin²¹. Tällaisen systeemin piirtokyky voidaan määrittää täsmällisesti sen mukaan, kuinka pistemäinen kohde kuvautuu. Voimakkuudeltaan ykköseen normitetun pistekohteen keskimääräistä kuvaa²² kutsutaan pistevasteeksi (*PSF*, point spread function). Kaikkien mahdollisten kuvattavien kohteiden voidaan ajatella koostuvan eri paikkoihin sijoitettujen, erivoimakkuuksisten pisteiden summana. Lineaarilla systeemillä kuvattun kohteen keskimääräinen kuva saadaan tällöin laskettua kohteen ja pistevasteen konvoluutiona. Kuvan yhteys kuvattavaan kohteeseen ja systeemin pistevasteeseen on kuitenkin yksinkertaisempi, kun analyysi tehdään paikkamuuttujien sijasta paikkataajuusavaruudessa. Tähän päästään kaksiulotteisen Fourier-muunnoksen avulla. Kuvan Fourier-muunnos on tällöin yksinkertaisesti kohteen Fourier-muunnoksen ja pistevasteen Fourier-muunnoksen tulo. Varsinainen kuva saadaan haluttaessa käänteisen Fourier-muunnoksen avulla.



KUVA 1.32 Epäteräviä kuvia

Kukin kuva on saatu kuvasta 1.31 b) konvolvoimalla kuva pistevasteen kanssa. Pistevaste (*PSF*) tässä esimerkissä on kaksiulotteisen normaalijakauman muotoinen. Sen leveyttä kuvaava parametri (σ , jakauman hajonta) on a) 0,5 pikseliä, b) 1 pikseliä, c) 2 pikseliä ja d) 4 pikseliä. Näitä pistevasteita vastaavat *MTF*:t ovat myös normaalijakauman muotoiset ja niiden leveyttä kuvaava parametri (jakauman hajonta) on $1/2\pi\sigma$.

²¹ Monet röntgenkuvaussysteemit eivät tarkasti täytä näitä ehtoja: esimerkiksi röntgenfilmin vaste säteilylle ei ole lineaarinen. Analyysi voidaan kuitenkin tehdä riittävällä tarkkuudella, kun optisen tiheyden sijasta tarkastellaan filmin valotusta. Muunnos optisesta tiheydestä valotukseen voidaan tehdä filmin karakteristisen käyrän avulla.

²² Keskimääräistys on tarpeen, koska todellisuudessa röntgenkuvassa on aina kohinaa, ja todelliset yksittäisten pisteiden kuvat poikkeavat toisistaan.

PSF:n Fourier-muunnosta kutsutaan optiseksi siirtofunktioksi (*OTF*), ja sen itseisarvo on *MTF*. Käytännön tarkasteluihin riittää yleensä tuntea pelkkä *MTF*, joka ilmaisee sen, miten eri taajuuksien siniaaltosignaalien amplitudit vaimentuvat kuvaussysteemissä. *MTF* voidaankin määritellä ja mitata myös toisin kuin pistevasteen avulla: kuvaussysteemin suhteellisena vasteena eritaajuisille siniaalloille. Modulaation siirtofunktion hyöty perustuu siihen, että lineaarisessa siirtoinvariantissa systeemissä siniaallon kuva säilyy samantaajuisena siniaallona ja ainoastaan aallon modulaatio muuttuu. Koko kuvaussysteemin *MTF* on kuvausketjun osien *MTF*:ien tulo. Taajuusvaruudessa tapahtuva tarkastelu antaa myös mahdollisuuden yhdistää kuvan terävyys kohinamittausten tuloksiin yksinkertaisella tavalla. Tätä asiaa käsitellään myöhemmin tässä luvussa. Kuvaussysteemin kontrastinvahvistusta käsitellään määritelmän mukaan *MTF*:stä erillään. Tämän mukaisesti *MTF* normitetaan siten, että sen arvo nollataajuudella on yksi. Käytännössä kuvan terävyyteen vaikuttavat fysikaaliset ilmiöt aiheuttavat sen, että *MTF* pienenee taajuuden kasvaessa.

Kuvat ovat kaksiulotteisia kohteita; niitä voidaan kuvailla kahden paikkakoordinaatin (x, y) mukaan muuttuvana kirkkautena. Toinen esitystapa, joka jo mainittiin yllä, on hajottaa kuva erisuuntaisten siniaaltojen summaksi kaksiulotteisen Fourier-muunnoksen avulla ja ilmaista erisuuntaisten ja -taajuuksien aaltojen ominaisuudet (niiden amplitudi ja vaihe sisältyvät kompleksilukuna esitettävään Fourier-muunnoksen arvoon); tähän kuvailuun tarvitaan kaksi paikkataajuusmuuttujaa (f_x, f_y) . Vastaavasti kuvan *MTF* on kaksiulotteinen suure: $MTF(f_x, f_y)$. *MTF*:n esitystä voidaan kuitenkin yksinkertaistaa, kun kuvaussysteemi on isotrooppinen (eli terävyys on sama kaikkiin suuntiin). Tässä tilanteessa piirtotarkkuuden kuvailuun riittää yksiulotteisen $MTF(f)$:n käyttö. Se voidaan mitata esimerkiksi viivakohteesta otetun kuvan profiilin yksiulotteisena Fourier-muunnoksena: mittaustulos vastaa kaksiulotteisen *MTF*:n origon kautta kulkevaa, analysointisuunnan mukaista leikkausta. Yksiulotteisen *MTF*:n mittaaminen viivan avulla on paljon helpompaa kuin kaksiulotteisen *MTF*:n mittaaminen pisteen avulla. Se on siksi yleisin *MTF*:n mittaustapa. Mikäli kuvaussysteemi ei ole isotrooppinen, mittaustulos riippuu mittaussuunnasta. Isotrooppisissa systeemissä leikkaus on samanlainen mittaussuunnasta riippumatta ja ilmaisee systeemin piirtokyvyn yksikäsitteisesti.

Systeemin piirtokykyyn vaikuttavia tekijöitä on useita. Röntgenputken fokuksen koko on yksi niistä ja aiheuttaa niin sanottua geometrista epätarkkuutta. Fokuksen intensiteettijakauma $i(x, y)$ ei kuitenkaan ole tässä

ainoa tekijä. Fokuksen vaikutus riippuu myös kuvan suurennuksesta (M), joka voidaan laskea jakamalla fokuksen ja kuvareseptorin välinen etäisyys fokuksen ja tarkastellun yksityiskohdan välisellä etäisyydellä. Geometriseen epätarkkuuteen liittyvä MTF voidaan kirjoittaa muodossa

$$MTF_{geom}(f_x, f_y) = \left| \tilde{I}((M-1)f_x, (M-1)f_y) \right|. \quad (1.14)$$

$|\tilde{I}(v_x, v_y)|$ on fokuksen tasossa mitatun normitetun intensiteettijakau-
man $i(x, y)$ Fourier-muunnoksen itseisarvo. Kuvatasossa tarkasteltavia
paikkataajuuksia on yhtälössä (1.14) merkitty (f_x, f_y) :llä. Yhtälöstä
nähdään muun muassa, että fokuskokoon liittyvä $MTF_{geom}(f_x, f_y) \equiv 1$
taajuudesta ja fokuksen koosta riippumatta, kun suurennus $M = 1$.
Käytännössä kuvausgeometriaan liittyy aina suurennusta, ja silloin
on huomattava, että myös kuvattava kohde suurenee ja sen taajuu-
det kuvatasossa pienenevät vastaavasti tekijällä M . Tämä kuvattavan
kohteen taajuuksien pieneneminen pyrkii parantamaan yksityiskoh-
tien toistumista, koska kuvareseptorin MTF tyypillisesti kasvaa taajuu-
den pienentyessä. Geometrinen, fokuskoosta johtuva epätarkkuus puo-
lestaan aiheuttaa terävyyden huonontumista. Suurennuksesta saatava
hyöty riippuu siitä, kumpi näistä tekijöistä on voimakkaampi. Selkeä
johtopäätös kuitenkin on, että suurennuskuvauksessa vaatii mahdollisim-
man pienen fokuksen käyttöä, ja että suurennuksesta voi olla hyötyä,
mikäli kuvareseptorin piirtokyky on yksityiskohtien näkyvyyttä rajoit-
tava tekijä.

Suorakaiteen muotoisen fokuksen optinen siirtofunktio on

$$OTF(f_x, f_y) = \frac{\sin(\pi a_x (M-1)f_x)}{\pi a_x (M-1)f_x} \frac{\sin(\pi a_y (M-1)f_y)}{\pi a_y (M-1)f_y} \quad (1.15)$$

missä a_x ja a_y tarkoittavat fokuksen leveyttä x - ja y -suunnissa. MTF
saadaan lausekkeen itseisarvona. Tässä tapauksessa OTF on reaaliar-
voinen funktio (koska PSF on symmetrinen), mutta saa negatiivisia ar-
voja tietyillä taajuusalueilla. Nämä negatiiviset arvot kuvaavat näillä
taajuuksilla tapahtuvaa vaihesiirtoa: kuvattavan siniaallon maksimi
kuvautuu aallon miniminä ja päinvastoin. OTF :n merkin muutosten
välillä $OTF = 0$, mikä tarkoittaa sitä, että kyseinen taajuus ei kuvaudu
lainkaan. Yhtälöä (1.15) on käytetty usein hyväksi röntgenputken fo-
kuskokoon mittaauksissa niin sanotun tähtirasteritestilevyn²³ avulla – tes-

²³ Tällainen testikappale on pyöreä muovilevy, jossa on säteittäin vuorotellen säteilyä vaimen-
tavia ohuita liijisektoreita ja säteilyä hyvin läpäiseviä samanleveyisiä sektoreita.

tikappaleen kuvasta on mitattu se (matalin) taajuus, jolla kuvan kontrasti häviää ja jota suuremmilla taajuuksilla nähdään vaihesiirto. Tuloksesta on laskettu mitattua fokusta vastaavan suorakaiteen muotoisen fokuksen mitat. Mittaus ei kuitenkaan ota huomioon fokuksen todellista muotoa ja fokuksen antamaa piirtotarkkuutta täsmällisesti – tulos kuvaa vain sitä, minkä kokoinen suorakaiteen muotoinen fokus antaisi saman *MTF*:n ensimmäisen nollakohdan. Siksi tätä menetelmää ei enää käytetä röntgenputkien fokuskoon mittaauksessa; nykyisten standardien mukaiset mittaukset perustuvat kapean raon kuvaukseen. Menetelmä on kuitenkin helppoutensa takia käyttökelpoinen esimerkiksi laadunvarmistusmittauksissa.

Pientä fokusta käytettäessä joudutaan käyttämään pitempiä kuvausajkoja ja riski potilaan liikkumiseen kuvan oton aikana kasvaa: tällöin joudutaan tekemään kompromissi fokuskoon ja kuvausajan välillä. Liikkeen aiheuttamaa epäterävyyttä voidaan myös kuvailla *MTF*:n avulla. Se saadaan tarkasteltavan pisteen liikettä kuvaavan käyrän Fourier-muunnoksena. Esimerkiksi tasaisella nopeudella v tapahtuvaan liikkeeseen liittyy modulaation siirtofunktio

$$MTF_{vt}(f) = \left| \frac{\sin(\pi Mvtf)}{\pi Mvtf} \right|, \quad (1.16)$$

missä kuvausaika on t , suurennus M ja taajuutta f tarkastellaan kuvatasossa liikkeen suunnassa.

Muita samankaltaisia epätarkkuustekijöitä voivat olla röntgenlaitteen asettelun vakauteen liittyvät seikat, kuten fokuksen tai kuvareseptorin liikkuminen kuvauksen aikana. Niitä voidaan käsitellä samoin kuin yllä esitettyjä esimerkkejä.

Kuvareseptori on kolmas tässä tarkasteltava terävyyteen vaikuttava tekijä. Sen aiheuttama epäterävyys voi edelleen jakautua moneen osatekijään kuvareseptorin toimintaperiaatteesta ja rakenteesta riippuen. Kaikki prosessit, jotka vaikuttavat pisteen kuvan leviämiseen, pienentävät kuvan terävyyttä. Esimerkiksi pistepyyhkäisyä käytettäessä piirtokyky riippuu käytettävän säteilykeilan koosta ja säteilynläimäsimen vasteesta ajallisesti muuttuvalle signaalille, kun taas tavanomaisen kaksiulotteisen kuvareseptorin piirtokyky riippuu sen vasteesta paikan mukaan muuttuvalle signaalille. Seuraavassa tarkastellaan vain jälkimmäistä tilannetta.

Fluoresoiviin materiaaleihin perustuvissa kuvareseptoreissa tärkein epäterävyyttä aiheuttava prosessi on syntyneen fluoresenssivalon leviäminen loisteaineessa. Fluoresenssista syntynyt näkyvä valo havaitaan seuraavan asteen ilmaisimessa, joka on useimmiten suorassa kontaktissa fluoresoivan materiaalin kanssa. Tämä seuraavan vaiheen ilmaisimien voi olla esimerkiksi röntgenfilmi tai valoa havaitseva elektroninen komponentti, kuten kuvanvahvistimen fotokatodi, CCD-kenno tai litteiden kuvailmaisimien fotodiodimatriisi. Mitä kauempana tuihkahduksesta tämä ilmaisimien sijaitsee, sitä suuremmalle alueelle valo leviää. Paksu loisteainekerros absorboi kvantteja tehokkaasti, mikä on pienen annoksen saamiseksi välttämätöntä, mutta saatava kuva on epäterävämpi suuremman valon synty- ja havaitsemispaikan välisen keskimääräisen etäisyyden takia. Loisteaineen paksuudessa on siksi tehtävä tarvittavasta piirtotarkkuudesta riippuva kompromissi. Usein näiden kuvareseptorin eri vaiheiden välissä tarvitaan myös mekaaniselta kulumiselta suojaavia kerroksia, joiden on tietysti oltava mahdollisimman ohuita hyvän piirtotarkkuuden säilyttämiseksi. Epäterävyyttä aiheutuu myös valon leviämisestä valoa havaitsevassa kerroksessa: esimerkiksi, kun vahvistuslevyssä syntynyt valo pystyy läpäisemään röntgenfilmin pohjan ja valottamaan röntgenfilmin vastakkaisen puolen emulsiota.

Valon leviämistä pyritään joskus heikentämään käyttämällä esimerkiksi värjättyjä vahvistuslevyjä, joissa pitemmän matkan kulkeva valo vaimenee enemmän, mutta samalla vahvistuslevyjen valon tuotto pienenee ja systeemi tulee epäherkemmäksi. Toinen mahdollisuus on käyttää loisteaineena neulamaisiksi kiteiksi kasvatettua CsI-kerrosta, jolloin kiteet toimivat valokuidun tavoin ja estävät valon kulkua sivusuuntiin. Tällainen loisteaine onkin nykyisin kaikissa kuvanvahvistimissa ja monissa litteissä kuvailmaisimissa. Kuvasignaalin leviämisen estäminen on helpompaa niissä kuvareseptoreissa, joissa säteily muuntuu suoraan sähköiseksi signaaliksi. Niissä voidaan käyttää kuvareseptorin yli kytkettyä voimakasta sähkökenttää, joka vetää irronneet elektronit seuraavaan kuvanmuodostusvaiheeseen ilman absorboivassa kerroksessa tapahtuvaa signaalin olennaista leviämistä. Monissa kuvantamislaitteissa on edellä esitettyjen vaiheiden lisäksi monia muitakin vaihteita. Ne saattavat sisältää muun muassa optiikkaa ja elektronioptiikkaa, joiden laatu vaikuttaa osaltaan saavutettavaan piirtotarkkuuteen.

Toinen, pienimerkityksisempi kuvareseptorin piirtoterävyyteen vaikuttava prosessi on röntgenkvanttien vuorovaikutus kuvareseptorin

kanssa. Kvantin energia ei välttämättä absorboitu kokonaan ensimmäisessä vuorovaikutuspisteessä, vaan osa siitä saattaa absorboitua kauempana, mikäli kvantti siroaa tai vuorovaikutus johtaa karakteristisen kvantin emissioon. Pienen epäterävyyden aiheuttaa myös se, että energianluovutus kuvareseptorille tapahtuu sekundaarielektronien kautta. Niiden kantama kuvareseptorissa on kuitenkin hyvin pieni, eikä tällä prosessilla siksi ole juurikaan käytännön merkitystä. Piirtoterävyyteen vaikuttava tekijä on myös tarkasteltavan säteen saapuminen viistossa kuvareseptorille. Tällöin piste kuvautuu lyhyenä viivana, mikä vaikuttaa lähinnä kuvan laitaosien terävyyteen.

Digitaalisia kuvalevyjä käytettäessä epäterävyys ei aiheudu kuvalevyn emittoiman valon leviämisestä, vaan luetaan käytetyn lasersäteen äärellisestä koosta ja muodosta sekä lasersäteen leviämisestä kuvalevyssä – sironnut laserin valo stimuloi emissiota myös varsinaisen luettavan kohdan ulkopuolelta.

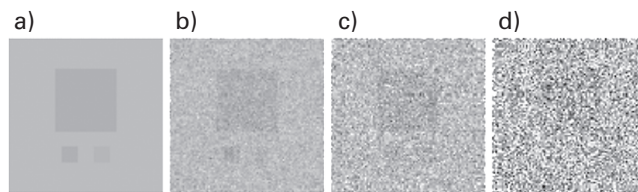
Digitaalisten kuvien terävyys yhdistetään usein käytettävien pikselien kokoon ja määrään. Pikselikoko määrääkin suurimman paikkataajuuden, minkä systeemi voi toistaa: jos pikselin leveys on a , voi suurin tässä suunnassa kuvaan saavutettava taajuus olla enintään niin sanotun Nyquistin taajuuden, $(2a)^{-1}$, suuruinen. Näin suuria paikkataajuuksia kuvasta ei kuitenkaan välttämättä nähdä, vaan muut kuvanmuodostuksen tekijät saattavat rajoittaa erotuskyvyn tätä pienemmäksi.

Digitaalisten kuvien terävyys on samalla tavalla epämääräinen asia kuin digitaalisten kuvien kontrasti. Digitaalisessa muodossa olevan kuvan käsittely on helppoa, ja kuvaa voidaan jälkikäteen suodattaa joko terävämmäksi tai epäterävämmäksi. Epäterävä kuva voidaan korjata teräväksi joko sopivan konvoluutio-operaation avulla tai jakamalla kuvan kaksikulotteinen Fourier-muunnos kuvaussysteemin *OTF*:llä; käänteismuunnoksen jälkeen saatava kuva on silloin periaatteessa täysin terävä Nyquistin taajuuden asettamaan maksimitaajuuteen saakka. Niitä taajuuksia, joilla $MTF = 0$, ei tietenkään kyetä palauttamaan, ja operaation aiheuttama vahvistus on suuri niillä taajuuksilla, joilla MTF on pieni. Ongelmaksi muodostuukin se, että heikkoja kuvasignaalin taajuuksia vahvistettaessa vahvistetaan samalla myös näillä taajuuksilla olevaa kohinaa, eikä kuva siksi välttämättä tule paljonkaan alkuperäistä paremmaksi. Kuitenkin nähdään, että terävyyскään ei ole periaatteessa kuvanlaatua rajoittava tekijä, vaan että rajoitukset tulevat kuvan kohinan kautta. Epäterävyyden

kuvainformaatiota pienentävä vaikutus onkin periaatteessa se, että epäterävässä kuvassa tärkeisiin kuvasignaaleihin kytkeytyy enemmän kohinaa kuin olisi välttämätöntä.

Kohina

Täysin tasaisestakin kohteesta otetussa röntgenkuvassa on paikallista tummuusvaihtelua kuvan keskimääräisen tummuustason ympärillä. Tällaista satunnaista tummuusvaihtelua kutsutaan kuvan kohinaksi tai rakeisuudeksi. Se tekee kuvassa olevien pienten kontrastien havaitsemisen mahdottomaksi. Yleisempänä määritelmänä kohinaa voidaan pitää mittaustulosten epävarmuutena, kun kuva tulkitaan suureksi joukoksi (esimerkiksi pikselien lukumäärän mukaiseksi määräksi) säteilymittauksia.



KUVA 1.33 Kohinaisia kuvia

Kukin kuva on saatu kuvasta 1.31 c) lisäämällä siihen valkoista kohinaa. Kuvien pikseliarvojen keskihajonta on a) 0, b) 15, c) 30 ja d) 60. Isoa neliötä vastaava SNR_{ideal} (katso myöhempi teksti) on b) 40, c) 20 ja d) 10. Pienempien neliöiden SNR_{ideal} on (vasemman ja oikean puoleisille neliöille) b) 10 ja 5, c) 5 ja 2,5 ja d) 2,5 ja 1,2. Jos kuviin ei aiheutuisi painatustyöstä aiheutuvaa kohinaa, olisi kaikkien kuvassa a) olevien neliöiden SNR_{ideal} äärettömän suuri.

Edellä olleen kontrastin ja kuvan terävyyden tarkastelun perusteella voitaisiin sanoa, että kuvan satunnaiskohina on kaikkein keskeisin kuvan informaationsisältöön vaikuttava yksittäinen tekijä. Tämä olisi kuitenkin epätasällinen väite, koska kuvaan saatava informaatio riippuu sekä tarkasteltavan signaalin kuvautumisesta että kohinasta. Fysikaalinen kuvanlaatu määräytyy niiden yhteisvaikutuksena.

Joskus kohinaan luetaan mukaan myös kuvan kirkkausvaihteluita, jotka eivät tarkasti ottaen ole satunnaisia ilmiöitä, vaan johtuvat esimerkiksi kuvareseptorin epähomogeenisuudesta. Tällaista kohinaa kutsutaan usein struktuurikohinaksi, vaikka se todellisuudessa on determinististä kirkkausvaihtelua ja voitaisiin useissa tapauksissa poistaa kuvankäsittelyn keinoin. Varsinaista kohinaa ei kuvasta sen

sijaan voida poistaa muutoin kuin huonontamalla samalla myös haluttua kuvasignaalia.

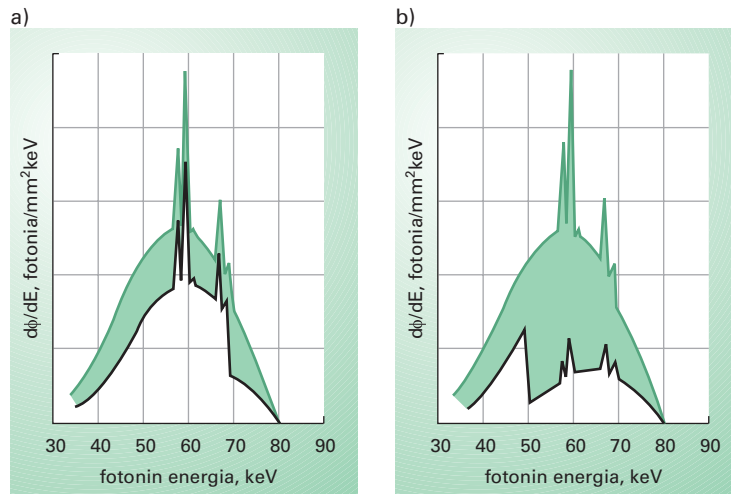
Kuvan kohina voi olla peräisin useista lähteistä. Tavallisesti tärkein kohinan aiheuttaja on kuvanmuodostukseen käytettyjen kvanttien äärellinen määrä. Tätä kohinaa kutsutaan kvanttikohinaksi, ja sitä käsitellään jäljempänä tarkemmin. Muita kohinaa aiheuttavia tekijöitä voivat olla muun muassa röntgenfilmien rakeisuus (filmin mustuma aiheutuu pienistä, filmin kehityksen aikana emulsioon syntyvistä metallisen hopean hiukkasista), elektronisissa komponenteissa syntyvä kohina (pimeän virran kohina) ja kuvasignaalin synnyssä käytettävien hiukkasten, fotonien tai elektronien, äärellisestä määrästä aiheutuva kohina (konversiokohina). Kohinaksi voidaan laskea myös digitaalisten kuvien kvantifiointikohina ja vaikkapa ihmisen visuaaliseen systeemiin liittyvä kohina: myös ne vaikuttavat kuvasta saatavaan informaatioon, vaikka eivät suoranaisesti ilmenekään kuvassa olevana tummuusvaihteluna.

Röntgenkuvauksessa kvantit välittävät tiedon kudosten aiheuttamasta säteilyn vaimenemisesta kuvareseptorille. Röntgensäteilyn kvanttien syntyminen ja niiden vuorovaikutukset potilaassa ja kuvareseptorissa ovat satunnaisilmiöitä. Siksi potilaan säteilynvaimennuksesta saadaan vain epätarkka mittausta – kuvaan aiheutuu kvanttikohinaa. Kuten aiemmin jo on esitetty, röntgensäteilyn kvantteja voidaan pitää itsenäisinä hiukkasina, joiden lukumäärä noudattaa Poissonin jakaumaa. Tällöin tietyllä alueella havaittujen kvanttien lukumäärän varianssi (σ^2) ja odotusarvo (N) ovat samansuuruiset, ja mittausvirhettä kuvaava suhteellinen hajonta on $\sigma/N = N^{-1/2}$. Mitä suurempaa kvanttimäärää mittaukseen käytetään, sitä tarkempi tulos saadaan. On syytä huomata, että kuvaan saatava tarkkuus riippuu vain kuvareseptorin havaitsemien kvanttien määrästä. Tarkkuutta ei voida parantaa esimerkiksi käyttämällä runsaasti säteilyä ja kuvareseptoria, jonka absorptio on pieni: kuvareseptorin läpi ilman vuorovaikutusta menneet kvantit ovat tarpeettomasti tuhlatuja. Siksi kuvareseptori on tehtävä kvantteja mahdollisimman hyvin absorboivaksi: on valittava sopiva materiaali ja riittävä paksuus. Kuten jo aiemmin mainittiin, paksuuden lisäys heikentää usein systeemin piirtokykyä. Paksuudessa on siksi tyydyttävä kuvareseptorin käyttötarkoituksen mukaiseen kompromissiin.

Kuvareseptorin todennäköisyys havaita kvantti, jonka energia on E , voidaan arvioida yhtälöstä

$$\eta(E) = 1 - e^{-\mu(E)d}, \quad (1.17)$$

missä d on kuvareseptorin säteilyä absorboivan kerroksen paksuus ja $\mu(E)$ säteilyä havaitsevan kerroksen vaimennuskerroin. Vaimennuskertoimeen ei kuitenkaan tule lukea mukaan koherenttia sirontaa, jossa ei käytännössä tapahdu energianluovutusta. Kvanttia ei silloin havaita kuvareseptorilla.



KUVA 1.34 Kallifantomin läpi tulleen säteilyn spektri (ylempi käyrä), ja saman säteilyn spektri, kun se on edelleen läpäissyt vahvistuslevyparin (alempi käyrä)

Säteilystä on kuvanmuodostuksessa käytetty hyväksi vain vahvistuslevyjen absorboima, spektrien väliin jäävä osa. Säteilyn käyttö on sitä tehokkaampaa, mitä suurempi tämä osuus on. a) CaWO_4 -vahvistuslevyt (DuPont Hi-Plus), b) $\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$ -vahvistuslevyt (Kodak Lanex Regular).

Kun käytettävä säteily ei ole monokromaattista, voidaan η laskea spektrillä $\Phi(E)$ painotettuna keskiarvona

$$\eta = \frac{\int \Phi(E)(1 - e^{-\mu(E)d})dE}{\int \Phi(E)dE}. \quad (1.18)$$

Havaittujen kvanttien lukumäärän vaihtelu ei kuitenkaan ole ainoa kvanttikohinaan vaikuttava tekijä. Yksittäiset kvantit voivat saada aikaan kuvareseptorissa erisuuruisen stokastisen vasteen²⁴, jolloin vasteen vaihtelu aiheuttaa systeemiin lisäkohinaa, jota usein kutsutaan konversiokohinaksi. Jos merkitään kuvareseptorissa yksittäisestä ab-

sorptiotapahtumasta syntyvää satunnaista vastetta m :llä ja tarkasteltavalle alueelle tulevien kvanttien (satunnaisesti vaihtelevaa) lukumäärää N :llä, tällaisen systeemin antaman signaalin (S) keskiarvo ja varianssi ovat N :n ja m :n jakaumista riippumatta

$$\bar{S} = \bar{N} \bar{m} \quad (1.19)$$

$$\sigma_S^2 = \bar{m}^2 \sigma_N^2 + \bar{N} \sigma_m^2, \quad (1.20)$$

missä muuttujan x odotusarvolle on käytetty merkintää \bar{x} ja varianssille merkintää σ_x^2 . Kun N on Poisson-jakautunut, saadaan signaalin suhteelliseksi virheeksi

$$\frac{\sigma_S}{\bar{S}} = \sqrt{\frac{1}{\bar{N}} \frac{m^2}{\bar{m}^2}} = \sqrt{\frac{1}{\bar{N} I}}. \quad (1.21)$$

Tekijää I voidaan kutsua informaation hyödyksikäyttökijäksi (information utilization factor; I-factor; Swank-factor). I :n voidaan ajatella kuvaavan sitä, että mittaustuloksen tarkkuus ei tällaisissa systeemeissä ole enää kuvareseptorin havaitseman N :n kvantin arvoinen, vaan tarkkuuden mukainen efektiivinen kvanttimäärä on pienempi, NI . I on arvoltaan enintään yksi.

Käytännön kuvareseptorit ovat yllä esitettyä mutkikkaampia ja koostuvat usein monesta peräkkäisestä konversiovaiheesta. Näiden vaiheiden vaikutusta voidaan analysoida yhtälöiden 1.19 ja 1.20 avulla ajatteleamalla kunkin vaiheen ulostulo seuraavan vaiheen sisäänmeno. Huonosti suunnitellussa systeemissä voi tapahtua merkittävää kohinan lisääntymistä, kun jossain konversiovaiheessa käytetään liian pientä kvanttimäärää, joka osaltaan muodostuu kvanttikohinaa aiheuttavaksi pullonkaulaksi – tällainen tilanne voi olla esimerkiksi, kun fluoresoiva kerros on kytketty seuraavaan vaiheeseen valonkeräyskyvyltään tehottomalla linssisysteemillä. Pelkkä konversion tarkastelu ei kuvantamissysteemeissä tietenkään riitä, vaan tarkassa analyysissä on kiinnitettävä huomiota myös yksittäisten kvanttien alun

²⁴ Tämä vaste voi olla esimerkiksi röntgenkvantin absorptiosta syntyvää fluoresenssivaloa, jonka määrä periaatteessa on verrannollinen kvantista loisteaineeseen absorboituneeseen energiaan. Yksittäisten valotuikahdusten voimakkuus kuitenkin vaihtelee satunnaisesti muun muassa siksi, että valon syntyy johtavat sekundaarielektronien ja loisteaineen väliset vuorovaikutukset ja fotonin absorboitumisyyvyys ovat satunnaisia.

perin pistemäisten kuvien leviämiseen systeemissä sekä näiden pistevasteiden tilastolliseen vaihteluun.

Kohinaa mitataan usein keskihajonnan (σ) avulla; erityisesti digitaalisissa kuvissa käytetään kohinan mittana pikseliarvojen hajontaa. Se ei kuitenkaan ole riittävää, koska yksittäisten pikselien kirkkausvaihtelut eivät tyypillisessä tapauksessa ole toisistaan riippumattomia. Lähekkäisten pikselien kirkkaudet ovat yleensä korreloituneita, ja erilaisilla systeemeillä tehtyjen kuvien kohina voi siksi näyttää erilaiselta. Kun kohina ei ole korreloitunutta, puhutaan valkoisesta ja muulloin värillisestä kohinasta.

Kun kohinan tilastolliset ominaisuudet ovat samat kuvan kohdasta riippumatta ja kohina noudattaa normaali jakaumaa, se voidaan esittää täsmällisesti Wienerin spektrin (eli kohinan tehospektrin, *NPS*, Noise Power Spectrum) avulla. Tämä suure ilmaisee kuvassa olevan kohinan varianssin eri paikkataajuuksilla. *NPS* määritellään matemaattisesti yhtälön

$$NPS(f_x, f_y) = \lim_{X, Y \rightarrow \infty} \frac{1}{XY} \left\langle \left| \int_{-X/2}^{X/2} \int_{-Y/2}^{Y/2} (k(x, y) - \bar{k}(x, y)) e^{-2\pi i(f_x x + f_y y)} dx dy \right|^2 \right\rangle \quad (1.22)$$

avulla. Tässä $\bar{k}(x, y)$ on analysoitava (tavallisesti homogeenisesta kohteesta otettu) kuva, $\bar{k}(x, y)$ sen odotusarvo ja X ja Y kuvasta analysoitavan alueen mitat. Kuvajoukon yli otettua keskiarvoa on merkitty hakusulkeilla ($\langle \rangle$). Lausekkeessa oleva integraali on kuvassa olevan kohinan kaksiulotteinen Fourier-muunnos, josta tarkastellaan ainoastaan amplitudia: vaiheriippuvuus on poistettu ottamalla muunnoksesta itseisarvo. *NPS*:n käytön pääasiallinen etu on siinä, että se yksinkertaistaa kohinan analysointia: eri paikkataajuuksilla mitattavat kohinan komponentit ovat toisistaan riippumattomat, toisin kuin paikka-avaaruustarkastelussa, missä pikselien arvot ovat korreloituneita. *NPS*:llä on sama yksikkö kuin pinta-alalla.

Parhaassa tilanteessa kvanttikohina olisi ainoa tai ainakin merkittävin kuvan kohinan lähde – kuvaa tarkastelevan henkilön visuaalinen systeemi mukaan lukien. Muista kohinan lähteistä voidaan ajatella saatavan kustannuksia, jotka joudutaan maksamaan potilaan kasvaneena säteilyannoksena. Kun kokonaiskohina pidetään hyväksyttävällä tasolla, on lisäkohina kompensoitava pienentämällä kvanttikohinaa, eli kas-

vattamalla annosta. Toistettakoon tässä jo aiemmin esitetty nyrkkisääntö, että röntgenkuvan kohina on tarpeettoman pieni silloin, kun kohinaa ei selvästi näe. Tässä tilanteessa katsoja ei myöskään kykene poimi-
maan kuvasta kaikkea sitä informaatiota, mikä kuvasta olisi saatavilla. Siksi voidaankin sanoa, että tällainen kuva on tehty tarpeettoman suurta annosta käyttäen.

Muita kuvanlaatuun liittyviä tekijöitä

Kuvanlaatua arvioitaessa muita huomiota vaativia asioita ovat muun muassa kuvan vääristymät, kuvavirheet (artefaktit) ja kuvan epätasaisuus. Ne ovat usein käytännöllisiä teknisiä asioita, joihin voidaan vaikuttaa laitteen hyvällä suunnittelulla, valmistuksella ja kunnossapidolla, eikä niillä ole suoraa yhteyttä potilaan säteilyaltistukseen. Usein, varsinkin kun ne esiintyvät riittävän lievinä, niistä aiheutuva haitta diagnostikalle on vähäinen.

Artefaktit ovat kuvassa näkyviä ylimääräisiä yksityiskohtia, jotka eivät ole peräisin kuvattavasta kohteesta. Niitä voi aiheutua esimerkiksi säteilykeilassa olevista säteilyä absorboivista rakenteista, kuvareseptorin paikallisista vioista tai herkkyysvaihtelusta. Tällaisia ovat muun muassa TT-kuvissa joskus nähtävät ympyrämäiset artefaktit. Röntgenfilmeihin liittyviä tyyppillisiä artefakteja ovat filmin käsittelystä aiheutuneet sormenjäljet, filmin taitumisesta tai staattisen sähköpurkauksista aiheutuvat kuviot ja vahvistuslevyissä olevien roskien tai lian aiheuttamat jäljet. Artefakteja voi aiheutua myös potilaasta johtuvista syistä. Esimerkiksi tietokonetomografiakuvissa voi olla artefakteja, jotka ovat aiheutuneet potilaan liikkumisesta, potilaassa kuva-alueella olevista metallisista osista (beam hardening artefact) tai siitä, että potilaassa oleva absorboiva kohde ulottuu vain osittain säteilykeilaan (partial volume artefact).

Kuvan vääristymät ovat tavallisimmin seurausta kuvauksen geometrisista tekijöistä (fokusetäisyys) tai kuvareseptorista. Vääristymätyy-
peistä yleisimpiä ovat geometrisista syistä aiheutuvat vääristymät: potilaan yksityiskohtien suurennus riippuu niiden sijaintisyvyydestä ja siitä, kuinka viistosti kohteen läpäisevät säteet osuvat kuvareseptorille (kuva 1.20). Näiden vääristymien pienenä pitämiseksi tulee käyttää mahdollisimman suurta fokus-ihoetäisyyttä. Tavanomainen esimerkki vääristymiä aiheuttavasta kuvareseptorista on kuvanvahvistin, jonka kupera sisäänmenovarjostin aiheuttaa kuvaan tyynyvääristymää ja jossa ulkoiset magneettikentät voivat aiheuttaa S:n muo-

toista vääristymää. Seleenirumpua käyttävissä kuvauslaitteissa kuvareseptorin kaarevuudesta aiheutuu ylimääräistä vääristymää kuvan laitaosiin, mutta ne korjataan ennen kuin varsinainen kuva tehdään. Pyyhkäisykuvauksessa voi aiheutua vaihtelevan tyyppisiä vääristymiä, kun pikselien paikat eivät vastaa toisiaan samalla tavalla kuvan luennassa ja esityksessä. Tällaisia vääristymiä voi olla muisakin kuin varsinaisissa pyyhkäisevissä röntgenlaitteissa: niitä voidaan nähdä muun muassa TV-monitorilla esitettävässä läpivalaisukuvassa, mikäli TV-kameran tai -monitorin pyyhkäisyn poikkeutussäädöt ovat virheelliset.

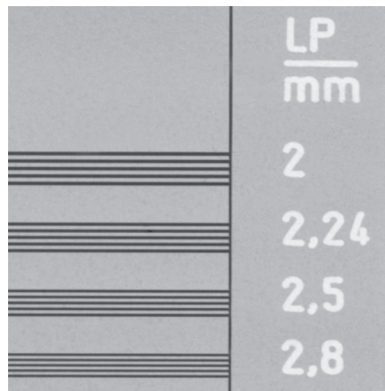
Kuvan tasaisuuteen liittyy useita asioita. Tavoitteena on, että samanlainen kohde kuvautuisi samalla tavalla riippumatta siitä, missä kohdassa kuvaa se on. Tämän mukaisesti muun muassa kuvassa olevan yksityiskohdan kontrastin tai terävyyden ei tulisi riippua sijainnista ja homogeenisesta kohteesta otetun kuvan kirkkauden tulisi olla sama koko kuva-alueella.

Röntgenkuvan tulee olla riittävän kirkas, jotta kuva olisi helposti tarkasteltavissa ja silmän toiminta parhaimmillaan. Ihmisen näkö toimii kuitenkin hyvin melko laajalla kirkkausalueella, eikä tämä vaatimus nykyisissä röntgentutkimusmenetelmissä siksi ole yleensä kriittinen – aiemmin tehdyssä fluoresoivaa levyä käyttävässä läpivalaisutyössä se oli selkeästi kuvanlaatua rajoittava tekijä.

Kun kuvia tarkastellaan valotaululla olevalta filmiltä, on tärkeää, että kuvien tarkastelutila on riittävän hämärä, jotta filmille huoneesta lankeava ja siltä siroava valo ei heikentäisi kuvien kontrastia. On myös tärkeää, ettei kuviin tule ympäröivän valon heijastuksia ja että valotaulun kirkkaus on tasainen koko kuvien tarkastelupinnalla. Silmän oikeaan valotasoon adaptoimiseksi ja häikäisyn välttämiseksi on hyvä peittää ne valotaulun osat, jotka ovat tarkasteltavien kuvien ulkopuolella. Tämä on erityisen tärkeää silloin, kun kuvat ovat tummia. Samat asiat on tietysti otettava huomioon myös, kun digitaalisia kuvia tarkastellaan monitorilta.

Visuaaliset mittaukset

Samoin kuin diagnostisen kuvanlaadun arviointi, myös fysikaalisen (tai teknisen) kuvanlaadun mittaus perustuu useimmiten subjektiiviseen visuaaliseen arvioon. Näissä mittauksissa tarkastellaan usein sitä,



KUVA 1.35 Erotuskyvyn mittaukseen käytettävä viivaparitestilevy

Testilevyssä on tyypillisesti noin 0,05–0,1 mm paksuisia lyijyraitoja, joiden leveys pienenee ryhmästä seuraavaan mentäessä. Lyijyraitojen välissä on samanleviset, säteilyä hyvin läpäisevät välit. Kun ohuimmat toisistaan erottuvat lyijyraidat ovat leveydeltään d (mm), sanotaan, että kuvan erotuskyky on $1/(2d)$ viivaparia millimetriä kohden.

mikä on pienin tai heikoin yksityiskohta, joka tietyn testikappaleen kuvasta havaitaan. Kuva on sitä parempi, mitä pienemmät kohteet havaitaan. Testikappale voi olla tarkoitettu esimerkiksi erotuskyvyn mittaukseen, jolloin kuvasta haetaan suurinta paikkataajuutta, jonka kuvaussysteemi kykenee toistamaan.

Toinen tavallinen testi on kontrastikynnyksen mittaus, jolloin testikappaleessa voi esimerkiksi olla sarja samankokoisia, mutta paksuudeltaan pieneneviä testinappeja. Mittaustulos ilmaistaan ohuimman näkyvän napin paksuutena tai säteilykontrastina. Toinen tämän testin muunnos on ns. Bürger-fantomien käyttö (contrast detail phantom). Tähän fantomiin on tehty neliömäiseen järjestykseen yksityiskohtia, joiden kontrasti pienenee toisessa ja koko toisessa suunnassa. Näistä testeistä etenkin kontrastikynnyksen mittaus ei riipu paljoakaan systeemin erotuskyvystä; tarkoituksena on lähinnä mitata kuvan kontrastin ja kohinan suhdetta.

Tällaiset mittaukset näyttävät pinnallisesti katsoen helpoilta, mutta niissä on monia ongelmia ja epätasaisuuksia, jotka rajoittavat niiden käyttökelpoisuutta. Yksi ongelma on saadun mittaustuloksen kliinisen merkityksen arviointi. Diagnoosin teossa ei yleensä esimerkiksi jouduta erotuskykytestin kaltaisiin tehtäviin. Miksi tulos silti olisi kiinnostava? Millainen erotuskyky tarvitaan esimerkiksi keuhkokuviin? Varjoja vastauksia näihin kysymyksiin ei ole, mutta on selvää, että mittaustulos on ainakin jossain suhteessa kuvan fysikaaliseen laatuun, erotuskyvyn tapauksessa kuvan terävyyteen. Tarkemmin kuvan terävyyttä voitaisiin selvittää mittaamalla kuvaussysteemin modulaation siirtofunktio (*MTF*). Kontrastikynnyksen mittausta täsmällisempi tulos saataisiin taas mittaamalla kuvan kohinan tehospektri ja kontrasti. Näiden

täsmällisten suureiden mittaaminen on kuitenkin vaikeaa käytännön olosuhteissa. Siksi kuvanlaatua arvioidaan laadunvarmistusmittauksissa usein kontrastikynnyksen ja erotuskyvyn mittausten avulla.

Toinen ongelma visuaalisissa mittauksissa on, että niissä haetaan pienimmän tai heikoimman havaittavan kohteen rajaa. Tällaista näkymisen kynnystä ei kuitenkaan ole edes olemassa, vaan todellisuudessa yksityiskohtien näkyminen muuttuu ei-havaittavasta eriaisteisten havaitsemisvarmuuksien kautta selvästi näkyväksi. Testissä saatava tulos riippuu siitä, millaisen arviointiperusteen kuvan tarkastelija itselleen asettaa kutsuakseen yksityiskohtaa näkyväksi. Arviointiperusteen määrittelemisen ja säilyttämisen on vaikeaa, ja tulokset tällaisissa mittauksissa vaihtelevat katsojasta toiseen ja katselukerrasta toiseen. Tarkempaan mittaukseen voidaan pyrkiä siten, että tulos ilmoitetaan usean toisistaan riippumattoman tarkastelijan havaintojen keskiarvona, mutta silloin mittausmenetelmän yksinkertaisuus menetetään osittain. Suuret erot kuvien välillä voidaan tietysti havaita jo yhtä tarkastelijaa käyttämällä.

Monet edellä esitetyistä visuaalisen kuvanlaadun mittausten ongelmista ovat periaatteessa ratkaistavissa. Testikappaleina voidaan käyttää fantomeja, jotka voidaan tehdä siten, että ne muistuttavat riittävästi ihmiskehoa vaimennukseltaan, rakenteeltaan ja ominaisuuksiltaan säteilyn sirottajana. Näihin fantomeihin voidaan lisätä yksityiskohtia, joiden näkyminen olisi diagnoosin teossa tärkeää. Havaitsemiskriteeri voidaan ottaa mukaan mittaukseen tekemällä mittaus ROC-menetelmän tai MAFC-menetelmän (multiple-alternative forced choice) avulla. MAFC-menetelmässä kuvien tarkastajalle esitetään M kuvaa, joista vain yhdessä on havaittavaksi tarkoitettu kohde. Kuvan tarkastelija valitsee sen kuvan, jossa kohde hänen mielestään todennäköisimmin on. Menetelmässä tarkastellaan suuri määrä kuvajoukkoja ja määritetään se todennäköisyys, jolla kuvien tarkastelija on havainnossaan oikeassa. Usein tämä todennäköisyys muunnetaan havaitsemisindeksiksi d' jonka voidaan ajatella kuvaavan havaittajan päätöksenteon signaali-kohinasuhdetta kyseisessä tehtävässä: d' on samansuuruinen kuin ROC-menetelmällä saatava d_a -arvo. Mittaus on paljon helpompi tehdä teknistä fantomia käyttäen kuin potilaiden kuvien pohjalta, koska kuvauskohteen säteilyaltistuksesta ei tarvitse huolehtia ja oikea vastaus on mittauksen suorittajan (mutta ei kuvan tarkastelijan) tiedossa. Mittaus on kuitenkin työläs ja aikaavievä, koska testikuvia ja havaintosarjoja tarvitaan suuri määrä. Siksi tällainen tarkka mittaus ei ole käyttökelpoinen rutiininomaiseen työhön,

vaan käytännössä joudutaan tyytymään melko karkeisiin, subjektiivisiin arvioihin.

Objektiiviset mittaukset, signaali-kohinasuhde

Fysikaalisen kuvanlaadun käsite alkoi saada röntgenkuvauksessa selkeän sisällön vasta 1970-luvun aikana. Aikaisemmin tarkasteltiin tavallisesti vain yksittäisiä kuvanlaatutekijöitä, eikä niiden keskinäisistä suhteista ollut selvää käsitystä.

Digitaalisten kuvien yleistymisen mukana ymmärrettiin selkeästi, että kuvantaminen koostuu kahdesta erillisestä vaiheesta. Ensimmäinen vaihe on kuvan muodostus ja taltiointi, esimerkiksi tavanomaisen röntgenkuvan aikaansaaminen tai digitaaliradiografiassa kuvan otto ja tallennus tietokoneen muistiin. Saatua mittaustulosta, filmillä olevaa röntgenkuvaa tai tietokoneen muistissa olevaa dataa, voidaan kutsua kuvaksi sen fysikaalisesta muodosta riippumatta. Tämän kuvadatan hyvyys voidaan mitata asettamalla kuvan tarkastelijaksi paras mahdollinen havaitsija, niin sanottu ideaalinen havaitsija. Sen toimintatarkkuus ilmaisee kuvassa olevan, kulloistakin havaitsemistehtävää koskevan informaation määrän.

Toinen kuvantamisen vaihe on kuvadatan jatkokäsittely kuvan tarkastelua varten sopivaan muotoon. Tätä voidaan kutsua kuvan esitysvaiheeksi ja sen laatu liittyy ihmisen ja kuvan väliseen kytkentään. Objektiiviset, fysikaaliset kuvanlaatumittaukset kohdistuvat pääasiassa kuvan muodostus- ja tallennusvaiheeseen (kuvadataan). Kuvien esitysvaiheen visuaalinen testaus on kuitenkin myös tärkeää; hyvinkin kuvadata voidaan pilata huonolla kuvan esityksellä.

Ideaalisen havaitsijan käyttöä kuvanlaadun mittaukseen hankaloittaa hieman se, että havaitsemistehtävässä tarvitaan muutakin kuin pelkkää kuvainformaatiota. Vähintäänkin on tiedettävä jokin signaalin piirre, joka erottaa signaalin taustasta, ja signaalin löytäminen on sitä helpompaa, mitä enemmän tehtävää koskevia tietoja havaitsijalle on etukäteen annettu. Usein nämä tiedot tuntuvat itsestäänselvyyksiltä, eikä niiden olemassaoloa edes tiedosteta, mutta ne vaikuttavat kuitenkin kuvan tarkastelijan suoritukseen. Röntgentutkimuksissa tällaiseen ennakkotietoon (*a priori* -tietoon) liittyviä asioita ovat ainakin normaalin ja patologisen anatomian ja niiden vaihtelun tunteminen, sekä potilaan tietojen perusteella saadut viitteet siitä, millaisia

poikkeamia normaalista voidaan odottaa. Käytännön työssä kunnollinen röntgenlähete onkin tärkeä informaatiolähde: se ohjaa kuvan tulkitsijaa kiinnittämään huomiota kussakin tilanteessa tärkeisiin kuvan piirteisiin. Jotta kuvien tulkitsijan taito voisi parantua jatkuvasti, olisi myös tärkeää, että hän saisi lausunnoistaan palautetta – varmistuiko diagnoosi myöhemmin oikeaksi tai vääräksi. Ennakkotiedon puuttuminen, tai tällaisen tiedon epävarmuus, pienentää ideaalisenkin havaittajan toimintatarkkuutta. Ideaalinen havaittaja käyttää kaiken käytettävissään olevan tiedon optimaalisella tavalla päätöksensä perustaksi, ja kuten jo edellä sanottiin, kuvassa oleva informaatio on vain osa tästä tiedosta.

Ideaalista havaittajaa on yleisimmin sovellettu yksinkertaisiin päätöksentekotilanteisiin, joissa havaittajalla on kaikki mahdollinen tieto tarkasteltavasta signaalista (signaalin voimakkuus, muoto, paikka ja tausta) ja kuvan kohinan tilastollisista ominaisuuksista. Havaittajan tehtävänä on päättää kuvan perusteella, onko signaali kuvassa vai esittääkö kuva pelkkää taustaa. Ideaalisen havaittajan toimintatapa tällaisessa tehtävässä tunnetaan hyvin, kun kuvan kohina on normaalijakautunutta ja signaalista riippumatonta. Paras mahdollinen havaintotarkkuus saadaan silloin kohdistamalla kuvaan ensin suodatusoperaatio, jolla poistetaan kohinan korrelaatiot. Tämän jälkeen käytetään signaali- ja taustakuvan eroon sovitettua suodatinta (prewhitening matched filter). Ideaalinen havaittaja on siis havaitsemistehtävään räätälöity, kuvaan kohdistuva algoritmi. Ideaalisen havaittajan strategia monimutkaistuu ja ongelman matemaattinen käsittely vaikeutuu suuresti, kun ennakkotieto havaintotehtävästä ei ole täydellinen.

Täydellisen ennakkotiedon tilanne on huima yksinkertaistus röntgen-diagnostiikassa asetettuun tehtävään. Selvältä kuitenkin tuntuu, että tällainen yksinkertainenkin havaitsemistehtävä kertoo tärkeitä asioita myös monimutkaisemmista tehtävistä. Tiettyjen yksityiskohtien on tultava havaituiksi, jotta niitä voitaisiin käyttää päätelmien teossa. Tiedetään myös, että sellainen signaali, joka on helpommin havaittavissa kun se sijaitsee tunnetussa kohdassa kuvaa, on helpommin havaittavissa myös silloin, kun sen tarkkaa sijaintipaikkaa ei ennalta tunneta.

Voidaan osoittaa, että esimerkiksi 2-AFC -testissä, jossa kuvan tarkastelija joutuu valitsemaan kahdesta esitettävästä kuvasta sen, joka hänen mielestään sisältää tarkastellun signaalin, ideaalisen havaittajan oikeiden vastausten todennäköisyys on edellä mainituin oletuksin

$$p = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\frac{SNR_{ideal}}{\sqrt{2}}} e^{-\frac{x^2}{2}} dx, \quad (1.23)$$

missä

$$\begin{aligned} SNR_{ideal}^2 &= \iint \frac{G^2 MTF^2(f_x, f_y)}{NPS(f_x, f_y)} |\Delta S(f_x, f_y)|^2 dx dy \\ &= \iint NEQ(f_x, f_y) |\Delta S(f_x, f_y)|^2 dx dy \end{aligned} \quad (1.24)$$

$\Delta S(f_x, f_y)$ on tarkasteltavan signaalin Fourier-muunnos, $MTF(f_x, f_y)$ kuvaussysteemin modulaation siirtofunktio, ja $NPS(f_x, f_y)$ kuvan kohinan tehosppektri. Skaalaustekijä G yhdistää signaalin ja kohinan kuvailussa käytetyt mittayksiköt toisiinsa²⁵. NEQ on akronyymi sanoista noise equivalent quanta, kohinaekvivalentti kvanttimäärä.

Yhtälöstä (1.23) nähdään, että oikean vastauksen todennäköisyys riippuu vain parametrilla SNR_{ideal} , jota kutsutaan ideaalisen havaitsijan signaali-kohinasuhteeksi. Tämä parametri on siis yksinään riittävä ilmaisemaan sen, kuinka hyvällä varmuudella signaali voidaan kuvasta havaita, eli mikä on kuvan objektiivinen laatu annetun tehtävän suhteen²⁶. Signaali-kohinasuhteen määrittelevä yhtälö (1.24) on erityisen käyttökelpoinen, koska se erottelee havaitsemistehtävästä ($\Delta S(f_x, f_y)$) ja kuvaussysteemistä ($NEQ(f_x, f_y)$) riippuvat tekijät toisistaan. Mittaamalla NEQ -spektri voidaan siis päätellä saatavan kuvan hyvyys kaiken kokoisten ja muotoisten kohteiden kuvauksessa – NEQ osoittaa, miten kuvareseptorin kontrastinvahvistus, piirtokyky ja kohina yhdistyvät kuvantamisen laatua kuvaavaksi suureeksi.

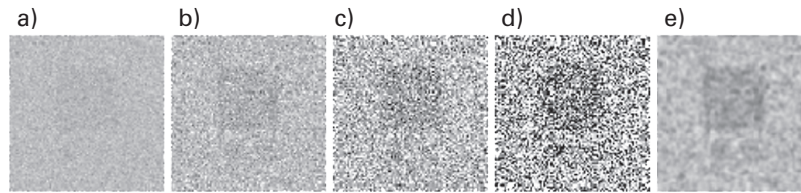
On syytä huomata, että esimerkiksi epäterävyyden vaikutus kuvainformaatioon riippuu epäterävyyden aiheuttajasta. Käytännön röntgenkuvaustilanteissa suurennus on usein $M \approx 1,1$ – $1,3$ ja fokuksen kokoon liittyvä MTF saattaa olla laitteiston piirtokykyä merkittävästi huonontava tekijä. Toisin kuin kuvareseptorin piirtokyvyn puutteet, jotka

²⁵ Filmiä käytettäessä, kun NPS mitataan optisen tiheyden ja ΔS kontrastin avulla, $G = \log_{10}(e) \cdot \gamma \approx 0,43\gamma$.

²⁶ Itse asiassa kuvan informaation mitaksi sopii paremmin SNR_{ideal}^2 . Sitä käytettäessä saadaan muun muassa usean kuvan yhteisinformaatioksi yksittäisten kuvien antaman informaatioiden summa.

pienentävät sekä kvanttikohinan että signaalin läpipääsyä kuvausketjussa, fokuksen koosta aiheutuva epäterävyys heikentää ainoastaan signaalia, ilman vastaavaa kvanttikohinan suodatusta. Kohteen liikkumisen aiheuttama kuvan huononeminen on samankaltaista kuin fokuskoon aiheuttama: sen vaikutus kohdistuu yksinomaan signaalin läpipääsyyn kuvausketjussa. Tämä korostaa myös kuvausajan lyhyden tärkeyttä liikkuvaa kohdetta kuvattaessa.

Ideaalinen havaitsija käyttää kaiken kuvassa olevan tiedon, mutta painottaa eniten niitä piirteitä, joissa signaali on voimakas ($\Delta S(f_x, f_y)$ suuri) ja saatava tieto varminta ($NEQ(f_x, f_y)$ suuri). Tämä erillisten tiedonmurusten käytön strategia ei rajoitu yksinomaan edellä esitettyyn paikkataajuustarkasteluun, vaan soveltuu yhtä hyvin muuhunkin signaalin havaittavuuden tarkasteluun. Voidaan esimerkiksi tarkastella ajan mukana muuttuvaa signaalia tai kvanttienergiasta riippuvaa signaalia.



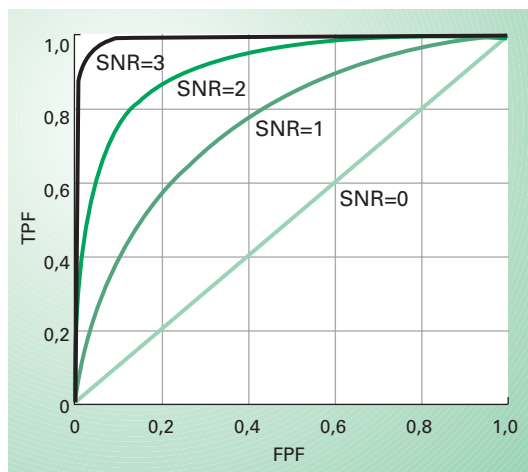
KUVA 1.36 Esimerkkejä kuvista, joiden SNR_{ideal} on yhtä suuri

Jokaisessa kuvassa ison neliön $SNR_{ideal} = 20$ ja pikkuneliöiden $SNR_{ideal} = 5$ (vasemmanpuoleinen neliö) sekä $SNR_{ideal} = 2,5$ (oikeanpuoleinen neliö). Ideaalinen havaitsija pitäisi kaikkia näitä kuvia yhtä hyvinä. Kuvat a)–d) poikkeavat toisistaan kontrastiltaan ja kuva e) on saatu kuvasta c) suodattamalla kuvasta korkeimpia taajuuksia kohinan lisäämisen jälkeen. Kuvan jyrkentäminen ei paranna kohteen näkymistä sen jälkeen kun kuva on jo niin jyrkkä, että kohina erottuu selvästi. (Painotyö saattaa lisätä kuvien kohinaa ja heikentää kohteiden näkymistä, erityisesti kuvassa a.)

Edellä esitetty tarkastelu ei edellytä, että kuvan tausta olisi yksinkertainen ja tasainen, vaan sallii periaatteessa mielivaltaisen taustarakenteen. Siksi edellä olevaa voidaan soveltaa myös muihin kuvantarkastelutehtäviin kuin pelkkään signaalin havaitsemiseen. Tällöin $\Delta S(f_x, f_y)$ yhtälössä (1.24) ymmärretään signaalierona taustaa ja signaalia esittävien tilanteiden välillä. Esimerkkejä tällaisista tehtävistä ovat vaikka kahden erimuotoisen yksityiskohdan erottaminen toisistaan tai yksityiskohdan sijaintipaikan mittaaminen. Tällaisissa tehtävissä signaalille tärkeät piirteet painottuvat tyypillisesti suuremmille taajuuksille kuin pelkkään kohteen havaitsemiseen pyrkivässä tehtävässä. Sama asia

saattaa olla usein tärkeää myös röntgendiagnostiikassa: ei riitä, että nähdään jotain, vaan nähtävät asiat on pystyttävä myös tunnistamaan ja luokittelemaan.

Korostettakoon vielä, että ideaalinen havaintaja ja SNR_{ideal} eivät ole sidoksissa pelkkään 2-AFC -testiin, vaan ne liittyvät muihinkin havaitsemistesteihin, esimerkiksi ROC-analyysiin. Kuvassa 1.37 on esitetty ideaalisen havaintajan ROC-käyrät joillakin signaali-kohinasuhteen arvoilla.



KUVA 1.37 ROC-käyriä erisuuruisilla signaali-kohinasuhteen arvoilla

Vaaka-akselina on vääriä positiivisia diagnoosin todennäköisyys ($FPF = 1,0$ - spesifisyys) ja pystyakselina oikean positiivisen diagnoosin todennäköisyys ($TPF =$ sensitiivisyys). Päätöksenteon varmuus kasvaa SNR :n mukana. Kuvan käyrissä on oletettu signaalista riippumaton, normaalijakautunut kohina, ja käyrät ovat siksi symmetrisiä. Kun $SNR_{ideal} = 0$, käyrän alle jäävä pinta-ala $A_z = 0,5$, eikä kuvasta saada todellista informaatiota: myös parhaan mahdollisen havaintajan päätöksenteko perustuu pelkkään arvaukseen. Kun $SNR_{ideal} = 3$, $A_z = 0,98$ ja ideaalinen havaintaja tekee virheellisen päätöksen vain harvoin.

Kvanttiefektiivisyys, DQE

Edellä todettiin, että $NEQ(f_x, f_y)$ ilmaisee kuvantamisen hyvyyden. Niimensä mukaisesti NEQ voidaan informaatiomielessä tulkita kuvareseptorilla havaittujen kvanttien efektiiviseksi kertymäksi, vaikka kertymä tässä tapauksessa vaihtelee paikkataajuuden mukaan. Vertaamalla NEQ :ta kuvareseptorille todellisuudessa langenneeseen kvanttikertymään (Φ) saadaan kuvaussysteemin kvanttitehokkuudeksi (DQE , detective quantum efficiency)

$$DQE(f_x, f_y) = \frac{NEQ(f_x, f_y)}{\Phi}. \quad (1.25)$$

DQE kertoo, kuinka tehokkaasti kuvanmuodostukseen käytettävissä olleet kvantit on hyödynnetty röntgenkuvan tehtävän, informaation siirron suhteen. Sitä voidaan siksi pitää kuvantamissysteemin laatua (tehokkuutta) kuvaavana tekijänä.

Toinen tapa määrittellä *DQE* (tiettyyn havaitsemistehtävään liittyvänä suureena) on ilmaista se kuvasta saatavan informaation (SNR_{out}^2) suhteena kuvareseptorille saapuvaan informaatioon (SNR_{in}^2)

$$DQE = \frac{SNR_{out}^2}{SNR_{in}^2}. \quad (1.26)$$

Kuvareseptorin kyky absorboida säteilyä on keskeisin sen efektiivisyyteen vaikuttavista tekijöistä. Se riippuu sekä kuvareseptorin säteilyä havaitsevan kerroksen materiaalista ja paksuudesta että säteilyn spektristä: säteilystä käytetään hyväksi vain se osa, joka vuorovaikuttaa kuvareseptorin kanssa. Paksumpi säteilyä havaitseva kerros pienentää kuitenkin tyypillisesti kuvareseptorin piirtoterävyyttä ja huonontaa *DQE*:tä suuremmilla paikkataajuuksilla. Toinen mahdollisuus parantaa absorptiota on käyttää röntgensäteilyä tehokkaammin absorboivasta aineesta tehtyä kuvareseptoria. Tällainen muutos onkin tapahtunut 1970-luvun jälkeen, kun yleisesti on siirrytty aiemmin käytettyjä kalsiumvolframaattivahvistuslevyjä tehokkaampiin vahvistuslevyihin (kuva 1.34). Yleensä nämä vahvistuslevyt myös tuottavat $CaWO_4$ -levyjä enemmän valoa absorboimaansa röntgensäteilyn kvanttia kohden. Tämän asian merkitys kuvareseptorin *DQE*:lle on kuitenkin absorptio merkitystä pienempi.

DQE on arvoltaan aina enintään yksi. Tämä maksimiarvo vastaa tilannetta, jossa kuvaussysteemi havaitsee kaikki sille kohdistuneet kvantit eikä muutoinkaan huononna kuvaa. Käytännössä tähän maksimiin ei päästä ja *DQE* on nollan ja yhden välillä. Potilaan säteilyaltistuksen kannalta *DQE* on keskeinen suure. Jos *DQE*:n arvoa pystytään kasvattamaan aikaisemmasta arvostaan kertoimella k (ja potilaan annos on D), saadaan tehokkaammalla menetelmällä sama kuvainformaatio potilaan annoksella D/k .

NEQ ja *DQE* ovat fysikaalisen kuvanlaadun perussuureita, jotka ilmaisevat kontrastinvahvistuksen, piirtotarkkuuden ja kohinan yhteisvai-

kutuksen kuvan (*NEQ*) ja kuvantamislaitteiston (*DQE*) laadun arvioinnissa. Molemmat riippuvat käytännössä säteilyn spektristä ja käytetystä annostasosta. Silloin kun laitteen dynaaminen alue on laaja ja sen omat kohinanlähteet merkityksettömiä kvanttikohinaan verrattuna, *NEQ* on likimain verrannollinen annokseen ja *DQE* on lähes riippumaton annoksesta. *NEQ* ja *DQE* ovat käyttökelpoisia suureita myös digitaalisia kuvareseptoreita verrattaessa, toisin kuin esimerkiksi *MTF* tai *NPS* yksinään. Usein *NEQ* ja *DQE* ilmaistaan vain yhden paikkataajuusmuuttujan funktiona. Näin voidaan tehdä, kun kuvan ominaisuudet ovat kaikissa suunnissa samat, vastaavasti kuin *MTF*:nkin tapauksessa. Usein laite-esitteissä ilmoitetaan vain yksi numeroarvo *DQE*:lle. Tällöin tarkoitetaan sen arvoa hyvin matalilla paikkataajuuden arvoilla.

ESIMERKKI 1.1

Säteilyä vaimentavien osien vaikutus kvanttiefektiivisyyteen

DQE on yleistettävissä myös muihin röntgenlaitteen osiin kuin pelkkään kuvareseptoriin. Laitteiston kokonaisefektiivisyys voidaan silloin arvioida ketjun osien *DQE*-arvojen tulona. Tällaisia efektiivisyyteen vaikuttavia tekijöitä ovat ainakin potilaan ja kuvareseptorin välissä oleva kuvauspöytä ja erilaiset suojapinnat, kuten esimerkiksi kuvareseptoria suojaava kuori. Niiden tulee tietysti olla tarkoitukseensa nähden riittävän tukevia, mutta samalla säteilyä mahdollisimman vähän absorboivia, jotta vältettäisiin informaatiota kantavien kvanttien hukkaaminen ennen niiden havaitsemista. Erityisen merkittävää tämä on käytettäessä pehmeää säteilyä, kuten esimerkiksi mammografiassa.

Potilaan ja kuvareseptorin välissä olevien materiaalien vaikutus kuvantamisen efektiivisyyteen voidaan yleensä riittävällä tarkkuudella arvioida primaarisäteilyn läpäisykertoimen (T_p) avulla,

$$DQE_a = T_p . \quad (1.27)$$

Tällöin ei kuitenkaan ole huomioitu näiden materiaalien säteilyä suodattavaa vaikutusta, eikä mahdollista eroa sironneen ja primaarisäteilyn absorptiossa.

Tavanomaisten, alumiinista valmistettujen kuvauskasettien etuseinän säteilynläpäisykyky on 70–90 %, kuvausjännitteestä ja poti-

laan paksuudesta riippuen. Tavanomaisten kuvauspöytien läpäisykyky on tätä hieman alhaisempi. Kun pöytälevy ja kuvauskasetit on tehty säteilyä hyvin läpäisevästä hiilikuitumateriaalista, potilaan annoksia on voitu tutkimuksesta riippuen pienentää 10–40 % aiempiin materiaaleihin verrattuna.

ESIMERKKI 1.2

Sironneen säteilyn vaikutus kvanttiefektiivisyyteen

Sironneen säteilyn aiheuttamaa kuvan huononemista ja sironneen säteilyn poistamiseen tarkoitettujen menetelmien efektiivisyyttä voidaan tarkastella esimerkiksi monokromaattiseen säteilyyn liittyvän mallin avulla. Siinä tarkastellaan kohdetta, jonka pinta-ala on A , ja jonka vaimennus aiheuttaa primaarisäteilyn fotonikertymään kohteen takana pienen, ΔN :n suuruisen eron taustan fotonikertymästä N . Silloin kohteen havaitsemiseen liittyvä signaali on $A \cdot \Delta N$, ja sen vaihtelua kuvaava varianssi on $\sigma^2 = A \cdot N$. Pelkkään primaarisäteilyyn liittyvä ideaalisen havaittajan signaali-kohinasuhde SNR_p saadaan yhtälöstä

$$SNR_p^2 = \frac{(A\Delta N)^2}{AN} = \frac{A\Delta N^2}{N} = AC_p^2 N \quad , \quad (1.28)$$

missä $C_p = DN/N$ on primaarisäteilyn kontrasti. Jos sironneesta säteilystä aiheutuvaa fotonikertymää merkitään S :llä, on sironneen säteilyn huomioiva signaali-kohinasuhde

$$SNR_s^2 = \frac{A\Delta N^2}{N+S} = AC_s^2 (N+S) \quad , \quad (1.29)$$

missä sironneen säteilyn huomioon ottava kontrasti on $C_s = \Delta N/(N+S)$.

Määrittelemällä sironneen säteilyn aiheuttamaa, kuvaa huonontavaa vaikutusta esittävä kerroin SDF (scatter degradation fraction) yhtälöllä

$$SDF = \frac{N}{N+S} = \left(1 + \frac{S}{N}\right)^{-1} \quad , \quad (1.30)$$

nähdään, että

$$C_s = SDF \cdot C_p \quad (1.31)$$

ja

$$SNR_s^2 = SDF \cdot SNR_p^2 . \quad (1.32)$$

Näin ollen SDF (joka on aina ykköstä pienempi) kuvaa sekä kontrastin että signaali-kohinasuhteen neliön huononemista sironneen säteilyn vaikutuksesta. Optimitilanne saavutetaan, kun sironnutta säteilyä ei ole, eli $S = 0$.

Jos kuvauslaitteeseen lisätään kuvasta sironnutta säteilyä poistava systeemi, kuten hajasäteilyhila, jonka läpäisy primaarisäteilylle on T_p ja sironneelle säteilylle T_s , signaali-kohinasuhteeksi saadaan yllä olevan mukaisesti

$$SNR_h^2 = \frac{AT_p^2 \Delta N^2}{T_p N + T_s S} = T_p \cdot SDF_h \cdot SNR_p^2 , \quad (1.33)$$

missä

$$SDF_h = \frac{1}{1 + \frac{T_s S}{T_p P}} . \quad (1.34)$$

Hilan DQE :ksi saadaan

$$DQE_h = \frac{SNR_h^2}{SNR_p^2} = T_p SDF_h . \quad (1.35)$$

Parhaalle mahdolliselle laitteelle $T_s = 0$ ja $T_p = 1$, jolloin signaali-kohinasuhde on SNR_p , ja hilan $DQE_h = 1$. Hilaan liittyvä DQE ei ole yksinomaan hilan ominaisuus, vaan riippuu muun muassa sironneen säteilyn määrästä. Hajasäteilyhilojen sironneen säteilyn vaimennusta voidaan parantaa tekemällä hilalamellit korkeammiksi ja hila paksummaksi. Samalla kuitenkin huononetaan T_p :tä, hilan kykyä läpäistä primaarisäteilyä. Tällöin hilan efektiivisyys ei parane odotetusti; vaikka saatava kuva onkin

parempi, on kuvan aikaansaamiseen tarvittava säteily määrä myös suuri.

Hilan efektiivisyyttä voidaan parantaa käyttämällä hilan suojakuorena ja hilalamellien väliaineena yleisen alumiinin sijasta säteilyä vain vähän absorboivaa ainetta. Hiilikuitumateriaalien käyttö hilojen valmistuksessa on parantanut hilojen T_p :tä ja DQE :tä 20–40 %. Esitetty malli sironneen säteilyn kuvaa huonontavasta vaikutuksesta soveltuu myös pyyhkäisykuvaukseen. Siinä voidaan päästä lähes ideaaliseen sironneen säteilyn poistoon: primaarisäteilyä ei välttämättä vaimenneta lainkaan, ja sironneiden kvanttien poistuminen havaittavasta säteilystä on lähes täydellistä. Joissakin röntgenkuvauksmenetelmissä, esimerkiksi tietokonetomografiassa ja hampaiston panoraamakuvauksessa tämä hyöty saavutetaan rutiininomaisesti.

Sironnutta säteilyä voidaan poistaa hilan käytön sijasta myös kasvattamalla potilaan ja kuvareseptorin välistä etäisyyttä, jolloin kuvareseptorille osuvien, sironneiden kvanttien suhteellinen määrä vähenee. Tämän menetelmän hankaluutena ovat kuitenkin potilaan annoksen kasvu, kuvan suurentuminen, normaalikokoisen fokuksen kuvaan aiheuttama epäterävyys ja kuvausajan tai kuvaukseen tarvittavan sähköisen tehon kasvaminen.

Sironneen säteilyn vaikutus kuvanlaatuun ja annosefektiivisyyteen on suuri, varsinkin tutkittaessa paksuja kehon osia. Alla olevassa taulukossa on esitetty sirontasuhteet, primaarisäteilyn läpäisykerroimet ja kvanttiefektiivisyydet ilman hajasäteilyhilaa ja hilan kanssa tehtäville kuvauksille. Nähdään, että tarkastellussa tilanteessa tavallinenkin hila parantaa efektiivisyyden kaksinkertaiseksi ilman hilaa tehtävään kuvaukseen verrattuna, ja että tässä käytetyn hilan tehokkuus on kuitenkin vain neljäsosa siitä, mitä parhaalla mahdollisella sironneen säteilyn poistomenetelmällä saavutettaisiin.

	T_s/T_pN	T_p	DQE_h
Ei hilaa	7,30	1,0	0,12
Hila	1,53	0,66	0,26

TAULUKKO 1.4 Sirontaparametrit ja kvanttiefektiivisyydet ilman hilaa ja hilan kanssa tehdyille röntgenkuvauksille

22 cm paksu akryylimuovifantomi, kenttäkoko 30 x 30 cm² ja kuvausjännite 100 kV.

Annosefektiivisyys

NEQ :n ja DQE :n käyttäminen potilaan säteilyaltistuksen optimointiin on rajoitettua siksi, että nämä suureet tarkastelevat vain säteilyn intensiteettiin liittyviä tekijöitä. Röntgenkuvauksessa on kuitenkin tärkeää myös se, millaisen muutoksen tarkasteltava yksityiskohta aiheuttaa säteilyn spektriin. Kun pelkän kuvareseptorin sijasta arvioidaan koko kuvaussysteemin toimintaa, on NEQ :n sijasta parempi suoraan mitata sopivan, tärkeänä pidettävän yksityiskohdan (ideaaliseen havaitsijaan liittyvä) signaali-kohinasuhde

$$SNR_{ideal}^2 = \iint \frac{|\Delta\bar{K}(f_x, f_y)|^2}{NPS(f_x, f_y)} dx dy . \quad (1.36)$$

Tässä $\Delta\bar{K}$ tarkoittaa signaalia ja sen taustaa esittävien kuvien odotusarvojen erotuksen Fourier-muunnosta. Yhtälöstä (1.36) nähdään, että kuvan informaatioarvoa voidaan parantaa joko pienentämällä kuvaussysteemin kohinaa tai voimistamalla kuvasignaalia.

Saatu yhtälö on sama kuin yhtälö (1.24) silloin, kun MTF ja G eivät riipu kvantin energiasta, ja kontrastin energiariippuvuus on otettu huomioon ΔS :ssä

$$\left| \Delta\bar{K}(f_x, f_y) \right| = G \cdot MTF(f_x, f_y) \cdot \left| \Delta S(f_x, f_y) \right| . \quad (1.37)$$

Periaatteessa mittaus voidaan tehdä esimerkiksi ottamalla riittävä määrä signaalia ja taustaa esittäviä kuvia ja antamalla kuvat ideaalisen (tai lähes ideaalisen) havaitsemisalgoritmin tulkittaviksi. Signaali-kohinasuhde saadaan laskettua havaitsijan päätöksentekomuuttujan odotusarvoista d_s (kun signaali on kuvassa) ja d_n (kun kuva esittää pelkkää taustaa) sekä tämän muuttujan varianssista σ^2 . Kun signaali on pieni-kontrastinen, varianssi on sama sekä signaalin sisältävissä kuvissa kuin pelkkää taustaa esittäväissä kuvissa ja

$$SNR_{ideal}^2 = \frac{(\bar{d}_s - \bar{d}_n)^2}{\sigma^2} . \quad (1.38)$$

Tämä mittausmenetelmä on käyttökelpoinen silloin, kun kuvia saadaan helposti suuri määrä²⁷. Käytännössä päätöksentekomuuttujan varianssi riippuu usein jonkin verran siitä, onko signaali kuvassa vai

ei. Näin on erityisesti silloin, kun tarkasteltavan yksityiskohdan kontrasti on suuri. Tällöin tilanne ei tarkasti ottaen täytä edellä esitettyä yksinkertaisen ideaalisen havaitsijan perusoletusta kohinan signaalista riippumattomuudesta, ja paras mahdollinen havaitsija ottaisi käyttöönsä tämänkin tiedon. Tarkka analyysi muodostuu silloin esitettyä mutkikkaammaksi. Käytännön mittauksissa varianssina käytetään signaali- ja taustakuvista mitattujen päätöksentekomuuttujan varianssien keskiarvoa.

DQE:n käyttö esimerkiksi potilaan säteilyaltistuksen optimointiin on rajoitettua myös siksi, että se vertaa kuvanlaatua kuvareseptorille kohdistuneeseen säteilyyn, eikä potilaan annokseen. Kun kuvareseptorin sijasta arvioidaan koko kuvaussysteemin toimintaa, on annosefektiivisyys

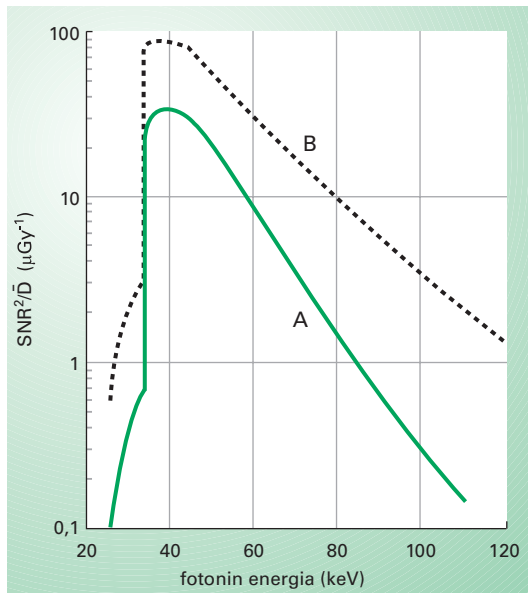
$$DE = \frac{SNR^2}{D} \quad (1.39)$$

säteilysuojelumielessä *DQE*:tä oleellisempi säteilyn käytön tehokkuutta kuvaava suure: se vertaa kuvasta saatavissa olevaa informaatiota potilaan annokseen *D*, ja sitä voidaan siksi käyttää esimerkiksi tutkimustekniikan optimoinnissa. Potilaan annossuurena voidaan käyttää esimerkiksi potilaan pinta-annosta tai efektiivistä annosta (katso luku 1.10) kulloisenkin tilanteen tai tarpeen mukaan.

Röntgensäteilyn kvanttienergian kasvaessa säteilyn läpätunkevuus paranee. Kasvattamalla röntgenputken jännitettä saadaan potilaan läpäisevien, kuvareseptorille pääsevien kvanttien määrää kasvatettua, ja säteilyn статистиikkaa parannettua. Kuitenkin säteilyn energian kasvaessa myös potilaassa olevista paikallisista absorptioeroista aiheutuvat signaalit pienenevät, samoin kuin kuvareseptorin kvanttien absorptiokyky. Näiden tekijöiden yhteisvaikutuksena on, että on olemassa potilaan paksuudesta ja signaalien luonteesta riippuva optimaalinen säteilylaatu, jolla saavutetaan paras mahdollinen annosefektiivisyys. Esimerkki tästä on esitetty kuvassa 1.38, johon on piirretty kuvanvahvistimen annosefektiivisyys säteilyn kvanttienergian funktiona 20 senttimetrin paksuisen potilaan tutkimuksessa, tarkasteltaessa heik-

²⁷ Näin on esimerkiksi läpivalaisukuvien tai digitaalisen kinekuvausten laadun mittauksessa. Ne molemmat ovat kuitenkin eläviä kuvia, joissa on siksi tarkasteltava myös ajan suhteen tapahtuvia muutoksia. Tällöin *MTF* ja *NPS* on yleistettävä myös aikataajuudesta riippuviksi suureiksi, ja signaali-kohinasuhteen sijasta on tarkasteltava signaali-kohinasuhteen neliön kertymisnopeutta. Asiaa on käsitelty hieman tarkemmin raportissa STUK-A196.

koa jodivarjoainesignaalia. Haluttuun kuvanlaatuun päästään pienimmällä annoksella käyttämällä energialtaan 40 keV lähellä olevia kvantteja. Kvanttienergiaa kasvatettaessa efektiivisyys vähenee signaalin ja kuvareseptorin ftoniabsorptiokyvyn heikentyessä. Fotonien energian pienentyessä jodin K-absorptioreunan alapuolelle efektiivisyys pienenee nopeasti sekä signaalin että fotonistatistiikan huonontuessa. Kuvassa on esitetty myös tilanne, kun kuvareseptorin absorptiota ja sironneen säteilyn poiston tekniikkaa on parannettu. Näillä keinoilla voidaan potilaan annosta pienentää enintään 60 prosenttia nykyisestä tasosta.



KUVA 1.38 Annosefektiivisyys säteilyn kvanttienergian funktiona, kun tarkasteltava yksityiskohta koostuu pienestä jodivarjoainemäärästä

Haluttuun kuvanlaatuun päästään pienimmällä potilaan annoksella käyttämällä energialtaan noin 40 keV olevia kvantteja. Käyrä A: CsI-kuvanvahvistin, kuituväliaineinen hajasäteilyhila, käyrä B: erittäin paksu CsI-kuvareseptori, täydellinen sironneen säteilyn poisto. Kuvan tiedot on laskettu 20 cm paksuiselle potilaalle. (Mukaeltu lähteestä: Tapiovaara ja Sandborg, Phys.Med.Biol. 40, 589, 1995.)

Ihmisen ja ideaalisen havaitsijan välinen yhteys

Edellä oleva fysikaalisen kuvanlaadun tarkastelu perustuu ideaaliseen havaitsijaan. Röntgenkuvat tulkitsee (ainakin toistaiseksi) kuitenkin ihminen, joten diagnoosin onnistuminen riippuu viime kädessä siitä, kuinka ihminen saa kuvasta informaatiota. Ihmisen (tai esimerkiksi laskennallisen havaitsijan) liittäminen kuvanlaadun tarkasteluun voidaan tehdä määrittelemällä havaitsijan tehokkuus ideaalisen havaitsijan suhteen

$$\text{Havaitsijan tehokkuus} = \frac{SNR_{obs}^2}{SNR_{ideal}^2} . \quad (1.40)$$

SNR_{obs} kuvaa tässä kuvan tarkastelijan signaali-kohinasuhdetta asetetussa tehtävässä. Se voidaan mitata esimerkiksi 2-AFC -testin avulla havaittujen oikeiden vastausten todennäköisyydestä (p_{obs}) tai ROC-menetelmällä käyrän alle jäävästä pinta-alasta (A_z)

$$A_z = p_{obs} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\frac{SNR_{obs}}{\sqrt{2}}} e^{-\frac{x^2}{2}} dx \quad (1.41)$$

aiemmin esitetyn ideaalista havaittajan koskevan yhtälön (1.23) mukaisesti.

Havaittajan tehokkuus kertoo, kuinka suuren osan kuvassa olevasta informaatiosta ihminen pystyy käyttämään hyväkseen. On havaittu, että ainakin silloin, kun kuvan kohina on likimain valkoista ja kontrasti riittävä, ihmisen tehokkuus on yksinkertaisissa havaitsemiskokeissa suuri, 50 prosentin luokkaa. Ihmisen havaintokyky kohinaista kuvaa tarkasteltaessa on näin ollen melko lähellä ideaalista havaittajan. Tämä tulos koskee sekä tavanomaista röntgenkuvausta että elävää läpivalaisukuvaa tietyin ehdoin. Joissakin muissa tilanteissa ihmisen havaitsemistehokkuus voi olla pieni.

Mikäli kuvan kontrasti ei ole riittävä – eikä kuvan tarkastelijalle anneta mahdollisuutta sen säätämiseen – ihmisen havaintotarkkuus on edellä esitettyä pienempi. Tämä efektiivisyyden huononeminen voidaan ymmärtää visuaalisen systeemin sisäisen kohinan avulla. Tavanomaisessa, filmin käyttöön perustuvassa radiologiassa ei yleensä ole käytännön mahdollisuuksia kuvan kontrastin muuttamiseen jälkikäteen. Siksi kuvaustekniikka on valittava sellaiseksi, että saatava kontrasti on riittävän suuri: pelkkä signaali-kohinasuhde ei tällöin välttämättä kerro sitä, mitä kuvasta nähdään. Tämä ongelma väistyy digitaalisten kuvaussysteemien yleistymisen myötä, kun kuvan kontrastia voidaan säätää jälkikäteen. Tällöin pienikontrastisten kohteiden näkyvyyttä rajoittaa periaatteessa vain kohina ja kuvaussysteemin sallimien harmaatasojen määrä, kuvan digitointisyvyys.

Havaintotarkkuuden on osoitettu kärsivän myös, mikäli taustan rakenteet ovat runsaita tai monimutkaisia. Digitaalisissa kuvaussysteemeissä myöskään tämä ihmisen efektiivisyyttä huonontava tekijä ei aina ole kovin merkittävä. Subtraktiokuvista on poistettu lähes kaikki tarpeettomat anatomiset yksityiskohdat, jolloin tarkasteltava signaali, tyypillisesti verisuonten kuva, esitetään yksinkertaista tasaharmaata taustaa

vasten. Myös tietokonetomografiasta saatavia kuvia voidaan pitää melko yksinkertaisina: potilaan elimet eivät kuvaudu päällekkäin, vaan kuva esittää potilaan poikkileikkausta.

Jos ihmisen näköaistin tehokkuus olisi huono, olisi hyödyllistä kehittää kuvankäsittelymenetelmiä, joiden avulla kuvainformaatio saataisiin ihmiselle helpommin välittyväksi. Näin ei kuitenkaan näytä olevan laita, ainakaan tavanomaisten röntgenkuvien suhteen silloin, kun kontrasti on riittävä. Ihminen on melko lähellä ideaalista havaitsijaa monissa tilanteissa, eikä kuvankäsittelyoperaatioilla voida odottaa olevan yleensä suurta merkitystä havaitsemistarkkuuden lisäämisessä. On selvää, että kuvan todellista (fysikaalista) informaatioisisältöä ei voi parantaa pelkällä kuvankäsittelyllä. Kuvan informaatioisisältö on enintään yhtä suuri kuin alkuperäisen kuvadatan.

Kuvankäsittely

Kuvamatriisien käsittely tietokoneella tekee yksinkertaiseksi lähes mikä tahansa kuvan muunnoksen. Kuvien harmaa-asteikkoa voidaan muuttaa, kuvia voi terävöidä tai yksityiskohtia suodattaa, kuvan vääristymiä voi korjata ja eri kuvia yhdistellä toisiinsa – rajan asettaa käytännössä vain kuvan käsittelijän mielikuvitus.

Tavanomaisin, ja numeerisen kuvan esittämisessä välttämätön kuvankäsittelyoperaatio on harmaaskaalan ”ikkunointi”, jossa kutakin kuvamatriisin pikseliarvoa vastaamaan asetetaan jokin harmaan sävy. Tämä vastaavuus voi olla mielivaltainen funktio. Jos tällä funktiolla on käänteisfunktio, funktion muoto ei vaikuta kuvan todelliseen informaatioisisältöön, vaikkakin se luonnollisesti vaikuttaa siihen, mitä ihminen kuvasta näkee. Jotta ihmisen ja kuvan välinen kytkentä olisi hyvä, kuva tulisi esittää niin jyrkkänä, että sen tarkastelija pystyy vaivatta erottamaan kuvan kohinan; tällöin voidaan olla varmoja siitä, ettei visuaalisen systeemin oma kohina ole kuvan tarkastelussa rajoittavin tekijä. Mikäli kuvaa kohinan esiinsaattamisen jälkeenkin jyrkennetään, ei enää saavuteta käytännön etua. Tämä johtuu siitä, että kuvan kohinan näkyvyys kasvaa yhtä nopeasti kuin halutun signaalinkin.

Kohina tai puuttuva kuvadata on viime kädessä tärkein objektiivista kuvanlaatua huonontava tekijä. Kohinan poistamiseen pyrkiviä kuvankäsittelyalgoritmeja onkin pyritty kehittämään innolla. Edellä esitetyn valossa kuitenkin näyttää selvältä, että tällaisilta algoritmeilta ei tule odottaa liikoa. Ihmisen kyky havaita yksityiskohtia kohinaisista

kuvista on hyvä, joten parhaimmillaankin tällaisten algoritmien voidaan uskoa parantavan ihmisen ja kuvan välistä kytkentää vain vähän. Väitteet algoritmeista, jotka poistavat kohinan signaalia huonontamatta, ovat informaatioteoreettinen analogia ikiliikkujalle. Objektivistisista kuvanlaatuista voidaan parantaa vain tuomalla kuvaan uutta informaatiota. Kuvanmuodostusvaihe on avainasemassa hyvän kuvan aikaansaamiseksi. Mikäli kuvaan onnistutaan tallentamaan informaatiota, on sen esittäminen vain tekninen kysymys, sen sijaan kuvadatasta puuttuvaa informaatiota ei myöskään kuvassa voida esittää.

1.10 Potilaan säteilyannos

Potilaan lääketieteellisestä tutkimuksesta saamalle säteilyannokselle ei ole annettu enimmäisrajoja, toisin kuin esimerkiksi työstä aiheutuvalle annokselle. Tämä johtuu siitä, että lääketieteellisillä toimenpiteillä jo sinänsä pyritään potilaan terveydentilan parantamiseen, eikä annosta rajoittamalla haluta estää potilaan terveydelle hyödyllisen toimenpiteen tekoa. Röntgentutkimuksen suorittamista koskee kuitenkin kaksi säteilysuojelun yleistä pääperiaatetta: oikeutus ja optimointi. Oikeutusperiaatteen mukaan radiologisesta toimenpiteestä odotettavissa olevan hyödyn tulee olla suurempi kuin siitä keskimäärin aiheutuva haitta. Optimointiperiaate puolestaan sanoo, että säteilyaltistus tulee pitää niin pienenä kuin kohtuudella on mahdollista ilman, että tavoiteltu hyöty menetetään. Näiden periaatteiden toteuttamiseksi on välttämätöntä tuntea tutkimuksesta potilaalle aiheutuvan annoksen suuruus.

Potilaan röntgentutkimuksessa saaman säteilyaltistuksen tunteminen on tärkeää myös siksi, että annosten seuraaminen saattaa paljastaa röntgenlaitteeseen tulleita vikoja, jotka muutoin saattaisivat jäädä huomaamatta. Annoksen poikkeaminen runsaasti muualla tehtävien vastaavien röntgentutkimusten annoksista voi myös olla osoitus väärin toimivasta laitteesta tai säteilyaltistuksen kannalta huonosta tutkimustekniikasta.

Potilasannoksen ilmaisemisessa käytettävät suuret

Ei ole itsestään selvää mitä tarkoitetaan, kun puhutaan potilaan säteilyannoksesta. Puhekielessä annos onkin vain säteilyaltistukseen liittyvä yleiskäsite. Annoksen mittaamiseksi ja ilmaisemiseksi tarvitaan kui-

tenkin tarkasti määritellyt suuret, ja annosten suuruudesta puhuttaessa olisi selkeästi ilmaistava, mistä suureesta on kysymys.

Potilaan annoksen määrittämisen tavoitteena on arvioida potilaalle säteilystä aiheutuvaa haittaa. Siksi potilaan annoksen ilmaisemiseen käytetyn suureen tulisi olla tätä haittaa tai riskiä kuvaava. Kun joku osa kehosta voi saada niin suuren annoksen (useita grayta), että suorat eli deterministiset vauriot (katso tämän kirjasarjan osa 4, luku 4) ovat mahdollisia, on aiheellista kuvata annosta tähän kudokseen absorboituneen annoksen avulla. Röntgentoiminnassa tällainen tilanne voi syntyä lähinnä vain sellaisissa toimenpiteissä, joissa tarvitaan hyvin pitkäaikaista, kymmeniä minuutteja kestävä, saman kohdan läpivalaisua. Tässä tilanteessa suurin vaurion vaara kohdistuu yleensä primaarisäteilykeilassa röntgenputken puolella olevaan ihoon, ja tähän ihon kohtaan absorboitunut annos on oleellinen annossuure. Suuri absorboitunut annos (useita grayta) silmän linssiin aiheuttaa kaihia. Siksi on tärkeää kiinnittää huomiota myös silmän altistukseen silloin, kun silmä on vaimentumattomassa primaarikeilassa ja säteilyä käytetään runsaasti.

Vaurio	Vaurioon tarvittava vähimmäisannos* (Gy)	Vaurion ilmaantumiseen kuluva keskimääräinen aika
Varhainen, ohimenevä punoitus	2	muutama tunti
Varsinainen punoitus	6	10 vrk
Väliaikainen hiustenlähtö	3	3 viikkoa
Pysyvä hiustenlähtö	7	3 viikkoa
Kuiva hilseily	10	4 viikkoa
Kostea hilseily	15	4 viikkoa
Sekundaarinen haavauma	20	> 6 viikkoa
Myöhemmin ilmenevä punoitus	15	6-10 viikkoa
Kuolio	18	> 10 viikkoa
Ihoatrofia	10	> 14 viikkoa
Telangiektasiat	12	> 52 viikkoa

* Röntgenputken puolella säteilykeilassa ihoon absorboitunut annos (pinta-annos).

TAULUKKO 1.5 Toimenpideradiologiassa mahdollisia ihovaurioita vaurion ilmenemiseen kuluvan ajan mukaan ryhmiteltynä

Punoituksen esiintyminen tai karvojenlähtö ovat varoitusmerkkejä korkeasta annoksesta ja viittaavat siihen, että myöhemmin ilmenevät muut vauriot ovat mahdollisia. Vaurioon tarvittavat vähimmäisannokset ovat vain suuntaa-antavia arvoja.

Useimmissa röntgentutkimuksissa deterministisiä haittoja ei voi esiintyä, koska vaurioon tarvittavaa vähimmäisannosta ei ylitetä. Tällöin oleellisempia ovat säteilyn aiheuttamat satunnaiset eli stokastiset riskit: syöpä ja perinnölliset vauriot (kirjasarjan osa 4). Näitä riskejä arvioidaan tavallisesti efektiivisen annoksen avulla.

Pinta-annos

Helpoimmin määritettävissä olevia potilaan annokseen liittyvä suureita on potilaan pinta-annos²⁸ (*ESD*, entrance surface dose tai entrance skin dose). Sillä tarkoitetaan tässä ilmaan absorboitunutta annosta siinä pisteessä, jossa säteilykeilan keskiakseli osuu potilaaseen. Joskus mittaus tehdään tässä samassa kohdassa säteilykeilaa, mutta ilman potilasta tai fantomia, jolloin mitattu annos on *ESD*:tä pienempi, koska potilaasta takaisin sironnut säteily ei silloin sisälly annosmittauksen tulokseen²⁹.

Pinta-annos on hyödyllinen, kun halutaan vertailla eri aikoina tai eri röntgentutkimuspaikoissa otettujen röntgenkuvien annostasoa. Tämän yksinkertaisen mittauksen perusteella tehty vertailu ei kuitenkaan ole säteilyn haittavaikutusten kannalta tarkka, mikäli verrattavissa tutkimuksissa käytetyt säteily spektrit, geometriset tekijät (kenttäkoko ja fokusetäisyys), potilaiden koot tai kuvien projektiot (tutkittava potilaan kohta, säteilyn tulosuunta) eroavat toisistaan merkittävästi.

Pinta-annoksen mittaus voidaan tehdä suoraan, kiinnittämällä sopiva säteilymittari potilaan iholle säteilykeilan keskelle. Pienet litiumfluoridista (LiF) valmistetut termoloistedosimetrit soveltuvat tarkoitukseen hyvin, eivätkä yleensä mammografiakuvia lukuunottamatta näy häiritsevästi kuvassa. Hankaluus niiden käytössä on lähinnä siinä, että mit-

²⁸ Termiä pinta-annos käytetään myös työntekijöiden henkilöannosekvivalentin mittauksessa: katso tämän kirjasarjan 1. osa "Säteily ja sen havaitseminen".

²⁹ Pinta-annosta kutsutaan joskus myös ihoannokseksi. Tämä voi kuitenkin aiheuttaa sekaannusta, koska ihon annoksella tarkoitetaan yleensä keskimääräistä annosta koko ihokudoksessa, eikä vain primaarikeilassa olevassa ihon osassa. Pinta-annoksella saateetaan eri teksteissä tarkoittaa absorboitunutta annosta ilmaan tai kudokseen, joko takaisironnan kanssa tai ilman sitä. Ilman ja pehmytkudoksen annokset ovat röntgendiagnostiikan energia-alueella lukuarvoltaan likimain samat (noin kuuden prosentin tarkkuudella), mutta muunnoskerroimen tarkka arvo riippuu käytetyn säteilyn spektristä ja pehmytkudoksen koostumuksesta.

tarit yleensä joudutaan tilaamaan ja lähettämään luettavaksi muualle ja mittauksen tulos saadaan vasta myöhemmin.

Useimmat säteilymittarit eivät sovellu suoraan potilaan iholta tehtävään pinta-annoksen mittaukseen siksi, että ne olisivat näkyvissä myös röntgenkuvassa ja saattaisivat häiritä kuvan tulkintaa. Tällaisilla mittareilla pinta-annos voidaan kuitenkin mitata toistamalla säteilytys samoilla säätöarvoilla kuin potilasta kuvattaessa ja mittaamalla ilmaan absorboitunut annos D potilaan ihon kohdalta ilmassa tai sopivan fantomin pinnalla. Mikäli mittausta ei ole tehty fantomin pinnalta niin, että takaisinsironta on tuloksessa mukana, on mittaustulos korjattava pinta-annoksen saamiseksi

$$ESD = BSF \cdot D \quad (1.42)$$

Tässä BSF on takaisinsirontakerroin (backscatter factor), joka kuvaa potilaasta sironneen säteilyn aiheuttamaa annoslisäystä keilassa potilaan pinnalla. BSF riippuu ennen kaikkea säteilyn laadusta ja kenttäkoosta, vaikka muutkin säteilytystilanteen parametrit vaikuttavat siihen. Tyypillisessä röntgendiagnostiikkatilanteessa BSF :n suuruus on noin 1,3–1,4 (vaihteluväli likimain 1,1–1,6).

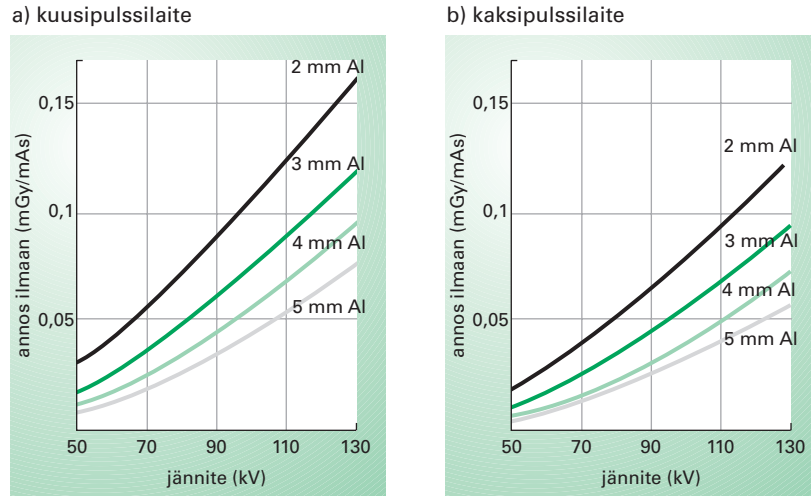
Kenttäkoko (cm ²)	30 kV, HVL 0,38 mm Al	50 kV, HVL 2,24 mm Al	70 kV, HVL 2,94 mm Al	100 kV, HVL 4,28 mm Al	120 kV, HVL 6,32 mm Al	150 kV, HVL 11,2 mm Al
19,6	1,07	1,20	1,22	1,24	1,25	1,23
78,5	1,07	1,27	1,31	1,34	1,37	1,37
177	1,07	1,29	1,35	1,40	1,45	1,46
314	1,07	1,30	1,37	1,43	1,49	1,52
1000*	1,07	1,32	1,42	1,51	1,59	1,64

*Ekstrapoloitu alkuperäisestä datasta.

TAULUKKO 1.6 Takaisinsirontakerrointen (BSF) arvoja säteilykeilain ja säteilykeilain koon mukaan

Vesifantomi, ympyrämainen säteilykeila, fokus-fantomietäisyys 100 cm. (Grosswendt B, Phys. Med. Biol. 35, 1233–1245, 1990).

³⁰ Ilmakerma on röntgensäteilyn energia-alueella hyvin tarkasti sama kuin ilmaan absorboitunut annos. Molempien suureiden yksikkö on gray. Suureet on selitetty tämän kirjasarjan ensimmäisessä osassa "Säteily ja sen havaitseminen".



KUVA 1.39 Röntgenputken säteilytuotto putkijännitteen funktiona, $Y_{100}(U)$

Ilmakerma on mitattu volframianodisen röntgenputken primaarikeilassa yhden metrin etäisyydellä fokuksesta ja normitettu vastaamaan yhden mAs:n sähkömäärää. Säteilytuotto on esitetty kahta eri tasasuuntaustapaa käyttävälle generaattorityypille, ja käyrille merkityt parametrit kuvaavat säteilyn kokonaissuodatusta.

Jos kuvauksessa käytetyt säätöarvot ovat tiedossa, voidaan pinta-annos suoran mittauksen sijasta laskea tutkimuksessa käytettyjen kuvausarvojen ja röntgenputken säteilytuoton $Y_{100}(U)$ avulla

$$ESD = BSF \cdot Y_{100}(U) \cdot Q \cdot (100\text{cm}/FSD)^2 . \quad (1.43)$$

Tässä U on röntgenputken jännite (kV), $Q = I \cdot t$ putkivirran ja kuvausajan tulo (mAs) ja FSD röntgenputken fokuksen ja potilaan ihon välinen etäisyys (cm). Putken säteilytuotolla $Y_{100}(U)$ tarkoitetaan tässä kyseiselle röntgenputkelle (ja suodatukselle) säteilykeilan keskellä yhden metrin fokusetäisyydellä mitattua ilmakermaa³⁰ yhden mAs:n varausta kohden (mGy/mAs), kun putkijännite on U . Tyypillisiä röntgenputken säteilytuottoja erilaisilla suodatuksella ja jännitteen arvoilla on esitetty kuvassa 1.39. Kun tarvitaan tarkka arvio potilaan annoksesta, on säteilytuotto mitattava kullekin röntgenputkelle yksilöllisesti. Mikäli säteilyn suodatus on vaihdettavissa, on mittaus tehtävä kullekin suodatinvaihtoehdolle. Mittauksessa on kiinnitettävä huomiota paitsi säteilytuoton jänniteriippuvuuteen, myös röntgensäteilyn tuoton lineaarisuuteen putkivirran ja kuvausajan suhteen. Mikäli annosmääritys perustuu valotusautomaatiikan mAs-jälkinäyttöön, on tämän näytön oikea toiminta varmistettava. Säteilytuoton pysyminen samana on varmistettava mää-

räväleihin ja sellaisten huoltotoimenpiteiden jälkeen, jotka saattavat vaikuttaa siihen.

Säteilytuoton ja pinta-annoksen mittaukseen on käytettävä siihen soveltuvaa mittaria, jolla on riittävän pieni energia- ja annosnopeusriippuvuus. Tällaisia ovat ainakin röntgendiagnostiikan annosten mittauksiin tarkoitettut, ionisaatiokammioon perustuvat mittarit. Samaan tarkoitukseen valmistetaan myös puolijohdeilmaisimiin perustuvia mittareita. Mammografialaitteiden mittaukset edellyttävät energiavasteeltaan tavanomaista parempaa mittaria, ja yleensä tarvitaan erityisesti näille laitteille suunniteltu mitta-anturi.

Läpivalaisulaitteiden mittaukset tehdään myös edellä mainitulla tavalla, mutta annoksen sijasta mitataan annosnopeutta eri putkivirran ja -jännitteen arvoilla. Mikäli läpivalaisu kohdistuu koko ajan samaan kohtaan, saadaan pinta-annos yksinkertaisesti kertomalla annosnopeus läpivalaisuajalla. Mikäli röntgenputken suurjännitteen aaltoisuus on läpivalaisun aikana sama kuin kuvauksessa, läpivalaisun ja kuvauksen säteilytuottomittaukset vastaavat toisiaan. Näin ei kuitenkaan aina ole, vaan jännitteen aaltoisuus läpivalaisussa voi olla suurempaa tai pienempää kuin kuvauksen aikana. Joissakin röntgengeneraattoreissa läpivalaisujännite otetaan vain yhdestä verkkojännitteen vaiheesta; toisaalta taas suurjännitepiirissä oleva kapasitanssi voi tasoittaa jännitteen aaltoisuutta, kun putkivirta on pieni. Siksi laitteen säteilytuotossa voi olla pieni ero näiden kahden toimintatavan välillä.

ESD kuvaa paikallista absorboitunutta annosta potilaan iholla eikä suinkaan potilaan kokonaisaltistusta. Jos potilaasta otetaan esimerkiksi kaksi kuvaa niin, että keila kohdistuu eri kohtiin iholla, potilaan altistusta ei voi ilmaista laskemalla näiden kahden kuvan *ESD*-arvot yhteen: sellaista annosta ei ole aiheutunut minnekään potilaan iholle!

Annoksen ja pinta-alan tulo

ESD-mittauksen voidaan ajatella kuvaavan potilaan pinnalle pinta-ala-yksikköä kohden kohdistuvien kvanttien määrää, vaikkakin tulos on ilmaistu dosimetrinen suureiden avulla ja riippuu kvanttikertymän lisäksi säteilyn spektristä. Mikäli takaisinsirontaa potilaasta ei huomioida, mittaustulos on likimain sama, onpa säteilyn kenttäkoko suuri tai pieni. On kuitenkin selvää, että potilaan altistus todellisuudessa kasvaa, kun säteilykeilan kokoa suurennetaan.

Potilaan altistusta pinta-annosta paremmin kuvaava suure on annoksen ja pinta-alan tulo (*DAP*, dose-area product)³¹, joka on tietyllä etäisyydellä (d) keilassa mitatun ilmaan absorboituneen keskimääräisen annoksen $\bar{D}(d)$ ja samalla etäisyydellä mitatun säteilykeilan poikkeileikkauksen pinta-alan $A(d)$ tulo:

$$DAP = \int_A D(x, y, d) dx dy = \bar{D}(d) \cdot A(d). \quad (1.44)$$

Vastaavasti kuin edellä tarkasteltiin *ESD*:tä potilaan pinnalle kohdistuvien kvanttien tiheytenä, *DAP*:n voidaan nyt ajatella kuvaavan potilaan pinnalle kohdistuvien kvanttien kokonaislukumäärää – tässä mielessä se kuvaa potilaan säteilyaltistusta paremmin kuin pinta-annos.

Huomattakoon, että *DAP* ei käytännössä riipu etäisyydestä d , kun säteily on niin kovaa, että ilman aiheuttama vaimennus voidaan jättää huomiotta. Tämä johtuu siitä, että röntgenputken pistemäisestä fokuksesta tulevan säteilyn intensiteetti on kääntäen verrannollinen ja keilan pinta-ala suoraan verrannollinen etäisyyden neliöön: nämä etäisyysvaikutukset siis kumoavat toisensa. Tämä ominaisuus mahdollistaa *DAP*:n yksinkertaisen, suoran mittauksen käyttämällä röntgenputken kaihtimiin säteilykeilan eteen kiinnitettävää, litteää, suuripinta-alaista ionisaatiokammiota, *DAP*-mittaria. Tämän ionisaatiokammion herkkyys on tasainen koko kammion alueella. Koska säteilykeila peittää vain osan kammion suurtakin kenttäkokoa käytettäessä, mittari näyttää suoraan annoksen ja pinta-alan tulon ilman, että mittaajan tarvitsisi suorittaa mitään laskutoimituksia. Mittaustulokseen ei myöskään tarvitse tehdä mitään etäisyyskorjauksia, vaan mittaustulos pätee suoraan mielivaltaisella etäisyydellä olevalle potilaalle. Korostettakoon tässä, että *DAP*-mittauksen yksikkö on Gy·cm² (ei suinkaan Gy/cm², kuten usein näkee virheellisesti kirjoitettavan).

Tarvittaessa *DAP*-arvosta voidaan helposti laskea annos potilaan ihon kohdalla. Kenttäkokoa potilaan ihon tasalla³² (A_{iho}) ei kuitenkaan usein tunneta suoraan, mutta se voidaan laskea, jos tunnetaan kentän pinta-ala kuvareseptorilla (A_{kuva}), fokuksen ja ihon välinen etäisyys (*FSD*) ja

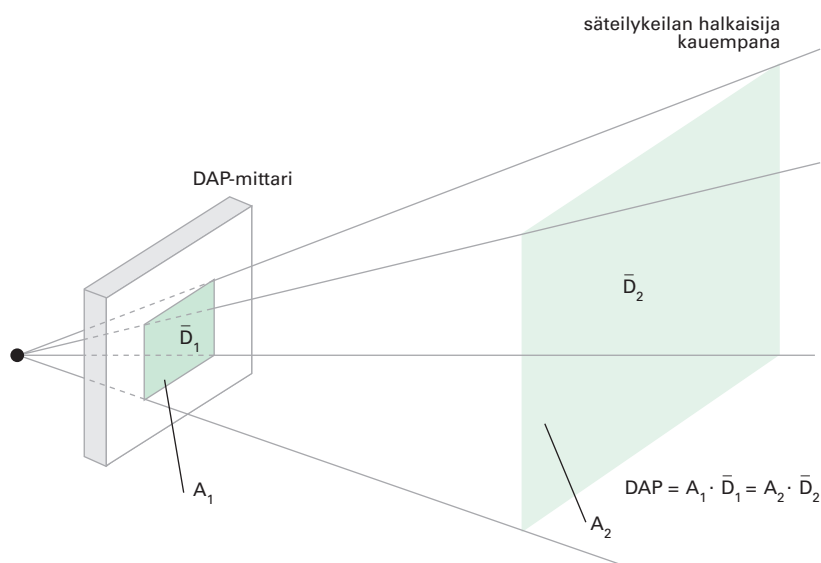
³¹ Annoksen ja pinta-alan tuloa kutsutaan myös usein pinta-ala-annokseksi. Kerman ja pinta-alan tulo (*KAP*, kerma-area product) on käytännössä sama suure, koska ilmakerma ja ilman annos ovat diagnostiikan fotonienenergiolla hyvin tarkasti samat.

³² Kenttäkoolla tarkoitetaan tässä säteilykeilan pinta-alaa siinä tasossa, joka on kohtisuorassa säteilykeilan keskiakselia vastaan ja sisältää sen pisteen, jossa keskiakseli leikkaa potilaan pinnan.

fokuksen ja kuvareseptorin välinen etäisyys (*FID*), jolloin

$$ESD = BSF \cdot \frac{DAP}{A_{tho}} = BSF \cdot \frac{DAP}{A_{kuva}} \cdot \left(\frac{FID}{FSD} \right)^2. \quad (1.45)$$

Tarkasti ottaen näin laskettu *ESD* eroaa hieman suoraan mitatusta, koska *DAP*:ista laskettu annosarvo on keskiarvo koko keilan poikkileikkauksen alueen absorboituneista annoksista, kun taas suora mittaus antaa absorboituneen annoksen keilan keskiakselin ja potilaan pinnan leikkauspisteessä. Pieni ero aiheutuu myös siitä, että *DAP*-mittauksessa ei oteta huomioon ilman vaimennusta eikä säteilyn sirontaa potilaasta tai röntgenputken kaihtimen rakenteista. Käytännössä näiden tekijöiden merkitys on kuitenkin mitätön ja tulee likimain oikein korjatuksi jo *DAP*-mittarin kalibroinnissa. Kalibrointi onkin parasta tehdä, kun *DAP*-mittari on asennettuna siihen röntgenlaitteeseen, jossa sitä aiotaan käyttää. Tällöin röntgenputken oikea suodatus, röntgenputken lähellä esiintyvä hajasäteily ja mahdolliset säteilykeilassa olevat vaimentavat osat, kuten alaputkella varustetun telineen pöytälevy,



KUVA 1.40 Annoksen ja pinta-alan tulo (*DAP*) mitataan röntgenputken kaihtimiin kiinnitettävällä, säteilykeilaa suuremmalla, litteällä ionisaatiokammilla (*DAP*-mittari)

Mittaus antaa mittakammion kohdalla olevan ilmaan absorboituneen keskimääräisen annoksen ja säteilykeilan poikkileikkauksen pinta-alan tulo. Saatu mittaustulos on hyödyllinen, koska annoksen ja pinta-alan tulo ei riipu mittausetäisyydestä: tulos on sama myös potilaan kohdalla.

tulevat oikein huomioiduksi. Pinta-annosta (*ESD*:tä) laskettaessa (kaava 1.45) on käytettävä takaisinsirontakerrointa, koska potilaassa sironnutta säteilyä ei *DAP*-mittauksessa käytännössä juurikaan kohdistu mittarille.

Annoksen ja pinta-alan tulo on pinta-annosta parempi suure, kun tarkoituksena on selvittää potilaan tutkimuksesta saamaa säteilyaltistusta ja stokastista riskiä. Pinta-annos on tärkeämpi suure, kun arvioidaan determinististen säteilyvaurioiden mahdollisuutta. *DAP* ottaa huomioon kenttäkoon vaikutuksen – kaksinkertainen kenttäkoko antaa kaksinkertaisen *DAP*-arvon, kun taas pinta-annos pysyy samana (lukuunottamatta pientä *BSF*:n kasvua). Toisin kuin *ESD*:n avulla, *DAP*-mittauksella voidaan yhdellä arvolla kuvailla koko tutkimuksen aiheuttamaa altistusta: eri kohtien läpivalaisun ja röntgenkuvien *DAP*-arvot voidaan laskea yhteen ja ilmaista koko tutkimuksessa käytetty annoksen ja pinta-alan tulo. Samasta syystä *DAP* sopii erinomaisesti myös hampaiston panoraamatomografiasta aiheutuvan potilaan säteilyaltistuksen mittaamiseen. Tutkimuksen aikana kapea säteilykeila osuu potilaan eri ihon kohtiin. Iholla mitattava annos (*ESD*) riippuu tarkastelukohdasta – annos on suurimmillaan potilaan niskassa, koska PA-suunnan³³ muita suuntia suurempaa kudospaksuutta kompensoidaan usein annosnopeutta kasvattamalla.

Kun kiinnostuksen kohteena on esimerkiksi kuvareseptorin valinnan merkitys potilaan säteilyannokseen, voi olla parempi käyttää *ESD*:tä, jolloin vältetään mahdollisten kenttäkoon muutosten aiheuttamilta eroilta tuloksessa. *ESD* on *DAP*:ia käyttökelpoisempi suure myös niissä tapauksissa, joissa merkittävä osa säteilykeilasta menee potilaan ohi, kuten on esimerkiksi mammografiassa tai tietokonetomografiassa. Näitä erikoistapauksia käsitellään myöhemmin tässä luvussa.

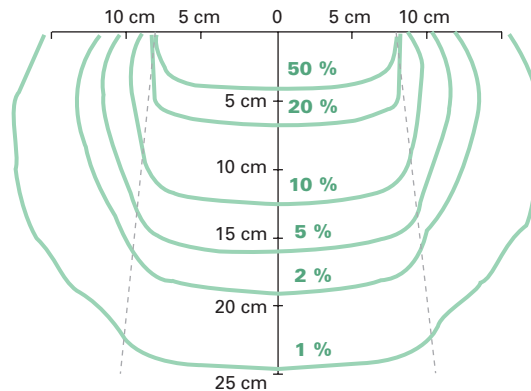
Säteilyhaitan arviointiin käytettävät potilasannosuureet

Molemmat edellä esitetyt annosuureet, *ESD* ja *DAP*, kuvaavat potilaaseen kohdistuvan säteilyn määrää tai säteilyaltistusta potilaan pinnalla. Säteilyn tunkeutuminen syvemmällä kehossa oleviin kudoksiin voi-

³³ Röntgenkuvauksen projektio (kuvaussuunta) ilmaistaan säteilyn kulkusuunnan avulla: PA-projektiossa (posteroanteriorinen projektio) säteilyn kulkusuunta on potilaan takaa potilaan etupuolelle ja AP-projektiossa (anteroposteriorinen projektio) potilaan edestä potilaan taakse. Muita projektioita ovat esimerkiksi lateraalinen projektio (sivukuva) ja erilaiset viistoprojektit.

daan ottaa huomioon keskimääräisesti, tarkastelemalla potilaaseen säteilyä absorboitunutta energiaa. Se on kohtuullisella tarkkuudella arvioitavissa, kun *DAP*:in lisäksi tunnetaan säteilyn spektri ja kudoksen paksuus säteilyn suunnassa. Paksuuden merkitys on melko pieni, koska vain vähäinen osa säteilystä läpäisee potilaan. On kuitenkin syytä huomata, että potilaaseen absorboitunut energia riippuu myös siitä, kuinka suuri osa potilaassa sironneesta säteilystä poistuu muihin suuntiin. Jakamalla potilaaseen absorboitunut energia potilaan massalla saadaan potilaan keskimääräinen kokokehoannos. Tämä suure kertoo jo enemmän potilaan altistuksesta kuin edellä esitetyt pinta-annossuureet, mutta sekään ei ota huomioon ihmisen eri elinten ja kudosten erilaista herkkyyttä säteilyn aiheuttamalle stokastiselle haitalle.

Potilaassa tapahtuva säteilyn sironna vaikuttaa elinten annoksiin. Takaisin-sironna kasvattaa potilaan pinta-annosta tyypillisesti 10–60 prosenttia, ja syvällä potilaassa suurin osa annoksesta tulee sironneesta säteilystä. Jotta annos syvällä sijaitseviin elimiin voidaan laskea, tulee potilaan rakenteen ja ihoannoksen lisäksi tuntea säteilyn spektri, fokusetäisyys sekä säteilykeilan koko ja elinten sijainti keilaan nähden. Kuvaan 1.41 on piirretty diagnostiikassa tyypillinen isodoosikäyrästä, josta nähdään absorboituneen annoksen nopea pieneneminen syvyyden mukana ja keilasta etäännyttäessä. Säteilyn spektristä, tarkasteltavasta syvyydes-



KUVA 1.41 Röntgensäteilyn annosjakauma vesifantomissa

Annokset on kuvassa esitetty isodooseina, käyrinä, joilla absorboitunut annos on samansuuruinen. Käyrät on normitettu annokseen keilan keskellä fantomin pinnalla, jossa annosta on merkitty 100 prosentilla. Säteilykeilan reunat on merkitty katkoviivoilla. Absorboitunut annos pienenee nopeasti syvyyden mukana ja keilasta etäännyttäessä. Pieneneminen riippuu jännitteen, suodatuksen ja fokusetäisyyden lisäksi myös kenttäkoosta. (Tasajännite 80 kV, kokonaissuodatus 3 mm Al, kenttäkoko fantomin pinnalla 18 x 21 cm² ja fokus-fantomi etäisyys 80 cm.)

tä ja kenttäkoosta riippuen annos pienenee puoleen syvyyden kasvaessa 2–8 cm. Mammografiassa käytettävällä säteilyllä pieneneminen on tätäkin nopeampaa.

Paras haitta-arvio saadaan, kun tunnetaan potilaan eri elimiin ja kudoksiin keskimäärin absorboituneet annokset. Niiden perusteella voidaan arvioida sukupuolesta ja altistusiästä riippuvat syövän ja perinnöllisten haittojen riskit esimerkiksi BEIR V -raportin riskimallin ja kansallisten syöpätilastojen mukaisesti. Yksinkertaisempi riskiarvio saadaan kuitenkin käyttämällä monien eri elinten annosten sijaan niistä laskettua painotettua keskiarvoa, efektiivistä annosta³⁴ (E). Tämä suure on kansainvälisen säteilysuojelutoimikunnan (ICRP, International Commission on Radiological Protection) määritelmän mukaan

$$E = \sum_i w_i \cdot H_i, \quad (1.46)$$

missä summausindeksi i käy läpi eri elimet ja kudokset, w_i on kudoksen i painotuskerroin ja H_i sen ekvivalenttiannos³⁵. Kudosten painotuskertoimet on esitetty taulukossa 1.7.

Efektiivinen annos on yleistynyt potilaalle säteilystä aiheutuneen riskin kuvaajana. Sen käytössä on kuitenkin epämääräisyyttä, koska se, muun muassa, on määritelty keskimääräiselle väestölle, jossa on yhtä paljon miehiä ja naisia ja ikäjakauma on laaja. Röntgentutkimuksissa nämä ehdot eivät aina täyty, vaan esimerkiksi mammografiatutkimuksia tehdään käytännössä vain naispotilaille. Useimmissa tutkimuksissa potilaat ovat myös tyypillisesti keskimääräistä väestöä vanhempia, ja iältään keskimääräisen potilaan riski saada säteilystä syöpä on yleensä pienempi kuin iältään keskimääräisen kansalaisen. Vanhojen ihmisten sukusolujen altistamisesta aiheutuva geneettinen haitta on myös pieni tai olematon (altistuksen jälkeen saatavien jälkeläisten määrän odotusarvon mukaisesti). Efektiivinen annos ei siksi kerro tarkasti röntgentutkimuksista aiheutuvaa säteilyhaittaa yksilötasolla, vaan arvio on

³⁴ ICRP:n aikaisempi samankaltainen suure oli nimeltään efektiivinen annosekvivalentti. Nimenmuutoksen yhteydessä ICRP teki pienen muutoksen suureen määritelmään ja muutti kudosten painotuskertoimia. Tämän vuoksi efektiivisen annoksen ja efektiivisen annosekvivalentin arvot poikkeavat toisistaan.

³⁵ Elimen ekvivalenttiannos (yksikkö Sv) on elimeen keskimäärin absorboitunut annos (yksikkö Gy) kerrottuna säteilyn laadusta riippuvalla säteilyn painotuskertoimella. Röntgensäteilylle tämän painotuskertoimen arvo on 1 Sv/Gy, joten lukuarvoltaan elimen ekvivalenttiannos ja siihen keskimäärin absorboitunut annos ovat samat.

Elin tai kudosis	Kudoksen painotuskerroin w_i
Gonadit (kivekset ja munasarjat)	0,20
Aktiivi luuydin	0,12
Keuhkot	0,12
Paksusuoli	0,12
Mahalaukku	0,12
Maksa	0,05
Kilpirauhanen	0,05
Ruokatorvi	0,05
Rinnat	0,05
Virtsarakko	0,05
Luun pintakudokset	0,01
Iho	0,01
Muut elimet ja kudokset *	0,05

* "Muut elimet ja kudokset" koostuvat seuraavista: aivot, haima, kateenkorva, keuhkojen ulkopuoliset hengitystiet, kohtu, lihaskudos, lisämunuaiset, munuaiset, ohutsuoli ja perna. Näiden kudosten yhteenlaskettu painotuskerroin on 0,05, ja se annetaan näiden kudosten massalla painotetulle keskiarvoannokselle. Mikäli jokin näistä elimistä saa suuremman annoksen kuin mikään kahdestatoista elimestä, joille on määritelty varsinainen painotuskerroin, tälle elimelle käytetään erityistä painotuskerrointa 0,025. Loput "muiden elinten" painotuskertoimesta, 0,025, käytetään jäljelle jääneiden "muiden elinten" massalla painotetun keskimääräisen annoksen painotuskertoimeksi.

TAULUKKO 1.7 Efektiiisen annoksen laskennassa käytettävät kudosten painotuskertoimet

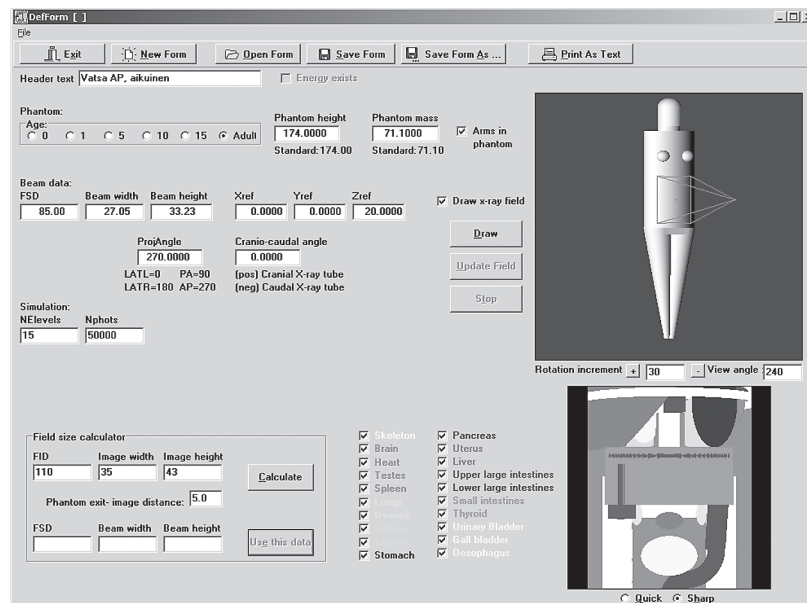
tarkoitettu keskimääräiselle väestölle. Yleisesti ottaen efektiiivinen annos soveltuu kuitenkin paljon paremmin röntgentutkimusten potilasannosten arviointiin ja vertailuun kuin tähän tarkoitukseen aikaisemmin käytetyt suureet.

Efektiiivisen annoksen määrittäminen on työlästä, koska siihen tarvitaan absorboituneet annokset yli kahdessakymmenessä kehon elimessä tai kudoksessa. Nämä annokset riippuvat voimakkaasti siitä, kuinka paljon ja millaista säteilyä potilaaseen kohdistetaan, miten röntgensäteilykeila on rajattu ja suunnattu potilaaseen ja millaiset ovat potilaan koko ja muut yksilölliset ominaisuudet. Mikäli annosmittauksen tavoitteena on jokin muu asia kuin säteilyhaitan arviointi, kannattaa usein tyytyä yksinkertaisempien annossuureiden mittaukseen.

Potilaan elinten annoksia ei voi suoraan mitata. Röntgentutkimuksista eri elimiin aiheutuvaa annosta voidaan kuitenkin arvioida mittaamalla. Tällöin käytetään viipaleista koostuvaa anatomista fantomia ja sen sisään asetettavia termoloistedosimetreja. Mittaus on kuitenkin kovin työlästä, ja tarkkojen, potilaiden annoksia vastaavien tulosten saaminen

on vaikeaa. Tavallisesti elinannokset ja efektiivinen annos arvioidaan-kin mitattujen annostietojen (*ESD* tai *DAP*) ja kuhunkin tutkimustilan- teeseen laskettujen elinten annosten muunnoskertoimien avulla. Näi- den muunnoskertoimien laskennassa ei ainakaan vielä nykyisin kyetä käyttämään potilaan yksilöllisiä anatomisia tietoja, vaan on tyydyttävä yksinkertaistettuihin matemaattisiin fantomeihin. Useimmiten nämä vastaavat karkeasti vain standardikokoista hermafrodiittia aikuispoti- lasta. Joissakin efektiivisen annoksen laskentaohjelmissa on kuiten- kin mahdollisuus sovittaa fantomimalliin joitakin potilaan yksilöllisiä ominaisuuksia.

Efektiivisen annoksen laskentamenetelmät perustuvat pääosin Monte Carlo -menetelmään, jonka avulla voidaan arvioida elinten annokset erilaisissa säteilytilanteissa. Asiaa on hieman tarkemmin käsitelty Liit- teessä 1, jossa on myös kirjallisuusviitteitä efektiivisen annoksen ja elinten annosten arvioimiseen.



KUVA 1.42 Elinannosten ja efektiivisen annoksen laskemiseen tarkoitettun PCXMC-annoslaskentaohjelman ikkuna

Tässä ikkunassa ohjelmalle kuvaillaan tarkasteltavan röntgentutkimuksen geometria: säteilyn tulosuunta, sen kohdistus potilaaseen, röntgenputken fokuksen etäisyys potilaan iholta sekä säteilykeilan ja potilaan koko. Ohjelmaan syötetään lisäksi säteilyä koskevat tiedot. Ohjelma laskee annokset potilaan eri elimissä sekä efektiivisen annoksen. PCXMC on STUKin julkaisema Monte Carlo -ohjelma, jonka toimintaselustus ja ilmainen kokeiluversio on saatavissa internet-osoitteesta <http://www.stuk.fi/pcxmc>. (Katso myös liite 1.)

Mammografiassa käytetyt annossuureet

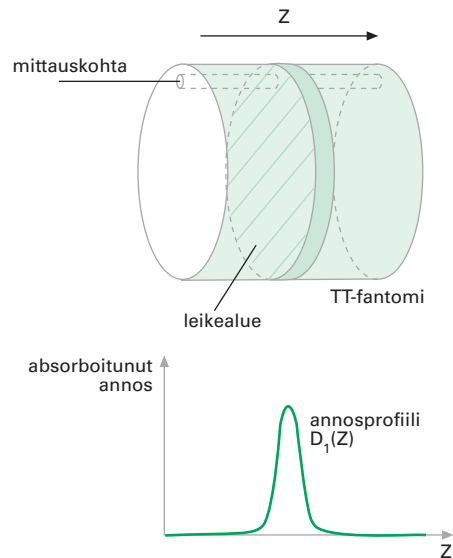
Mammografiassa, rintojen röntgenkuvauksessa, oleellisen säteilyannoksen saavat käytännöllisesti katsoen ainoastaan rinnat. Muut kudokset eivät ole primaarikelassa ja sironta niihin on mammografiassa käytetyllä pienellä fotonienenergialla vähäistä. Mammografiassa pinta-annos mitataan usein ilman takaisinsirontaa. Tämä on monesti tilanne myös fantomia käytettäessä, jos mitta-anturi ei herkästi havaitse takaisinsirontaa säteilyä. Annosmittaukset ja -vertailut tehdään usein keskimääräiselle rinnalle (puristetun rinnan paksuus 5 cm, rauhas- ja rasvakudosten osuus yhtä suuri), ja standardifantomiksi on yleensä valittu tätä vaimennukseltaan vastaava 45 mm paksuinen homogeeninen akryylimuovifantomi. Käytännössä mammografialaitteessa puristetun rinnan paksuus ja rinnassa olevan rauhaskudoksen määrä ja sijainti vaihtelevat tutkittavasta toiseen, minkä takia myös kuvaan tarvittava pinta-annos vaihtelee. Rinnan rauhaskudokseen absorboitunut annos voidaan arvioida, kun tunnetaan käytetty pinta-annos, säteilylaatu, rinnan paksuus ja rauhaskudospitoisuus. Useisiin kuvaustilanteisiin soveltuvia arvoja on esitetty Liitteen 1 kirjallisuusviitteissä.

Käytäntö mammografiasta aiheutuvan efektiivisen annoksen laskemisessa vaihtelee. Jotkut käyttävät rintojen painotuskertoimena arvoa 0,05 ICRP:n määritelmän mukaisesti, ja toiset taas kaksinkertaista arvoa 0,1 siksi, että tutkimus kohdistuu yksinomaan naisiin. Yksimielisyyttä oikeasta tulkinnasta ei ole.

Tietokonetomografiassa käytettävät annossuureet

Efektiivinen annos sopii tavanomaisten tutkimusten lisäksi hyvin myös tietokonetomografiasta (TT) potilaille aiheutuvan säteilyaltistuksen arviointiin. Myös TT:n efektiivisen annoksen arviot perustuvat nykyisin Monte Carlo -menetelmällä laskettuihin elinten annoksiin, jotka on tätä tarkoitusta varten normitettu tutkimusaukon keskellä ilmassa ilman fantomia mitattuun *CTDI*- tai *DLP*-arvoon – näitä TT:n annosmittauksiin liittyviä suureita käsitellään tarkemmin myöhemmin tässä luvussa. Muunnoskertoimet riippuvat useista TT-laitteen rakenteeseen ja toiminta-arvoihin liittyvistä tekijöistä, ja ne on jouduttu siksi laskemaan kullekin laitetyypille erikseen. Kirjallisuusviitteitä TT:stä aiheutuvien elinten annosten ja efektiivisen annoksen laskemiseksi on Liitteessä 1.

Kuten luvussa 1.6 esitettiin, tietokonetomografiassa potilaaseen kohdistettava säteily on nykyisissä laitteissa rajattu kapeaksi, viuhkan muo-



KUVA 1.43 Tietokonetomografiassa säteily kohdistuu pääasiassa kuvattavan leikkeen alueelle ja absorboitunut annos pienenee nopeasti leikealueelta etäännyttäessä

Annosprofiililla tarkoitetaan käyrää, joka saadaan, kun absorboitunut annos (ilmassa tai tietyllä syvyydellä fantomissa) esitetään paikan funktiona leikealuetta vastaan kohtisuorassa suunnassa (z).

toiseksi keilaksi, joka kohdistuu potilaaseen eri suunnilta pyörähtäessään potilaan pysty akselin ympäri. Yleisimmässä laitetyypissä röntgenputki pyörähtää yhden leikkeen otossa yhden kierroksen potilaan ympäri. Jos potilaan sijasta tarkastellaan yksinkertaisuuden vuoksi ympyrä sylinterin muotoista fantomia, absorboitunut annos³⁶ on vakio kullakin sylinterin ympäri piirretyllä ympyrän kehällä, mutta muuttuu nopeasti sylinterin pinnalla pituussuunnassa, eli leiketason vastaan kohtisuorassa suunnassa. Kuvassa 1.43 on esitetty esimerkki annoksesta pituussuunnan paikan funktiona, kun kuvataan yksi leike (tai yksi leikesarja monileikelaitteella). Tätä kutsutaan tietokonetomografian annosprofiiliksi ja merkitään alla $D_1(z)$.

Annosprofiilin leveys vastaa melko tarkasti kuvattavan leikkeen paksuutta, koska leikepaksuus säädetään säteilykeilan leveyden avul-

³⁶ Myös tietokonetomografian annosmittauksissa on vaihtelevaa käytäntöä siinä, mihin materiaaliin absorboituneena annoksena tulokset ilmaistaan. Yleisin käytäntö, jota tässäkin käytetään, on ilmaista kaikki TT:n annosuureet (efektivistä annosta ja elinten annoksia lukuun ottamatta) absorboituneena annoksena ilmaan. Tätä käytäntöä noudatetaan myös esimerkiksi IEC:n standardeissa.

la³⁷. Ideaalisesti annosprofiili olisi suorakulmainen, jolloin annos potilaan iholla voitaisiin ilmaista pinta-annosta käyttäen – tämän arvo olisi sama kuin annosprofiilin korkeus. Käytännössä annosprofiili kuitenkin poikkeaa suorakulmaisesta muodosta, erityisesti pieniä leikepaksuuksia käytettäessä, ja pinta-annos vaihtuu nopeasti pisteestä toiseen. Mikä pisteistä tulisi valita pinta-annoksen mittauspisteeksi? Joissakin teksteissä pinta-annoksella on tarkoitettu annosprofiilin maksimiarvoa, mutta useimmiten pinta-annos ilmaistaan fantomin pinnalla mitatun *CTDI*:n (Computed Tomography Dose Index, TT:n annosindeksi) avulla. Tämä on määritelty laskettavaksi annosprofiilista $D_1(z)$ ja TT-kuvan leikepaksuudesta (T):

$$CTDI = \frac{1}{N \cdot T} \cdot \int_{-a}^a D_1(z) dz . \quad (1.47)$$

N on tässä yhden röntgenputken pyörähdyksen aikana syntyvien leikekuvien lukumäärä. Annosprofiilin integroinnissa käytetyille rajoille (a) on toisistaan poikkeavia käytäntöjä: periaatteessa integrointiväli voisi olla ääretön, mutta käytännössä riittää pienehkö etäisyys leikealueen ympärillä. Yhdysvalloissa käytetyn standardin mukaan integrointirajoiksi on määritelty $\pm 7 \cdot T$ ja kansainvälisessä TT-laitteita koskevassa IEC-standardissa ne ovat ± 50 mm. Näistä erilaisista määritelmistä aiheutuvat erot ovat yleensä pieniä, mutta ne voivat olla merkittäviä pienimmillä leikepaksuuksilla.

Käytännön annosmittauksia varten ei ole tarpeen mitata annosprofiilia, vaan yhtälössä (1.47) tarvittava annosprofiilin integraali voidaan mitata suoraan. Tavallisimmin tässä mittauksessa käytetään puikko- maista, 100 millimetrin pituista ionisaatiokammiota, jonka herkkyys on koko mittakammion pituudelta sama. Tämä mittakammio asetetaan leikealueelle haluttuun kohtaan niin, että sen pituusakseli on

³⁷ Leikepaksuutta voidaan periaatteessa säätää myös ilmaisimen edessä tehtävällä säteilykeilan rajauksella, mikä ratkaisu olikin osittaisessa käytössä joissakin alkuaikojen TT-laitteissa. Ilmaisimen edessä tapahtuva keilan rajausta johtaa kuitenkin tehottomaan säteilyn käyttöön, koska silloin potilaaseen kohdistettua säteilykeilaa ei kokonaan käytetä hyväksi. Joissakin nykyisissä TT-laitteissa on rinnakkain useita ilmaisinsivejä. Näissä laitteissa saadaan yhdellä pyörähdyksellä kuvattua useita leikkeitä, ja näiden leikkeiden yhteenlaskettu paksuus vastaa likimain annosprofiilin leveyttä. Säteilykeila joudutaan tällöin kuitenkin usein pitämään detektorien yhteenlaskettua leveyttä suurempana. Tällaisen laitteen säteilynkäytön tehokkuus voi siksi olla huonompi kuin aiemmassa laitesukupolvessa, erityisesti kun käytetään pientä leikepaksuutta.

leiketasoja vastaan kohtisuorassa ja vain kammion keskikohta on säteilykeilassa leikekuvaa otettaessa. Säteilymittarin lukema (D) vastaa nyt keskimääräistä absorboitunutta annosta koko ionisaatiokammion pituudella (L), ja

$$D \cdot L = \int_{-L/2}^{L/2} D_1(z) dz, \quad (1.48)$$

toisin sanoen yhtälössä (1.47) oleva integraali saadaan yksinkertaisesti kertomalla säteilymittarin lukema mittakammion herkän osan pituudella. Joskus integrointipituus millimetreinä merkitään näkyviin $CTDI$:n alaindeksinä; esimerkiksi 100 millimetrin pituista mittakammiota käytettäessä $CTDI_{100}$.

Toinen, joskus käytetty tapa annosprofiilin integraalin mittaamiseksi on pinota ohuita termoloistedosimetrejä päällekkäin ja säteilyttää tämä pino samoin kuin ionisaatiokammio edellä, jolloin integraalin arvo saadaan laskemalla yhteen eri dosimetrien paksuuden ja annoksen tulo. Samalla saadaan tietysti arvio myös annosprofiilin muodosta.

Annosprofiilia tai $CTDI$:tä ei tarvitse mitata fantomin pinnalla, vaan mittaus voidaan tehdä yhtä hyvin fantomin sisällä tai ilman fantomia. Näille eri mittauksille ei ole omaa nimeä, joten $CTDI$:n yhteydessä on kerrottava millä syvyydellä ja millaisessa fantomissa se on mitattu. TT:n annosmittaukset tehdään tavallisesti joko tutkimusaukon keskellä ilman fantomia tai erityisiä annosfantomia käyttäen. Nämä ovat sylinterimäisiä akryylimuovifantomeja, joiden keskiakselilla ja pinnan alla yhden senttimetrin syvyydellä on reiät säteilymittarin anturille. Pään kuvauksia vastaavan fantomin halkaisijaksi on sovittu 16 cm ja vartalon aluetta vastaavan fantomin halkaisijaksi 32 cm. Fantomien pituuden on oltava vähintään 14 cm, jotta potilaassa siroavaa säteilyä saataisiin jäljitelyä riittävästi. Käytännössä $CTDI$:llä tarkoitetaan aina mittauksia näissä standardifantomeissa, ellei muuta ole ilmoitettu.

Tietokonetomografiassa annos ei pienene syvemmällä potilaassa läheskään yhtä nopeasti kuin tavanomaisissa röntgenkuvauksissa. Tämä johtuu monesta tekijästä. TT:ssä käytettävä säteily on kovempaa kuin useimmissa röntgenkuvauksissa, säteily kohdistetaan potilaaseen useilta eri suunnilta ja röntgenputken suodatin on usein keskellä keilaa ohuempi kuin keilan laidoilla. Pään kuvauksia vastaavan fantomin keskellä annos voi olla esimerkiksi 80–90 prosent-

tia ja vartaloa vastaavan fantomin keskellä 40–50 prosenttia pinnalla mitatusta annoksesta.

Tietyllä syvyydellä mitattujen $CTDI$ -arvojen lisäksi on määritelty potilaan kudosten keskimääräiseen annokseen paremmin yhdistyvä suure, painotettu TT:n annosindeksi, $CTDI_w$, joka lasketaan edellä esitettyjen standardifantomien pinta-annoksesta $CTDI_p$ ja keskellä mitatusta annoksesta $CTDI_c$

$$CTDI_w = \frac{2}{3} \cdot CTDI_p + \frac{1}{3} \cdot CTDI_c . \quad (1.49)$$

Pää- ja vartalofantomimittauksille ei ole omaa nimeä, vaan käytettävä fantomi valitaan tutkittavan kehon osan mukaan. Lasten annosten arviointiin suositellaan usein käytettäväksi pienempää näistä fantomeista, olipa kyse sitten pään tai vartalon alueen tutkimuksesta.

Miten näitä erilaisia $CTDI$ -arvoja tulisi tulkita? Yksi mahdollisuus, joka esitettiin jo yllä, on tulkita ne nimellisiksi absorboituneiksi annoksiksi leikkeen sisällä, kun ajatellaan kaiken säteilyn absorption tapahtuvan nominaalisen leikepaksuuden rajaamassa tilavuudessa. Siksi joskus sanotaan, että $CTDI$ ilmaisee yhden leikkeen annoksen. Tämä tulkintamalli on kuitenkin virheellinen, koska todellisuudessa säteilykeila ei rajaudu tarkasti ja sironnut säteily aiheuttaa annosta leikkeen ulkopuolelle, erityisesti syvällä potilaassa tai fantomissa, jossa sironneen säteilyn osuus on suuri. Se johtaa myös virheelliseen tulkintaan potilaan säteilyaltistuksesta: jos verrataan esimerkiksi kahden ja kymmenen millimetrin leikepaksuuksilla, mutta muuten samoilla säätöarvoilla otettuja leikkeitä, on potilaan todellinen säteilyaltistus leikettä kohti jälkimmäisessä tapauksessa noin viisinkertainen edelliseen verrattuna, vaikka niiden $CTDI$ -arvot ovat likimain samat.

TT-tutkimuksissa potilaasta kuvataan yleensä useita leikkeitä, jotka voivat olla vierekkäisiä tai sopivin välimatkoin otettuja. Tyypillisesti siirto leikkeiden välillä on yhtä suuri tai suurempi kuin nimellinen leikepaksuus. Nimellistä yhden leikkeen alueen annosta järkevämpi $CTDI$:n tulkinta onkin ajatella sen kuvaavan keskimääräistä annosta tutkittavan alueen keskellä silloin, kun potilaasta kuvataan useita vierekkäisiä leikkeitä. Mikäli leikkeiden välinen siirto poikkeaa leikepaksuudesta, ei $CTDI$:n käyttö annoksen ilmaisemisessa ole järkevää, mutta samankaltainen suure, keskimääräinen tutkittavan alueen annos, saadaan käyttämällä leikkeiden välisen siirron pituutta (Δd) leikepaksuuden $N \cdot T$ sijasta $CTDI$:n määritelmässä (1.47). Useasta leik-

keestä koostuvasta tutkimuksesta tutkittavan alueen keskivaiheille aiheutuva keskimääräinen annos (*MSAD*, multiple scan average dose) on siis

$$MSAD = \frac{1}{\Delta d} \cdot \int_{-a}^a D_1(z) dz. \quad (1.50)$$

Integraalin arvo ei käytännössä riipu voimakkaasti a :sta, ja esimerkiksi 100 millimetrin pituista mittakammiota käyttämällä saadaan riittävän tarkka tulos useasta leikkeestä koostuvan tutkimuksen annoksen arvioimiseksi. Samoin kuin *CTDI*, *MSAD* voi viitata eri syvyyksillä mitattuihin annoksiin tai esimerkiksi määritelmän (1.49) kaltaiseen painotettuun suureeseen; tällaista painotettua keskimääräistä annosta kutsutaan TT-annoksen tilavuuskeskiarvoksi ja merkitään tässä $MSAD_w$:llä. Jos leikkeiden välinen siirto on suurempi kuin leikepaksuus, annoksen aaltomainen vaihtelu z :n muuttuessa voi olla suurta. Annos voi paikoitellen olla *MSAD*:ia huomattavasti suurempi tai pienempi, mutta keskimäärin se on *MSAD*:in suuruinen.

Edellä nähtiin, kuinka standardifantomien pinnalla mitattua *CTDI*:tä tai *MSAD*:ia voi pitää useasta leikkeestä koostuvan TT-tutkimuksen tapauksessa analogisena yhden röntgenkuvan pinta-annoksen kanssa. Vastaavasti kuin tavanomaisessa röntgenkuvauksessa, TT:ssäkin potilaan altistus riippuu myös tutkittavan alueen koosta. TT:ssä tämä otetaan huomioon mittaamalla annoksen ja pituuden tulo (*DLP*, dose length product). *DLP* voidaan määritellä integraalina

$$DLP = \int_{-a}^a D(z) dz, \quad (1.51)$$

missä $D(z)$ ei nyt välttämättä ole enää yhden leikkeen annosprofiili, kuten *CTDI*:tä määriteltäessä, vaan se voi yhtä hyvin kuvata koko tutkimuksen (usean leikkeen) aiheuttamaa annosta tarkastellulla suoralla. Integrointirajojen ($\pm a$) tulee olla riittävän suuret, jotta kaikki annosta oleellisesti saavat alueet otetaan mukaan. Mikäli oletetaan, että laite ottaa vain yhden leikkeen kerrallaan ja tutkimus koostuu n :stä leikkeestä, voidaan *DLP* laskea myös yhden leikkeen annosprofiilista $D_1(z)$ tai *CTDI*:stä

$$DLP = n \cdot \int_{-a}^a D_1(z) dz = n \cdot DLP_1 = n \cdot T \cdot CTDI. \quad (1.52)$$

Samoin kuin *CTDI*:nkin kohdalla oli asia, ei ilman fantomia tai eri syvyyksillä mitatuille annoksen ja pituuden tuloillekaan ei ole omia nimiä. Tuloksen yhteydessä on kerrottava, millaisesta mittauksesta pu-

hutaan. *DLP*:n osalta sekaannusta lisää se, että joissakin teksteissä³⁸ *DLP*:llä tarkoitetaan painotetusta $CTDI_w$:stä laskettua painotetun annoksen ja pituuden tuloa ilman, että se osoitettaisiin painotusta osoittavalla ala-indeksillä.

Edellä esitetyt annossuureet voidaan helposti yleistää helikaaliseen TT-kuvaukseen. Siinä leikkeiden välinen siirto korvautuu tutkimuspöydän siirroksella yhden röntgenputken pyörähdysten aikana, niin sanotun pitchin³⁹ ja leikepaksuuden tulolla. *CTDI*:n, *MSAD*:n ja *DLP*:n mittaamiseksi näille laitteille on kuitenkin usein kätevää mitata *CTDI*-arvot tavanomaista leikekuvausmoodia käyttäen ja normittaa ne yhtä mAs-yksikköä vastaavaksi suureeksi ${}_nCTDI$ (mGy/mAs). Kertomalla tämä yhtä röntgenputken pyörähdystä vastaavalla mAs-arvolla (Q_1) saadaan tätä kuvaustekniikkaa vastaava *CTDI*-arvo. Tämä *CTDI*-arvo vastaa keskimääräistä annosta, kun pitch on yksi, eli kun tutkimus tehdään vierekkäisin leikkein tehtävää tutkimusta vastaavasti. Muille pitchin arvoille keskimääräinen annos saadaan jakamalla tämä *CTDI*-arvo pitchillä

$$MSAD = \frac{CTDI}{pitch} . \quad (1.53)$$

Toinen tapa laskea keskimääräinen annos tutkittavalle alueelle on laskea se yksinkertaisesti koko tutkimuksen *DLP*:n ja tutkitun alueen pituuden (b) suhteena

$$\begin{aligned} MSAD &= DLP/b = {}_nCTDI \cdot N \cdot T \cdot Q_{tot} / b \\ &= {}_nCTDI \cdot N \cdot T \cdot Q_1 \cdot n / b , \end{aligned} \quad (1.54)$$

missä n on röntgenputken pyörähdysten lukumäärä, N röntgenputken yhden pyörähdysten aikana saatavien leikkeiden lukumäärä ja Q_{tot} koko tutkimukseen käytetty putkivirran ja kuvausajan tulo. Koko tut-

³⁸ Esimerkiksi EUR 16262 EN, European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, European Commission, Luxembourg, 1999.

³⁹ Pitch tarkoittaa tässä tekstissä potilaan siirtomatkaa röntgenputken yhden pyörähdysten aikana jaettuna leikepaksuudella: $pitch = \Delta d / (N \cdot T)$. Pitchin arvo yksi vastaa tavanomaisen TT:n tilannetta, jossa leikkeiden välinen siirto on yhtä suuri kuin leikepaksuus. Sekaannusta aiheuttaa se, että jotkut TT-laitteiden valmistajat määrittelevät pitchin pelkän leikepaksuuden avulla, ottamatta huomioon kerralla otettujen leikkeiden lukumäärää.

kimuksen DLP voidaan tietysti mitata myös suoraan niin, että ionisaa-tiokammion (ja fantomin) liikkuminen tutkimuspöydän mukana este-tään, ja mittakammion sama kohta pysyy leiketasossa integroimassa kertyvää annosta koko kuvaukseen käytettävän ajan.

Tietokonetomografialaitteiden annokset riippuvat monista kuvaustek-niikan parametreista. Jotta parametrien vaikutus annokseen saataisiin selville, on annosmittaus (DLP) tehtävä ainakin kaikille käytettäville putkijännitteille ja leikepaksuuksille. On myös varmistuttava siitä, että annos on verrannollinen kuvausaikaan ja valittuun putkivirtaan (tai mAs-arvoon). Mittauksesta johdetun $CTDI$ -arvon tulee olla likimain sama kaikilla leikepaksuuksilla, mutta yleensä arvo kasvaa hieman, kun leikepaksuutta pienennetään. Monissa laitteissa annos riippuu myös kuvauskohteesta, koska putken suodatus voi olla eri kohteille erilainen, ja joissakin laitteissa eri suuruiset kuvakenttäkoot saavute-taan muuttamalla röntgenputken etäisyyttä pyörähdyskeskipisteestä. Se, tehdäänkö mittaukset ilman fantomia vai pää- tai vartalofantomia käyttäen, riippuu mittauksen käyttötarkoituksesta.

Eurooppalaisissa TT:n laatukriteereissä (katso kirjallisuusluettelo) po-tilaan annokselle annetut referenssiarvot on ilmaistu annosfanto-meissa mitattavien painotettujen annossuureiden $CTDI_w$ ja DLP_w avul-la. $CTDI_w$:n on ajateltu kuvaavan yksittäisten leikkeiden annostasoa ja DLP_w :n koko tutkimuksesta aiheutuvaa altistusta. Kuten edellä jo mai-nittiin, tätä $CTDI_w$:lle ajateltua tulkintaa voidaan pitää virheellisenä. Yhden leikkeen annosta voitaisiin paremmin luonnehtia yhdestä leik-keestä aiheutuvan annoksen ja pituuden tulon (DLP_l) avulla. Mittaus-tapansa mukaisesti nämä suureet ilmaisevat annosfantomissa mitat-tuja annoksia, eivätkä siksi kuvaa tarkasti potilaan altistusta, joka riip-puu myös potilaan koosta ja tutkitusta kehon osasta.

Uusissa TT-laitteissa on potilaan annosta ilmaiseva näyttö. IEC:n TT-laitteita koskevan standardin (IEC 60601-2-44:2001, Amend-ment 1:2002) vaatimusten mukaisesti tällaisen näytön tulee esittää kyseisessä tutkimuksessa aiheutuvaa keskimääräistä painotettua annosta, jota yllä on merkitty $MSAD_w$:llä. IEC kuitenkin käyttää täs-tä suureesta merkintää $CTDI_{vol}$. Kun tutkimus tehdään vierekkäisin leikkein, $CTDI$:n ja $MSAD$:in arvot ovat tietysti samat, eikä sekaan-nuksen vaaraa ole. Monissa laitteissa on näyttö myös koko tutki-muksesta aiheutuvalla DLP :lle. Tämäkin näyttö on laskettu yhtälön (1.49) mukaisesti painotetulle annokselle, ja sitä on yllä olevassa tekstissä merkitty DLP_w :llä.

Potilaiden annokset röntgentutkimuksissa

Vertailutasot

Yleinen havainto on, että potilaille samasta tutkimuksesta eri tutkimuspaikoissa aiheutuva annos voi vaihdella paljon: suurimmat annokset voivat olla jopa kymmen- tai satakertaisia pienimpiin annoksiin verrattuna. Osa vaihtelusta johtuu eroista potilaiden koossa, rakenteesta tai terveydentilassa, mutta toisaalta suuri osa aiheutuu eroista tutkimustekniikassa, laitteiden toiminnassa ja saavutetussa kuvanlaadussa. Annosten suuren vaihtelun takia röntgentoiminnan harjoittajille on annettu velvollisuus seurata tutkimuksista aiheutuvia annoksia ja pitää huolta siitä, että oman röntgentoiminnan annostasoa ei ole liian korkea. Tässä käytetään hyväksi niin sanottuja vertailutasoja, joilla röntgentoiminnassa tarkoitetaan potilaan annostasoa, joita ei normaalikokoisen potilaan tutkimuksissa tule toistuvasti ylittää. On syytä huomata, että ne eivät ole annosrajoja siinä mielessä, että niitä ei saisi ylittää yksittäisten potilaiden kohdalla, vaan ne koskevat keskimääräistä

Kuvausprojektiio	Pinta-annos (ESD) kuvaa kohden (mGy)
Thorax PA	0,2
Thorax LAT	1
Lanneranka AP	8
Lanneranka LAT	25
Lanneranka LSJ (LV-S1)	35
Lantio AP	8
Urografia AP	8
Natiivivatsa AP, seisten	8
Rinta CC, MLO, LAT	10
Kallo PA	5
Kallo LAT	3
Sinus, kuutamo	5
Hammaskuvaus, ylämolaari	5

TAULUKKO 1.8 Suomessa käytössä olevia tavanomaisten röntgenkuvausten vertailutasoja

Vertailutasot on annettu normaalikokoisten aikuispotilaiden yhtä kuvaa kohti aiheutuvalle pinta-annokselle (ESD).

Tutkimus	Annoksen ja pinta-alan tulo (DAP) koko tutkimuksessa (Gycm ²)
Keuhkot PA + LAT	0,6
Lanneranka AP + LAT	10
Lantio AP	4
Urografia	20
Paksusuoli	50
Hampaiston ja leukojen panoraamatomografia	0,12

TAULUKKO 1.9 Suomessa käytössä olevia tavanomaisten röntgentutkimusten vertailutasoja

Vertailutasot on annettu koko tutkimuksesta normaalikokoiselle aikuispotilaalle aiheutuvalla annoksen ja pinta-alan tulolle (DAP).

TT-tutkimus	TT-annoksen tilavuuskeskiarvo ($MSAD_w$) (mGy)	Painotettu annoksen ja pituuden tulo (DLP_w) (mGy-cm)
Pään alueen TT-tutkimus		
- kasvot, sinukset	35	350
- muu pään alue	60	1 050
Vartalon alueen TT-tutkimus		
- keuhkot	30	650
- lantio	35	600
- vatsa, lanneranka	35	800
- munuaiset, haima	35	800
- maksa, perna	35	900
Kaularangan TT-tutkimus	70	450

TAULUKKO 1.10 Suomessa käytössä olevia tietokonetomografiatutkimusten vertailutasoja⁴⁰

Vertailutasot on annettu annosfantomin avulla tehtäville mittauksille. Akryylimuovisen sylinterifantomin halkaisija pään tutkimuksissa 16 cm ja vartalon alueen tutkimuksissa 32 cm.

⁴⁰ STUKin antamassa ohjeessa "Röntgentutkimusten vertailutasot aikuisille, 8.12.2000" nämä arvot on annettu käyttäen $CTDI_w$ -nimeä. Nimi on tässä muutettu vastaamaan tässä kirjassa esitettyä nimityskäytäntöä. Huomattakoon myös, että $MSAD_w$ on sama suure ($CTDI_{vol}$), jota käytetään TT-laitteiden annosnäytöissä.

annosta normaalikokoisia potilaita tutkittaessa. Toisaalta röntgentutkimusten vertailutasot eivät myöskään ole röntgentutkimuksille suositeltuja annoksia, vaan huomautusraja sille, että on ryhdyttävä toimenpiteisiin annoksen alentamiseksi. Ainakin tämänhetkinen käytäntö on antaa vertailutasot suoraan mitattavien annossuureiden avulla (*ESD*, *DAP*, *MSAD_w*, *DLP_w*), vaikka ne eivät ilmaisekaan potilaalle säteilystä aiheutuvaa riskiä tarkasti. Taulukoissa 1.8–1.10 on esitetty STUKin Suomeen vahvistamat, tällä hetkellä voimassa olevat vertailutasot röntgendiagnostiikkaan. Taulukossa 1.8 on joitakin tavallisia, yksittäisiä kuvausprojektiota koskevat arvot pinta-annoksena. Taulukossa 1.9 joitakin tavallisia röntgentutkimuksia koskevat arvot annoksen ja pinta-alan tulona ja taulukossa 1.10 tietokonetomografiaa koskevat vertailutasot. Nämä normaalikokoisille aikuispotilaille tarkoitettut vertailutasot eivät sovi lasten röntgentutkimuksiin lasten pienemmän koon vuoksi. Joihinkin lasten tutkimuksiin soveltuvia vertailutasoja on esitetty EU:n laatukriteereissä. Ne on jouduttu lasten suuren kokovaihtelun vuoksi antamaan monenikäisille lapsipotilaille.

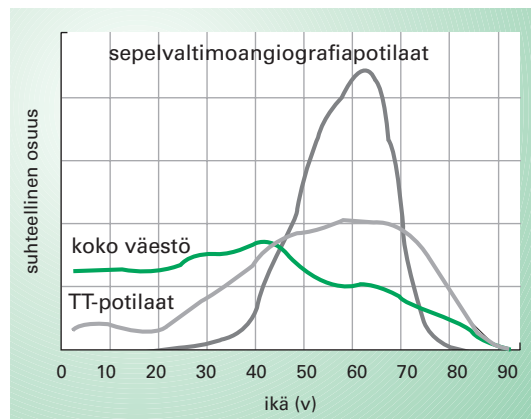
Röntgentutkimusmäärät ja niiden keskimääriset annokset

Röntgentutkimusten määrä näyttää olevan hitaasti pienemässä Suomessa tehtiin 4,1 miljoonaa röntgentutkimusta⁴¹ vuonna 2000, kun niitä tehtiin 4,2 miljoonaa vuonna 1995, 4,6 miljoonaa vuonna 1984 ja 5,1 miljoonaa vuonna 1975. Tämä tutkimusmäärien pieneminen johtuu kuitenkin pääosin tuberkuloosiseulonnan lopettamisesta. Keuhkojen pienoiskuvausten määrä on pienentynyt nopeasti. Vuonna 1976 keuhkojen pienoiskuvauksia tehtiin lähes kaksi miljoonaa ja vuonna 1986 vielä noin neljäsataatuhatta. Nykyisin näitä tutkimuksia ei enää tehdä. Uudeksi joukkotutkimukseksi on tullut rintasyövän seulonta mammografian avulla. Se käynnistyi valtakunnallisena seulontaohjelmana vuonna 1987 ja seulonnan laajuus on nykyisin yli 200 000 tutkimusta vuodessa. Se kohdistuu pääasiassa 50–69-vuotiaisiin naisiin. Jos seulontatutkimuksia ei lasketa mukaan, on röntgentutkimusten määrä itse asiassa kasvanut edellä tarkasteltujen ajankohtien välillä.

Suomalaisille tehtiin vuonna 1995 henkeä kohti keskimäärin 0,82 röntgentutkimusta: yli 16-vuotiaille 0,95 röntgentutkimusta/vuosi,

⁴¹ Hakanen A. Radiologisten tutkimusten ja toimenpiteiden määrät vuonna 2000, Raportti STUK-B-STO 49, 2002.

ja alle 16-vuotiaille 0,32 röntgentutkimusta/vuosi⁴². Kuten näistäkin luvuista näkyy, röntgentutkimukset kohdistuvat tyypillisesti vanhempaan väestönosaan; tarkempia esimerkkejä tästä on esitetty kuvassa 1.44, jossa väestön ikäjakaumaa verrataan TT-tutkimuksissa ja sepelvaltimoiden angiografiassa olleiden potilaiden ikäjakaumaan. Tässä kuvassa esitettyjä tuloksia ei kuitenkaan voi yleistää. Potilaiden ikäjakauma eri tutkimuksissa vaihtelee huomattavasti, samoin kuin eri-ikäisille potilaille tyypillisesti tehtävät tutkimuksetkin. Esimerkiksi alle 1-vuotiaille potilaille tehdään useammin keuhkojen, ruoansulatuselinten ja virtsaelinten tutkimuksia kuin vanhemmille lapsille, kun taas luuston kuvausten yleisyys kasvaa lapsen iän mukana.



KUVA 1.44 Sydämen varjoainetutkimuksissa ja tietokonetomografiassa olleiden potilaiden ikäjakauma (STUK-A152, 1998)

Röntgentutkimuksista noin 50 prosenttia on luuston tutkimuksia, ja näistä noin puolet kohdistuu raajojen luihin. Yksittäisistä kuvauskohdeista tavallisin on kuitenkin keuhkot, joiden tutkimuksia on hieman yli 30 prosenttia kaikista röntgentutkimuksista. TT-tutkimusten osuus röntgentutkimuksista on noin 5 prosenttia. 1980-lukuun verrattuna on ruoansulatuselinten ja virtsateiden tutkimusten osuus röntgentutkimuksista vähentynyt, kun taas esimerkiksi TT-tutkimusten ja toimenpideradiologian osuus on kasvanut.

⁴² Näissä ja edellä olleissa tutkimusmääräluvuissa ei ole mukana hammasröntgentoimintaa, jonka määräksi vuonna 2000 arvioitiin noin 1,6 miljoonaa intraoraalikuvausta ja 250 000 hampaiston panoraamatomografiakuvausta.

Taulukossa 1.11 on esitetty joitakin tavallisiin röntgentutkimuksiin liittyviä keskimääräisiä efektiivisiä annoksia. Kuten jo edellä on sanottu, annosten vaihtelu on suurta: yksittäisen potilaan annos voi poiketa näistä arvoista paljonkin. Taulukossa esitettyjä arvoja suurempia annoksia voi aiheutua vaativissa verisuonitutkimuksissa ja radiologisissa toimenpiteissä: niissä efektiivinen annos voi joskus olla jopa suurempi kuin 100 mSv.

Röntgendiagnostiikasta suomalaisille aiheutuvan keskimääräisen efektiivisen annoksen on arvioitu olevan noin 0,5 mSv vuodessa. Siitä aiheutuva suomalaisten kollektiivinen efektiivinen annos on noin 2 400 manSv vuodessa. Laskennallisen riskiarvion mukaan tästä aiheutuu vuosittain runsaat sata syöpäkuolemaa, mikä vastaa noin yhtä prosenttia kuolemaan johtavista syöivistä. Suurin osa tästä väestön säteilyaltis-

Tutkimus tai projektio	Efektiivinen annos (mSv)
Raajojen distaaliosat	< 0,001
Hampaiston panoraamatomografia	0,004
Hampaiden röntgenkuvaus (poskihammas)	0,007
Keuhkot (PA)	0,025
Nenän sivuontelot	0,03
Keuhkot (PA + LAT)	0,1
Kallo	0,12
Kaularanka	0,2
Mammografiaseulontatutkimus	0,2
Rintaranka	1,0
Lantio	1,3
Lonkka	1,3
Pään TT-tutkimus	1,3
Vatsan natiivitutkimus	2,2
Lanneranka	2,3
Urografia	3,2
Lannerangan TT-tutkimus	5,0
Keuhkojen TT-tutkimus	5,1
Paksusuolen kaksoiskontrastitutkimus	9,1
Vatsan alueen TT-tutkimus	12

TAULUKKO 1.11 Joistakin röntgentutkimuksista aiheutuva keskimääräinen efektiivinen annos

tuksesta aiheutuu TT-tutkimuksista sekä suoliston tutkimuksista (paksu- ja ohutsuoli). Yksittäisistä natiivitutkimuksista merkittävin väestön säteilyaltistus aiheutuu lannerangan röntgenkuvauksista, kun taas keuhkojen ja raajojen röntgentutkimusten merkitys on vähäinen näiden tutkimusten yleisyydestä huolimatta.

Onko röntgendiagnostiikasta potilaalle aiheutuva säteilyaltistus pienenevässä? Aikaisempi, 1970-luvun loppupuolen tilannetta kuvaava arvio röntgendiagnostiikan aiheuttamasta väestön keskimääräisestä säteilyaltistuksesta antoi efektiivisen annosekvivalentin arvoksi 0,7 mSv. Osa erosta nykyiseen arvoon voi olla näennäistä, koska altistuksen arvioinnissa käytetyt suuret poikkeavat toisistaan⁴³. Osa erosta selittyy röntgentutkimusten kokonaismäärän pienenemisestä ja muutoksista eri tutkimusten yleisyydessä: esimerkiksi ruoansulatuskanavan läpivalaisututkimukset ovat vähentyneet, mutta toisaalta jotkut muut suuren annoksen aiheuttavat tutkimukset, kuten tietokonetomografiatutkimukset ja läpivalaisuohjauksessa tehtävät toimenpiteet, ovat yleistyneet. Monissa yksittäisissä tutkimuksissa potilaan annokset ovat kuitenkin selvästi pienentyneet: esimerkiksi keuhkokuvauksen keskimääräinen annos on pudonnut puoleen kymmenen vuoden takaisesta arvostaan, ja lannerangan kuvauksen keskimääräinen annos on pienentynyt samassa ajassa noin 35 prosenttia. Uudet röntgentutkimuslaitteet ja -tekniikat eivät kuitenkaan yleensä ensisijaisesti pyri potilaan säteilyaltistuksen pienentämiseen, vaan pääpaino on diagnostisen informaation parantamisessa. Esimerkkeinä tästä ovat TT ja subtraktioangiografia. Tämä suuntaus annosten kasvamiseen on joskus havaittavissa yleisemminkin digitaaliseen kuvantamiseen siirryttäessä (kuva 1.17).

Potilaan annoksen pienentämismahdollisuudet

Voimassa oleva säteilylainsäädäntö edellyttää tutkimuksen oikeutuksen harkintaa ennen röntgentutkimukseen lähettämistä ja sen suorittamista. Kun tutkimukselle on järkevät lääketieteelliset perusteet, oikeutusperiaate toteutuu käytännöllisesti katsoen aina, koska tutkittavalle säteilystä aiheutuva riski on yleensä hyvin pieni saavutettavissa ole-

⁴³ Efektiivisessä annoksessa ja (elinten vanhojen painokertoimien avulla lasketussa) efektiivisessä annosekvivalentissa elinten painokertoimien summa on molemmilla yksi, mutta tarkastelussa huomioitavat elimet ja painokertoimet poikkeavat toisistaan. Röntgendiagnostiikassa näihin suureisiin aiheutuu erityisen merkittävä ero niin sanottujen "muiden elinten" annosten käsittelytavasta. Röntgentutkimuksissa efektiivinen annosekvivalentti on tyypillisesti efektiivistä annosta suurempi, ja joissakin tutkimuksissa ero voi olla jopa yli 50 prosenttia.

vaan hyötyyn verrattuna. Tämä pätee myös hyvin suunniteltuihin, riskiryhmiin kohdistettuihin joukkotutkimuksiin. Oikeutusperiaate ei kuitenkaan välttämättä täyty, mikäli tutkimuksesta odotettavissa oleva hyöty on vähäinen tai olematon. Näin voi olla silloin, kun röntgentutkimuksia tehdään ilman harkintaa tai rutiininomaisesti, esimerkiksi sairaalaan potilaaksi otettaessa, työhöntulotarkastuksessa tai muusta vastaavasta syystä. Mikäli röntgentutkimuksen antama informaatio voidaan saada käyttämättä ionisoivaa säteilyä, on syytä pyrkiä tällaisen vaihtoehdoisen tutkimusmenetelmän käyttöön.

Lainsäädäntö edellyttää myös, että jokainen röntgentutkimus tehdään optimointiperiaatteen mukaisesti. Tällä tarkoitetaan sitä, että potilaan säteilyaltistus pidetään niin vähäisenä kuin käytännössä on mahdollista. Tämä edellyttää muun muassa, että röntgenkuvien määrä ja läpivalaisu-aika pidetään mahdollisimman pienenä, unohtamatta tietenkään tutkimuksen tavoitetta, diagnostisen tiedon saamista. Radiologin toiminta ja harkinta on tässä tärkein tekijä.

Nykyaikaisissa röntgenlaitteissa, erityisesti läpivalaisulaitteissa, voi olla monenlaisia, vaihtelevin tavoin järjestettyjä toimintoja, käyttötapavalintoja ja automaattisia säätöjä. Tällaisia voivat olla muun muassa läpivalaisukuvan elektroninen suurennus, annosnopeusautomaatiikka, kirkkausautomaatiikka, annosnopeusautomaatiikan tason ja/tai toimintatavan valinnat, pulssaavaan läpivalaisuun liittyvät valinnat, kohdeautomaatiikan valinnat, fokuskoon valinta, hajasäteilyhilan käytön valinta. On tärkeää, että käyttäjä tietää kaikkien laitteessa olevien kytkimien ja valintamahdollisuuksien käyttötarkoituksen ja niiden vaikutuksen potilaan annokseen. Tämä edellyttää kunnollista laitteen käytön koulutusta ja helposti saatavilla olevia käyttöohjeita.

Läpivalaisua tulisi tyypillisesti käyttää vain silloin, kun tutkitaan dynaamisia ilmiöitä eikä staattisesta röntgenkuvasta saada riittävää informaatiota. Kun läpivalaisu on tarpeen, voidaan nykyaikaisten läpivalaisulaitteiden tekniikan avulla usein lyhentää läpivalaisu-aikaa: elävä läpivalaisukuva voidaan nauhoittaa tai pysäyttää, ja kuvaa voidaan rauhassa tarkastella ilman potilaan lisäsäteilytystä. Jatkuvan säteilytyksen sijasta voidaan myös käyttää pulssaavaa läpivalaisua. Tällöin kuvassa näkyvä liike voi olla hieman nykivää, mutta se ei useinkaan haittaa tutkimuksen suorittamista.

Epäonnistuneiden kuvien uusiminen on joskus välttämätöntä, mutta ennen uusintakuvausta on syytä harkita, saadaanko tarvittava tieto

jo otetusta kuvasta. Analysoimalla epäonnistuneiden kuvien syy on usein mahdollista pienentää uusintakuvien määrää. Tavallisimpia syitä kuvien uusintaan ovat valotusvirheet, potilaan asetteluvirheet ja potilaan liikkuminen kuvauksen aikana. Pelkkä virheen luokittelu ei tietenkään riitä, vaan mikäli samankaltaiset virheet toistuvat, on selvitettävä, mistä ne johtuvat ja korjattava syy. Potilaan liikkumisesta aiheutuvaa epäterävyyttä voidaan esimerkiksi pienentää parantamalla potilaan kiinnipitoon käytettyjä menetelmiä tai lyhentämällä kuvausaikaa – mahdollisuuksia tähän taas ovat esimerkiksi nopeamman kuvareseptorin tai röntgenlaitteen suuremman tehon tai putkijännitteen käyttäminen. Mikäli valotusvirheitä on runsaasti, syy voi löytyä esimerkiksi röntgenlaitteen teknisestä viasta, inhimillisistä arviointivirheistä tai valotusarvotaulukoiden epätäsmällisyydestä. Joskus syyinä voi olla valotusautomaatin virheellinen toiminta joissakin erikoistilanteissa – silloin käsisäätöarvojen käyttö automatiikan sijaan voi parantaa tilannetta.

Potilaan annos (tai annosnopeus läpivalaisussa) on yhteydessä kuvanlaatuun röntgenkuvien kohinan kautta – kvanttikohina onkin periaatteessa ainoa potilaan annoksen pienentämistä rajoittava tekijä, vaikka käytännössä myös röntgenlaitteiden tekniikka voi asettaa rajoituksia. Mitä vaatimattomampaan kuvanlaatuun tyydytään, sitä pienemmällä potilaan annoksella voidaan toimia. Tämän takia kaikissa tutkimustilanteissa ei ole syytä pyrkiä parhaaseen mahdolliseen kuvaan, vaan sen sijasta on pyrittävä hakemaan tutkimuksiin riittävä kuvanlaatu, jolla kuvasta vielä nähdään diagnoosiin tarvittavat yksityiskohdat. Mikäli kuvanlaatua tästä tasosta parannetaan, joudutaan siitä maksamaan tarpeeton hinta potilaan lisääntyneenä annoksena. Kuinka hyvä kuva tarvitaan, riippuu ainakin tehtävästä tutkimuksesta, mutta todennäköisesti jonkin verran myös kuvaa tulkitsevasta lääkäristä ja hänen kokemuksestaan.

Vaatimattomaan kuvanlaatuun tyytyminen ei yksinään tietenkään riitä takaamaan matalaa annostasoa. Tavoiteltu kuvanlaatu on myös saavutettava mahdollisimman tehokkaasti. Tämä edellyttää oikein ja luotettavasti toimivia laitteita, jotka ovat tarkoituksenmukaisia kyseisen tutkimuksen tekemiseen. Kuvareseptorin ja koko kuvausketjun tehokkuuteen on kiinnitettävä erityistä huomiota – ei ole tarkoituksenmukaista, että esimerkiksi läpivalaisulaitteen TV-kameran vanheneminen kompensoidaisiin potilaan annostasoa nostamalla sen sijaan, että kameraputki uusittaisiin, tai että röntgenkuvausten annostasoa nostettaisiin huonon filminkehitysprosessin takia. Kuvareseptorin valinta on tärkeimpiä po-

tilaan annokseen vaikuttavista tekijöistä. Mitä parempi on kuvareseptorin kvanttitehokkuus (*DQE*), sitä pienempiin annoksiin kyetään pääsemään kuvan kohinaa lisäämättä.

Vahvistuslevyä ja filmiä käytettäessä EU:n laatukriteereissä suositellaan useimpiin tutkimuksiin vähintään nopeusluokan 400 vahvistuslevy-filmiyhdistelmien käyttöä. Joissakin tutkimuksissa, kuten esimerkiksi mammografiassa ja tarkkoja yksityiskohtia vaativissa luukuvisissa, joudutaan kuitenkin käyttämään hitaampia kuvareseptoreita, joiden terävyys on parempi ja kohina vähäisempää. Digitaalisissa tai elektronisissa kuvantamismenetelmissä käytetään tyypillisesti kuvareseptoreita, joilla on laaja dynaaminen alue. Tämä tekee periaatteessa mahdolliseksi säätää kunkin tutkimuksen annostaso siinä hyväksyttävän kuvan kohinatason mukaiseksi. Filmiä ja vahvistuslevyä käytettäessä tämä voi olla vaikeampaa: mikäli samassa tutkimushuoneessa käytetään useita erilaisia filmi-vahvistuslevy-yhdistelmiä, virheellisten valotusten vaara kasvaa.

Laitteen teknisten edellytysten lisäksi kuvantamisen annosefektiivisyyteen vaikuttaa muun muassa röntgensäteilyn spektri (putkijännite ja säteilyn suodatus), joka on valittava tutkittavan kohteen mukaisesti. Pääperiaatteena on, että paksumpi kohde vaatii kovemman säteilyn käyttöä, mutta myös kuvasta tarkasteltavien yksityiskohtien luonne vaikuttaa optimaalisen spektrin valintaan. Mammografiassa, missä tutkittava kehon osa on ohut ja kudosten välinen kontrasti pieni, on edullista käyttää pienienergisii kvantteja (pienää putkijännitettä), kun taas keuhkokuvauksissa, missä päämielenkiinto on ilman ja kudoksen välisessä kontrastissa, on pyrittävä käyttämään suurienergisii kvantteja (suurta putkijännitettä ja suodatusta).

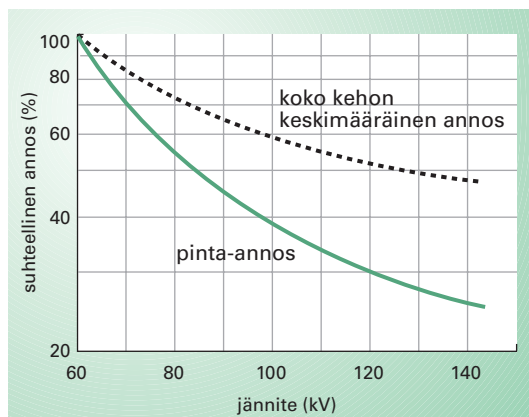
Useissa tutkimuksissa yksityiskohdat näkyvät vain jodi- tai bariumpohjaisten varjoaineiden avulla. Kun potilaassa ovat varjoainekerrokset ovat ohuita, niiden antama kontrasti on heikko. Tällöin parhaan kuvanlaatu-annossuhteen saavuttamiseksi tulisi yleensä käyttää voimakasta säteilyn suodatusta (lisäsuodatus 0,1–0,3 mm Cu) ja melko pientä röntgenputken jännitettä (jodivarjoaineelle 50–60 kV ja bariumvarjoaineelle 55–65 kV)⁴⁴. Jos varjoainetta on paksult (esimerkiksi barium-täyttötutkimukset) optimijännite on suurempi, 70–

⁴⁴ Nämä jännitteet ovat käyttökelpoisimpia lapsipotilaiden tutkimuksissa. Nykyisten röntgenlaitteiden teho ei riitä näin matalien putkijännitteiden käyttöön paksuja aikuispotilaita tutkittaessa ja jännite on silloin säädettävä korkeammaksi.

110 kV. Optimijännitteen pienuus ohuiden varjoainekerrosten kuvaamisessa perustuu siihen, että varjoaineen kontrasti saadaan pidetyksi parempana kuin suurta jännitettä käytettäessä. Tämä puolestaan sallii kuvaan suuremman kohinatason ja tätä kautta samalla pienemmän annoksen. Pienten jännitteiden tehokkuus varjoainetutkimuksissa ei tarkoita sitä, että röntgenlaitteen käyttäjän tulisi pyrkiä alentamaan käyttämänsä korkeahkoa putkijännitettä nykyisestä arvostaan. Ilman kuvareseptoriannoksen samanaikaista pienennystä tämä johtaisi siihen, että potilaan annos kasvaisi ja kuvanlaatu paranisi – kenties turhaan. On korostettava vielä, että jos kuvareseptorin annostaso pidetään vakiona, käyttäjä toimii pienimmällä potilaan annoksella, kun putkijännite on mahdollisimman suuri (kuva 1.45). Näin on erityisesti filmikuvantamisessa silloin, kun kuvan kontrastista voidaan tinkiä. Jännitteen suurentamista hyödyllisempää on usein kuitenkin siirtyminen nopeampaan filmi-vahvistuslevy-yhdistelmään. Elektronisessa kuvantamisessa taas on filmiin perustuvia menetelmiä paremmat mahdollisuudet säätää kuvailmaisimen nopeutta ja kuvan kontrastia. Tällaisissa laitteissa voidaan periaatteessa helpommin käyttää käyttötarkoitukseensa optimaalisesti muokattua röntgenspektriä ja hoitaa kuvanlaadun tason asetus sopivaksi kuvareseptoriannoksen säädön avulla.

Suodatuksen lisääminen parantaa röntgenspektrin annosefektiivisyyttä. Mikäli kuvan kontrasti pienenee suodatusta lisättäessä liikaa, voidaan putkijännitettä alentaa ja haluttu kontrasti palauttaa. Voidaan ajatella, että sopivalla putkijännitteen valinnalla ja mahdollisimman voimakkaalla suodatuksella röntgenspektri saadaan kapeammaksi ja lähelle tutkimuksen optimaalista kvanttienergiaa. Röntgenlaitteen tehon tarpeen kasvu ja kuvausajkojen piteneminen asettavat kuitenkin ylärajan käytettävälle suodatukselle.

Joskus säteilykeila säädetään ”varmuuden vuoksi” suuremmaksi kuin käytettävä kuvareseptori. Tästä ei saavuteta mitään hyötyä, koska kuvareseptorin ohi menevä keilan osa pelkästään kasvattaa potilaan säteilyaltistusta. Säteilykeilan tulee siis aina rajautua kuvareseptorille. Säteilykeilan rajaaminen kuvareseptorille ei yleensä kuitenkaan ole riittävää, vaan tutkimus on tehtävä – kuvaan tarvittavan anatomisen alueen mukaan – niin pientä kenttäkokoä käyttäen kuin on mahdollista. Potilaan ja tutkimuksen tekijöiden säteilyaltistuksen vähentämisen lisäksi samalla parannetaan kuvanlaatua, kun potilaassa sironneen ja kuvareseptorille lankeavan säteilyn osuus jää vähäisemmäksi. Valotusautomaatiikkaä käytettäessä voi hyvin pieni kent-



KUVA 1.45 Pinta-annoksen ja potilaan kehon keskimääräisen annoksen riippuvuus putkijännitteestä

Jännitettä tai säteilyn suodatusta kasvattamalla säteilyn läpäisevyys kasvaa. Tällöin potilaan annos pienenee, mikäli annostaso kuvareseptorilla pidetään muuttumattomana. Näin on esimerkiksi vahvistuslevyä ja filmiä käytettäessä, koska filmin mustuma on saatava oikeaksi – filmin dynaaminen alue on melko pieni. Näin käy myös, kun käytetään valotus- tai annosnopeusautomaattia säättämään kuvan valotusta, vaikka käytettäisiin laajan dynaamisen alueen kuvareseptoreita. Jännitettä nostettaessa kuvan kontrasti kuitenkin pienenee, eikä suuri jännite välttämättä ole optimaalinen – käytettävän röntgensäteilyn optimisektri riippuu kuvattavasta kohteesta ja diagnoosiin tarvittavista yksityiskohdista. Kuvassa olevat tulokset on laskettu 20 cm paksuiselle potilaalle 3 mm Al suodatuksella.

täkoko kuitenkin joskus aiheuttaa ongelmia, jos valotusautomaatin mittakammio tai annosnopeusautomaatin mittakenttä rajautuu osittain säteilykeilasta. Tällöin voi kuvauksen annos tai läpivalaisun annosnopeus säätyä tarpeettoman suureksi. Sama tilanne voi aiheutua, jos tutkittavalle alueelle kertyy paksu varjoainekerros (esimerkiksi varjoaineella täytetty rakko tai suoli). Tällaisessa tapauksessa on parempi käyttää käsisäätöarvoja, mikäli sellainen mahdollisuus laitteessa on.

Kuvaan tulevan sironneen säteilyn määrää pienennetään useimmissa paksujen kehon osien tutkimuksissa hajasäteilyhilan avulla. Hajasäteilyhilan käyttö on jälleen esimerkki potilaan annoksen ja kuvanlaadun vastakkainasettelusta. Hilan käyttö parantaa kuvan kontrastia, mutta myös kasvattaa potilaan annosta, mikäli kuvareseptorille kohdistuvan säteilyn määrä joudutaan pitämään muuttumattomana. Ohuiden kohteiden, esimerkiksi pienten lapsipotilaiden tutkimuksissa kuvanlaatu on yleensä hyvä ja sironta vähäistä jo potilaan ohuiden takia. Tällöin ei aina ole välttämätöntä käyttää hajasäteilyhilaa; näin on erityisesti silloin, kun säteilykentän koko on pieni. Tilanne

on erilainen paksumpia potilaita tutkittaessa ja erityisesti, kun kuvaan tarvittava kenttäkoko on suuri. Hilan käyttö on tällöin yleensä välttämätöntä.

Hilan hyödyllisyyttä voidaan tarkastella myös toisella tavalla, mikäli kuvareseptorin annostasoa ei tarvitse pitää muuttumattomana. Tarkastellaan mitä tapahtuu, kun röntgentutkimuslaitteeseen lisätään hajasäteilyhila, mutta kuvaus- ja läpivalaisuvarvot pidetään muuttumattomina. Silloin potilaan annos pysyy samana kuin ilman hilaa. Sen sijaan hila absorboi osan primaarisäteilyn kvanteista, jolloin kuvareseptorille tulevan säteilyn määrä on pienempi ja kuvan kvanttikohina suurempaa. Kun potilas on ohut ja kenttäkoko pieni, kuvassa on alun perinkin vain vähän sironnutta säteilyä, ja hilan lisääminen parantaa kontrastia vain melko vähän. Lopputulos ohutta potilasta kuvattaessa on usein se, että kontrastin paraneminen ja kohinan lisääntyminen likimain kumoavat toistensa vaikutukset, ja kuvanlaatu hilaa käytettäessä ja ilman sitä on suunnilleen sama. Pienet poikkeamat jompaankumpaan suuntaan ovat mahdollisia, riippuen kuvausjärjestelyistä ja hilan ominaisuuksista. Tilanne on toinen, kun potilas on paksumpi ja kenttäkoko suurempi. Silloin kuvareseptorin havaitsemasta säteilystä huomattava osa on potilaassa sironnutta säteilyä. Hilan lisääminen kuvaussysteemiin parantaa kontrastia niin paljon, että kuvanlaatu kokonaisuutena paranee merkittävästi, lisääntyneestä kohinasta huolimatta. Tässä tilanteessa hilan käyttö johtaa parempaan kuvaan samalla säteilyaltistuksella kuin ilman hilaa kuvattaessa. Mikäli saavutettu kuvanlaadun parannus ei ole välttämätön, voidaan parantuneen kontrastin takia sallia kuvaan vielä suurempi kohina ja käytetyn säteilyn määrää voidaan vastaavasti pienentää. Säättämällä kuvareseptorin annos siten, että kuvanlaatu (signaali-kohinasuhde) hilaa käytettäessä on sama kuin ilman hilaa, saadaan lopputulokseksi, että potilaan annos onkin pienentynyt hilan käytön ansiosta, toisin kuin yleensä ajatellaan!

Nyky aikaisten, hiilikuitupintaisten ja kuituväliaineisten hajasäteilyhilojen käyttö parantaa tutkimustekniikan tehokkuutta selvästi jo tyypillistä 3-vuotiasta lasta suuremmilla potilailla. Täysikasvuisilla potilailla samaan kuvanlaatuun tarvittava annos ilman hilaa voi olla jopa yli 50 prosenttia suurempi kuin hilaa käytettäessä. Mikäli toimitaan kiinteällä kuvareseptoriannoksella (vahvistuslevy-filmisysteemin tai valotusautomaatiikan käyttö) hilan lisäys johtaa aina potilaan annoksen kasvamiseen, ja hilan käytön hyödyllisyys riippuu siitä, onko kuvanlaadun parantaminen ollut välttämätöntä.

Hajasäteilyhila ei ole ainoa potilaan ja kuvareseptorin välillä oleva säteilyä vaimentava kerros. Myös muiden tällaisten osien, kuten esimerkiksi tutkimuspöydän, patjan ja kuvareseptorin suojakuoren tulee olla mahdollisimman vähän säteilyä absorboivia, jotta potilaan läpäisseitä, kuvanmuodostukseen käytettäviä kvantteja ei hukata. On osoitettu, että esimerkiksi hiilikuitumateriaalien avulla potilaan annosta voidaan pienentää jopa kymmenillä prosenteilla siitä, mitä tarvitaan kun nämä osat on tehty aikaisemmin käytetyistä materiaaleista.

Kuvausetäisyyden kasvattamista suositellaan monissa oppikirjoissa hyvänä keinona pienentää potilaan annosta. Ajatus perustuu siihen, että säteily heikkenee kääntäen verrannollisesti pistelähteen etäisyyden neliöön: kun kuvareseptori on välittömästi potilaan takana ja annos sillä pidetään muuttumattomana, annos potilaan iholla pienenee fokusetäisyyden kasvaessa, koska iho on lähempänä fokusta kuin kuvareseptori. Potilaan kokonaisaltistusta ajatellen tilanne ei kuitenkaan ole näin yksinkertainen, koska myös kenttäkoko ja kuvausgeometria muuttuvat. Kun pinta-annoksen sijasta tarkastellaan potilaan altistusta paremmin kuvaavia annossuureita nähdään, että saatava annossäästö on paljon vähäisempi kuin pinta-annoksen perusteella arvioitaisiin. Kuvausetäisyydellä on kuitenkin suuri merkitys kuvan vääristymiin – mitä pienempi fokusetäisyys, sitä isommat ovat erot eri syvyyksillä potilaassa olevien kerrosten suurennuksessa.

Tilanne on toisenlainen, kun käytetään suurennuskuvausta: fokuksen ja potilaan välinen etäisyys pidetään muuttumattomana, mutta kuvareseptori viedään kauemmas. Silloin kuvan suurennus kasvaa, kuvareseptorille kohdistuvan sironneen säteilyn määrä pienenee ja kuvan terävyys paranee, mikäli fokus on riittävän pieni. Mikäli kuvareseptorin annos pidetään muuttumattomana, kasvaa potilaan annos suurennuksen kasvaessa, mutta myös kuvanlaatu paranee.

Myös kuvausprojektiolla on merkitystä potilaan säteilyaltistukselle. PA-projektiota (röntgenputki potilaan takana) käytettäessä säteilylle herkät vatsan alueen elimet sijaitsevat yleensä syvemmällä potilaan pinnasta. Vatsan alueen tutkimuksissa PA-projektiosta aiheutuva efektiivinen annos on siksi suuruusluokaltaan vain noin puolet AP-projektioon verrattuna, vaikka pinta-annos on sama. Samasta syystä putki potilaan oikealla puolella otetut vatsan alueen kuvat altistavat potilasta jonkin verran vähemmän kuin putki potilaan vasemmalla puolella otetut ku-

vat (mahalaukku ja paksusuolen laskeva osa sijaitsevat potilaan vasemmalla puolella), mutta ero efektiivisissä annoksissa on pienempi kuin PA- ja AP-kuvien välillä.

Nykyaikaisissa röntgenlaitteissa, joissa on tarkasti säädetyt, tehokkaat kaihtimet, on vain harvoin tarvetta peittää säteilykeilan ulkopuolisia alueita erillisillä lyijykumisuojuksilla. Tällaisista suojuksista voi kuitenkin olla hyötyä, kun halutaan suojata säteilykeilan lähellä olevia, säteilylle herkkiä elimiä tai raskaana olevan potilaan sikiötä, mikäli potilaan asento tutkimuksessa on sellainen, että suojus saadaan varjostamaan suojattavaa elintä potilaassa itsessään sironneelta säteilyltä – eniten sironnutta säteilyä tulee röntgenputken puoleisilta, säteilykeilassa olevilta kehon pintaosilta. Esimerkiksi hammaskuvauksessa voidaan pienentää kilpirauhasen annos noin puoleen, kun kilpirauhasen suojana käytetään lyijytettyä kauluria. Sikiön suojaamisyrietykset voivat olla psykologisista syistä hyödyllisiä silloinkin, kun suojuksella ei tosiasiaassa ole käytännön vaikutusta sikiön altistukseen.

Yleinen ohje on, että sukurauhasten suojaus on hyödyllistä, kun ne sijaitsevat primaarisäteilykeilassa. Vaikka sukurauhasten suojaus gonadisuoja käyttämällä on suositeltavaa, se on usein käytännössä hankalaa; munasarjojen sijaintia ei yleensä tarkasti tiedetä, ja saavutettava annossäästö jää onnistuneessa suojauksessa noin 50 prosenttiin. Pahimmillaan primarikeilaan asetetut varjostavat suojuukset voivat kuitenkin peittää tutkittavaa aluetta tai joutua valotusautomaatin anturin eteen ja itse asiassa kasvattaa annosta. Kivessuojusten käyttö on helpompaa ja tehokkaampaa. Kivessuojukset voivat olla kuppimaisia, toiselta puolelta avonaisia, jolloin ne suojaavat hyvin AP-suunnasta tulevalta primaarisäteilyltä. On myös kivesten ympärille sulkeutuvia suojuja, jotka ovat suojauskyvyltään huomattavan tehokkaita (jopa 95 %) ja suojaavat myös sironneelta säteilyltä. Niiden käyttö on kuitenkin avonaisia suojuksia hankalampaa, erityisesti pienille pojille muun muassa kivesten refleksimäisen kivespussista vetäytymisen takia.

Teknisin laadunvarmistustoimenpitein voidaan valvoa, että laitteen toiminnassa ei tapahdu huomaamatta muutoksia, mutta myös työskentelytapojen laadunvarmistus on tärkeää. Röntgenlaitteessa olisi hyvä olla annoksen ja pinta-alan tulon (*DAP*) mittari, jotta potilasannoksia voitaisiin seurata jatkuvasti. Tällainen mittari vaaditaan erityisesti sellaisiin läpivalaisulaitteisiin, joissa annosnopeus voi olla tavallista suurempi

(ST-ohje 3.3 Lääketieteelliset röntgentutkimuslaitteet ja niiden käyttö)⁴⁵. Pelkkä annosten mittaaminen ei riitä, vaan tuloksia tulee myös seurata ja analysoida, jotta laitteissa ja työtavoissa olevat virheet havaittaisiin.

1.11 | Raskauden huomioiminen röntgentutkimuksissa

Joskus on tarpeen tehdä röntgentutkimus odottavalle äidille, tai raskaus voi selvitä vasta tutkimuksen jälkeen. Silloin usein aiheutuu huolta siitä, onko säteilystä ollut haittaa syntymättömälle lapselle. Sen sijaan, toisin kuin isotooppitutkimuksista tai -hoidoista, röntgentutkimuksesta ei aiheudu mitään uhkaa rintaruokinnan turvallisuudelle.

Röntgentutkimuksen sikiölle aiheuttama riski

Säteily on sikiölle vaarallisempaa kuin myöhemmin elämässään altistetulle ihmiselle. Kun sikiön säteilyannos on suuri, satoja milligrayta, säteily voi vahingoittaa suurta solujoukkoa sikiön kudoksissa ja aiheuttaa keskenmenon, epämuodostumia, henkistä jälkeenjääneisyyttä tai älykkyyden alenemista, riippuen sikiön kehitysvaiheesta säteilyaltistuksen aikana⁴⁶. Näin suurta altistusta ei tavallisista röntgentutkimuksista kuitenkaan aiheudu, eikä niistä ole odotettavissa yllämainittuja riskejä. Poikkeuksena voivat olla vain erityisen pitkää läpivalaisua ja/ tai useita röntgenkuvia vaativat alavartalon läpivalaisututkimukset tai radiologiset toimenpiteet, joissa sikiö joutuu suoraan säteilykeilaan. On hyvä myös huomata, että muista syistä kuin säteilystä aiheutuvat kehityshäiriöt ovat melko tavallisia; jonkin asteisia kehityshäiriöitä voidaan havaita muutamalla prosentilla kaikista vastasyntyneistä. Yleisesti ottaen röntgentutkimuksista sikiölle aiheutuva epämuodostumien riski ei ole niin suuri, että se antaisi syyn raskauden keskeyttämiseen.

Röntgendiagnostiikan annostasolla mahdollisia, mutta vain satunnaisesti sikiölle aiheutuvia haittavaikutuksia ovat syöpä ja syntyvän lap-

⁴⁵ STUK antaa säteilyn käytön turvallisuutta koskevia yleisiä ohjeita ST-ohjeissa. Suurin osa ST-ohjeista on saatavilla myös STUKin Internetsivuilta, osoitteesta www.stuk.fi.

⁴⁶ Raskauden alkuvaiheessa (alle 3 viikkoa hedelmöityksestä) saatujen suurienkaan säteilyaltistusten ei ole eläinkokeissa tai ihmisillä havaittu aiheuttavan kehityshäiriöitä. Säteilyn sikiölle aiheuttamia riskejä käsitellään tarkemmin tämän kirjasarjan neljännen osan luvussa 9: Säteily ja raskaus.

sen jälkeläisille aiheutuvat perinnölliset haitat. Nämä haitat on syytä suhteuttaa riskiin, joka on olemassa myös ilman säteilyä: alle 15-vuotiaan riski sairastua syöpään on Suomessa noin 1:380, ja samanikäisten syöpäkuoleman riski on noin 1:1 900. Periytyviä vikoja tai tauteja voidaan arvioida olevan yhdestä jopa muutamaan prosenttiin vastasyntyneistä, riippuen siitä millaiset perinnölliset viat otetaan huomioon.

Voidaan arvioida, että sikiönä säteilylle altistetun ihmisen lisäriski sairastua syöpään alle 15-vuotiaana on noin 1:17 000, kun sikiön annos on 1 mGy. Riskin uskotaan olevan verrannollinen annokseen, joten noin 45 milligrayn annos kaksinkertaistaa lapsuudenaikaisen syöpään sairastumisen riskin. Sikiöaikaisen säteilyaltistuksen aiheuttama syöpäriski koko elämän ajalle laskettuna on yllä esitettyä arvoa suurempi, mutta vanhemman väestön suuremman syöpäkuolleisuuden huomioiden sikiöaikainen säteilyaltistus saa aikaan kuitenkin vain pienen lisäyksen muista syistä myöhemmällä iällä aiheutuviin syöpiin. Yhden milligrayn annoksesta aiheutuvan perinnöllisen haitan riskiksi voidaan arvioida noin 1:40 000, joten röntgendiagnostiikasta sikiön jälkeläisille aiheutuva haitta on vähäinen verrattuna näiden haittojen luonnolliseen ilmaantuvuuteen. Näiden satunnaisten haittojen (syöpä ja geneet-

Tutkimus	Tyypillinen sikiön annos (mGy)
Kallo	< 0,01
Keuhkot	< 0,01
Rintaranka	< 0,01
Lantio	1,1
Vatsa	1,4
Lanneranka	1,7
Paksusuoli	6,8
Pään tietokonetomografia	< 0,01
Keuhkojen tietokonetomografia	0,06
Vatsan alueen tietokonetomografia	8
Lantion alueen tietokonetomografia	25

TAULUKKO 1.12 Tyypillisiä sikiön annoksia raskauden alkuvaiheessa tehdyistä röntgen-tutkimuksista

Käytännössä annokset voivat vaihdella huomattavasti tässä esitetystä arvoista, jopa enemmän kuin tekijällä 10, riippuen tutkimustekniikasta ja potilaan koosta. Siksi sikiön annos on yleensä syytä arvioida yksilöllisesti. (Diagnostic medical exposures: exposure to ionising radiation of pregnant women. Doc NRPB 4, No 4, 5–14, 1993.)

tiset vauriot) riskin arvioidaan olevan sikiönä altistetulle likimain samat kuin pienenä lapsena säteilylle altistetulle.

Edellä olevan perusteella röntgentutkimuksesta sikiölle aiheutuva haitta on lähes olematon, kun tutkimus kohdistuu alueelle, joka on kaukana kohdusta (äidin pää, raajat, sydän, keuhkot). Vatsan ja lantion alueen tutkimuksissa sikiön säteilyaltistus on suurempi. Joistakin näiden alueiden tutkimuksista aiheutuva altistus voi lisätä merkittävästi lapsuuden aikaisen syövän riskiä. Siksi hedelmöitymisikäisten naisten alavartalon röntgentutkimuksissa on syytä olla erityisen huolellinen.

Menettelytavat

Kun lääkäri suunnittelee hedelmöitymisikäiselle naiselle tehtävää alavatsan alueelle kohdistuvaa röntgentutkimusta, on hänen selvitettävä, onko tai voiko potilas olla raskaana. Jos röntgentutkimuslähettestä ei ilmene, että potilas on raskaana, on tutkimuksen suorittajan varmistettava asia vielä ennen tutkimusta. Röntgentutkimushuoneen odotus- ja pukeutumistiloissa on myös oltava tiedotteita, joissa muistutetaan potilaita raskauden ilmoittamisesta henkilökunnalle ennen tutkimuksen suorittamista. Kun raskauden mahdollisuus on epäselvä, tulee potilaaseen suhtautua kuin raskaana olevaan.

Jos radiologisesta toimenpiteestä aiheutuu sikiölle merkittävä riski, on tämä otettava huomioon toimenpiteen oikeutusta arvioitaessa ja harkittava, saataisiinko tarvittava diagnostinen tieto käyttämällä sellaista tutkimusmenetelmää, joka ei altista potilasta ionisoivalle säteilylle, tai voidaanko tutkimus siirtää tapahtuvaksi vasta synnytyksen jälkeen. Jos toimenpide suoritetaan, on sikiön säteilyaltistus rajoitettava vähimpään mahdolliseen siten, että tarvittava diagnostinen tieto kuitenkin saadaan. Sikiön arvioitu säteilyannos ja muut altistuksen kannalta merkittävät tiedot on merkittävä potilaan asiakirjoihin.

Niissä röntgentutkimuksissa, joissa mahdollisen sikiön annos voi olla suurehko (esimerkiksi yli kymmenen milligrayta) ja jotka ilman haittaa voidaan siirtää tehtäväksi myöhemmin, voi olla hyvä noudattaa käytäntöä, jossa sukukypsässä iässä olevien naisten tutkimukset pyritään tekemään kymmenen päivän sisällä kuukautisten alkamisesta. Silloin raskaus on epätodennäköisin ja riski mahdolliselle sikiölle pienempi kuin myöhemmin raskauden aikana. Toinen mahdollisuus, jota tarvittaessa voidaan käyttää, on tehdä potilaalle raskaudesta ennen toimen-

piteen suorittamista. Nykypäivän herkimät testit pystyvät osoittamaan raskauden jo 14 päivän kuluttua hedelmöityksestä. Yleensä nainen kuitenkin osaa epäillä raskauttaan jo muutaman raskausviikon jälkeen, eikä testin teko useinkaan ole tarpeen. Niissä tutkimuksissa, joissa mahdollisen sikiön altistus on pieni, ei tällaisiin käytäntöihin tai testeihin ole tarvetta.

1.12 | Henkilökunnan säteilyturvallisuus

Annosrajat ja säteilytyöluokat

Lainsäädännössä on erikseen annosrajat säteilytyöntekijöille ja muulle väestölle. Näihin annosrajoihin ei lueta mukaan tavanomaista luonnon taustasäteilyä eikä henkilön omasta lääketieteellisestä tutkimuksesta tai hoidosta aiheutuvaa altistusta eikä altistusta, jonka henkilö voi saada potilasta vapaaehtoisesti muuten kuin ammattinsa puolesta auttaessaan. Annosrajat eivät ole ainoa kriteeri riittävälle säteilysuojaukselle. Myös oikeutus- ja optimointiperiaatteiden tulee toteutua, ja säteilysuojauksen tulee siksi olla niin hyvä kuin käytännöllisin toimenpitein on mahdollista saavuttaa.

Säteilytyöntekijän efektiivinen annos ei saa viiden vuoden aikana ylittää keskiarvoa 20 mSv vuodessa eikä minkään kalenterivuoden aikana arvoa 50 mSv. Tämän lisäksi silmän mykiön ekvivalenttiannos ei saa ylittää arvoa 150 mSv eikä ihon, käsien tai jalkojen minkään kohdan ekvivalenttiannos arvoa 500 mSv vuodessa⁴⁷. Muille kuin säteilytyötä tekeville henkilöille annosrajat ovat pienemmät: efektiivisen annoksen raja on 1 mSv vuodessa, silmän mykiön annosraja on 15 mSv ja ihon 50 mSv vuodessa.

Säteilytyöntekijät jaetaan työssä saatavan altistuksen perusteella säteilytyöluokkiin A ja B, joissa toimivien säteilytyöntekijöiden annos- ja terveystarkkailua koskevat erilaiset määräykset⁴⁸. Säteilytyöluokkaan

⁴⁷ Ammatillisen koulutuksensa vuoksi säteilylähteiden käyttöön osallistuville 16–17-vuotiaille opiskelijoille ja harjoittelijoille on voimassa näitä pienemmät arvot: efektiivisen annoksen raja tälle ryhmälle on 6 mSv vuodessa ja ekvivalenttiannoksen raja silmän mykiölle on 50 mSv vuodessa ja iholle, käsille ja jaloille 150 mSv vuodessa.

⁴⁸ Katso ohje ST 1.6 Säteilysuojelutoimet työpaikalla, ohje ST 7.1 Säteilyaltistuksen seuranta ja ohje ST 7.5 Säteilytyötä tekevien työntekijöiden terveystarkkailu.

A kuuluvat ne työntekijät, joille työstä aiheutuva efektiivinen annos voi olla suurempi kuin 6 mSv vuodessa tai silmän mykiön, ihon, käsi- tai jalkojen ekvivalenttiannos voi olla suurempi kuin 30 prosenttia niille asetetuista annosrajoista. Röntgendiagnostiikassa säteilytyöluokkaan A kuuluvat pääasiassa henkilöt, jotka toistuvasti työskentelevät röntgenhuoneessa laitteen käytön aikana. Tällaisia henkilöitä voivat olla muun muassa röntgenosastoilla, leikkaussaleissa, ensiapuasemilla ja potilasosastoilla läpivalaisu- tai kuvaustyöhön tai toimenpiteisiin osallistuvat henkilöt ja tutkimusten aikana potilaita säännöllisesti avustavat henkilöt. Tyypillistä säteilytyöluokkaan B kuuluvaa työtä on esimerkiksi röntgenkuvien otto suojatusta säätöhuoneesta käsin.

Raskaana olevan naisen sikiön ekvivalenttiannos ei saa raskaudesta työnantajalle tehdyn ilmoituksen jälkeen ylittää 1 mSv. Työntekijän tulee siksi ilmoittaa raskaanaolostaan heti raskauden toteamisen jälkeen terveystarkkailusta vastaavalle lääkärille ja toiminnan harjoittajalle, jonka on ratkaistava, edellyttääkö raskaus työtehtävien uudelleen järjestelyä. Ratkaisuun vaikuttavat säteilyaltistuksen seurannan tulokset ja työhön liittyvä säteilyonnettomuuden mahdollisuus. Työntekijä ei voi toimia raskauden aikana ainakaan luokan A säteilytyössä.

Työntekijän säteilyaltistus röntgendiagnostiikassa

Röntgentutkimuksen aikana säteilylle altistuvat potilaan lisäksi myös muut tutkimushuoneessa oleskelevat henkilöt. On pidettävä huolta siitä, että kukaan tutkimuksen tekijöistä tai tutkimuksessa avustavista henkilöistä ei joudu primaarisäteilykeilaan. Silloin suurin osa altistuksesta aiheutuu potilaasta sironneesta säteilystä ja pieni osa röntgenputken suojavaipan läpi tulevasta säteilystä. Sironneen säteilyn määrä on likimain verrannollinen tutkimuksessa käytettävään kenttäkokoon ja voimakkainta potilaasta takaisin röntgenputken suuntaan. Sironna muihin suuntiin on vähäisempää potilaan oman varjostusvaikutuksen takia. Jännitteen ja sirontasuunnan vaikutusta annokseen on esitetty taulukossa 1.13.

Henkilökunnan suojautumistarve ja -mahdollisuudet vaihtelevat eri tutkimuksissa. Missään tilanteessa ei ole hyväksyttävää, että tutkimuksen suorittamiseen osallistuvat henkilöt altistuvat suoraan primaarisäteilylle. Siroavalta säteilyltä voidaan suojautua siirtymällä kauemmaksi potilaasta ja röntgenputkesta, pienentämällä altistusaikaa,

Röntgenputken jännite (kV)	Sirontakulma					
	30°	45°	60°	90°	120°	135°
50	0,0005	0,0002	0,00025	0,00035	0,0008	0,0010
70	0,00065	0,00035	0,00035	0,0005	0,0010	0,0013
100	0,0015	0,0012	0,0012	0,0013	0,0020	0,0022
125	0,0018	0,0015	0,0015	0,0015	0,0023	0,0025
150	0,0020	0,0016	0,0016	0,0016	0,0024	0,0026

TAULUKKO 1.13 Potilaasta sironneesta säteilystä aiheutuva annos yhden metrin etäisyydellä potilaasta

Annokset on ilmaistu taulukossa niiden suhteena potilaan ihon kohdalla primaarikeilassa mitattuun annokseen. Tulokset on mitattu yksivaiheisen röntgenlaitteen säteilylle käyttäen kenttäkokoa 400 cm². Siroavan säteilyn määrä on likimain verrannollinen kenttäkokoon, kääntäen verrannollinen etäisyyden neliöön ja suurinta röntgenputken puolella potilasta. (NCRP Report No. 49)

käyttämällä suojana säteilyä vaimentavia materiaaleja (esimerkiksi lyijykumiesiliinaa) sekä vähentämällä potilaaseen kohdistuvaa säteilyä ja pienentämällä kenttäkokoa – yleisesti ottaen kaikki toimet, joilla potilaan altistusta voidaan pienentää, pienentävät samassa suhteessa myös tutkimuksen tekijän omaa säteilyaltistusta.

Tavanomaisessa hammasröntgenkuvauksessa riittää yleensä huolehtiminen siitä, ettei kuvaaja joudu säteilykeilaan ja että hänen etäisyytensä potilaasta on riittävä, vähintään 1,5 metriä. Muissa röntgenkuvauksissa säteily on yleensä kovempaa, säteilyä käytetään enemmän ja kenttäkoko on suurempi, minkä takia myös sironnutta säteilyä on enemmän.

Kuljetettavilla osastokuvauslaitteilla kuvattaessa tulee huolehtia siitä, ettei primaarikeilan suunnassa ole muita henkilöitä kuin potilas, ja että potilaan etäisyys muista on riittävä, vähintään 1,5 metriä. Osastokuvaus tekevän henkilön on syytä suojautua lyijykumiesiliinalla; erityisesti silloin, kun kuvauksia tehdään runsaasti eikä rakenteellisia suojauksia voida käyttää hyväksi.

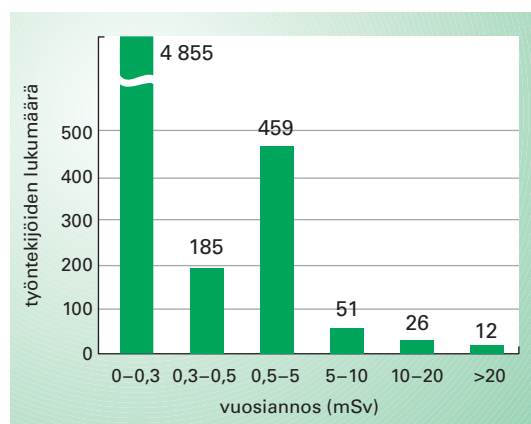
Tavallisesti röntgenkuvaus tehdään erillisestä ohjaushuoneesta, jossa on lyijylasi-ikkuna. Tarpeeton oleskelu tutkimushuoneessa kuvauksien aikana ei ole hyväksyttävää. Jos läsnäolo on välttämätöntä, on tällaisen henkilön käytettävä kiinteiden säteilysuojien antamaa suojaa, lyijykumiesiliinaa tai mahdollisesti muita saatavilla olevia suojia. Potilaan kiinnipito kuvauksen aikana ei yleensä ole

tarpeen, ja potilaan liikkumisen estämiseksi tulisi käyttää tähän tarkoitukseen sopivia välineitä. Mikäli kiinnipitäjä kuitenkin on välttämätön, hänen tulee käyttää ainakin lyijykumiesiliinaa ja -käsineitä, mutta myös kilpirauhas- ja silmäsuojukset voivat olla hyödyllisiä.

Läpivalaisulaitteissa on oltava säteilysuojukset, jotka suojaavat tutkijaa primarisäteilyltä. Monissa laitteissa, ainakin alaputkella varustetuissa läpivalaisutelineissä, on sen lisäksi sekundaarisäteilysuojuksia. Silloin, kun tällaiset suojukset eivät kuulu laitteen varusteluun, voidaan käyttää lattialla seisovia liikuteltavia säteilysuojaseiniä tai kattotelineen avulla potilaan ja lääkärin väliin asetettavia lyijytettyjä, läpinäkyvistä muovista tehtyjä suojia. Tutkimusta tekevä lääkäri on tämän lisäksi suojauduttava käyttämällä ainakin lyijykumiesiliinaa. Jos tutkijan kädet saattavat joutua lähelle primarikeilaa, tulee tutkimusta tehtäessä käyttää lyijytettyjä suojakäsineitä. Lyijytetyt suojakäsineet ovat paksuutensa ja jäykkyytensä takia usein melko hankalia, eivätkä ne yleensä sovellu työskentelyyn, jossa käsitellään pieniä apuvälineitä. Tällaisissa tilanteissa voi olla hyötyä ohuista, kertakäyttökäsineistä muistuttavista säteilysuojakäsineistä, joita on viime vuosina tullut markkinoille. Niiden sisältämä lyijymäärä on kuitenkin tavanomaisia säteilysuojakäsineitä paljon pienempi, ja saatava säteilysojajhyöty voi olla käsineiden käyttökustannuksiin verrattuna vähäinen. Lyijykumiesiliinan ja lyijytettyjen käsineiden lisäksi voidaan tarvittaessa käyttää muun muassa kilpirauhasen tai silmien suojaimia. Tarvetta niiden käyttöön voi olla läpivalaisututkimuksissa ja toimenpideradiologiassa, erityisesti, jos röntgenlaitetta käytetään suurella annosnopeudella tai sitä ei ole varustettu tehokkailla sekundaarisäteilyn suojilla. Kilpirauhasen suojain pienentää lyijykumiesiliinalla suojautuneen työntekijän efektiivistä annosta tehokkaasti.

Röntgentutkimuksia tekevien työntekijöiden säteilyannokset eivät yleensä ole suuria, lukuunottamatta henkilöitä, jotka tekevät runsaasti sellaisia tutkimuksia tai toimenpiteitä, joissa joudutaan käyttämään paljon säteilyä (pitkiä läpivalaisuja, tehostettua annosnopeutta tai monia kuvasarjoja) ja joissa suojautuminen on hankalaa. Lyijykumiesiliinaa käytettäessä tutkijan efektiivinen annos jää tällöinkin yleensä lainsäädännössä annettua annosrajaa pienemmäksi. Annosrajamielessä työtä rajoittavaksi voi muodostua annos suojaamattomille kehon osille, kuten silmille ja suojaamattomille ihon kohdille. Tätä ongelmaa voidaan pienentää silmäsuojaimia käyttämällä.

Vuonna 2002 terveydenhuollossa oli annosvalvonnan piiriin kuuluvia henkilöitä noin 5 600. Heidän keskimääräinen annoksensa⁴⁹ oli noin 0,3 mSv vuodessa. Lähes 90 prosentilla näistä henkilöistä annos oli pienempi kuin 0,3 mSv/vuosi. Keskimäärin suurimmille annoksille altistuivat toimenpideradiologit (8,1 mSv), kardiologit (4,5 mSv) ja radiologit (0,8 mSv). Näihin ryhmiin kuuluivat myös suurimmille annoksille (20–55 mSv) altistuneet yksittäiset työntekijät, joita oli 12 henkilöä.



KUVA 1.46 Annostarkkailussa olleiden, terveydenhuollossa toimivien työntekijöiden lukumäärä annoksen mukaan ryhmiteltynä

Valtaosalla näistä henkilöistä annos oli pienempi kuin kirjauskynnys (0,3 mSv). Tiedot vuodelta 2002. (STUK-B-ST050, 2003.)

Röntgentutkimushuoneen säteilysuojauksen mitoitus

Säteilysuojauksen suunnittelussa ei riitä tarkastella vain annosrajoja, vaan niiden lisäksi säteilysuojaus on optimoitava. Mikäli säteilyaltistusta on mahdollista vähentää kohtuullisin kustannuksin, on tällaiset mahdollisuudet käytettävä hyväksi. STUKin vahvistama yleinen suunnitteluperuste röntgenhuoneiden säteilysuojauksille (ohje ST 3.6 Röntgentilojen säteilyturvallisuus) on, että röntgenlaitteiden käytöstä aiheu-

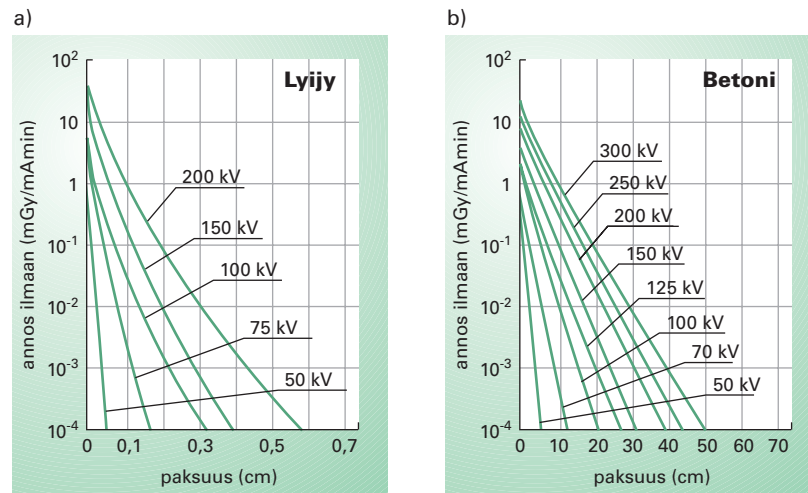
⁴⁹ Työntekijöiden annosvalvonnassa mitattava suure on niin sanottu syväannos ($H_p(10)$, annos 10 mm syvyydellä kudoksessa). Se vastaa karkeasti efektiivistä annosta, kun kehön eri osien säteilytys on likimain tasainen. Kun mittaria käytetään lyijykumiesiliinan päällä, efektiivinen annos voi olla noin 1/10–1/80 mittarin näyttämästä annoksesta. Mittaus antaa arvion myös työntekijän silmän mykiön annokselle.

tuva annos ei ylitä arvoa 0,3 mSv vuodessa röntgenhuoneiden ulkopuolisissa tiloissa.

Edellä esitetty suunnitteluraja ei kuitenkaan ole ehdoton vaatimus. Ympäristötilojen suojaustarve riippuu myös niiden käyttötarkoituksesta. Esimerkiksi pelkästään satunnaiseen oleskeluun tarkoitettujen tilojen suojaus voi olla edellä esitettyä vaatimusta vähäisempi. Tilojen käyttötarkoitus ja röntgenlaitteen käyttötavat (tutkimusten määrä, laitteen säätöarvot ja kuvaussuunnat) saattavat kuitenkin myöhemmin muuttua, ja tällöin tarvittava suojauksen parantaminen saattaa aiheuttaa hankaluuksia ja lisäkustannuksia. Jotta röntgentutkimushuoneen ulkopuolisille tiloille ei tarvittaisi käyttörajoituksia, ja jotta säteilytyöntekijöidenkin altistusta voitaisiin vähentää, kannattaa röntgenhuoneen säteily suojaus tavallisesti mitoittaa edellä olevan suunnittelurajan mukaisesti kaikille röntgenhuoneen ulkopuolisille alueille, myös osittaisessa käytössä oleville tiloille.

Ne alueet, joilla altistus voi ylittää jonkin väestön annosrajoista, on määriteltävä joko valvonta-alueeksi tai tarkkailualueeksi. Valvonta-alueelle pääsyä valvotaan ja siellä on noudatettava erityisiä turvaohjeita säteilyltä suojautumiseksi. Tarkkailualueella riittää kun valvotaan työolosuhteita sen varmistamiseksi, että säteilyaltistusolosuhteet pysyvät hyväksyttävänä. Röntgendiagnostiikassa valvonta-alueeksi määritellään esimerkiksi laitteen lähiympäristö, johon kohdistuu primaarisäteilyä tai sironnutta säteilyä, tai koko läpivalaisuhuone silloin, kun laite on käytössä. Erillinen ohjaustila ja muut lähialueet ovat tarkkailualueita.

Suojaussuunnitelmia ei voida perustaa materiaalien vaimennuskerrotoimien avulla laskettuihin suojaavien materiaalien paksuuksiin. Tällä tavoin laskettu vaimennus pätee vain kapealle säteilykeilalle eikä huomioida suojuksessa syntyvän sekundaarisäteilyn annosta lisäävää vaikutusta. Tästä syystä suojauksen mitoittamiseen tarvitaan leveää säteilykeilaa käyttäen mitattuja vaimennustietoja (kuva 1.47). Tarvittavat suojaukset määritetään epäedullisimman tilanteen mukaisesti siten, että suojaustarvetta ei arvioida ainakaan liian vähäiseksi. Sen takia ei yleensä huomioida esimerkiksi potilaan, kuvareseptorin tai muiden keilassa satunnaisesti olevien tai säteilykeilan vain osittain peittävien osien vaimennusta. Samasta syystä sekundaarisuojukset mitoittetaan röntgenputken vaipan suurimman sallitun vuotosäteilyn mukaan ja käytettävän säteilykeilan kokoa liioitellen, jolloin sekundaarisäteilyä ei arvioida liian vähäiseksi. Laskuissa voidaan olettaa



KUVA 1.47 Röntgensäteilyn vaimeneminen lyijyssä ja betonissa. Leveässä keilassa mitatut annokset on esitetty yhden metrin etäisyydellä röntgenputken fokuksesta.

a) Tasajännitegeneraattori, volframianodinen röntgenputki, säteilyn kokonaissuodatus 2 mm Al. Lyijyn tiheys 11 350 kg/m³. Käyrien alkupisteet: (50 kV, 2,6), (75 kV, 6,1), (100 kV, 9,6), (150 kV, 18,3), (200 kV, 28,7).

b) Yksivaihegeneraattori, volframianodinen röntgenputki, säteilyn kokonaissuodatus 1 mm Al 50 kV:lla, 1,5 mm Al 70 kV:lla, 2 mm Al 100 kV:lla ja 3 mm Al muilla jännitteillä. Betonin tiheys 2 350 kg/m³. Käyrien alkupisteet: (50 kV, 1,7), (70 kV, 2,1), (100 kV, 2,8), (125 kV, 3,9), (150 kV, 5,2), (200 kV, 8,9). (ICRP Publication 33)

sironneen säteilyn vaimenevan primaarisäteilyn mukaisesti, vaikka se todellisuudessa vaimeneekin enemmän sironneen säteilyn fotonien pienemmän energian vuoksi. Vuotosäteily on primaarisäteilyä kovempaa, ja sen vaimenemista voidaan arvioida Liitteessä 2 annettujen säteilyn kymmenespaksuuksien avulla tai kuvan 1.47 käyrien loivimman osan mukaan.

Suojauksien paksuuksia suunniteltaessa voidaan joskus käyttää hyväksi primaari- ja sekundaarisäteilylle valmiiksi laskettuja taulukoita (katso Liite 2). Tarkemmassa käsittelyssä monet seikat vaikuttavat tarvittavaan säteilysuojaukseen:

1. Laitteen käyttömäärä (mAmin/viikko)⁵⁰ ja käytettävä röntgenlaitteen jännite, joka vaikuttaa voimakkaasti säteilyn läpikulkuun.

⁵⁰ Suojaustarkasteluissa käyttömäärä aikayksikköä kohden ilmaistaan yleensä yhden viikon aikana käytettävänä putkivirran ja kuvausajan tulona. Sähkömäärä ilmaistaan silloin useimmiten milliampeeriminuutteina (mAmin). 1 mAmin = 60 mAs.

teen. Useita laitteita käytetään kuitenkin moniin erilaisiin tutkimuksiin ja niissä käytettävä jännite vaihtelee. Tarkkaa suojusten paksuusarviota varten tarvitaan siksi laitteen kunkin kuvaussuunnan käyttömäärän jakauma jännitteen suhteen: se voidaan arvioida, jos etukäteen tiedetään tutkimusten vuosittaiset lukumäärät ja tutkimuksissa käytettävät säätöarvot. Näitä tietoja ei kuitenkaan aina ole saatavilla. Silloin arvio voidaan tehdä suurimman käytettäväksi suunnitellun jännitteen perusteella. Jos tästäkään ei etukäteen ole varmuutta, arviossa valitaan jännitteeksi röntgenlaitteen suurin mahdollinen jännite. Nämä kaksi jälkimmäistä arvioinnin lähtökohtaa johtavat kuitenkin useimmiten huomattavan suureen suojaustarpeen yliarviointiin: yleensä käyttömäärä (mAmin/viikko) on pieni suurimmilla käytettävillä jännitteillä, ja suuri pienemmillä jännitteillä.

2. Säteilykeilan suuntaus. Primaarikeilan suunnassa suojausten tarve on huomattavasti suurempi kuin muualla. Tietokonetomografialaitteissa, läpivalaisulaitteissa, mammografialaitteissa ja panoraamotomografialaitteissa on laitteiden rakenteeseen kuuluva primaarisäteilyn suojaus, joten niiden osalta ei yleensä tarvitse erikseen tarkastella primaarisuunnan säteilysuojausta.
3. Röntgenlaitteen ja potilaan etäisyys suojattavista tiloista.
4. Tutkimushuonetta ympäröivien tilojen käyttötarkoitus. Harvoin käytettävien tilojen suojausta voidaan joissakin tilanteissa vähentää jopa yhden kymmenespaksuuden verran. Tietyin edellytyksin tällaisia tiloja voivat olla esimerkiksi jotkin käytävät, varastotilat, käymälät ja pukeutumistilat.

Edellä olevan mukaisesti mitoitettun säteilysuojauksen turvallisuusmarginaali on yleensä suuri, koska laskennassa tehdään monia säteilyn määrää liioittelevia approksimaatioita. Erityisen paljon suojaustarvetta liioitteleva arvio saadaan, mikäli arvioinnissa käytettävä putkijännite on huomattavasti suurempi kuin todellisuudessa käyttöön tulevat jännitteet. Käytännössä röntgen tutkimushuoneiden säteilysuojaus onkin yleensä niin hyvä, ettei ulkopuolisissa tiloissa voi havaita säteilyä herkilläkään säteilymittareilla.

Muistisääntönä voidaan pitää, että tavanomaisen röntgenhuoneen säteilysuojaukseksi riittää yleensä, etäisyydestä riippuen, 1–2 mm lyijyä vastaava suojuksen paksuus niissä suunnissa, joihin ei kohdistu

Huonetyyppi	Tutkimusmäärä/vuosi		Käyttömäärä, mAmin/viikko	
	(keskihajonta sulkeissa)		(keskihajonta sulkeissa)	
Terveyskeskus, kuvaahuone	6 100	(2 800)	58	(28)
Aluesairaala, luukuvaus	8 700	(3 900)	164	(124)
Keskussairaala, luukuvaus	9 700	(5 000)	127	(134)
Läpivalaisuhuone*	880	(135)	230	(180)
Kardioangiografia*	1 000	(370)	3 000	(3 080)
Raajojen angiografia*	1 050	(180)	1 350	(1 020)
TT-kuvaus	2 700	(1 500)	15 000	(7 720)
Mammografia*	2 370	(900)	320	(200)
Hammaskuvaus	310		0,7	
Hampaiston panoraamakuvaus	250		43	

* Arvio perustuu Yhdysvalloissa tehtyyn selvitykseen.

TAULUKKO 1.14 Röntgentutkimushuoneiden tyypillisiä tutkimus- ja käyttömääriä

Käytännössä eri tutkimushuoneiden välinen vaihtelu on suurta. Otoksessa havaittu keskihajonta on merkitty sulkuihin.

primaarisäteilyä, ja 3 mm lyijyä niissä huoneen osissa, joihin primaarisäteilyä kohdistuu. Tietokonetomografiahuoneessa laitteen lähiympäristön seinien, lattian ja katon suojuksen täytyy kuitenkin yleensä olla edellä esitettyä paksumpi: jos käyttömäärä on 16 000 mAmin/viikko⁵¹ ja suojattavan tilan etäisyys laitteesta 2 m, tarvitaan suojuks, jonka vaimennus vastaa 3 mm paksuista lyijylevyä. Hammasröntgentoiminnassa sen sijaan ei aina tarvita varsinaisia säteilysuojauksia, kunhan kuvaussuunnat valitaan siten, etteivät ne kohdistu oleskelutiloja kohti ja kuvaaja pysyy riittävän kaukana, vähintään 1,5–2 metrin etäisyydellä potilaasta. Myös röntgensäteilyn käyttöön perustuvien luun tiheyden mittalaitteiden aiheuttama ympäristön säteilyaltistus on usein niin pieni, että varsinaisia säteilysuojauksia ei tarvita, vaan riittää, että käyttäjä on vähintään 1,5–2 metrin etäisyydellä laitteesta.

Röntgentutkimushuoneiden säteilysuojaukseen käytetään usein muitakin materiaaleja kuin lyijyä tai betonia. Joidenkin materiaalien lyi-

⁵¹ Käyttömäärä perustuu 60 tutkimukseen viikossa; kussakin tutkimuksessa 35 leikettä ja yhden leikkeen kuvausarvot 125 kV, 450 mAs, 10 mm leikepaksuus.

lyjyvastaavuus on esitetty Liitteessä 3. Lyijyvastaavuus riippuu materiaalin ja sen tiheyden lisäksi myös säteilyn spektristä, pääasiassa röntgenputken jännitteestä. Erilaisten betonien ja muiden kiviaineisiin perustuvien rakennusmateriaalien⁵² tiheys ja alkuainekoostumus vaihtelee jonkin verran. Niistä tehtyjen, tietyn paksuisten suojusten antama vaimennuskin poikkeaa siksi toisistaan. Kun tietystä kiviainemateriaalista M tehdyn suojuksen paksuutta arvioidaan kyseiseen tilanteeseen tarvittavan betonisuojuksen paksuuden avulla, tämä voidaan tehdä likimain ottamalla huomioon betonin ja materiaalin M tiheydet,

$$d_M = \frac{\rho_b}{\rho_M} \cdot d_b . \quad (1.55)$$

Tässä ρ_M on materiaalin M tiheys, ρ_b betonin tiheys (yleensä 2,3 g/cm³) ja d_M ja d_b tarkoittavat materiaalin M ja betonin paksuuksia. Alkuainekoostumuksen erojen vaikutusta tarvittavaan suojuksen paksuuteen ei voida arvioida yhtä helposti, mutta vaikutus on yleensä pienempi kuin tiheyden vaikutus; esimerkiksi tiilestä tehdyn suojuksen on oltava vain noin kymmenen prosenttia paksumpi kuin kaavan (1.55) perusteella arvioidaan.

Suojaustarkoituksiin käytettävien materiaalien homogeenisuudesta tulee varmistua. Mikäli niiden paksuus vaihtelee tai niissä on onkaloita (esimerkiksi betoniset ontelolaatat tai rei'itetyt tiilet), käytetään suojuksen laskemisessa pienintä materiaalipaksuutta.

Lyijysuojukset on peitettävä, jottei lyijyn kanssa jouduta kosketuksiin. Tällöin on varmistettava, etteivät lyijysuojukset voi irrota ja vajota alas oman painonsa takia. Tutkimus- ja säätöhuoneiden välissä tulee olla lyijylasi-ikkuna, jotta kuvaaja voisi tarkkailla potilasta kuvauksen aikana. Ikkunoiden ja ovien suojuksen tulee olla yhtä hyvä kuin niitä ympäröivien seinien.

⁵² Tällaisia rakennusmateriaaleja ovat esimerkiksi kevytbetoni, tiili, graniitti, kipsi ja lasi. Kevytbetonin ja kipsin tiheys on kuitenkin niin pieni, että niistä tehtävät suojuukset ovat yleensä epäkäytännöllisen paksuja.

⁵³ Röntgensäteilyn spektrin mittaaminen voidaan tehdä esimerkiksi germanium-puolijohdeilmäsimen ja monikanava-analysaattorin avulla. Käytännön vaikeutena on röntgenlaitteen antaman säteilyn suuri intensiteetti, joka edellyttää usein monimutkaisia mittaajjärjestelyitä.

1.13 | Röntgenlaitteiden säteilymittaukset

Periaatteessa täsmälliseen röntgensäteilyn kuvailuun tarvittaisiin tieto fotonien kertymänopeuden suunta- ja energiajakaumista⁵³ tarkastellussa kohdassa kullakin ajan hetkellä. Näin tarkkaan säteilyn kuvailuun ei kuitenkaan yleensä ole käytännön mahdollisuuksia eikä tarvetta. Tavalisempia mittauksia ovat esimerkiksi annos-, annosnopeus- tai vaimentumismittaukset. Niitä voidaan käyttää esimerkiksi laadunvarmistuksessa, potilaan annoksen arvioinnissa ja apuna laitteen säädössä, esimerkiksi kuvareseptorin annoksen asettamisessa sopivaksi.

Röntgenlaitteen tuottaman säteilyn määrää (tai voimakkuutta) kuvataan mittaamalla ilmaan absorboitunut annos (tai annosnopeus) säteilykeilassa tietyllä etäisyydellä röntgenputken fokuksesta. Usein tämä mittaus ilmaistaan annoksen sijasta kerman (tai kermanopeuden) avulla (katso tämän kirjasarjan I. osa), mutta diagnostiikassa käytettävällä säteilyllä ilmaan absorboitunut annos ja ilmakerma ovat käytännössä samat. Molempien SI-mittayksikkö on gray (Gy), mutta röntgenlaitteiden yhteydessä mitattavat annokset ovat yleensä milligrayn (mGy) tai mikrograyn (μGy) suuruusluokkaa. Joskus tämä tietyllä etäisyydellä röntgenputken fokuksesta mitattu tulos jaetaan röntgenputkelle syötetyllä sähkömäärällä, jolloin saadaan putken säteilytuotto yhden milliampeerisekunnin (mAs) sähkömäärää kohti. Mielivaltaiseen mAs-arvoon liittyvä annos saadaan yksinkertaisesti kertomalla tulos tällä mAs-arvolla. Tällaisia mittauksia voidaan käyttää esimerkiksi potilaan pinta-annoksen arvioinnissa (katso tarkemmin luku 1.10) tai laitteen säätöjen tarkistamisessa.

Monet vanhahkot säteilymittarit mittaavat säteilytystä, jonka vanha yksikkö on röntgen (R). Säteilytys on säteilyn aiheuttaman ilman ionisaation mittasuure. Röntgen-yksikön käytöstä on kuitenkin pyritty luopumaan, koska se ei kuulu mittayksiköiden SI-järjestelmään. Säteilytyksen SI-järjestelmän mukaisella yksiköllä, C/kg ($1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$), ei ole omaa nimeä. Sen käyttö ei ole yleistynyt röntgen-yksiköstä luopumisen jälkeen, vaan yleisesti on siirrytty kerman (kinetic energy released per unit mass) tai absorboituneen annoksen käyttöön säteilytyksen sijasta. Säteilytysmittarit ovat kuitenkin edelleen käyttökelpoisia, kunhan tulos vain muunnetaan ilmaan absorboituneeksi annokseksi tai ilmakermaksi: muunnoskerroin tähän on $0,00876 \text{ Gy/R}$. Toisin sanoen yhden röntgenin suuruista säteilytystä vastaa $8,76 \text{ mGy}$ suuruinen ilmakerma. Itse asiassa röntgendiagnostiikan annosmittauksissa yleisimmin käyte-

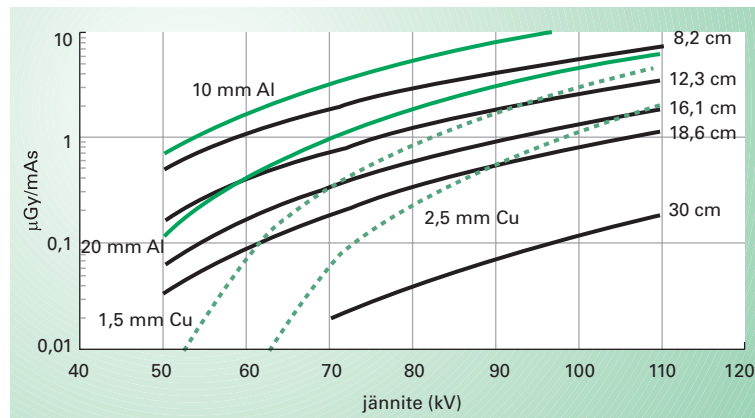
tyt mittarit (ionisaatiokammio) ovat samoja mittareita, joilla aikaiemmin on mitattu säteilytystä, mutta nykyisin ne on vain kalibroitu näyttämään ilmakermaa.

Annos on suoraan verrannollinen röntgenputken anodivirran ja kuvausajan tuloon: röntgenputken läpi kulkeneeseen sähkömäärään tai varaukseen, jonka yksikkönä radiologiassa käytetään milliampeerisekuntia (mAs). Tämä on tarkasti totta vain ideaalisessa tilanteessa. Käytännön röntgenlaitteissa verrannollisuuden aiheutuu pientä poikkeamaa lyhyillä kuvausajoilla jännitteen nousu- ja laskuajan takia, ja pienillä putkivirran arvoilla röntgenputken jännitteen aaltoisuuden tasoittumisen takia. Useimmiten annoksen ja sähkömäärän verrannollisuuden poikkeama kuitenkin johtuu siitä, että asetetut kuvausarvot eivät tarkasti vastaa todellisia putkelle syötettyjä arvoja. Tämän takia annosmittaukset ovat käyttökelpoisia laadunvarmistusmittauksissa, kun selvitetään röntgenputkelle asetettujen ja todellisuudessa säätyvien kuvausarvojen tarkkuutta.

Röntgenputkesta saatava säteily on useimmiten niin kovaa, että ilman absorptio voidaan jättää huomiotta. Annos on silloin kääntäen verrannollinen mittauspisteen ja röntgenputken fokuksen välisen etäisyyden neliöön. Jos putkijännite olisi hyvin pieni tai säteilyn suodatus sallittua vähäisempi, olisi annoksen pieneneminen nopeampaa ilmassa tapahtuvan säteilyn vaimenemisen vuoksi.

Aiemmin luvussa 1.10 (kuva 1.39) esitettiin röntgenputken jännitteen ja säteilyn suodatuksen vaikutus annokseen, niin sanotut säteilytuotokäyrät. Kuvista nähdään, että annos kasvaa jännitteen kasvaessa ja suodatusta vähennettäessä. Näiden tekijöiden lisäksi muun muassa röntgengeneraattorin tasasuuntaustapa (putkijännitteen aaltoisuus) vaikuttaa säteilytuottoon. Röntgenputkien säteilytuotossa on myös yksilöllisiä eroja, jotka aiheutuvat muun muassa anodikulman ja fokuksen ulkopuolella syntyvän säteilyn määrän eroista. Näistä syistä eri röntgenlaitteiden mittaustulokset poikkeavat toisistaan jonkin verran. Yleinen lisäsy mittaustulosten käytännössä havaittavaan vaihteluun on myös se, että röntgenputkelle asetetut kuvausarvot eivät välttämättä vastaa tarkasti todellisia arvoja sekä se, että yleensä ei tunneta tarkasti kaikkien säteilykeilassa olevien materiaalikerrosten aiheuttamaa vaimennusta.

Laitteiden asentamisen, huollon ja laadunvarmistustoimien yhteydessä on usein hyödyllistä mitata valotusautomaatille asetettu säteilyn katkaisutaso ja läpivalaisulaitteen annosnopeusautomaatiikan säätö-



KUVA 1.48 Kuvareseptorilla mitattu annos eri materiaaleista valmistettujen potilasvastineiden takana, röntgenputken jännitteen funktiona

Pehmytkudosta vastaavien fantomien tuloksia on merkitty mustilla käyrillä, alumiinifantomien vihreällä yhtenäisellä käyrällä ja kuparifantomien vihreällä katkoviivalla. Fantomien paksuus on merkitty käyrien viereen. Käyristä nähdään, että alumiini- ja kuparifantomit eivät tarkasti vastaa mitään tietyn paksuista pehmytkudosfantomia, vaan niiden vaimennusvastaavuus riippuu säteilyn spektristä. (Alumiini- ja kuparifantomit sijaitsivat mittauksessa röntgenputken kaihtimien luona, kun taas pehmytkudosta vastaavat fantomit olivat tutkimuspöydällä. Mittausetäisyys 110 cm fokuksesta, 10:1 hajasäteilyhila, röntgenputken suodatus 4 mm Al.)

taso. Nämä mittaukset tehdään yleensä kuvareseptorin edessä siten, että sironnut säteily ei vaikuta mittaustulokseen: röntgenputken kaihtimien eteen asetetaan homogeeninen säteilyä vaimentava fantomi, ja mittaus tehdään hajasäteilyhilan takana tai hila poistettuna⁵⁴. Tavallisia fantomivalintoja ovat esimerkiksi 20–40 mm paksuiset alumiinifantomit tai 1–4 mm paksut kuparifantomit. On kuitenkin huomattava, että tällaiset fantomit eivät samanaikaisesti kunnolla vastaa potilasta sekä säteilyn suodattumisen että vaimentumisen osalta (läpitulleen säteilyn spektri ja intensiteetti) – se, kuinka paksun potilaan vaimennusta tällainen fantomi vastaa, riippuu eniten käytetystä putkijännitteestä (kuva 1.48).

Mittauksessa tarkastellaan kuvareseptorin edessä mitattua ilmakermaa, jolla valotusautomaatti katkaisee säteilyn, tai ilmakermanope-

⁵⁴ Hilan poisto tai mittaus sen takana ei aina ole mahdollista laitetta purkamatta tai rikkomatta. Silloin mittaus voidaan tehdä hilan edessä ja ottaa hilan aiheuttama vaimennus huomioon tuloksia arvioitaessa. Laadunvalvonnan vakioisuusmittauksissa tämä on hyvä vaihtoehto, mutta saattaa tuottaa vaikeuksia, kun tarkoituksena on varmistaa säteilysuojelusuunnissa olevien, läpivalaisulaitteita koskevien annosnopeusrajojen noudattaminen.

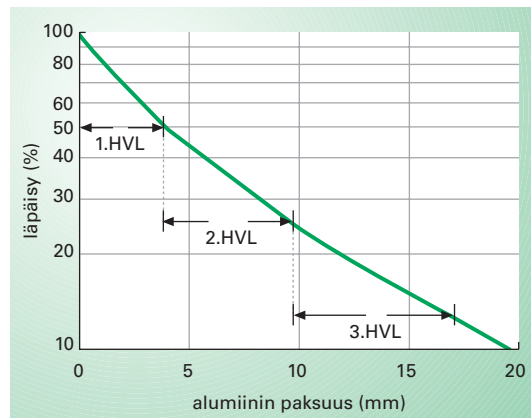
utta, jonka läpivalaisun annosnopeusautomaatiikka laitteelle säätää. Valotusautomaatin säätämälle katkaisutasolle (ilmakermalle) ei Suomessa ole annettu vaatimuksia; taso riippuu muun muassa kuvareseptorin nopeudesta ja tarvittavasta kuvanlaadusta ja on tyypillisesti 0,5–10 μGy luokkaa. Joissakin tapauksissa, esimerkiksi intraoraalifilmille otettavissa hammaskuvissa tai mammografiakuvissa, tarvittava arvo voi olla huomattavastikin suurempi. Kinekuvauksessa tavallinen arvo on noin 0,1 $\mu\text{Gy}/\text{kuva}$.

Kuvanvahvistimen edessä mitattu, läpivalaisun annosnopeusautomaatiikan säätämä taso ei STUKin päätöksen mukaan saa ylittää arvoa 0,8 $\mu\text{Gy}/\text{s}$, paitsi erikoistilanteissa ja -ehdoin (ST-ohje 3.3 Lääketieteelliset säteilylaitteet ja niiden käyttö, 1992). Näin suuren annosnopeusautomaatiikan tason käyttö on kuitenkin vain harvoin tarpeen. Riittävä kuvanlaatu saavutetaan yleensä jo murto-osalla tästä maksimiarvosta: viime vuosina keskimääräinen annosnopeusautomaatiikan taso Suomessa on ollut 0,35 $\mu\text{Gy}/\text{s}$, ja pienimmät mittauksissa todetut arvot ovat olleet 0,1 $\mu\text{Gy}/\text{s}$ luokkaa.

Laadunvarmistusmittauksissa röntgenputken jännite varmistetaan useimmiten niin sanotun penetrametrimittarin avulla. Tällainen putkijännitteen röntgensäteilystä mittaava laite koostuu kahdesta säteilyn ilmaisimesta, joiden edessä on eri paksuiset, esimerkiksi kuparista tehdyt vaimentimet. Mittauksessa tarkastellaan näiden ilmaisimien antamien signaalien suhdetta, joka riippuu pääasiassa röntgenputken jännitteestä – mitä suurempi jännite, sen lähempänä toisiaan ilmaisimien signaalit ovat. Tekemällä ilmaisimien edessä olevat vaimentimet riittävän paksuiksi saadaan pienennetyksi esimerkiksi suodatuksen vaikutusta mittaustulokseen. Penetrametrimittarit on kalibroitu näyttämään suoraan putkijännitettä, mutta mittarityyppejä on useita: jotkut mittarit näyttävät kuvauksen aikaista keskimääräistä efektiivistä jännitettä kun taas toiset voivat tunnistaa jännitteen aaltoilun, ja ilmaista esimerkiksi suurimman jännitehuipun tai jännitteen huippuarvojen keskiarvon.

Aiemmin jo todettiin, että röntgensäteilyn läpäistessä ainetta säteily vaimenee ja sen spektri muuttuu, koska pienienergisten fotonien absorptio on nopeampaa kuin suurienergisten. Tätä havainnollistaa kuva 1.49, johon on piirretty vaimenemiskäyrä. Samalla kun säteily vaimenee, se kovenee, eli vaimeneminen muuttuu hitaammaksi.

Kuvassa 1.49 tarkastellaan primaarisäteilyn vaimenemista kapeassa keilassa, jolloin jokainen vuorovaikutus poistaa fotonin keilasta. Suuri



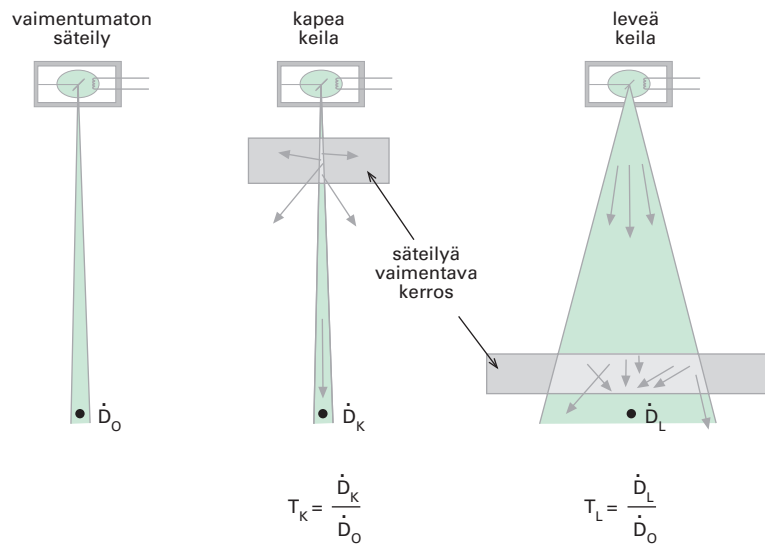
KUVA 1.49 Alumiiniabsorbaattorin paksuuden vaikutus sen takana mitattuun ilmakermaan

Kuvaan on merkitty säteilyn ensimmäinen, toinen ja kolmas puoliintumispaksuus. Puoliintumispaksuus kasvaa absorbaattorin paksuuden kasvaessa ja lähenee säteilyn suurimman fotonien energian määräämää rajaa. Primaarisäteilyn kovuutta kuvataan tavallisesti ensimmäisen *HVL*:n avulla. Kuvan käyrään liittyvät mittaukset on tehty kapeassa keilassa. Suodatus 3 mm Al, anodikulma 12°, jännite 100 kV ja jännitteen aaltoisuus alle 3 %.

osa vuorovaikutuksista ei kuitenkaan johda fotonin häviämiseen, vaan ainoastaan fotonin suunnan ja energian muuttumiseen. Leveässä keilassa säteily vaimenee siksi paljon vähemmän kuin vaimennuskerrotoimen perusteella voisi otaksua (katso myös kohta 1.12). Vaimentavassa kerroksessa syntyy sekundaarisäteilyä, joka koostuu sironneista fotoneista ja raskaiden alkuaineiden viritystilojen purkautumisessa syntyvistä karakteristisen säteilyn kvanteista. Siksi annosnopeus vaimentavan kerroksen takana riippuu myös säteilytilanteen geometrisista tekijöistä. Kapean ja leveän keilan tilanteet on esitetty kuvassa 1.50.

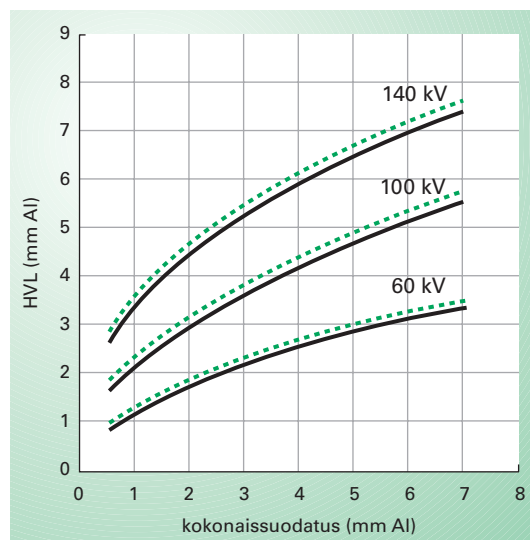
Kapean keilan geometriassa tehdyt *HVL*-mittaukset ovat käyttökelpoisia muun muassa laadunvarmistusmittauksissa, joissa niiden avulla voidaan muun muassa arvioida ja valvoa säteilyn suodatusta. Kuvassa 1.51 on esitetty alumiinisoodatuksen ja *HVL*:n välinen yhteys joissakin tilanteissa. On huomattava, että tämä yhteys riippuu paitsi suodatuksesta ja putkijännitteestä, myös ainakin putkijännitteen aaltomuodosta sekä röntgenputken anodimateriaalista ja -kulmasta.

Suojaustarkoituksiin käytetään *HVL*:n lisäksi säteilyn kymmenyspaksuutta (*TVL*, Tenth Value Layer), joka on sen ainekerroksen paksuus, joka tarvitaan pienentämään annosnopeus kymmenenteen osaansa. Sä-



KUVA 1.50 Kapean ja leveän keilan mittausero-geometrit

Kapeassa keilassa jokainen vuorovaikutus poistaa säteilystä fotonin. Leveässä keilassa myös sekundaarisäteilyä pääsee mittalaitteelle, ja säteilyn vaimeneminen on siksi vähäisempää. Säteilyn läpäisykerroin T määritellään vaimennetun \dot{D} ja vaimentamattoman säteilyn \dot{D}_0 annosnopeuksien suhteena $T = \dot{D}/\dot{D}_0$. Mitä suurempi on vaimentimen paksuus sitä suurempi on myös leveän keilan (T_L) ja kapean keilan (T_k) läpäisykerroinien suhde, annosnopeuden lisäkerroin $B = T_L/T_k$.



KUVA 1.51 Suodatuksen ja HVL:n välinen yhteys

Kuvaan on piirretty käyrät kolmelle eri putkijännitteelle (60 kV, 100 kV ja 140 kV). Kuusipulssi-generaattoria koskevat käyrät on piirretty yhtenäisellä viivalla ja tasajännitteen generaattoria koskevat käyrät katkoviivalla. Volframianodininen putki, anodikulma 17°.

teilysuojauksen yhteydessä *HVL*:llä ja *TVL*:llä tarkoitetaan niiden arvoa leveässä keilassa, ja niiden mittausta tehdään paksun vaimentavan kerroksen takana – ei siis suoraan vaimentumattomassa primaarikeilassa. Arvo riippuu siksi lähinnä vain putkijännitteestä; suodatuksen ja muiden spektrin muotoon vaikuttavien tekijöiden vaikutus on vähäinen. Suojaustarkoituksiin käytettäviä *HVL*:n ja *TVL*:n arvoja on esitetty Liitteessä 2.

1.14 | Röntgentoiminnan laadunvarmistus

Röntgentoiminnan laadunvarmistus on osa terveydenhuollon laadunvarmistuksen laajasta kokonaisuudesta. Luotettavan tutkimustuloksen saamiseksi tai onnistuneen radiologisen toimenpiteen tekemiseksi on selvää, että röntgentoiminnan ja -laitteiden on täytettävä tietyt kriteerit. Niihin on jo vuosikymmenten ajan saumattomasti liittynyt myös potilaiden ja henkilökunnan säteilyturvallisuus. Röntgentoiminnassa laadunvarmistuksella on jo perinteitä, koska näistä asioista säädettiin säteilylaissa jo vuonna 1992. Myöhemmässä lainsäädännössä asiaa on täsmennetty ja vaatimuksia laajennettu.

Säteilylainsäädännön asettamat laadunvarmistusveloitteet

Säteilylaissa (592/1991, muutos 1142/1998, § 40) on toiminnan harjoittajalle esitetty laadunvarmistusveloitteet:

Toiminnan harjoittaja on velvollinen toteuttamaan suunnitellut ja järjestelmälliset toimenpiteet sen varmistamiseksi, että säteilylähteet sekä niihin liittyvät laitteet ja välineet ovat kunnossa ja että niiden käyttöä koskevat ohjeet ja menettelyt ovat asianmukaiset.

Röntgentoiminnassa säteilylähteillä tarkoitetaan luonnollisesti röntgenlaitteita. Tämän lisäksi sosiaali- ja terveysministeriön asetuksessa (423/2000) on annettu joukko laadunvarmistusta koskevia veloitteita. Laadunvarmistusohjelmasta on § 18:ssä säädetty:

Laadunvarmistustoiminnot on määriteltävä kirjallisesti laadunvarmistusohjelmassa. Erityistä huomiota on kiinnitettävä suurilla säteilyannoksilla aiheuttavien toimenpiteiden, lapsiin kohdistuvien toimenpiteiden sekä 8 luvussa tarkoitettujen säteilylle altistavien seulontojen laadunvarmistustoimintoihin.

Laadunvarmistusohjelmaan on sisällytettävä periaatteet sellaisten virheiden tai vahinkojen ennalta ehkäisemiseksi, joista voi tahattomasti aiheutua säteilyannoksia. Erityisesti on vahinkojen ehkäiseminen otettava huomioon suunniteltaessa sädehoidon laadunvarmistusta.

Laadunvarmistusohjelman sisällöstä on edellä mainitun STM:n asetuksen laitteiden valvontaa koskevassa 32 §:ssä esitetty:

Laadunvarmistusohjelmassa on esitettävä radiologisten laitteiden toimintakunnon ja suoritusominaisuuksien valvontaan kuuluvat päätehtävät. Yksittäisten laitteiden valvontaa koskevat vastuut ja toimenpiteohjeet määritellään laitekohtaisesti.

Radiologisen laitteen toiminta on tarkastettava erityisesti:

- 1) ennen laitteen käyttöön ottamista (vastaanottotarkastus)
- 2) määrävälein laitekohtaisten ohjeiden mukaan
- 3) merkittävän korjauksen tai huollon jälkeen
- 4) kun on aihetta epäillä laitteen toiminnan häiriintyneen tai muuttuneen.

Edellä kohdassa 2 mainituissa määrävälein tehtävissä toimintakunnon tarkastuksissa seurataan muun muassa röntgenlaitteen keskeisten toimintojen vakioisuutta vertaamalla havaintoja ja mittaustuloksia hyväksytyyn vastaanottotarkastuksen jälkeen mitattuihin perusarvoihin. Röntgentoiminnan laadunvarmistuksen ja säteilyannosten mittaamisen suunnittelussa ja seurannassa on käytettävä lääketieteellisen fysiikan asiantuntemusta.

Laadunvarmistukseen liittyvää asiaa, kliinistä auditointia, on käsitelty säteilylain muutoksessa (1142/1998, 39 c §) ja STM:n asetuksen kliinistä auditointia koskevassa luvussa, jossa (21 §) määrätään, että auditoinnissa tulee muun ohessa kiinnittää huomiota:

- 1) valtuuksien ja vastuiden määrittelyyn
- 2) läheteisiin ja niiden antamista koskeviin suosituksiin
- 3) oikeutusarvioinnissa noudatettuun käytäntöön ja tiedonkulkuun
- 4) säteilylle altistavien toimenpiteiden suorittamista koskeviin ohjeisiin ja käytäntöihin
- 5) tutkimus- ja hoitolaitteisiin
- 6) toimenpiteistä aiheutuneisiin säteilyannoksiin ja saavutettui-

- hin tutkimus- ja hoitotuloksiin
- 7) toimenpiteitä koskevien tietojen laatuun, tallentamiseen ja kulkuun
 - 8) henkilöstön koulutukseen
 - 9) laadunvarmistustoimintojen määrittelyyn ja käyttöön
 - 10) toiminnan itsearviointeihin, arviointituloksiin ja tulosten käyttöön.

Auditoinnissa tulee käyttää saatavilla olevaa tietoa ja kokemusta hyvistä lääketieteellisistä käytännöistä. Vertailu hyväksi todettuihin käytäntöihin on erityisen tärkeää silloin, kun toimenpiteiden määrät ovat suuria, yksittäisen toimenpiteen aiheuttama säteilyaltistus on huomattavan suuri, tai kun toimenpiteiden kohteina ovat henkilöt ovat tavallista herkempiä säteilylle.

Kyseinen asetus edellyttää myös toiminnan harjoittajalta itsearviointeja ja röntgentoiminnan kehittämiseksi. Asetuksen 19 §:ssä on toiminnan itsearvioinnista esitetty:

Toiminnan harjoittajan tulee edistää säteilyn lääketieteelliseen käyttöön osallistuvien henkilöiden omatoimisia arviointeja toiminnan kehittämiseksi. Arviointi voidaan tarvittaessa tehdä yhteistyössä arvioinnin tueksi kutsutun ulkopuolisen asiantuntijan kanssa.

Arvioinnin suorittamiseen ja raportointiin voidaan soveltaa vastavia menettelytapoja kuin ulkopuolisen suorittamassa kliinisessä auditoinnissa.

Asetuksen perusteluissa todetaan, että toiminnan itsearviointi on nykyaikaisen laatuajattelun keskeisiä keinoja. Arvioinnin suorittajiksi on ajateltu arvioinnin kohteena olevaan säteilyn käyttöön osallistuva henkilöstö.

Röntgenlaitteiden laadunvarmistus

Röntgenlaitteiden toimintakunnon ja teknisten suoritusominaisuuksien järjestelmällinen valvonta on keskeinen osa säteilyturvallisuuden varmistuksessa. Valvonnan on oltava jatkuvaa röntgenlaitteen koko elinkaaren ajan. Säteilyturvakeskuksen tehtävänä on muun muassa valvoa, että toiminnan harjoittajat huolehtivat röntgenlaitteiden laadunvarmistusvelvoitteestaan. Säteilyturvakeskus esittää kan-

nanottonsa erityyppisten röntgenlaitteiden ja niihin liittyvien välineiden laadunvarmistukseen ST-ohjeissaan ja STUK tiedottaa -julkaisuissaan.

Röntgenlaitteiden teknisen laadunvarmistusohjelman tulisi koostua kahdesta osasta: vastaanottotarkastuksesta ja vakioisuusmittausohjelmasta. Vastaanottotarkastuksessa varmistetaan, että röntgenlaite toimii asennuksen jälkeen tarkoituksenmukaisesti ja turvallisesti huomioiden myös tilauksessa ja laitteen teknisissä tiedoissa määritellyt asiat. Vastaanottotarkastuksen tekemistä ja sisältöä esitetään Lääkelaitoksen julkaisussa ”Radiologisen laitteiston vastaanottotarkastus”. Määrajoin suoritettujen vakioisuusmittausten tarkoituksena on paljastaa laitteen toiminnan ja kuvanlaadun muutokset varhaisessa vaiheessa. Erityisesti vähitellen tapahtuvaa potilasannosten kasvua tai kuvanlaadun heikkenemistä on vaikea havaita ilman vakioisuusmittauksia. Vakioisuusmittauksissa tuloksia verrataan perusarvoihin, jotka on määritetty silloin, kun laitteen on tiedetty olevan hyvässä toimintakunnossa.

Vakioisuusmittaukset tehdään sovitun ohjelman mukaisesti säännöllisin väliajoin ja aina kun on tehty olennaisia muutoksia tai epäillään laitteen vikaantumista. Jos mittaustulokset poikkeavat perusarvoista enemmän kuin on ennalta sovittu, tehdään tarvittavat korjaustoimenpiteet. Jos laitteen säätöarvoihin tehdään muutoksia, jotka voivat vaikuttaa vakioisuusmittaustuloksiin, määritetään uudet perusarvot. Seuraavassa esitetään eräitä tyypillisiä röntgenlaitteiden vakioisuusmittauksiin soveltuvia testausmenetelmiä. Menetelmiä on tarkemmin esitetty muun muassa ST-ohjeissa ja STUK tiedottaa -sarjan julkaisuissa.

Röntgenputken jännite ja säteilytuotto

Jännitearvot saadaan mitattua helpoimmin penetrametrimittarilla ja säteilytuotto ionisaatiokammiolla tai puolijohdeanturilla varustetulla, tarkoitukseen soveltuvalla säteilymittarilla. Mittareiden tulee olla kalibroituja ja luotettavasti toimivia. Ellei mittareita ole käytettävissä, jännitteen ja säteilytuoton pysyminen vakiona voidaan periaatteessa testata kuvaamalla sopivaa testikappaletta, ja mittaamalla filmiltä mustuma ja kontrasti densitometrillä. Testifantomiksi soveltuu esimerkiksi potilaassa tapahtuvaa säteilyn vaimentumista ja sirontaa simuloiva akryylimuovikappale tai vedellä täytetty muoviasia. Käyttötarkoituksesta riippuen sopiva fantomin paksuus on esimerkiksi

10–20 cm. Kontrastin mittausta varten voidaan fantomin päälle asettaa pieni, esimerkiksi noin kahden millimetrin paksuinen alumiinipala. Kontrasti on alumiinin kohdalta ja sen vierestä mitattujen mustumien erotus. Mustumat tulee mitata aina samoista paikoista. Muutokset aikaisempien testausten tuloksiin verrattuna viittaavat muutoksiin säteilytuotossa tai putkijännitteessä. Mustuman muutos viittaa säteilytuoton muuttumiseen ja kontrastin muutos jännitteen muuttumiseen. Tällöin on kuitenkin varmistettava, että filmin kehitysprosessissa ei ole tapahtunut muutoksia. Testauksissa tulee kuvausarvojen ja asetelujen olla aina samat.

Erotuskyky

Kuvan erotuskyky voidaan todeta edellä esitetyn fantomin pinnalle asetetun erotuskykytestilevyn tai tiheän metalliverkon kuvasta. Erotuskykytestilevyssä on ohueen, tyypillisesti 0,1 mm paksuiseen lyijyfolioon työstetty lyijyttömiä raitoja, joiden leveys on samansuuruinen kuin niiden väliin jäävän lyijyraidan. Testilevyssä on useita tällaisia viivaryhmiä ja niiden tiheydet vaihtelevat esimerkiksi 0,6–5 viivapariin millimetriä kohden. Eri tarkoituksiin on saatavissa erilaisin mittausaluein varustettuja levyjä. Joskus, kun tarkastellaan pelkän kuvareseptorin piirtotarkkuutta, mittaus tehdään asettamalla testilevy suoraan kuvareseptorin pinnalle. Näin vältetään röntgenputken fokuksen koosta aiheutuvalta epäterävyydeltä.

Valotusautomaatti

Edellä mainittu fantomi soveltuu myös valotusautomaatin testaukseen. Fantomin paksuus on syytä valita kulloisenkin kuvauskohteen mukaisesti. Esimerkiksi thorax-kuvausta vastaava testaus kannattaa tehdä noin 10–12 cm paksulla fantomilla, jolloin ollaan automatiikan normaalilla toiminta-alueella. Vastaavasti bucky-pöydän valotusautomaatin testauksessa, esimerkiksi lannerankakuvausta vastaavassa kuvauksessa, on hyvä käyttää noin 20–24 cm paksuista fantomia.

Kuvaukset tehdään tässäkin testissä aina samoilla asetuksilla vakioisuuden seuraamiseksi. Valotusautomaatin toiminta on pysynyt vakiona, jos samasta kohdasta filmiä mitatut mustumat ovat pysyneet ennallaan. Vakioisuustestaukseen voidaan käyttää myös valotusautomaatin kuvausarvojen jälkinäyttöä (ms tai mAs). Kuvauskasetin kanssa ja ilman kasettia otettujen kuvien kuvausarvot poikkeavat kuitenkin toisistaan. Kun kasettia käytetään, jälkinäytön arvot ovat hiukan

pienempiä. Tämä johtuu siitä, että kuvauskasetilta siroaa säteilyä valotusautomaatin mitta-anturille.

Filmi-vahvistuslevysysteemien nopeus riippuu muun muassa käytettävästä putkijännitteestä. Usein röntgenlaitetta käytetään eri putkijännitteillä. Tällöin valotusautomaatti säädetään toimimaan siten, että eri kV-arvoilla saatavien kuvien mustuma pysyy samana. Tämä jänniteriippuvuuden korjaus riippuu käytetystä filmi-vahvistuslevy-yhdistelmästä. Sen toiminnan testaaminen on hyödyllistä valotusvirheiden välttämiseksi. Testaukseen soveltuu noin 15 cm paksuinen fantomi, josta yleensä saadaan kuva sekä 60 kV että 120 kV jännitteillä. Testauksessa on huomattava, ettei kuvausaika 60 kV jännitteellä saa olla liian pitkä (takarajakatkaisu) tai 120 kV jännitteellä liian lyhyt (minimialaika) – toisin sanoen pysytään valotusautomaatin normaalilla toiminta-alueella. Testauksessa voidaan käyttää esimerkiksi putkijännitesarjaa 60, 90 ja 120 kV. Kuvattujen filmien optisen tiheyden vaihteluvälin tulisi olla mahdollisimman pieni.

Tarkemmat tulokset valotusautomaatin toiminnasta saadaan, jos käytettävissä on säteilymittari. Mittarin mittakammio asetetaan testikappaleen pinnalle. Mittarin, kuten myös fantomiin asetettujen testikappaleiden asettelussa on huomattava, ettei niitä aseteta käytössä olevien valotusautomaatin mittakenttien kohdalle.

Valotusautomaatin toistettavuus voidaan testata ottamalla viisi peräkkäistä kuvaa vakio-olosuhteissa ja lukemalla kuvausajan jälkinäytön arvot. Tähän voidaan myös käyttää filmien mustumien mittausta tai säteilymittausta.

Läpivalaisun kuvanvahvistin-televisio-ketju (KV-TV-ketju)

Annosnopeusautomaatiikan säätämä annosnopeus voidaan mitata kuvanvahvistimen etupinnalta säteilymittarilla. Fantomina voidaan käyttää esimerkiksi 20 mm paksuista alumiinilevyä, joka asetetaan röntgenputken kaihtimien eteen. Usein voi olla tarpeen käyttää paksumpaakin fantomia, jotta röntgenlaite toimisi normaalilla röntgenputken jännitealueella.

Kontrastikynnys voidaan mitata asettamalla ohuita, tietynkokoisia ja -muotoisia alumiinilevyjä kuvanvahvistimen etupinnalle ja sopiva, esimerkiksi 20 mm paksuinen alumiinilevy röntgenputken kaihtimien eteen. Ohuin kuvasta havaittava testilevy vastaa kontrastikynnystä. Se

voidaan ilmaista levyn antaman säteilykontrastin avulla. Joskus kontrastikynnys ilmaistaan ohuimman havaittavan testilevyn paksuutena.

Erotuskyky voidaan mitata asettamalla erotuskykytestilevy kuvanvahvistimen etupinnalle. Jos laitteessa on hajasäteilyhila, jota ei saa poistetuksi, testilevy tulee asettaa hiukan vinoon hilalamelleihin nähden. Mittauksessa käytettävän jännitteen tulisi olla noin 50 kV. Erotuskyky luetaan TV-monitorilta.

Muita testejä

Röntgenlaitteen säteilykeilan ja valomerkkien vastaavuus ja säteilykeilan keskitys voidaan helposti tarkistaa röntgenkuvasta, joka on otettu valokentän kulmiin ja keskelle asetetuista metallisista merkeistä.

Kehityshuoneen ja filminkehityksen laadunvarmistus on erityisen tärkeää silloin, kun röntgenkuvaukseen käytetään filmiä ja vahvistuslevyjä. Filmien kehitysprosessia voi seurata sensitometrillä valotettujen testifilmien avulla. Mittaustulos filmiltä saadaan densitometrillä, ja seurattavia suureita ovat filmin huntu, nopeus ja kontrasti.

Filmikasettien puristus voidaan testata ottamalla röntgenkuva kasetin päälle asetetusta tiheästä (langan paksuus esimerkiksi 0,5 mm) metalliverkosta. Kasetin puristus on hyvä, jos kehitetyssä filmissä ei esiinny epätasaisia, ympäristöään tummempia tai epätarkempia alueita.

Kasettien nopeusvertailu voidaan tehdä asettamalla neljä kasettia nurkat vastakkain ja kuvaamalla ne samanaikaisesti. Yksi kaseteista määritetään vertailukasetiksi. Läheltä yhteistä nurkkaa mitattujen filmien mustumien tulisi olla mahdollisimman samoja.

Valotaulujen pintakirkkaus (luminanssi) voidaan mitata ja tasaisuus todeta mittarilla tai silmämääräisesti. Käytössä olevien valotaulujen luminanssin tulisi olla riittävä ja mahdollisimman tasainen. Jos valotauluja on useita, on hyvä, jos niiden luminanssi on likimain sama. Suurta valotaulujen pintakirkkautta tärkeämpää on kuitenkin, että ympäristöstä tarkasteltaville filmeille lankeava valo on vähäistä ja että kuviin ei tule häiritseviä heijastuksia.

Säteilysuojaimien kunto voidaan usein todeta tunnustelemalla käsin. Tarkempaan tutkimiseen voidaan käyttää röntgenkuvausta tai läpivalaisua.

Varo- ja suojausjärjestelmät on testattava säännöllisesti. Jos laitteistossa on hätä- tai rajakytkimiä, myös niiden toiminnan tarkistamisen on syytä kuulua vakioisuusmittausohjelmaan.

KIRJALLISUUTTA

Barrett HH, Swindell W. Radiological Imaging. The Theory of Image Formation, Detection, and Processing, Academic Press, New York, 1981.

Barrett HH, Myers KJ. Foundations of Image Science, Wiley-Interscience, New York, 2004.

BEIR V. Health Effects of Exposure to Low Levels of Ionizing Radiation. National Research Council, Committee on the Biological Effects of Ionizing Radiations, Washington, 1990.

Beutel J, Kundel HL, Van Metter RL (toim.) Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics, SPIE Press, Bellingham, 2000.

EUR 16260 EN, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images, European Commission, Luxembourg, 1996.

EUR 16261 EN, European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images in Paediatrics, European Commission, Luxembourg, 1996.

EUR 16262 EN, European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, European Commission, Luxembourg, 1999.

European Commission. European Guidelines on Radiation Protection in Dental Radiology. The safe use of radiographs in dental practise. Radiation Protection 136. Luxembourg: Office for Official Publications of the European Communities, 2004.

Green DM, Swets JA. Signal Detection Theory and Psychophysics. John Wiley, New York, 1966.

ICRP, Radiological Protection and Safety in Medicine, ICRP Publication No.73, Annals of the ICRP Vol. 26 No. 2, Pergamon Press, Oxford, 1996.

ICRU Report 54, Medical Imaging – the Assessment of Image Quality, International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, 1996.

Johns HE, Cunningham JR. The Physics of Radiology, Fourth Edition. Charles C Thomas, Springfield, 1983.

Karppinen J. Röntgentutkimushuoneen säteilysuojauksen laskeminen. STUK-A147, Säteilyturvakeskus, Helsinki, 1997.

Knuutila J (toim.) Radiologisen laitteen vastaanottotarkastus. Lääkelaitoksen Julkaisusarja 2/2001. (www.laakelaitos.fi)

Langland OE, Sippy FH, Langlais RP. Textbook of Dental Radiology, Second Edition. Charles C Thomas, Springfield, 1984.

National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding Design and Evaluation for Medical Use of X Rays and Gamma Rays of Energies up to 10 MeV. NCRP Report No 49, Washington DC, 1976.

Rannikko S, Karila KTK, Toivonen M. Patient and Population Doses of X-ray Diagnostics in Finland. STUK-A144, Säteilyturvakeskus, Helsinki, 1997.

Standertskjöld-Nordenstam C-G, Kormanen M, Laasonen EM, Soimakallio S, Suramo I. Kliininen radiologia. Kustannus Oy Duodecim, Helsinki, 1998.

Statkiewicz-Sherer MA, Visconti PJ, Ritenour ER. Radiation Protection in Medical Radiography, Third Edition. Mosby, St. Louis, 1998.

Säteilyturvakeskus, Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. STUK tiedottaa 1/2004.

Tapiovaara M. Objective Measurement of Image Quality in Fluoroscopic X-ray Equipment: FluoroQuality. STUK-A196, Säteilyturvakeskus, Helsinki 2003. (www.stuk.fi)

Webb S (toim.) The Physics of Medical Imaging. Adam Hilger, Bristol, 1990.

