

2

SÄDEHOITO

Petri Sipilä

SISÄLLYSLUETTELO

2.1	Johdanto	184
2.2	Sädehoidon kehitys.....	186
2.3	Sädehoidon laitteet	188
2.4	Hoitomenetelmistä	195
2.5	Hoitoannokset ja niiden määrittäminen	196
2.6	Hoitotilojen säteilysuojaus	204
2.7	Sädehoidon laatujärjestelmä	215
2.8	Sädehoidon valvonta ja turvamääräykset.....	216

2.1 | Johdanto

Sädehoito on kirurgian ja lääkehoidon ohella syöpäsairauksien perushoitomuoto. Hoito yhdistetään usein muihin hoitomuotoihin, ja tyypillisesti noin puolet syöpäpotilaista saa sairautensa jossain vaiheessa sädehoitoa. Sädehoitoa käytetään erityisesti silloin, kun koko syöpäsolukkoa ei kyetä poistamaan kirurgisesti. Suomessa havaitaan vuosittain noin 23 000 (arvio vuodelle 2003) uutta syöpätapausta, joista siis noin 12 000 potilaan hoidossa käytetään sädehoitoa. Sädehoidettavien potilaiden määrä näyttää kasvavan keskimäärin 400 potilaalla vuodessa. Sädehoitoa käytetään yhä useammin myös muuhun kuin syövän hoitoon, esimerkiksi verisuonten ahtaumien hoitoon ja tiettyjen ihosairauksien hoitoon.

Sädehoitoa voidaan antaa ulkoisesti röntgenhoitolaitteilla, gammakeilahoitolaitteilla tai suurenergiahoitolaitteilla, jolloin potilaaseen kohdistetaan kehon ulkopuolelta sähkömagneettista säteilyä tai hiukkas-säteilyä. Tykösädehoidossa kasvainkudokseen, kehon onteloon tai ihon pinnalle asetetaan suljettuja radioaktiivisia lähteitä. Radionuklidihoidossa potilaalle annetaan radioaktiivista ainetta avolähteenä; tätä hoitomuotoa käsitellään myöhemmin luvussa 3.

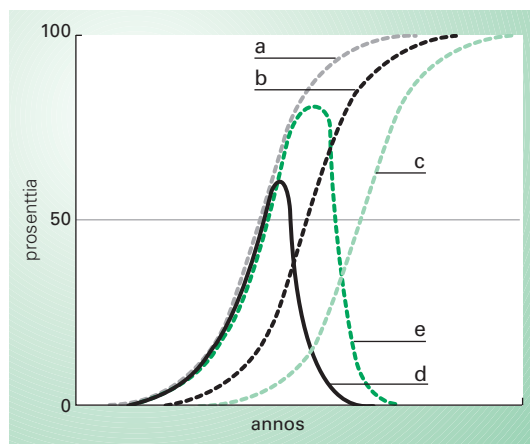
Sädehoidon tarkoituksena on tuhota syöpäsolukko ionisoivan säteilyn avulla. Syöpäkasvainta hoidettaessa säteily kohdistetaan potilaaseen siten, että kasvaimen annos on huomattavasti suurempi kuin sitä ympäröivän normaalikudoksen annos. Hoidon onnistumista auttaa myös se, että syöpäsolut ovat yleensä herkempiä säteilylle kuin normaalit solut ja että terveet kudokset toipuvat usein nopeammin kuin kasvainsolukko. Säteilyn soluja tappavia ja muita biologisia vaikutuksia on tarkemmin esitetty muun muassa tämän kirjasarjan neljännessä osassa, ”säteilyn terveysvaikutukset”, ja kirjallisuusviitteissä mainitussa Kliininen säteilybiologia -kirjassa.

Kuvassa 2.1 on esitetty tyypillinen sädehoidon annosvaste. Kun hoitoannosta kasvatetaan, soluja alkaa kuolla, ja riittävän annoksen jälkeen kaikki syöpäsolut ovat kuolleet (käyrä a). Kuitenkin myös vakavien sivuvaikutusten todennäköisyys kasvaa annoksen kasvaessa, ja tämä aiheuttaa sen, että hoitoannoksella on jokin optimiarvo. Käyrät (d) ja (e) kuvaavat todennäköisyyttä, että kasvain saadaan hävitettyksi ilman vakavia sivuvaikutuksia; paras hoitotulos saavutetaan käyrän huipulla. Muutamilla syöpätyypeillä käyrien (a) ja (b) väli on niin kapea, että jo 3–4 prosentin poikkeama oikeasta annoksesta

pienentää paranemistodennäköisyyttä yli kymmenen prosenttia. Annos ei missään kasvaimen alueella saisi poiketa enempää kuin viisi prosenttia hoidon kannalta sopivasta annoksesta, muutamissa syöpätyypeissä ei niinkään paljon. Käytännössä hoitoannos voi jonkin verran poiketa suunnitellusta annoksesta, koska useat osatekijät aiheuttavat siihen epävarmuutta. Jotta kokonaisepävarmuus jäisi pieneksi, kaikilta annokseen vaikuttavilta tekijöiltä vaaditaan suurta tarkkuutta.

KUVA 2.1 Annosvaste

(a) Paikallinen kasvaimen häviäminen, (b) vakavat sivuvaikutukset normaaleilla kenttäjärjestelyillä, (c) vakavat sivuvaikutukset optimoiduilla kenttäjärjestelyillä, (d) paikallisen kasvaimen häviäminen ilman vakavia sivuvaikutuksia normaaleilla kenttäjärjestelyillä ja (e) paikallisen kasvaimen häviäminen ilman vakavia sivuvaikutuksia optimoiduilla kenttäjärjestelyillä.



Syöpäsolun tyyppi ja mahdollisesti käytettävät lääkeaineet määräävät hoidossa tarvittavan annoksen. Oikein valituilla hoitotekniikoilla kyetään sivuvaikutusten vastekäyrää (b) siirtämään kohti suurempia annoksia (käyrä c), jolloin hoitoennustetta voidaan parantaa kokonaisuudesta kasvattamalla. Väärinkin valitulla tekniikalla, esimerkiksi hoitamalla suurta aluetta myös syöpäsolukon ympärillä, voitaisiin koko kasvain joskus saada tuhotuksi varmemmin, mutta terveen kudoksen säteilyttämisestä aiheutuvat vakavat sivuvaikutukset lisääntyisivät. Pienentämällä kenttiä ja suuntaamalla ne useasta eri suunnasta syöpäsolukoon voidaan annosta lisätä ja paranemistodennäköisyyttä kasvattaa kuvan 2.1 käyrän (e) mukaiseksi. Tällöin kuitenkin kenttien kohdistustarkkuudelle asetettavat vaatimukset kasvavat.

Nykyisin yli puolet sädehoitoa saavista potilaista saa hoidon parantamistarkoituksessa, eli hoidon tavoite on kuratiivinen. Mikäli tämä ei tuota toivottua tulosta tai tauti on hyvin laajalle levinnyt, voi hoito olla oireen mukaista eli palliativista hoitoa, jolla pyritään lievittämään po-

tilaan kipuja tai muita oireita. Uusimpia sädehoitotyyppisiä ovat neurokirurgiset hoidot, esimerkiksi aivojen verisuonisykeröiden hoidot sekä pallolaajennuksen jälkeen suoritettavat verisuonen seinämän säteilytykset restenoosin eli umpeenkasvamisen estämiseksi.

2.2 | Sädehoidon kehitys

Sädehoitolaiteiden kehittyminen ja yleinen tietoisuus syöpätaudeista ovat parantaneet sädehoidolla saavutettavia tuloksia. Hoitoon osataan nykyisin hakeutua aikaisemmin kuin ennen, ja nykyaikaiset diagnostiset menetelmät tekevät syövän havaitsemisen mahdolliseksi jo sen varhaisvaiheessa. Sädehoitolaitteet ovat kehittyneet teknisesti siten, että voidaan käyttää paremmin tervettä kudosta säästäviä hoitomuotoja, ja laitteet ovat muutenkin aiempaa turvallisempia sekä potilaalle että hoitohenkilökunnalle.

Sädehoito alkoi varsin nopeasti röntgensäteilyn keksimisen jälkeen. Jo seuraavana vuonna, 1896, hoidettiin ensimmäiset potilaat Saksassa ja Yhdysvalloissa. Ruotsissa sädehoito alkoi kolme vuotta myöhemmin ja Suomessa 1900-luvun alussa. Professori A. Krogius Helsingin kirurgisesta sairaalasta esitteli vuonna 1903 ensimmäisen säteilyllä hoitamansa syöpätapauksen. Tämän jälkeen uutta hoitomuotoa käytettiin vähitellen lisääntyvästi eri sairaaloissa ja yksityisklinikoilla. Vuonna 1935 perustettiin sädehoitolaitos Helsingin yleiseen sairaalaan. Sairaalalla oli käytössä röntgenhoitolaiteita sekä vuosina 1938–1961 W. Frenekellin lahjoittama radiumkanuuna, jossa oli viisi grammaa radiumia.

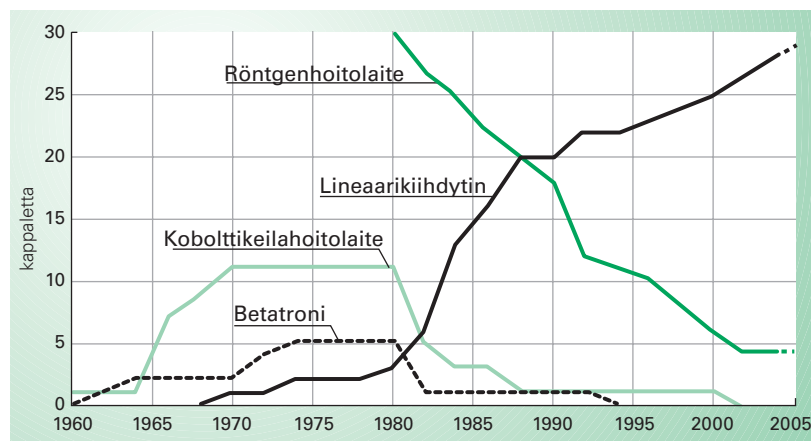
Alkuvaiheessa sädehoito oli yksinomaan röntgen- tai radiumhoitoa. Pian kuitenkin huomattiin, ettei röntgenhoidolla kyetty hoitamaan syvällä olevia kasvaimia ilman terveiden kudoksen vakavia vaurioita. Samoihin aikoihin havaittiin myös hoidon sopivan jaksotuksen vaikuttavan parantavasti hoitotuloksiin. Kun kokonaisannos jaettiin useisiin pienempiin kerta-annoksiin, saatiin normaalikudoksen säteilyreaktioita vähennettyä, vaikka kasvainkudokselle aiheutetut vauriot olivat entisellä tasolla.

Vuonna 1951 Kanadassa kehitettiin ensimmäinen kobolttikeilahoitolaite, joka toi huomattavaa parannusta syvällä olevien kasvainten hoitoon. Suomeen saatiin ensimmäinen kobolttikeilahoitolaite Helsingin Sädehoitolaitokseen 1956, ja laitteita oli enimmillään yksitoista vuosi-

en 1970–1980 välisenä aikana. Viimeinen Suomen kobolttikeilahoitolaite poistettiin sädehoitokäytöstä vuoden 2001 lopussa.

Suomessa sädehoitoklinikoiden perustaminen ajoittui 1960-luvun alkupuolelle, jolloin kunnat ja Suomen Syöpäsäätiö perustivat klinikoita suurimpiin kaupunkeihin. Muutaman vuoden jälkeen kunnat ostivat Syöpäsäätiöltä tilat ja laitteet ja jatkoivat toimintaa keskussairaaloiden ja yliopistosairaaloiden yhteydessä. Helsingin lisäksi sädehoitoa ryhdyttiin antamaan Lappeenrannassa, Oulussa, Turussa, Jyväskylässä, Vaasassa, Kotkassa, Tampereella ja Kuopiossa, joissa kaikissa toiminta jatkuu edelleen.

Helsingin yliopistollisen keskussairaalan vuonna 1962 avatussa sädehoitoklinikassa oli alussa kaksi beetatronia, ja vuonna 1974 sinne hankittiin ensimmäinen lineaarikiihdytin. Lineaarikiihdyttimien määrä kasvoi nopeasti 1980-luvun alussa, kun ne korvasivat vanhentuneita ja ominaisuuksiltaan riittämättömiä kobolttikeilahoitolaiteita.



KUVA 2.2 Sädehoitolaitteiden määrä Suomessa

Kuvasta 2.2 voidaan havaita kobolttikeilahoitolaitteiden ja beetatronien käytön ajoittuneen vuosien 1965 ja 1980 välille. Ensimmäinen lineaarikiihdytin, Vickers III, asennettiin Turun yliopistolliseen keskussairaalaan vuonna 1970, mutta lineaarikiihdyttinten käyttö yleistyi vasta vuoden 1980 jälkeen. Suomessa oli vuonna 2004 käytössä 28 lineaarikiihdytintä. Määrän odotetaan vähitellen kasvavan, koska hoitettavien potilaiden kokonaismäärä kasvaa tasaisesti ja hoitotekniikoiden monimutkaistuessa yhdellä laitteella kyetään hoitamaan vähem-

män potilaita. Röntgenhoitolaitteita oli vuonna 1960 yhteensä 74 kappaletta. Niiden määrä on kuitenkin vähentynyt tasaisesti, ja vuonna 2004 oli käytössä enää viisi laitetta.

Uudentyyppisistä sädehoitomenetelmistä vain neutronikaappaushoitoa on ryhdytty toteuttamaan Suomessa. Tätä varten on Otaniemessä olevan VTT:n tutkimusreaktorin yhteyteen rakennettu hoitoyksikkö, jossa vuonna 1999 aloitettiin aivokasvainpotilaiden kokeelliset hoidot. Protoni- ja raskasioneihoidot ovat vielä kokeiluasteella ja niin kalliita, ettei niitä kyetä Suomessa antamaan ainakaan lähitulevaisuudessa.

Uudenlaisilla lääkehoidoilla ja geenitekniikalla on lupaavia kehitysnäkymiä syövänhoidossa, mutta optimististenkin arvioiden mukaan ne tulevat korvaamaan sädehoidon vasta vuosikymmenien ajanjaksolla.

2.3 | Sädehoidon laitteet

Lataushoidot

Tykösädehoito (brachytherapy) on hoitomuoto, jossa suljettuja säteilylähteitä sijoitetaan kasvainkudokseen, kehon onteloon tai ihon pinnalle. Lähteet voidaan viedä potilaaseen manuaalisesti, jolloin hoito on niin sanottua lataushoitoa, tai lähteet siirretään potilaaseen ennalta asetettuun siirtoputkeen eli katetriin kauko-ohjatusti, jolloin käytetään termiä jälkilataushoito. Tykösädehoidolla saavutetaan suuri hoitoannos kohdekudokseen, ja ympäröivään terveeseen kudokseen tulee vain pieni säteilyannos. Kuitenkin tasaisen annosjakauman saaminen kohdealueelle on hyvin vaikeaa, ja menetelmä soveltuu vain muutamaisiin syöpätyyppeihin.

Radiumia alettiin pian sen löytämisen jälkeen käyttää sekä ulkoisesti pinnallisten kasvaimien hoitoon että sisäisesti kehoon ladattujen lähteiden avulla. Lähteiden suuren koon vuoksi lataushoitoa käytettiin yleensä vain kohdun alueen hoidoissa. Radiumlähteistä vapautui ilmaan radonia, ja radiumlähteiden joidenkin gammakvanttien suuri energia vaati huomattavan paksuja säteilysuojia. Lähteet aiheuttivat tarpeetonta altistusta hoitohenkilöille, ja niiden käytöstä onkin luovuttu, kun turvallisempia radionuklideja on tullut saataville. Useissa maissa

radiumin käyttö hoitoihin on nykyisin kielletty. Suomessa viimeiset radiumhoidot annettiin 1990-luvun alussa.

Nykyisin latushoitoihin käytetään lyhytikäisiä isotooppeja, esimerkiksi ^{125}I -jyviä, jotka jäävät pysyvästi potilaaseen tai ^{192}Ir -lankoja, jotka poistetaan halutun ajan kuluttua. Tyypillinen hoitoaika ^{192}Ir -langoilla on muutamia päiviä, jonka ajan potilas on sairaalan valvotuissa tiloissa. Hoidon päätyttyä lähteet poistetaan, eikä potilas säteile toimenpiteen jälkeen. Nykyisin yleisin latushoito on eturauhaan aseteltavat ^{125}I -jyvät. Niitä käytettäessä potilas pääsee kotiin usein jo seuraavana päivänä. Toimenpiteen jälkeen potilas säteilee, mutta kehon ulkopuolelle tuleva säteily on vähäistä, ja potilaalle ja lähiomaisille annetaan ohjeet säteilyn vaikutusten minimoimiseksi. Hoidon helpottamiseksi jyvät on koottu kudoksessa sulavaan materiaaliin. Sulaminen tapahtuu yleensä noin kuukauden kuluessa. Potilaaseen asetettujen lähteiden aktiivisuus puoliintuu kahdessa kuukaudessa.

Silmän sädehoitoon käytetään silmän pinnalle aseteltavia beeta-aktiivisiä isotooppeja ^{90}Sr ja ^{106}Ru . Näiden aktiivisuus voi olla jopa yli 2 GBq ja annosnopeus yli 30 Gy/min lähteen pinnalla. Hoitoaika on tyypillisesti noin kymmenen sekuntia. Beetasäteilyn kantama kudoksessa on vain noin 12 millimetriä.

Jälkilataushoitolaite



KUVA 2.3 Jälkilataushoitolaite

Lataushoidot aiheuttavat hoitohenkilökunnalle ylimääräistä altistumista säteilylle, eikä voimakkaiden lähteiden läheisyydessä voi työkennellä lainkaan. Tämän säteilyaltistuksen vähentämiseksi kehitettiin jälkilataushoitolaitteet, joissa potilaaseen asetetaan yksi tai useampi säteilemätön siirtoputki eli katetri ja säteilylähteet ohjataan hoitoalueelle näitä siirtoputkia pitkin kauko-ohjatusti. Hoi-

don aikana potilas on yksin hoituhuoneessa siten, että hän on kuva- ja ääniyhteydessä hoitohenkilökuntaan, ja hoidon päätyttyä lähteet palautetaan katetrista takaisin laitteen suoja-äiliöön. Useimmat jälkilataushoitolaitteet ovat niin sanottuja HDR-laitteita (high dose rate, suuri annosnopeus). Tämä hoitomuoto antaa mahdollisuuden hyvinkin aktiivisten lähteiden käyttöön henkilökunnan altistumatta säteilylle. Uuden lähteen aktiivisuus on tyypillisesti noin 370 GBq ja hoitoajat muutamia minuutteja. Lähde on kuitenkin vaihdettava 3–4 kuukauden välein. Aiemmin käytettiin yleisesti ^{60}Co - ja ^{137}Cs -lähteitä, mutta nykyisin ^{192}Ir on korvannut nämä lähes täysin.

Uutena hoitomuotona on Suomessakin otettu käyttöön sydämen verisuonien pallolaajennuksen yhteydessä annettava sädehoito, jossa suonien seinämää säteilytetään suonensisäisellä säteilylähteellä seinämän uudelleen umpeenkasvamisen vähentämiseksi.

Röntgenhoitolaite

Röntgenhoitolaite on toimintaperiaatteeltaan samanlainen kuin röntgendiagnostiikassa käytetty laite, jonka toimintaperiaate on kuvattu kappaleissa 1.4–1.5. Röntgenputken paremman jäähtytyksen ja suuremman fokuskoon ansiosta annos voidaan nostaa hoitoihin tarvittavalle tasolle. Röntgenhoitolaitteiden käyttö on vähentynyt kiihdyttimien käytön lisääntyessä, mutta alle 100 kV:n alueella toimivia pintahoitolaitteita käytetään yhä pienten pinnallisten kasvainten, esimerkiksi basaliomien hoidoissa. Myös muutamien ihosairauksien, kuten vaikean psoriasisin hoitoon voidaan käyttää 10 kV:n putkijännitteellä synnytettyä röntgensäteilyä.

Suurenergiahoitolaitteet

Suurenergiahoitolaitteilla tarkoitetaan sähköisesti säteilyä tuottavia laitteita, esimerkiksi beetatroneja ja mikrotroneja, joissa kiihdytysenergiat ovat 1–50 MeV sekä lineaarikiihdyttimiä, joissa kiihdytysenergiat ovat 1–25 MeV. Näillä voidaan tuottaa sekä foton- että elektronisäteilyä. Suurenergiahoitolaitteiksi katsotaan myös kobolttiisotoopin ^{60}Co tuottamaa gammasäteilyä käyttävät kobolttikeilahoitolaitteet. Suurenergisellä fotonisäteilyllä on useita etuja röntgenlaitteilla tuotettuun alle 500 kiloelektronivoltin fotonenergiaan nähden: pienempi ihon pinta-annos, suurempi tunkeutumissyvyys,

vähäisempi poikittaissironta kudoksessa ja vähäisempi absorboituminen luukudokseen.

Kobolttikeilahoitolaite

Nykyaikaiset kobolttikeilahoitolaitteet ovat ulkonäöltään ja mekaanisilta ominaisuuksiltaan lineaarikiihdyttimien kaltaisia. Säteilylähde on hoitolaitteen säteilypäässä suojarakenteiden sisällä, mistä se mekaanisesti siirretään tai käännetään hoidon ajaksi säteilytysaukon kohdalle. Laitteesta saatavan gammasäteilyn kvanttienergiat ovat 1,17 MeV ja 1,33 MeV. Kobolttikeilahoitolaitteen lähteen aktiivisuus on usein uutena 220 TBq ($220 \cdot 10^{12}$ Bq), joka tuottaa 2 Gy/min annosnopeuden hoitoetäisyydellä. Lähde puoliintuu 5,3 vuodessa, ja siksi se on uusittava noin kymmenen vuoden välein. Lähteen halkaisija on tyypillisesti 1–2 senttimetriä, mistä aiheutuu selvästi suurempi säteilykeilan puolivarjo (penumbra) kuin kiihdyttimillä. Tämän johdosta kobolttikeilahoitolaiteella joudutaan säteilyttämään hieman suurempi alue, jotta koko hoitokohde saisi halutun annoksen. Tyypillisesti kobolttikeilahoitolaitteen puolivarjo hoitoetäisyydellä on noin 20 millimetriä, kun kiihdyttimellä vastaava on noin viisi millimetriä. Kiihdyttimen fokuksen halkaisija on vain noin yksi millimetri. Puolivarjon leveys onkin suurin syy siihen, että kobolttikeilahoitolaite ei voi käyttää suurta tarkkuutta vaativiin hoitoihin. Kehittyneimmissä maissa kobolttikeilahoitolaitteita



KUVA 2.4 Nykyaikainen kobolttikeilahoitolaite

den käyttö onkin nykyisin rajoittunut palliatiiviseen hoitoon. Muualla näitä laitteita käytetään yleisesti muuhunkin sädehoitoon niiden toimintavarmuuden, helpon huollettavuuden ja kiihdytintä halvemmän hinnan vuoksi.

Gammaveitsi

Gammaveitsi on erityisesti neurokirurgiseen hoitoon kehitetty laite, jossa useasta puolipallon kehällä olevasta koboltilähteestä kohdistetaan kapea säteilykeila hoidettavalle alueelle. Säteilykeiloja voi olla useita satoja, ja niiden halkaisijat vaihtelevat 2–30 millimetrin välillä. Potilaan päähän kiinnitetään kypärä, jossa on halutun kokoisia reikiä säteilyn tarkkaa rajaamista varten. Ainakaan toistaiseksi Suomessa ei ole tällaisia laitteita.

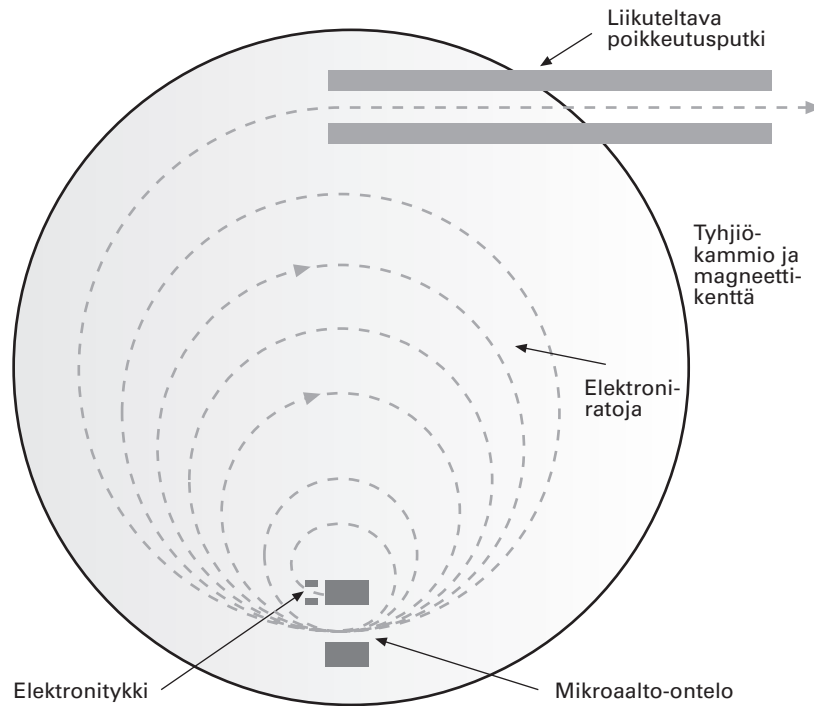
Hiukkaskiihdyttimet

Sähköisesti säteilyä tuottavien laitteiden toimintaperiaate on kiihdyttää elektroneja sähkökentän avulla ja ohjata ne joko suoraan hoidettavaan kohteeseen elektronisäteilynä tai raskasmetallikohtioon, jossa syntyvä fotonisäteily kohdistetaan potilaaseen.

Beetatronissa elektroneit kiihdytetään renkaan muotoisessa kammiossa värähtelevän magneettikentän avulla. Muuttuva magneettikenttä aiheuttaa renkaaseen sähkökentän, joka kiihdyttää sinne syötettyjä elektroneja. Kasvattamalla magneettikentän voimakkuutta sopivasti saadaan elektroneit pysymään vakiosäteisellä radalla, vaikka niiden energia kasvaa. Beetatronissa elektroneit saavuttavat jopa 45 megaelektronivoltin energioita. Kun magneettikenttä on saavuttanut maksiminsa, elektroneit ohjataan ulos renkaasta. Laite tuottaa intensiteetiltään pulssimaisesti vaihtelevaa säteilyä noin 180 Hz taajuudella. Suomessa oli 1970-luvulla käytössä viisi beetatronia, joista viimeinen poistettiin käytöstä vuonna 1992. Laitteiden heikkoutena oli vaatimaton annosnopeus, vain 0,5 Gy/min hoitoetäisyydellä, ja suuri koko, joka esti hoitojen antamisen potilaan alapuolelta.

Mikrotronissa elektroneja kiihdytetään yhdessä resonaattorikammiossa (mikroaalto-ontelossa) tai lyhyessä lineaarikiihdyttimessä. Elektroneit taitutetaan magneettikentän avulla takaisin kiihdytysputken alkupäähän. Elektroneit saavat jokaisella kierroksella lisää energiaa ja niiden kiertosäde kasvaa. Siirtämällä poikkeutusputken paikkaa elektronien kiertoradalla voidaan säätää ulos tulevan elektronisuihkun energiaa. Lait-

teen etuna on selvästi lineaarikiihdytintä kapeampi energiajakauma, mutta toisaalta tämä aiheuttaa myös pienemmän annosnopeuden. Mikrotronien käyttö sädehoidossa on vähäistä: Suomessa on ollut yksi laite, joka on poistettu käytöstä vuonna 1996.

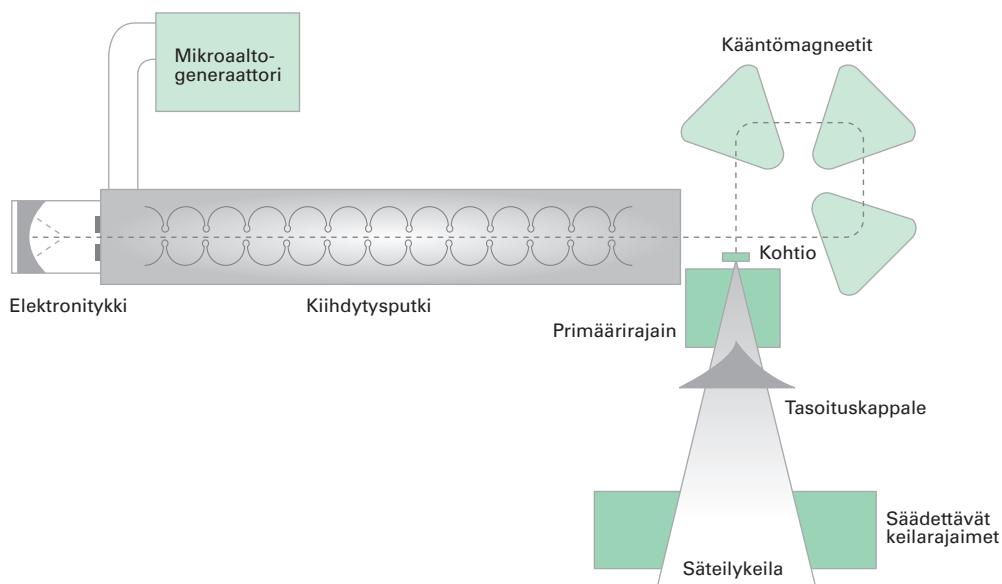


KUVA 2.5 Mikrotronin periaatekuva

Linearikiihdyttimen tärkeimmät osat on kaavamaisesti esitetty kuvassa 2.6. Elektronitykissä lämmön vaikutuksesta irronneet elektronit vedetään noin 20 kilovoltin jännitteen avulla kiihdytysputkeen. Putkeen ohjatut mikroaallot aiheuttavat – laitteen rakenteen mukaisesti – seisovan tai etenevän sähkömagneettisen aallon, joka kiihdyttää elektronit lähes valon nopeuteen. Kiihdytetyt elektronit ohjataan ohuena, noin millimetrin levyisenä suihkuna joko raskasmetallikohtioon, jolloin syntyy fotoneja (jarrutussäteilyä), tai sirontakalvoihin, joissa elektronien suuntajakaumaa levitetään (elektronikeilat). Pienillä, alle kuuden megaelektronivoltin energioilla kiihdytysputki voidaan valmistaa niin lyhyeksi, että kääntömagneetteja ei tarvita ja suihku voidaan ohjata suoraan kohtioon. Suuremmilla energioilla kiihdytysputki on noin kaksi metriä pitkä ja suihku on käännettävä sivulle. Usein suihkua taivute-

taan 270 astetta, jolloin fokukseen voidaan ohjata myös elektronit, joiden energia hieman poikkeaa muista. Näin voidaan kasvattaa laitteen tuottaman säteilyn annosnopeutta. Nykyisillä kiihdyttimillä saavutetaan jopa 10 Gy/min annosnopeus metrin etäisyydellä kohtiosta. Keilassa olevalla monitorikammioilla tarkkaillaan laitteen tuottamaa annosnopeutta, annosta ja keilan symmetriaa. Fotonikeila rajataan halutun suuruisiksi säädettävillä keilanrajoittimilla sekä mahdollisilla yksilöllisesti valetuilla metallisuojilla. Kun halutaan epätasainen kenttä, voidaan käyttää metallisia kiila- tai kompensattorisuodattimia. Uudenaikaisissa kiihdyttimissä on moniliuskarajoitin, jolla voidaan dynaamisesti säteilytyksen aikana muuttaa kentän muotoa ja aikaansaada haluttu annosjakauma. Elektronisäteily rajataan erillisillä keilanasettimillä.

Hoitokäytössä lineaarikiihdyttimet ovat syrjäyttäneet lähes täysin muuntyyppiset elektronikiihdyttimet. Nykyisissä hoitolaitteissa on lisäksi mahdollisuus kuvata sädehoidettu alue hoidon aikana – joko hoidossa käytetyllä säteilyllä tai erillisellä röntgenlaitteella – ja näin varmistaa hoidon osuvuus haluttuun kohteeseen. Lisäksi hoitolaitteet on kytketty sähköiseen varmennusjärjestelmään, jolla pyritään estämään virheellisten asetusarvojen käyttö hoidoissa.



KUVA 2.6 a) Lineaarikiihdyttimen periaatekuva

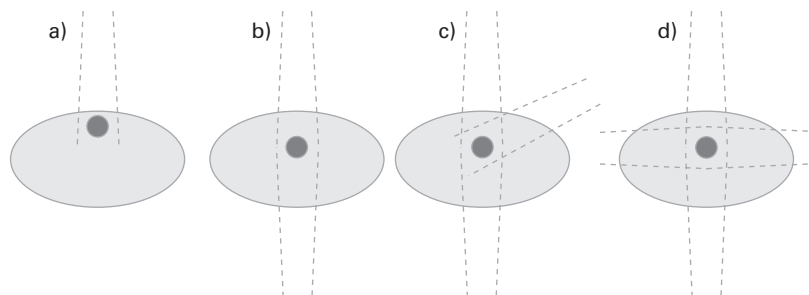
2.4 | Hoitomenetelmistä

Nykyisin vain elektronihoidoja sekä muutamia kipuhoidoja annetaan käyttämällä vain yhtä säteilykenttää. Muissa hoidoissa kahden vastakkaisen kentän käytöstäkin ollaan siirtymässä yhä useampien kenttien ja yhä monipuolisempien keilanrajoitinten käyttöön. Keuhkoalueen hoidoissa on useimmiten käytössä kolmen kentän hoitotekniikka ja lantion alueella neljän kentän niin sanottu laatikkotekniikka. Näin voidaan kasvaimen alueelle saada suuri annos ja rajoittaa ympäröivän normaalikudoksen annos siedettäväksi. Uusimpia menetelmiä ovat stereotaktiset hoidot, joissa kasvaimen kohdistetaan säteilyä monista suunnista käyttämällä joko liikkuvaa keilaa tai eri suunnista kohdistettua kiinteää keilaa.

Joissakin tapauksissa hoidetun alueen annosjakauma voidaan saada tasaisemmaksi muuttamalla säteilyn annosnopeutta kentän eri osissa. Tämä niin sanottu intensiteettimoduloitu hoito sallii entistä monimutkaisempien kohteiden hoitamisen suurella annoksella, mikä parantaa hoidon tehoa.



KUVA 2.6 b) Nykyaikainen lineaarikiihdytin



KUVA 2.7 Tyypillisiä kenttäjärjestelyjä

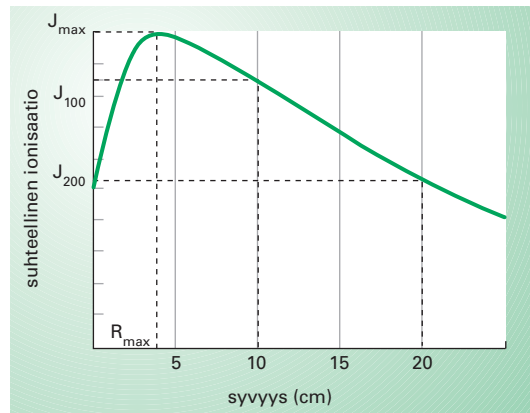
(a) yhden kentän hoito, (b) kaksi vastakkaista kenttää, (c) kolmen kentän hoito ja (d) neljän kentän laatikkohoito.

2.5 Hoitoannokset ja niiden määrittäminen

Sädehoidossa käytetään erittäin suuria säteilyannoksia. Hoito annetaan useassa erässä (fraktiossa), ja kasvaimen kokonaisannos (kerta-annosten summa) voi kohteesta riippuen olla 20–100 Gy. Tyypillinen kerta-annos on kaksi graytä, mutta jopa kahdeksan grayn kerta-annoksia voidaan käyttää. Koko keholle saatuna näin suuri annos olisi tappava, mutta huolellisesti, riittävän pienille alueille kohdistettuna ja tarkasti jaksottaen säteilyllä saadaan aikaan parantava vaikutus. Vaikutus voi muuttua päinvastaiseksi, ellei kaikkia annoksen tarkkuuteen vaikuttavia seikkoja ole otettu huomioon. Suomessa ei ole syntynyt vakavia, useiden potilaiden hengenmenetykseen johtaneita virhetilanteita, mutta sellaisia raportoidaan tapahtuneen maailmassa keskimäärin joka toinen vuosi.

Sädehoidon annossuureeksi on kansainvälisesti sovittu absorboitunut annos. Sädehoitolaitteen kalibroinnilla tarkoitetaan mittauksia, joissa määritetään absorboitunut annos tietyssä mittausjärjestelyssä hoitolaitteen monitorikammion näyttämää kohden. Tämän lisäksi määritetään annoksen syvyysjakauma eli syväannoskäyrä ja poikittaisjakauma eli profiili vedessä sekä annoksen riippuvuus kenttäkoosta ja kiilasuodattimista.

Käytetyin absorboituneen annoksen mittausmenetelmä sädehoidossa on ionisaatiokammioon ja onteloionisaatioteoriaan perustuva menetelmä (katso kirjasarjan osa 1, ”Säteily ja sen havaitseminen”, luku 3). Kalibroitaisuureena käytetään yleisesti veteen absorboitunutta annosta. Suomessa ja muissa Pohjoismaissa on siirrytty vuoden 2003



KUVA 2.8 Fotonisäteilyn syväionisaatiokäyrä

Kuvassa R_{max} on ionisaatiomaksimin syvyys ja J_{max} suhteellinen ionisaatio tällä syvyydellä.

alussa noudattamaan annosmittauksissa IAEA:n dosimetriaohjetta TRS 398.

Hoitolaitteen annos mitataan standardilaboratoriossa kalibroiduilla mitareilla. Fotonikammioiden kalibrointi tehdään tavallisesti edelleen ^{60}Co -säteilylähdettä käyttäen; kammioiden käyttö muille fotonisäteilylaaduille perustuu edellä mainittuun dosimetriaohjeeseen. Elektronisäteilyn mittakammiot kalibroidaan nykyisin sairaaloiden sädehoitokiihdyttimillä käyttäen niiden suurinta elektronienergiaa.

Kuvassa 2.8 on esimerkki tyypillisestä syväionisaatiokäyrästä¹. Käyrän alussa on annoksen kasvukerroin, jossa sekundaarielektronikertymä ei vielä ole saavuttanut tasapainotilaa. Lisäksi pintakerrokseen tulee hoitolaiteesta ja edessä olevasta ilmasta irronneita kontaminaatioelektroneja. Annoksen maksimikohdassa saavutetaan sekundaarielektronitasapaino², ja sen jälkeen käyrä vaimenee likimain eksponentiaalisesti. R_{max} on käyrän maksimikohdan syvyys ja J_{100}/J_{max} on suhteellinen syväannos kymmenen senttimetrin syvyydessä. Syväionisaatiokäyrältä tarvitaan lisäksi 10 ja 20 senttimetrin syvyyksillä mi-

¹ Syväionisaatiokäyrä on muuten sama kuin syväannoskäyrä, mutta tarkasteltavana suureena on veteen absorboituneen annoksen sijasta ionisaatiokammioilta saatava mittaussignaali. Fotonisäteilylle molemmat käyrät ovat riittävällä tarkkuudella samanmuotoiset.

² Sekundaarielektronitasapaino saavutetaan, kun tilavuusalkioon tulevien ja siitä poistuvien sekundaarielektronien määrät ja liike-energioiden summat ovat yhtä suuret.

tattujen ionisaatiovirtojen suhde eli J_{100}/J_{200} , jota käytetään kalibrointikertoimen $N_{D,w,Q}$ määrittämisessä³.

STUKin mittanormaalilaboratorio antaa nykyisin sädehoidossa käytettäville ionisaatiokammioille kalibrointikertoimen $N_{D,w}$, joka ilmaisee mittarin näyttämään tarvittavan korjauskertoimen mitattaessa veteen absorboitunutta annosta koboltti-60-säteilylähdeä käyttäen, sekä valmiiksi lasketun kalibrointikertoimen $N_{D,w,Q}$ tyypillisimmille hoitoenergioille.

Annosmittaus fotonisäteilyllä

Hoitolaitteen annosmittaus fotonisäteilyllä suoritetaan vakioiduissa olosuhteissa kuvan 2.9 mukaisesti. Ionisaatiokammio suojataan vedeltä ja asetetaan vesialtaaseen, kohtisuoraan säteilykeilaa vastaan. Kammion keskiakseli asetetaan kymmenen senttimetrin mittaussyvyydelle energiasta riippumatta. Hoitolaitteen fokuksen etäisyydeksi veden pinnasta asetetaan normaali hoitoetäisyys, ja laitteeseen asetetaan kenttäkoko 10 cm x 10 cm.

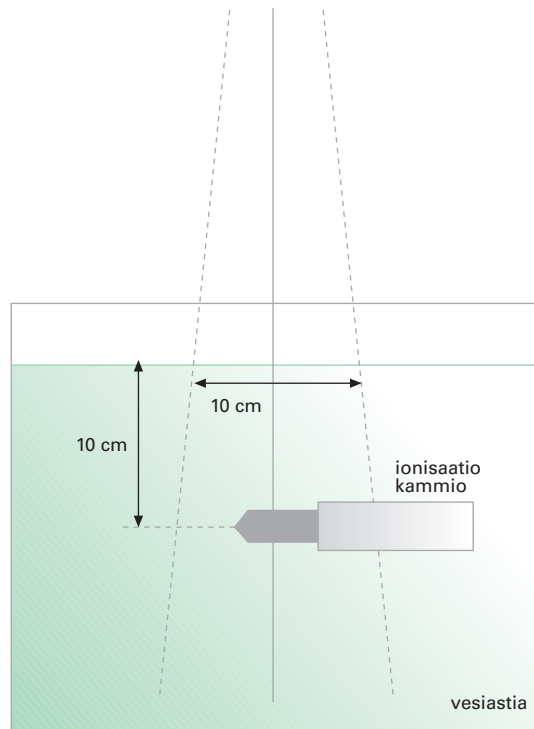
Koska absorboituneen annoksen mittaukseen käytettävät kammiot ovat aina avoimia, ilmanpaine ja lämpötila vaikuttavat kammion ilman tiheyteen. Tämä on korjattava paine- ja lämpötilakertoimella k_{Tp} kaavan (2.1) mukaisesti. Veden lämpötila ja ilmanpaine mitataan ja arvot syötetään elektrometriin tai mitattu varaus korjataan kertoimella k_{Tp}

$$k_{Tp} = \frac{273,2 + T}{273,2 + T_0} \cdot \frac{p_0}{p} , \quad (2.1)$$

missä T on ionisaatiokammion ilmatilan celsiusasteissa ilmaistun lämpötilan lukuarvo ja p paine mittaushetkellä. p_0 on normaali-ilmanpaine 101,3 kPa ja T_0 on celsiusasteissa ilmaistun referenssilämpötilan lukuarvo ($T_0 = 20$).

Kertynyt varaus on vielä korjattava rekombinaatiokorjauskertoimella k_s . Rekombinaatioilmiön johdosta kaikkia kammiossa syntyviä ione-

³Tässä alaindeksiin merkityt D ja w osoittavat, että kalibrointisuureena käytetään veteen absorboitunutta annosta ja Q viittaa säteilyn energiaan (säteilyn laatuun).



KUVA 2.9. Annosmittausgeometria

Kuvassa vesialtaaseen kymmenen senttimetrin syvyydelle asetettu ionisaatiokammio.

ja ei kyetä keräämään. Ilmiön suuruus riippuu annosnopeudesta ja kammion tyypistä. Korjauksen suuruus voidaan määrittää menetelmällä, jossa annos mitataan kahdella erisuuruisella ionisaatiokammion keräysjännitteellä. Koboltikeilahoitolaiteen säteilykeilassa rekombinaation osuus on niin pieni, että se voidaan jättää useimmiten huomiotta (yleensä alle 0,1 prosenttia). Linearikiihdyttimien säteilykeilassa rekombinaatiokorjaus on tyypillisesti alle kaksi prosenttia, mutta suurimmillaan (pyyhkäisyelektronikeilassa) se voi olla jopa yli 20 prosenttia.

Veteen absorboitunut annos referenssisyvyydellä, $D_{w,Q}(z_{ref})$, lasketaan kaavan (2.2) avulla

$$D_{w,Q}(z_{ref}) = M(z_{ref}) \cdot k_{rp} \cdot k_s \cdot N_{D,w,Q}, \quad (2.2)$$

missä $M(z_{ref})$ on keskiarvo mittarin lukemista, $N_{D,w,Q}$ mittarin kalibroin-

tikerroin veteen absorboituneelle annokselle, k_s on rekombinaatiokorjauskerroin ja k_{Tp} paine- ja lämpötilakerroin.

Usein kliinisessä käytössä tarvittava kenttäannos (eli absorboitunut annos kentän keskiakselilla annosmaksimin syvyydessä) lasketaan jakamalla referenssisyvyydessä saatu annos kyseisen kentän suhteellisella syväannoksella

$$D_{w,Q}(z_{\max}) = \frac{D_{w,Q}(z_{\text{ref}})}{PDD(z_{\text{ref}})}, \quad (2.3)$$

missä $PDD(z_{\text{ref}})$ on referenssisyvyyden (10 cm) suhteellinen syväannos.

Referenssikenttäkoon annoksen lisäksi hoitolaitteelle on määritettävä muidenkin kenttäkokojen annokset ennen laitteen käyttöä potilaiden hoitoihin. Kenttäkokoriippuvuus johtuu pääosin säteilyn sironnasta vedessä sekä jonkin verran hoitolaitteen monitorikammion tapahtuvasta takaisinsironnasta. Takaisinsirronnan vaikutusta voidaan sopivien järjestelyin pienentää, esimerkiksi kasvattamalla monitorin ja rajaimien välistä etäisyyttä tai asettamalla metallisuodatin niiden väliin. Vedessä tapahtuvaa sirontaa ei kuitenkaan voida poistaa, joten se on huomioitava potilaalle annettavien hoitojen yhteydessä. Käytännössä tämä korjataan kenttäkokokertoimilla.

Kenttäkokokerroin $FSF(FS)$ on suhdeluku, joka ilmoittaa, kuinka paljon kyseisellä kenttäkoolla, FS , saatu annos poikkeaa referenssikentällä saatavasta annoksesta. Tämä saadaan kaavasta

$$FSF(FS) = \frac{D_{w,Q}(z_{\max}, FS)}{D_{w,Q}(z_{\max}, FS_{\text{ref}})}, \quad (2.4)$$

missä $D_{w,Q}(z_{\max}, FS)$ on kenttäannos kenttäkoolla FS ja $D_{w,Q}(z_{\max}, FS_{\text{ref}})$ on vastaava annos referenssikenttäkoolla. Useimmiten referenssikenttäkoko fotonisäteilyllä on 10 cm x 10 cm ja elektronisäteilyllä 20 cm x 20 cm. Kenttäkokokorjaus, jolla hoitolaitteen monitorin näyttämä monitoriyksiköinä (MU, monitor unit) korjataan, on FSF :n käänteisluku.

Muutamissa hoidoissa tarvitaan tarkoituksellisesti vinoja annosjakauksia, joissa kentän toiselle laidalle saadaan enemmän säteilyä kuin toi-

selle. Tämä saadaan aikaan kiilasuodattimella, jossa kiilan muotoisen metallikappaleen läpi kulkiessaan säteily vaimenee enemmän paksumman metallikerroksen kohdalla.

Kiilakerroin WF on suhteellinen kerroin, joka ilmoittaa kuinka paljon kiilasuodatin vaimentaa avokentän annosta säteilykeilan keskiakselilla. Kiilakerroin lasketaan kaavasta

$$WF = \frac{D_{w,Q}(z_{max}, kiila)}{D_{w,Q}(z_{max})}, \quad (2.5)$$

missä $D_{w,Q}(z_{max}, kiila)$ on kenttäannos, kun kiila on paikallaan säteilykeilassa ja $D_{w,Q}(z_{max})$ on kenttäannos ilman kiilaa. Perinteisten metallikiilojen kiilakerroin on aina pienempi kuin yksi. Kiilavaikutus voidaan saada aikaan myös muuttamalla kentän rajausta hoidon aikana. Kiilakorjaus, jolla hoitolaitteen monitorin näyttämä (yksikkönä MU) korjataan, on WF :n käänteisluku.

Säteilykentän rajaamiseen ja muokkaamiseen voidaan käyttää moniliuskarajoitinta sekä sopivalle suojatelineelle sijoitettavia suojia, jotka voivat olla vakiosuojia tai yksilöllisiä, tiettyä potilasta ja hoitokenttää varten muotoiltuja suojia. Annosjakaumaa voidaan muokata myös kompensaatiosuodattimilla ja potilaan iholle sijoitettavilla, kudoksen kaltaisesta aineesta valmistetuilla boluskappaleilla. Kaikkien näiden tekijöiden vaikutus otetaan huomioon annossuunnittelussa.

Annosmittaus elektronisäteilyllä

Ennen varsinaista annosmittausta on syytä varmistaa säteilykeilan tasaisuus ja mitata suhteellinen syväionisaatiokäyrä. Tasaisuus voidaan mitata pienikokoisella sylinteri-ionisaatiokammion, mutta syväionisaatiokäyrä on mitattava tasolevykammion. Kammion asetellaan niiden efektiivisen pisteen mukaisesti, joka tasolevykammion sijaitsee mitta-kammion ikkunan sisäpinnalla. Mitatusta syväionisaatiokäyrästä tarvitaan puoliarvosyvyys $R_{50,ion}$, jonka avulla lasketaan puoliarvosyvyys R_{50} absorboituneelle annokselle. Kun $R_{50,ion}$ on pienempi kuin kymmenen senttimetriä,

$$R_{50} = 1,029 \cdot R_{50,ion} - 0,06 \text{ cm} . \quad (2.6)$$

Annosmittaus suoritetaan referenssisyvyydellä z_{ref} , joka saadaan puoliarvosyvyyden R_{50} avulla:

$$z_{ref} = 0,6 \cdot R_{50} - 0,1 \text{ cm} . \quad (2.7)$$

Käytännössä mittaussyvyys z_{ref} on annosmaksimin syvyydellä, kun elektronisäteilyn energia on alle 15 MeV. Suuremmilla energioilla mittaussyvyys on annosmaksimia syvemmällä.

Tasovevykammion efektiivinen piste asetetaan näin määritetylle referenssisyvyydelle ja sen jälkeen mitataan hoitolaitteen tuottama annos. Mittaustulos on tarvittaessa korjattava vallitsevan paineen ja lämpötilan sekä rekombinaation suhteen.

Kenttäannosta laskettaessa on referenssisyvyydellä mitattu annos jaettava suhteellisella syväannoksella. Syväionisaatiokäyrä on tätä varten ensin muunnettava syväannoskäyräksi jarrutuskyky-suhteiden avulla. Useimmiten tämä muunnos voidaan tehdä automaattisen säteilykeilan kartoittimen ohjelmalla.

Annossuunnittelu

Nykyisin tietokoneavusteinen annossuunnittelu on syrjäyttänyt kokonaan perinteisen kynällä ja paperilla tapahtuvan laskennan. Suomen kaikissa sädehoitokeskuksissa oli jo 1980-luvulla tietokoneperusteinen annossuunnittelu, mutta vuonna 1997 tehdyn kyselyn perusteella jopa noin 25 prosenttia läntisen Euroopan klinikoista oli ilman tietokoneavusteista annossuunnittelujärjestelmää.

Sädehoitoannoksen määrittäminen

Hoidettavaan alueeseen potilaassa halutaan aina kohdistaa ennalta sovittu tarkka säteilyannos. Veteen absorboitunut annos kyetään mittaamaan tarkasti, mutta potilaan saama annos voi määrytyksestä riippuen vaihdella suurestikin. Aikaisemmin eri klinikoiden välillä, joskus jopa saman klinikan sisällä, on ollut hyvin vaihteleva käsitys annoksen normituksesta. Yksi klinikka on normittanut annoksen hoitoalueen maksimiarvoon, toinen minimiarvoon ja muut johonkin siltä väliltä. Tämä on voinut aiheuttaa jopa 20 prosentin eroja todelliseen hoitoannokseen, vaikka hoitotuloksia verratessaan lähes kaikki ovat



Kuva 2.10 Annessuunnittelu

Kuvassa potilaasta otettuja TT-kuvia, joiden perusteella tehdään yksilöllinen annessuunnittelu.

ilmoittaneet antaneensa saman annoksen. Tämän epäkohdan poistamiseksi useat kansainväliset järjestöt ovat antaneet suosituksia, joilla kohteen annos määrätään yksikäsitteisellä tavalla. Tunnetuin näistä järjestöistä on ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), joka julkaisussaan ICRU 50 suositteli annoksen määrittämistä valittuun pisteeseen. Tämä niin sanottu ICRU-piste sijaitsee pääsääntöisesti kohdealueen keskellä, usein hoitokeilojen keskiakselien leikkauspisteessä eli isentripisteessä.

Suosituksessa oli muutamia puutteita, joiden korjaamiseksi Pohjoismainen fyysikkojärjestö NACP (Nordic Association of Clinical Physics) laati oman suosituksensa vuonna 1999. Pohjoismainen suositus huomioi selvemmin kohteen ja kenttien liikkeistä aiheutuvat epätarkkuudet. Varsin pian ICRU liitti osan näistä asioista uuteen suosituksensa ja julkaisi suosituksestaan täydennetyn version ICRU 62.

Tärkeimmät sädehoidon kohdealueiden määrittelyt

Makroskooppisen kasvaimen alue (GTV, gross tumour volume)

Alue, jossa pahanlaatuista kasvainkudosta on tunnettavissa tai nähtävissä eri kuvantamismenettelyillä. Mikäli koko kasvainkudos on leikkattu, ei makroskooppisen kasvaimen aluetta ole.

Kliininen kohdealue (CTV, clinical target volume)

Anatomisesti määritelty alue, joka sisältää tuhottaviksi tarkoitetut kudokset: makroskooppisen kasvaimen alueen tai oletetun mikroskooppisen leviämisen alueen tai molemmat. Vaikka koko kasvainkudos olisi leikattu, kliininen kohdealue on aina määriteltävissä.

Sisäinen kohdealue (ITV, internal target volume)

Potilaan koordinaatistoon rajattu alue, joka sisältää suurella todennäköisyydellä kliinisen kohdealueen ottaen huomioon potilaan sisäisten elinten ja kudosten liikkeitä sekä niiden muodon ja koon muutokset. Alue saadaan lisäämällä kliinisen kohdealueen ympärille sisäinen marginaali (IM). NACP:n suosituksen mukaan eri tilavuusalkioiden annoksista koostuvat annoshistogrammit ja keskimääräinen annos tulisi laskea tältä alueelta.

Suunnittelualue (PTV, planning target volume)

Geometrisesti määritelty alue, jonka kokoon vaikuttavat kaikki säteilykeilojen ja kliinisen kohdealueen väliset geometriset muutokset ja epätarkkuudet. ICRU suosittaa kaiken annoslaskennan tapahtuvan tältä alueelta.

Kenttäjärjestelyjen optimoinnin kannalta NACP:n suosittaman sisäisen kohdealueen käyttö on parempi ratkaisu kuin ICRU:n suosittaman suunnittelualueen käyttö, sillä suunnittelualueen reuna-alue sisältää asettelumarginaalin, jolle tuleva annos halutaan minimoida. Annoshistogrammeja laadittaessa ja suunnitelmia vertailtaessa tällä reuna-alueella olevat annokset korostuvat, koska määrällisesti reuna-alkioita on paljon. Histogrammit tulisikin tämän johdosta laskea sisäiseltä kohdealueelta. NACP ei määrittele PTV:tä alueeksi, koska sen koko muuttuu kenttäjärjestelyjen mukaan. Täsmällisesti ajatellen PTV:n voi piirtää vasta, kun kenttäjärjestelyt on valittu. Esimerkiksi asettelumarginaali sivusuunnassa voi olla erilainen hoidettaessa edestä tai takaa. Samoin esimerkiksi kahdella vastakkaisella kentällä hoidettaessa keilojen suunnassa olevat asettelumarginaalit kutistuvat lähes nolliin.

2.6 | Hoitotilojen säteilysuojaus

Aikaisemmassa luvussa (1.12) on käsitelty röntgentutkimustilojen säteilysuojauksen mitoitusta. Tässä luvussa käsitellään suurenergiahoidotaitteiden vaatimien säteilysuojausten laskentaperiaatteita.

Sädehoitokiihdyttimien ja gammakeilahoitolaiteiden tuottama säteily on suurienergistä ja sen annosnopeus suuri, yleensä noin 2–8 Gy/min metrin etäisyydellä kohtiosta. Siksi primaarisäteilyn suojukset ovat usein hyvin paksuja, tyypillisesti jopa kaksi metriä betonia. Vuotosäteilyn ja sironneen säteilyn tarvitsemat sekundaarisäteilyn suojukset ovat ohuempia (noin yksi metri betonia), koska annosnopeus on primaarikeilan annosnopeuteen verrattuna vähäinen (usein vain 0,01–0,1 prosenttia siitä) ja sironneen säteilyn energia on pienempi. Kun laitteen kiihdytysenergia ylittää kymmenen megaelektronivolttia, syntyy fotoydinreaktioiden kautta neutronisäteilyä, jolta suojautuminen vaatii yleensä lisäjärjestelyjä, ja suojauksen suunnittelu on hankalampaa kuin pelkälle fotonisäteilylle.

Sädehoitotilat suunnitellaan siten, että hoituhuoneeseen kuljetaan pitkän, vähintään yhden mutkan tekevän käytävän kautta. Tämän niin sanotun labyrintin tarkoituksena on vähentää ovelle tulevan sironneen säteilyn määrää. Asentamalla laite siten, että säteilykeilaa ei voi suunnata suoraan ovelta näkyvään seinään, oven paksuutta voidaan vähentää.

Laskelmien lähtökohtana pidetään STUKin ohjeessa ST 2.2 annettuja suunnitteluarvoja⁴. Tarkkailualueella säteilytoiminnasta aiheutuva annos ei saa ylittää arvoa 120 μSv viikossa ja muilla alueilla arvoa 6 μSv viikossa⁵. Tämän lisäksi hetkellinen annosnopeus ei saa ylittää arvoa 20 $\mu\text{Sv/h}$ kohdissa, joissa oleskellaan tai työskennellään jatkuvasti. Hoituhuone katsotaan valvonta-alueeksi ja sitä ympäröivät tilat tarkkailualueeksi, mikäli tiloihin pääsyä valvotaan. Mikäli ulkopuolisten pääsyä tiloihin ei rajoiteta, alueelle käytetään pienempää yllä olevista suunnitteluarvoista.

Laskelmat suoritetaan hoitolaitteen suurimmalla kiihdytysenergialla ja kenttäkokoarvolla. Annosnopeus valitaan pääsääntöisesti suurimman käyttöön tulevan arvon perusteella. Tästä voidaan poiketa vain painavin perustein. Esimerkiksi dynaamisen kiilan tai intensiteettimoduloinnin aikana annosnopeus saattaa hetkellisesti ylittää hoitolaitteen normaalin käytössä olevan annosnopeusasetuksen. Mikäli laitteen käyttömäärää ei etukäteen tiedetä, käytetään vähintään arvoa 800 Gy/viikko.

⁴ Käytännön suojauslaskelmia varten arvot on syytä varmistaa voimassa olevista ohjeista.

⁵ Normaalin luonnon taustasäteilyn annosnopeus Suomessa on noin 0,04–0,3 $\mu\text{Sv/h}$, eli 7–50 μSv viikossa.

Primaarisäteilylle tarvittavaa suojausta laskettaessa ei huomioida potilaan, hoitopöydän tai muun sellaisen aiheuttamaa säteilyn vaimennusta. Mikäli hoitolaitteessa on kiinteä primaarisäteilyn suojaus, se huomioidaan laskuissa. Primaarisuunnan suojaustarve lasketaan vain niille seinille, joihin säteilykeila voidaan kohdistaa. Suojusten on ulotuttava joka suuntaan vähintään 30 senttimetriä sen alueen ulkopuolelle, johon keila voi osua.

Oleskelutekijä (T) huomioi tilan käyttöasteen. Mikäli tilassa oleskellaan hoitolaitteen käytön aikana, käytetään oleskelutekijän arvoa $T = 1$, mutta muulloin T voi olla pienempikin. Työtiloissa (esimerkiksi ohjaushuone, toimisto, laboratorio), odotustiloissa ja potilashuoneissa käytetään oleskelutekijää $T = 1$. Sisä- ja ulkotiloissa, joissa ei oleskella jatkuvasti (esimerkiksi WC, käytävä, katu, varasto), tekijän arvo on vähintään 0,1. Mikäli käytävässä liikutaan jatkuvasti, on syytä käyttää oleskelutekijälle arvoa $T = 1$.

Suuntatekijä (U) huomioi sen, että koneen säteilykeila ei kohdistu aina samaan suuntaan. Isosentrisissä hoitolaitteissa tekijäksi kannattaa valita arvo $U = 1$ alaspäin ja vähintään arvo $U = 0,25$ muihin mahdollisiin suuntiin. Mikäli laitetta suunnitellaan käytettäväksi huomattavan paljon tiettyyn suuntaan, kuten esimerkiksi kokokehohoidoissa, on syytä valita kyseisen suunnan suuntatekijän arvoksi $U = 1$.

Säteilysuojusmateriaaleja

Lyijy on hyvä suojausmateriaali fotonisäteilylle, jonka energia ei ylitä arvoa 0,5 MeV. Tällä energia-alueella merkittävin vuorovaikutus on valosähköinen absorptio, jonka massavaimennuskerroin on likimain verrannollinen aineen järjestysluvun Z kolmanteen potenssiin. Kun energia on yli viisi megaelektronivoltia, merkittävin absorptioprosessi on parinmuodostus, jonka massavaimennuskerroin on likimain verrannollinen Z :aan. Lyijy on elektronisäteilylle huono suojausmateriaali, koska elektronit synnyttävät lyijyyn törmätessään runsaasti jarrutussäteilyä. Rakennusteknisesti pehmeänä materiaalina lyijylevyt valuvat jonkin verran omasta painostaan, joten ne on tuettava kiinteää seinää vasten tai laminoitava puu- tai teräslevyjen väliin.

Betoni on eniten käytetty suojausmateriaali fotonisäteilylle. Se on suhteellisen halpaa ja olomuodoltaan verraten pysyvää, ja se on erin-

omainen rakennusmateriaali, josta on helppo valaa paksujakin suojuksia. Yleensä fotonisuojaukseen käytetään tavallista betonia, jonka tiheys on 2,2–2,4 g/cm³. Joskus voidaan käyttää raskaampaa oliiviinibetonia, jonka tiheys on 3,1–4,0 g/cm³. Vesipitoisena betoni soveltuu hyvin myös neutronisuojaukseen. Vesipitoisuus kuitenkin vähenee ajan kuluessa, mikä huonontaa neutronisuojausominaisuuksia.

Terästä käytetään yleisesti kiihdyttimien primaarikeilan lisäsuojuksen materiaalina sen edullisuuden ja mekaanisen kestävyysvuoksi. Teräs ei kuitenkaan vaimenna neutronisäteilyä hyvin, joten se ei kelpaa ainoaksi suojausmateriaaliksi.

Parafiini, muovi ja puu soveltuvat hyvin neutronisuojausmateriaaliksi hoituhuoneiden oviin ja kulkulabyrinttien seiniin. Kadmium ja boori soveltuvat neutronisuojausmateriaaliksi hoituhuoneiden oviin sekä kulkulabyrinttien seiniin termisten neutronien absorbaattoriksi. Kadmiumia käytetään metallilevyinä ja booria muoviin tai parafiiniin seostettuna.

Alumiinia käytetään elektronisuojausmateriaalina, koska jarrutussäteilyn syntyminen on siinä vähäistä.

Annos primaarisäteilykeilassa suojuksen takana

Primaarisäteilykeilassa tarvittavan suojuksen läpäisykertoimen enimmäisarvo B on

$$B = \frac{D_{\max} \cdot r^2}{D_l \cdot U \cdot T \cdot r_0^2}, \quad (2.8)$$

missä D_{\max} on suunnitteluarvo (120 μSv tai 6 μSv viikossa). Tarkastelupisteen etäisyys säteilylähteeseen (kiihdyttimen kohtioon) on r . Kohdion ja isosentrin välinen etäisyys on r_0 . D_l on viikon ajalle suunniteltu käyttömäärä (maksimiannos veteen isosentrissä). U on suuntatekijä ja T on oleskelutekijä.

Mikäli tarkastelupisteessä oleskellaan tai työskennellään jatkuvasti, on lisäksi tarkastettava riittääkö edellä laskettu vaimennus myös hetkellisesti. Hetkellinen annosnopeus \dot{D} voidaan laskea kaavasta

$$\dot{D} = \frac{\dot{D}_0 \cdot B \cdot r_0^2}{r^2}, \quad (2.9)$$

missä \dot{D}_0 on hoitolaitteen annosnopeus isosentrissä ja muut merkinnät kuten edellä. Suunta- ja oleskelutekijää ei tässä käytetä.

Mikäli viikossa aiheutuvan annoksen perusteella arvioitu suojaus ei ole riittävä hetkellisen annosnopeuden rajoittamiseen, tarvittava läpäisykerroin lasketaan hetkellisen annosnopeuden mukaan (kaava 2.9).

Suojuksiin tarvittavien kymmenespaksuuksien (*TVL*, katso luku 1.13) lukumäärä *n* on

$$n = \log_{10}(1/B). \quad (2.10)$$

Tarvittava suojuksen paksuus *s* lasketaan kaavasta

$$s = TVL_1 + (n - 1) \cdot TVL_e. \quad (2.11)$$

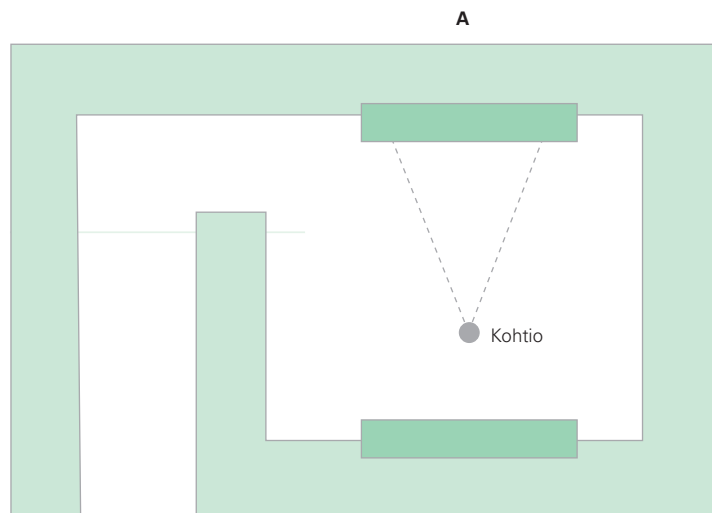
Maksimi-energia (MeV)	Lyijy		Betoni		Teräs		Sora	
	<i>TVL</i> ₁	<i>TVL</i> _e	<i>TVL</i> ₁	<i>TVL</i> _e	<i>TVL</i> ₁	<i>TVL</i> _e	<i>TVL</i> ₁	<i>TVL</i> _e
2	35	40	220	200	75	70	-	340
4	50	55	290	290	90	90	-	490
6	55	55	350	350	100	100	-	570
8	55	55	380	380	105	105	-	630
10	55	55	410	400	105	105	-	650
12	55	55	440	420	105	105	-	690
15	55	55	470	440	110	110	-	720
20	55	55	490	450	110	110	-	730
25	55	55	510	460	110	110	-	750

TAULUKKO 2.1 Primaarisäteilyn kymmenespaksuudet (mm)

*TVL*₁ tarkoittaa ensimmäistä kymmenespaksuutta ja *TVL*_e sen jälkeen tulevia kymmenespaksuuksia.

TVL:n arvot valitaan käytettävien materiaalien ja säteilyn energian mukaan taulukosta 2.1.

Suojusten optimoinnissa on huomattava myös materiaalikerrosten järjestys ja hoituhuonetta ympäröivien muiden tilojen käyttötarkoitus. Mikäli suojaukseen käytetään esimerkiksi terästä ja betonia, teräs kannattaa sijoittaa ensin säteilyn tulosuuntaan ja betoni vasta tämän jälkeen. Näin voidaan esimerkiksi 20 MeV:n kiihdytysenergialla vähentää noin 4 senttimetriä betonia. Suunnittelemalla keiilan käyttösuunta siten, että primaarikeila suuntautuu vain tiloihin, joissa ei oleskella jatkuvasti, voidaan seinämäpaksuuksia pienentää. ALARA-periaatteen mukaisesti on kuitenkin syytä käyttää niin tehokasta suojausta kuin taloudelliset ja käytännölliset tekijät huomioiden on järkevää. Varsinkin uusia tiloja rakennettaessa on hyvä mitoittaa suojat riittäviksi myös tulevia tarpeita ja muuttuneita käyttöolosuhteita silmällä pitäen. Usein hoituhuoneita käytetään useamman laitesukupolven ajan ja uusien laitteiden ominaisuudet saattavat edellyttää lisäsuojauksia. Lisäsuojien rakentaminen jälkempäin on kallista ja hankalaa.



KUVA 2.11 Tyypillinen sädehoituhuone

Huoneen seinät on tehty betonista ja säteilykeiilan suunnissa lisäsuojuksena on käytetty terästä. A on piste, johon viitataan laskuesimerkissä.

Primaarisäteilyn suojausten mitoitus

Lasketaan teräksestä tehtävän lisäsuojauksen tarve, kun suojataan valvomatonta aluetta rakennuksen ulkopuolella: piste A kuvassa 2.11.

Oletukset: Laitteen annosnopeus isosentrissä 4 Gy/min. Suunniteltu käyttömäärä 875 Gy/viikko, josta noin 500 Gy suurimmalla kiihdytysenergialla 15 MeV. Piste A etäisyys kohtioon on 5,5 m. Alueella sallittu viikkoannos on 6 μSv . Oleskelutekijä T on 0,1 ja suuntatekijä U on 0,25. Seinässä on alun perin 13 cm terästä ja 100 cm betonia.

Laskennan pohjana käytetään aina suurinta energiaa. Tällöin läpäisykerroin saa kaavan (2.8) mukaisesti olla enintään

$$B = \frac{6 \cdot 10^{-6} \text{ Sv} \cdot (5,5 \text{ m})^2}{875 \text{ Sv} \cdot 0,25 \cdot 0,1 \cdot (1 \text{ m})^2} = 8,3 \cdot 10^{-6}$$

ja tarvittava kymmenespaksuusten määrä on siis $n = \log_{10}(1/B) = 5,08$ TVL .

Koska teräs on säteilyn tulosuunnassa ensin ja sen TVL_i ja TVL_e ovat samat, saadaan teräskerroksen kymmenespaksuuksien määrä n_t suoraan jakamalla teräksen paksuus sen TVL -arvolla, eli $n_t = 13 \text{ cm} / 11 \text{ cm} = 1,182$. Koska betoni on teräksen jälkeen, saadaan betonin kymmenespaksuuksien määrä n_b jakamalla betonin paksuus sen TVL_e -arvolla eli $n_b = 100 \text{ cm} / 44 \text{ cm} = 2,273$. Yhteensä kymmenespaksuuksia on siis $n_t + n_b$ eli 3,45. Halutusta 5,08 TVL :stä puuttuu noin 1,6 TVL :ää, joka saavutetaan 18 senttimetrin lisäteräksellä.

Mikäli alueella oleskellaan jatkuvasti, yllä olevan mukaisesti suunniteltu lisäsuojaus ei ole riittävä, koska hetkellinen annosnopeus pisteessä A on

$$\dot{D} = \frac{4 \text{ Sv} / \text{min} \cdot B \cdot 1 \text{ m}^2}{5,5^2 \text{ m}^2} = 1,1 \mu\text{Sv} / \text{min} = 66 \mu\text{Sv} / \text{h},$$

mikä ylittää raja-arvon 20 $\mu\text{Sv/h}$. Annosnopeuden pienentämiseksi teräksen paksuutta on siksi lisättävä vielä noin puolella kymmenespaksuudella, eli tarvittava lisäteräspaksuus on yhteensä 24 cm aiemmin lasketun 18 cm:n sijasta.

Annos sekundaarisäteilystä suojuksen takana

Sekundaarisäteilyä syntyy, kun primaarikeila osuu potilaaseen tai hoituhuoneen seinämiin. Lisäksi on huomioitava kaikkiin suuntiin kohdistuva hoitolaitteen vuotosäteily. Suojuksia mitoitettaessa sironneen säteilyn osuus yli kymmenen megaelektronivoltin kiihdytysenergialla on useimmiten merkityksetön vuotosäteilyyn verrattuna. Sironneen säteilyn vaikutus on kuitenkin huomioitava kulkukäytävän suunnittelussa. Taulukossa 2.2 on esitetty sirontakertoimia ja taulukossa 2.3 sekundaarisäteilyn kymmenespaksuuksia.

Sirontakulma (astetta)	6 MV	10 MV
30	0,007	0,0030
45	0,0018	0,0010
60	0,0011	0,0005
90	0,0006	0,0003
135	0,0004	0,0002

TAULUKKO 2.2 Sirontakertoimet

Taulukossa esitetyt sirontakertoimet ilmaisevat sironneesta säteilystä aiheutuneen annoksen ja kenttäannoksen suhteen, kun kenttäkoko sirottavan kohteen pinnalla on 400 cm² ja tarkasteltavan kohdan etäisyys kohteesta on yksi metri.

Suurimpana vuotosäteilyn lähteenä voidaan kiihdyttimillä pitää kohtiota. Mikäli hoitolaitteen valmistaja ei ole antanut tarkempaa arvoa, käytetään suojia mitoitettaessa vuotosäteilyn määränä 0,5 prosenttia isosentriannosnopeudesta. Nykyisin kuitenkin hyvälaatuisen kiihdyttimen vuoto on jopa alle 0,05 prosenttia isosentriannosnopeudesta, joten laitetiedot kannattaa varmistaa ennen suojauslaskelmien tekoa, jotta suojia ei ylimitoiteta turhaan. Tarvittava läpäisykerroin lasketaan kuitenkin primaarisäteilylle, korjattuna kuitenkin vuotosäteilyn määrään ($0,005 \cdot D_l$ kaavassa 2.12)

Maksimi-energia (MeV)	Lyijy		Betoni		Teräs		Sora	
	TVL_1	TVL_e	TVL_1	TVL_e	TVL_1	TVL_e	TVL_1	TVL_e
2	20	35	200	180	65	60	-	310
4	40	45	240	230	85	80	-	390
6	50	55	280	280	90	90	-	450
8	55	55	320	320	95	95	-	530
10	55	55	350	350	100	100	-	570
12	55	55	380	380	105	105	-	620
15	55	55	400	390	105	105	-	640
20	55	55	440	420	105	105	-	680
25	55	55	470	440	110	110	-	720

TAULUKKO 2.3 Sekundaarisäteilyn kymmenespaksuudet (mm)

$$B_v = \frac{D_{\max} \cdot r^2}{D_l \cdot 0,005 \cdot T \cdot r_0^2} \quad (2.12)$$

Lisäksi on huomioitava sironnut säteily, mikäli suurin kiihdytysenergia on alle kymmenen megaelektronivoltia.

Sironneen säteilyn vaatiman suojauksen läpäisykerroin B_s lasketaan kaavasta

$$B_s = \frac{D_{\max} \cdot r_1^2 \cdot r_2^2}{D_l \cdot (a/0,04) \cdot A \cdot T \cdot r_0^2} \quad (2.13)$$

Säteilylähteen etäisyys sirottavasta kohteesta on r_1 ja sirottavan kohteen etäisyys tarkastelupisteestä r_2 . Sirottakerroin a (taulukosta 2.2) valitaan sirottakulman ja energian perusteella. A on se ala sirottavan kohteen pinnalla, johon suora säteily osuu. Tekijä 0,04 kaavassa johtuu siitä, että sirottakerroin on annettu 0,04 m² kokoiselle kentälle. Lisäksi on tarkasteltava, riittääkö edellä laskettu vaimennus myös hetkellisesti.

ESIMERKKI 2.2

Henkilön saaman annoksen arviointi onnettomuustilanteessa

Huoltomies oli korjaamassa hoituhuoneen nurkassa olevaa sähköpistoketta, eikä konetta käynnistävä henkilö huomannut häntä var-

mistaessaan, ettei huoneessa ole ketään. Huoltomies oli noin kolmen metrin etäisyydellä kuuden megaelektronivoltin keilasta, jonka koko oli 20 cm x 20 cm metrin etäisyydellä olleen fantomin pinnalla. Kanturikulma oli 0 astetta (keila suoraan alaspäin). Hoitolaitteen vuotosäteilyn annosnopeus on 0,1 prosenttia isosentriannosnopeudesta. Huoltomies ehti painaa hätäkytkintä kymmenen monitoriyksikön jälkeen (mikä vastasi annosta $D_0 = 0,1$ Gy isosentrissä). Arvioi huoltomiehen saama efektiivinen annos. Tässä muunnoskertoimena absorboituneesta annoksesta efektiiviseen annokseen voi käyttää arvoa 1 Sv/Gy.

Hoitolaitteen vuotosäteilystä saatu annos on

$$D_v = \frac{D_0 \cdot r_0^2 \cdot 0,001}{r^2} = \frac{0,1 \text{ Gy} \cdot (1\text{m})^2 \cdot 0,001}{(3\text{m})^2} \approx 11 \mu\text{Gy} .$$

Sirontakerroin saadaan taulukosta 2.2, jolloin sironneesta säteilystä aiheutuneeksi annokseksi huoltomiehen kohdalla (90 asteen kulmassa keilaan nähden) voidaan arvioida

$$\begin{aligned} D_s &= \frac{D_0 \cdot r_0^2 \cdot (a/0,04) \cdot A}{r_1^2 \cdot r_2^2} \\ &= \frac{0,1 \text{ Gy} \cdot (1 \text{ m})^2 \cdot (0,0006/0,04) \cdot 0,04 \text{ m}^2}{(1 \text{ m})^2 \cdot (3 \text{ m})^2} \approx 7 \mu\text{Gy} . \end{aligned}$$

Annokset lasketaan yhteen, jolloin huoltomiehen efektiiviseksi annokseksi saadaan noin 18 μSv . Vaikka annos on selvästi kirjauskynnyksen alittava, on poikkeuksellisesta tapauksesta kuitenkin laadittava ilmoitus Säteilyturvakeskukselle.

Neutroniannosnopeuden laskenta

Hoituhuoneen oviaukko on useimmiten ainoa paikka, jossa sironneen säteilyn suojuksiin on erityisesti kiinnitettävä huomiota, etenkin silloin, kun hoitolaitteessa syntyy neutronisäteilyä. Neutronisäteilyä syntyy merkittäviä määriä, kun kiihdytysenergia ylittää kymmenen megaelektronivoltia. Hoituhuoneen kulkukäytävä ei aina vaimenna sironnutta neutronisäteilyä tarpeeksi, ja annosnopeus voi olla jopa 200 $\mu\text{Sv/h}$ oviaukolla. Tilannetta pahentaa se, että neutronisäteily synnyttää kul-

kukäytävän seinämissä tapahtuvissa sironna- ja absorptioreaktioissa myös läpituokevaa gammasäteilyä. Siksi kulkukäytävän oveen on rakennettava riittävä suojaus sekä neutroni- että gammasäteilylle. Oven rakennetta voidaan oleellisesti keventää, mikäli hoituhuone mitoiteetaan riittävän suureksi ja kulkuaukko hoituhuoneesta käytävään mahdollisimman pieneksi. Osa kulkuaukon kavennuksesta voidaan rakentaa 2–5 senttimetrin paksuisesta muovilevystä.

Likiarvona voidaan olettaa suoraan säteilylähteestä tulevan neutronisäteilyn vaimenevan etäisyyden neliön mukaan ja sironneen säteilyn vähentyvän kymmenesosaan kulkukäytävässä viiden metrin matkalla. Tästä voidaan likiarvona laskea neutronisäteilystä aiheutuva annosekvivalentti H oven kohdalla

$$H = H_0 \cdot (T/T_0) \cdot (r_0/r_1)^2 \cdot 10^{-r_2/5m}, \quad (2.14)$$

missä H_0 on annosekvivalentti etäisyydellä r_0 kohtiosta. T on kulkukäytävän poikkipinta-ala ja T_0 on hoituhuoneen poikkipinta-ala labyrintin alkupäässä. Etäisyys isosentristä kulkukäytävän alkuun on r_1 ja käytävän pituus r_2 . Mikäli kulkukäytävässä on vielä toinen mutka, saadaan kaava muotoon:

$$H = H_0 \cdot (T/T_0) \cdot (r_0/r_1)^2 \cdot 10^{-r_2/5m} \cdot 10^{-r_3/5m} \cdot (1/3), \quad (2.15)$$

missä käytävän viimeisen osuuden pituus on r_3 , muut kuten edellä. Tekijä 1/3 kuvaa lisämutkan aiheuttamaa vaimennusta.

Neutroniannosnopeus on suurimmillaan, kun säteilykeilan rajoittimet ovat täysin kiinni. Ero suurimpaan avonaiseen kenttään on noin 15 prosenttia. Neutroneista aiheutuvan gammasäteilyn annosnopeus ovella on noin neljäsosa neutronisäteilyn annosnopeudesta. Hoituhuoneiden ovet rakennetaan usein niin, että niissä neutronisuoja on joko parafiinia tai muovia ja gammasuojana lyijyä. Oven rakenteen suunnittelussa voidaan olettaa kymmenespaksuudeksi neutronisäteilylle kuusi senttimetriä muovia tai parafiinia ja gammasäteilylle viisi senttimetriä lyijyä.

Taivassironnan (skyshine) laskenta

Vaikka hoituhuoneen katto ei riittävästi vaimentaisikaan primaarisäteilyä, katon säteily suojaus voi kuitenkin olla hyväksyttävä, jos tälle

alueelle pääsy on estetty. Tällöin on kuitenkin tarkasteltava oleskelutiloihin kohdistuvan, katon yläpuolisesta ilmasta sivuille siroavan säteilyn annosnopeutta :

$$\dot{D}_{sky} = 0,25 \cdot 10^6 \cdot \frac{B \cdot \dot{D}_0 \cdot r_0^2 \cdot \Omega^{1,3}}{(r_s \cdot r)^2} . \quad (2.16)$$

Tässä B on katon vaimennuskerroin, isosentriannosnopeus, Ω keilan avaruuskulma (tyypillisesti noin 0,122 steradiaania kenttäkoolla 40 cm x 40 cm), r_s etäisyys kohtiosta kaksi metriä katon yläpuolelle ja r on tarkasteltavan pisteen etäisyys isosentriin.

2.7 | Sädehoidon laatu järjestelmä

Hoitoannoksen tiukka tarkkuusvaatimus edellyttää koko sädehoitoprosessin kattavaa laadunvarmistusta. Hoitolaitteiden fysikaalisten ja teknisten ominaisuuksien lisäksi laadunvarmistukseen tulee sisällyttää ne sädehoidon laitteet ja menettelyt, joilla on merkitystä potilaan saaman annoksen oikean suuruuden ja geometrisen osuvuuden kannalta. Myös vastuiden ja hoidon eri vaiheisiin kuuluvien tehtävien täsmällinen määrittely on tärkeä osa laadunvarmistusta.

Yleistä laadunhallinnan terminologiaa käyttäen edellä esitetty merkitsee, että sädehoidossa edellytetään laatu järjestelmää. Kokonaisvaltaisen laadunhallinnan menettelytapoihin on terveydenhuollossa kiinnitetty yhä yleisemmin huomiota. Kansainvälisiin laatustandardeihin perustuvien, teollisuudessa yleisesti käytettyjen laatu järjestelmien soveltamisella myös terveydenhuollossa uskotaan saavutettavan merkittävää hyötyä toiminnan tehokkuuden ja turvallisuuden kannalta. Euroopan sädehoidon järjestö (ESTRO, European Society for Therapeutic Radiation and Oncology) on julkaissut aiheesta suosituksia, jotka ovat olleet pohjana myös Suomessa julkaistuun ohjeeseen laatu järjestelmän perustamiseksi.

Suosituksen lähtökohtana ovat olleet kansainväliset ISO 9000-laatu standardit sekä Maailman terveysjärjestön WHO:n julkaisemat sädehoidon laadunvarmistusta koskevat ohjeet. Tärkeänä osana koko hoitotieteen laadunvarmistusta Suomessa on vuoden 2002 aikana aloitettu niin sanottu kliininen auditointi.

2.8 Sädehoidon valvonta ja turvamääräykset

Sädehoitotoimintaa varten on oltava säteilylain edellyttämä turvallisuuslupa, jonka liitteenä olevasta laiteluettelosta ilmenevät kaikki ne laitteet, joiden käyttöön lupa oikeuttaa. Laitteita ei saa ottaa käyttöön ennen Säteilyturvakeskuksen suorittamaa tarkastusta, ellei lupaehdoissa toisin mainita. Ottaessaan käyttöön uusia laitteita tai poistaessaan käytöstä luvassa mainittuja laitteita luvanhaltijan on haettava muutosta turvallisuuslupa.

Lupaa myönnettäessä Säteilyturvakeskus harkitsee, täyttääkö hakija ne edellytykset ja valmiudet, joita sädehoidon laitteiden turvallinen käyttö edellyttää. Luvanhaltijan on huolehdittava, että laitteiden ja tilojen säteilyturvallisuus sekä henkilökunnan koulutus ja terveystarkkailu on järjestetty voimassa olevien ohjeiden mukaisesti.

Sädehoitoa koskevat samat turvallisuusmääräykset kuin muitakin säteilyn käyttömuotoja: niitä on esitetty tarkemmin luvussa 1.12. Sädehoidossa säteilytyöluokkaan A kuuluvat pääsääntöisesti kaikki ne henkilöt, jotka joutuvat toistuvasti työskentelemään hoituhuoneessa. Henkilökunnan turvallisuus on varmistettu useilla toisiaan täydentävillä turvalaitteilla, joiden toimintaa testataan säännöllisesti. Jokaisella sädehoitolaitteella on Säteilyturvakeskuksen hyväksymä laadunvalvontaohjelma, jossa on ilmoitettu tarkastusten kohteet, määrääjat ja hyväksyntäkriteerit.

Säteilyturvakeskus tarkastaa sädehoidon laitteen, tilojen turvajärjestelyt, käyttötilojen säteilysuojauksen riittävyyden sekä toiminnan luvannukaisuuden aina ennen uuden laitteen käyttöönottoa. Tarkastus tehdään myös aina silloin, kun laitteeseen on tehty huomattava muutos tai se on siirretty toisiin tiloihin. Tämän jälkeen toiminta tarkastetaan vähintään kerran kahdessa vuodessa.

KIRJALLISUUTTA:

IAEA. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Technical Report Series No. 398. Wien: International Atomic Energy Agency, 2000.

ICRU Report 50: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy. Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1993.

ICRU Report 62: Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Supplement to ICRU Report 50). Bethesda: International Commission on Radiation Units and Measurements, 1999.

Joensuu H, Roberts PJ ja Teppo L (toim.). Syöpätaudit. Helsinki: Duodecim, 1999.

Lahtinen T ja Holsti LR (toim.). Kliininen Säteilybiologia, Helsinki: Duodecim, 1997.

McGinley PH. Shielding Techniques for Radiation Oncology Facilities. Madison: Medical Physics Publishing, 1998.

Specification of Dose Delivery in Radiation Therapy. Acta Oncologica Vol 36, Suppl 10, 1997.

Sädehoitofysiikan sanasto. Sädehoitofysiikan sanastotyöryhmän ehdotus 1997. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 1997.

Sädehoidon laatu järjestelmän perustaminen. Käytännön opas sädehoito-osastoille. Helsinki: Säteilyturvakeskus, 2000.

