

Satu Strengell ja Jussi Naukkarinen

Tahdistinpotilaan sädehoito

Tahdistinjärjestelmään kohdistuvan vaurioitumisriskin takia tahdistin on huomioitava sädehoitoa suunniteltaessa. Sädehoidon tahdistimille aiheuttamaa riskiä voidaan pienentää huomioimalla tahdistimen häiriömekanismit ja niiden synty. Kardiologien ja onkologien yhteistyö tahdistinpotilaiden sädehoidossa on tärkeää ja sujuvoittaa hoidon toteuttamista. Sädehoitoannosten suunnittelun merkitys korostuu, kun hoidetaan tahdistinriippuvaisia potilaita ja kun hoitoalue osuu lähelle tahdistinta. Sädehoitosuunnitelmaa tehtäessä on pidettävä tahdistimeen kohdistuva annos mahdollisimman pienenä ja annosnopeus kohtalaisena. Suuria foton- ja elektronienergioita tulee välttää niistä aiheutuvan, tahdistingeneraattorin tekniikkaa tuhoavan neutronisäteilyn takia erityisesti, kun potilaalla on rytmihäiriötahdistin. Tahdistimeen ei saa kohdistaa suoraa säteilykenttää. Huolellinen pohjatyö sekä hoidonaikainen ja -jälkeinen seuranta vähentävät sädehoidosta tahdistimelle aiheutuvia riskejä. Näin potilaalle voidaan taata tehokas sädehoito vaarantamatta tahdistinhoitoa.

Tahdistinpotilaiden määrä lisääntyy jatkuvasti, jolloin yhä useammalla sädehoitoa saavalla potilaalla on sydämentahdistin. Potilaan riippuvuus tahdistimesta sekä tahdistimen sijainti ja tyyppi on otettava huomioon jo sädehoitoa suunniteltaessa, koska sädehoito voi muuttaa tahdistimen toimintaa tai jopa rikkoa tahdistimen. Tämä edellyttää eri ammattiryhmien ja osastojen saumatonta yhteistyötä. Sädehoitoa varten on määritetty riskirajat tahdistimen saamalle säteilylle ja ohjeet sädehoidon annossuunnittelulle. Näitä noudattamalla joudutaan hyvin harvoin tilanteeseen, jossa potilaan tahdistin vaurioituisi. Tahdistinpotilaan sädehoito on turvallista, jos se suunnitellaan hyvin.

Suomessa sydämentahdistimia asetetaan vuosittain yli 6000 potilaalle, ja vuonna 2018 maassamme arvioitiin olevan yhteensä 50 000–60 000 tahdistinpotilasta (1,2). Vuosittain arviolta 100–200 heistä saa sädehoitoa.

Sädehoidettavista tahdistinpotilaista jopa 3 %:lla voi esiintyä ongelmia sädehoidon aikana (3). Sädehoito voi muun muassa vahingoittaa pysyvästi tahdistimen virtapiiriä, aiheuttaa ohimeneviä toimintahäiriöitä, tyhjentää lait-

teen muistin tai palauttaa tehdasasetukset. Rytmihäiriötahdistin voi myös antaa turhia iskuhoitoja laitteen aistiessa ionisoivaa säteilyä. Tahdistimet ovat erityisen herkkiä neutronisäteilylle.

Tahdistin voi olla sädehoidettavan kohteen tiellä rinnan tai keuhkojen sädehoidossa, jolloin tahdistimen paikkaa voidaan jopa joutua vaihtamaan, jotta hoito saadaan toteutettua. Vaikka tahdistin ei olisikaan sädehoidettavalla alueella, voi sädehoidossa käytettävä säteily vaikuttaa tahdistimen toimintaan. Vakavat tahdistinhäiriöt ovat kuitenkin erittäin harvinaisia.

Tahdistintyypit

Yleisimmin sydämentahdistin asennetaan hidasyntisyyden takia. Nämä bradykardiatahdistimet voidaan jakaa yksilokeroisiin (eteis- tai kammiotahdistus) ja kaksilokeroisiin (eteis- ja kammiotahdistus). Lisäksi vasemman puolen haarakatkoksen aiheuttamaa vasemman kamion dyssynkroniaa ja sydämen vajaatoimintaa korjaamaan voidaan asentaa vajaatoimintatahdistin (biventrikulaarinen tahdistus, cardiac resynchronization therapy). Näihin tahdisti-

Ydinasiat

- ▶ Sädehoidon huolellinen suunnittelu yhdessä kardiologin, onkologin ja sairaalafyysikon kanssa minimoi sädehoidosta tahdistimeen mahdollisesti aiheutuvia häiriöitä.
- ▶ Suunnittelussa huomioidaan potilaan riippuvuus tahdistimesta, tahdistimen tyyppi ja sädetettävän alueen sijainti tahdistimeen nähden.
- ▶ Häiriöihin vaikuttavat tahdistimen saama säteilyannos, annosnopeus sekä säteilyn energia ja laji.
- ▶ Sädehoidon annossuunnitelmassa vältetään suurta energiaa (fotoneilla enintään 10 MV, suositus 6 MV ja elektroneilla enintään 20 MeV) ja annosnopeutta (yli 6 Gy/min).
- ▶ Tahdistimen läpi ei saa mennä hoitokenttiä.
- ▶ Tahdistimen kumulatiivinen annos pyritään pitämään alle 2 Gy:n ja rytmihäiriötahdistimien alle 1 Gy:n.

miin (pois lukien eteistahdistimet) voidaan tarvittaessa myös liittää hengenvaarallisten rytmihäiriöiden korjaamiseen kykenevä rytmihäiriötahdistus (implantable cardiac defibrillator, ICD), joka vaatii iskujohdon ja kookkaamman tahdistingeneraattorin. Tahdistimien kehityksessä on otettu huomioon häiriöherkkyys, eikä herkimpiä yksinapaisia (unipolaarisia) tahdistimia enää asenneta.

On tärkeää erottaa muut tahdistinlaitteet rytmihäiriötahdistimista, jotka ovat huomattavasti alttiimpia sädehoidon aiheuttamille häiriöille (4).

Sädehoito

Ulkoisessa sädehoidossa käytetään yleisimmin fotoneja tai elektroneja, joita tuotetaan lineaarikiihdyttimillä. Säteily ohjataan potilaaseen eri suunnista sopivasti muotoilluilla sädehoitokentillä. Sisäisessä sädehoidossa radioaktiivinen

lähde viedään hoidettavan alueen lähelle tai sisään hoidon ajaksi. Syöväen hoidossa käytettävän, potilaaseen absorboituvan säteilyannoksen yksikkö on gray (1 Gy = 1 J/kg).

Tahdistimien häiriöt

Tahdistimien häiriöt syntyvät lineaarikiihdyttimen sähkökentästä, sen indusoimasta magneettikentästä ja tuotetusta ionisoivasta säteilystä. Suurienergiaiset fotonit voivat ionisoida vuosituhannen alkupuolella asennettujen tahdistimien bipolaarisissa puolijohdeissa ylimääräisiä elektroniaukkopareja tahdistimen generaattorin komponenteissa eristeenä toimivaan piioksidiin, jolloin sähkövirta pääsee kulkemaan epätavallista reittiä pitkin (5). Toisaalta pääasiassa lineaarikiihdyttimen säteilypäässä fotonien törmäyksessä syntyvät neutronit voivat vaurioittaa tahdistimissa nykyisin käytettäviä neutronisäteilylle herkkiä CMOS-piirejä (complementary metal oxide semiconductor), vaikka tahdistin olisi sädehoitokentän ulkopuolella (6).

Erityisesti suurienergiaisten, yli 10 megavoltin (MV) fotonikenttien neutronisäteilyntuotto suurenee tahdistimia vaurioitavaksi (7). Neutronien tuotto lisääntyy 10–20-kertaiseksi siirryttäessä 10 MV:stä 18 MV:n fotonisäteilyyn (8). Elektronihoidoissa neutronisäteilyä syntyy 15 megaelektronivoltin (MeV) energioilla vain 5 % ja 25 MeV:n energioilla 20 % verrattuna vastaavaan fotonien energiaan (9,10). Myös sädehoidossa käytettävän annosnopeuden on todettu vaikuttavan häiriöihin (11). Toisaalta erittäin aktiivisia isotooppeja, esimerkiksi Ir-192:ta, säteilylähteenä käyttävässä sisäisessä sädehoidossa tahdistinpotilailla ei ole tutkimuksissa todettu yhtään häiriöitä huolimatta suuresta annosnopeudesta (12).

Ionisoivasta säteilystä syntyvät tahdistingeneraattorin häiriöt voivat ilmetä hoidon aikana tai jopa useita kuukausia hoidon jälkeen. Häiriöt voivat esiintyä turvamoodiin siirtymisenä, tahdistimen antaman sähköisen ärsyksen kestoajan pitenemisenä, syketaajuuden, ohjelmoinnin tai kauko-ohjauksen muutoksina, pitkittyneenä toiminnan estymisenä tai jopa tahdistimen sulkeutumisenä (5). Usein

häiriö on kuitenkin ohimenevä ja vaikuttaa vain tahdistimen ohjelmistoon. Sädehoito aiheuttaa vain harvoin tahdistimen pysyvän vaurion.

Ionisoivan säteilyn lisäksi sähkömagneettisen kentän on todettu aiheuttavan häiriöitä tahdistimelle. Tahdistin voi toimia antennina, joka voimistaa radiotaajuisen kentän kudosisäilyä. Tahdistimen johtoon voi indusoitua sähkövirtoja, jolloin tahdistin tulkitsee signaalit virheellisesti sydäimestä tuleviksi signaaleiksi. Sähkömagneettiset kentät voivat myös häiritä tahdistinta suoraan, jolloin kudostenesteet toimivat johtimina.

Koeolosuhteissa mitatut tahdistinhäiriöt esiintyvät suuremmissa kentissä kuin 10 kilovoltia/metri (kV/m). Tahdistinpotilaille onkin asetettu magneettivuon tiheyden ohje-arvoksi 0,5 milliteslaa (mT) ja sähkökentän ohje-arvoksi 1 kV/m, kun taajuus on 50 tai 60 hertsiä (Hz) (13). Koska sädehoidossa käytettävissä lineaarikiihdyttimissä sähkökenttä on 60–200 kHz:n taajuudella vain noin 9 mV/m, eivät sähkömagneettisen kentän lukemat yllä näihin arvoihin edes hetkellisesti (14).

Toisaalta sädehoidon simuloinnissa käytettävissä tietokonetomografiassa (TT), magneetikuvauksessa, etenkin käytettäessä yli 1,5 T:n magneettikuvauslaitteita, sekä hoitoalueen paikannuksessa käytettävissä kartiokeila-TT:ssä (cone beam computed tomography, CBCT) häiriöitä voi ilmetä, joskin häiriöt ovat yleensä hetkittäisiä ja ohimeneviä (7,15). Lisäksi sädehoitopotilaan hoitoalueen paikannuksessa käytettävät radioaaltoja hyödyntävät laitteet (Calypso ja RayPilot) voivat häiritä tahdistimen toimintaa ja aiheuttavat vasta-aiheen paikannuslaitteiden käytölle.

Tahdistimien häiriönsietokyky

Laajoissa eurooppalaisissa ja yhdysvaltalaisissa katsauksissa on koottu yhteen tutkimuksia, joissa tahdistimien säteilynsietokykyä on testattu useiden eri valmistajien tahdistimilla sekä säteilyttämällä tahdistimia koeolosuhteissa että raportoimalla potilaiden tahdistimien häiriöistä (4–7,11,15–17). Niin koesädeityksissä kuin potilastutkimuksissakin tahdistimien toimintahäiriöitä on todettu esiintyvän sitä pienemmil-



KUVA 1. Rytmihäiriötahdistimen (ICD) takykardiahoitojen ("iskuhoito") pois päältä kytkemiseen käytetty magneetti.

lä säteilyannoksilla, mitä suurempi fotonitai elektronien energia on sekundaarisen neutronisäteilyn vuoksi käytössä (17).

Koeolosuhteissa 18 MV:n fotonien energialla tahdistimien toimintahäiriöitä ilmaantui jo 0,15 Gy:n kumulatiivisesta säteilyannoksesta lähtien ja potilaillekin 0,11 Gy:n säteilyannoksella. Vastaavat tahdistimet tosin kestivät jopa 140 Gy:n säteilyannoksen ilman häiriöitä. Toisaalta myös 6 MV:n fotonien energiolla yksinapaisissa tahdistimissa esiintyi koeolosuhteissa häiriöitä 0,5 Gy:stä alkaen, mutta CMOS-tekniikalla varustettuihin tahdistimiin häiriöitä saatiin aikaan vasta usean kymmenen Gy:n säteilyannoksilla.

Potilaiden tahdistimista ei ole raportoitu toimintahäiriöitä alle 10 MV:n energioilla. Herkempiin rytmihäiriötahdistimiin syntyi koeolosuhteissa häiriöitä 6 MV:n energialla jo 0,01 Gy:n annoksia käytettäessä, mutta potilaiden tahdistimiin häiriöitä aiheuttivat vasta yli 10 MV:n energiat. Häiriöiden esiintyminen lisääntyi, jos tahdistin oli suoraan säteilykentässä. Annosnopeus, joka tavanomaisessa sädehoidossa on 1–6 Gy/min ja stereotaktisessa sädehoidossa jopa 20 Gy/min, vaikuttaa tahdistimien häiriöherkkyyteen. Kun annosnopeutta suurennetaan lukemasta 1 Gy/min lukemaan 8 Gy/min, häiriöiden määrä lisääntyy 2 %:sta 70 %:iin.

TAULUKKO. Riskiluokkien määrittely tahdistimeen kohdistuvan säteily määrän ja tahdistinriippuvuuden perusteella alle 10 MV:n fotonienenergioilla ja alle 20 MeV:n elektronienenergioilla. Potilas määritellään tahdistinriippuvaiseksi, jos hänellä ei ole omaa, luotettavaa korvausrytmiä (yli 30/min) ilman tahdistusta.

	Säteilyannos			
	< 1 Gy	1–2 Gy	2–10 Gy	> 10 Gy
Tahdistimesta riippumaton	Pieni riski	Pieni riski	Kohtalainen riski	Suuri riski
Tahdistinriippuvainen	Pieni riski	Kohtalainen riski	Kohtalainen riski	Suuri riski
Rytmihäiriötahdistin	Pieni riski	Suuri riski	Suuri riski	Suuri riski

Häiriöitä synnyttävälle kumulatiiviselle annokselle ei voida sädetyskokeiden eikä potilastutkimusten perusteella antaa raja-arvoa, sillä häiriöitä on todettu myös käytettäessä hyvin pieniä annoksia. Kuitenkin kun fotonienenergiaa on lisätty yli 10 MV:n, on todettu enemmän tahdistimien toimintahäiriöitä kuin käytettäessä pienempiä energioita.

Suosituks

Yhdysvalloissa ja useissa Euroopan maissa on tehty useita kansallisia ohjeita ja suosituksia 2010-luvulla (4,7,15,16). Euroopassa julkaistut ohjeet pohjautuvat AAPM:n (American Association of Physicists in Medicine) vuonna 1994 antamiin ohjeisiin, joissa sädehoidettavien tahdistinpotilaiden tahdistinhäiriöiden riski jaetaan kolmeen luokkaan tahdistimen saaman kumulatiivisen annoksen mukaan lukuun ottamatta rytmihäiriötahdistimia, joiden häiriöherkkyys poikkeaa muista tahdistintyypeistä (13). Tuoreimmassa Heart Rhythm Society (HRS) vuonna 2017 julkaisemassa suosituksessa on otettu huomioon rytmihäiriötahdistimet sekä laitekehitys bipolaarisista puolijohdeista CMOS-tekniikkaan tahdistingeneraattoreiden mikropiireissä (7).

Näitä suosituksia seuraten tahdistimien riskiluokat on HYKS:n Syöpä- ja Sydänkeskusten ohjeistuksessa maltillisesti määritelty tahdistimeen tulevan sädeannoksen ja tahdistinriippuvuuden mukaisesti niin, että sädehoidossa käytetyn energian suuruus on otettu huomioon (**TAULUKKO**). Rytmihäiriötahdistimia käytettäessä ohjearvona pidetään 1 Gy:n kokonaisannosta (18). Muiden tahdistimien osalta keskustellaan 2 Gy:n riskirajan suurentamisesta HRS:n

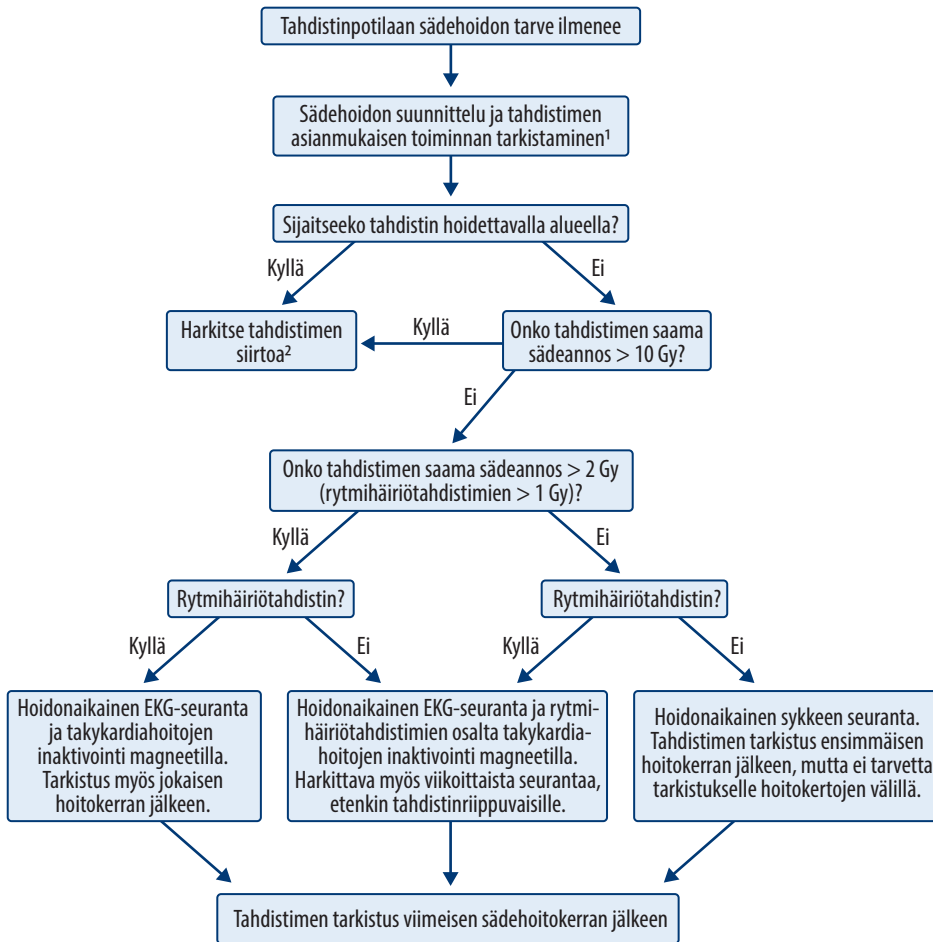
suositusten mukaisesti 5 Gy:ksi. Tahdistimien johdot eivät yleensä ole herkkiä säteilylle.

Hoito

Ennen hoitoa. Ennen sädehoitoa potilastietojärjestelmän riskitiedoista tarkistetaan tahdistimen malli ja generaattorin sijainti sädehoidettavaan alueeseen nähden. Onkologi konsultoi tahdistinpoliklinikkaa potilaan tahdistinriippuvuudesta, tahdistinlaitteen iästä ja tyyppistä sekä tahdistimelle mahdollisesti aiheutuvista riskeistä mahdollisimman varhaisessa vaiheessa. Jos hoitoalue on lähellä tahdistinta, voidaan joutua asentamaan uusi tahdistin toiselle puolelle jo ennen sädehoitoa. Konsultaatiota varten sädehoito-osaston fyysikko voi arvioida koesuunnitelman avulla tahdistimen saamaa säteilyannosta ja suunnitella käytettävää hoitotekniikkaa yhdessä onkologin kanssa. Potilaalle varataan aika tahdistinpoliklinikkaan, jotta tahdistin voidaan säätää ennen hoitoa.

Ennen ensimmäistä sädehoitoa tahdistinpoliklinikassa tarkistetaan tahdistimen toiminta. Samalla huomioidaan tahdistimen käyttäytyminen magneettikentässä sekä tarkistetaan, että etäseurantapotilaan lähetin on verkkovirrassa. Signaalintunnistusta epäherkemmäksi säädettäessä otetaan huomioon valmistajan suositukset. Tahdistinriippuvaisen potilaan tahdistin voidaan säätää niin sanotulle pakko-tahdistukselle, jolloin tahdistin tahdistaa jatkuvasti samalla syketaajuudella piittaamatta tahdistinjohtojen kautta tulevasta signaaleista.

Jos potilaalla on rytmihäiriötahdistin, varaudutaan käyttämään hoidon aikana tahdistimen päälle asetettavaa kestopagneettia kytkemään tilapäisesti iskuhoidot pois päältä (**KUVA 1**).



¹ Sädehoidossa käytetään ≤ 10 MV:n fotoneja tai ≤ 20 MeV:n elektroneja

² Harvoin tarpeen, käytännössä tarkoittaa uuden tahdistimen asentamista vastakkaiselle puolelle

KUVA 2. Sädehoidettavan tahdistinpotilaan hoitokaavio.

Sädehoidon suunnittelu. Sädehoitoa varten tehdään simulointikuvaus, jossa hoidettavasta kohdealueesta otetaan T'T-laitteella kolmiulotteinen suunnittelukuva. Magneettikuvauslaitetta käytetään harvoin tahdistinpotilaan simuloinnissa tahdistinkuvauksen vaativuuden vuoksi. Simuloinnissa voidaan käyttää apuna erilaisia hengitysprotokollia hoitoalueen ja tahdistimen etäisyyden maksimoimiseksi.

Sädehoitosuunnitelmaa tehtäessä simuloinnissa otettiin suunnittelukuviin segmentoidaan kohdealueen ja terveiden kudosten lisäksi tahdistin sekä määritetään tahdistimeen

absorboituva kumulatiivinen annos. Tahdistimesta lähteviä johtoja ei tarvitse segmentoida. Annosuunnittelussa vältetään suurienergiaisia kenttiä. Fotonikentissä käytetään pääasiassa 6MV:n, ei yli 10 MV:n, energiaa myös lantion alueen hoidossa.

Kenttien annosnopeus pyritään pitämään kohtalaisen pienenä, mielellään pienempänä kuin 6 Gy/min. Kenttien suunnat valitaan niin, ettei tahdistimeen kohdistu säteilykenttää hoidon missään vaiheessa. Johtoja ei tarvitse suojata kentistä. Suunnittelussa annos optimoidaan niin, että tahdistingeneraattori otetaan huo-

mioon. Tahdistin ei estä käyttämästä moderneja tekniikoita kuten VMAT:tä (volumetric modulated arc therapy), IMRT:tä (intensity-modulated radiation therapy) ja fIMRT:tä (forward intensity-modulated radiation therapy).

Sädehoitosuunnitelman annosjakaumasta tarkistetaan tahdistimen saama säteilyannos. Suunnitelmassa tahdistimen kumulatiivinen annos pyritään pitämään alle 2 Gy:n ja rytmihäiriötahdistimien osalta alle 1 Gy:n. Jos tahdistimen säteilyannos on yli 2 Gy mutta alle 10 Gy, informoidaan hoitavaa lääkärää tahdistimeen kohdistuvasta suuremmasta häiriöriskistä. Kun annos suurenee yli 10 Gy:n, suositellaan tahdistimen paikan vaihtamista.

Sädehoidon aikana. Potilaan hoidot tulisi ajoittaa päiväaikaan, jolloin ongelmatilanteiden hoito olisi mahdollisimman sujuvaa. Jos potilaalla on rytmihäiriötahdistin, saadaan yli-tahdistus- ja iskuhoidot kytkettyä pois päältä asettamalla generaattorin päälle tahdistinmagneetti (KUVA 1). Rytmihäiriötahdistimen käyttäytyminen magneettikentässä eli niin sanottu magneettimoodi tulee tarkistaa ennen magneetin käyttöä. Sädehoidon aikana potilaan sykettä seurataan tarvittaessa EKG:llä tai pulssioksimetrillä. Sädehoito-osastolla tulisi varautua ulkoiseen tahdistukseen tai defibrillaatioon käyttämällä liimaelektrodeja. Jos tahdistimen säteilyannos on yli 2 Gy, on potilaan tahdistinta seurattava erityisen tarkasti.

Ensimmäisen sädehoitokerran jälkeen. Koska sädehoidossa potilaan hoitoannos annetaan useimmiten osiin jaettuna eli fraktioituna, tarkistetaan tyyppillisesti ensimmäisen sädehoitofraktion jälkeen, onko laite reagoinut säteilykenttään. Jos tahdistin on reagoinut ei-toivotulla tavalla, tulee laite ohjelmoida siten, että sädehoito saadaan toteutetuksi turvallisesti.

Tahdistin voidaan säätää esimerkiksi epäherkemmäksi ulkoisen säteilykentän kannalta tai ohjelmoida päälle pakkotahdistus. Tahdistimen asetukset voidaan tarkistaa seuraavan sädehoitofraktion jälkeen tahdistinpoliklini-

kassa. Backup- tai safety-tilaan (varmuus- tai turvamoodi) menneen tahdistimen toimintojen palauttamiseksi tarvitaan useimmiten laite-edustajan apua. Mikäli käytössä on etäseurattava tahdistinlaite, hoitokertojen väliset tahdistintarkastukset voidaan hoitaa myös etäseurantana.

Viimeisen sädehoitokerran jälkeen. Kun sädehoito on annettu, tahdistin tarkistetaan ja siihen palautetaan aiemmat säädöt. Mikäli laitteen toiminnassa ilmenee poikkeavaa, konsultoidaan tarvittaessa laitevalmistajaa ja laite tarkistetaan uudestaan esimerkiksi kuukauden kuluttua. Jos sädehoito on sujunut ongelmitta eikä laitteen toiminnassa havaita poikkeavaa, palataan aiempaan tahdistinseurantaan.

Lopuksi

Sädehoidossa käytettävän säteilyannoksen suurentumisen myötä sydämentahdistimissa esiintyvien häiriöiden määrä lisääntyy. Vaikka sädehoitoannosten suuruudella tai säteilyn annosnopeudella ei ole selkeää raja-arvoa häiriöiden syntymisen osalta, on saatu viitteitä siitä, että suurempien fotonij- ja elektronienergioiden lineaarikiikhytyksessä tuottama neutronisäteily lisää tahdistimien häiriömäärää. Kun suora säteilykenttä osuu tahdistimen generaattoriin, se aiheuttaa lähes aina häiriötä tahdistimen toimintaan ja voi vaurioittaa elektroniikkaa.

Siitä huolimatta, että sädehoidon aiheuttamat häiriöt ovat melko harvinaisia, on niiden mahdollisuus huomioitava sekä säde- että tahdistinhoidon kannalta, jotta sädehoitoa voitaisiin antaa turvallisesti tahdistinpotilaille. Syövä hoito ei vaaranna tahdistimen vuoksi, vaan kullekin potilaalle on löydettävissä sopiva ratkaisu hoidon toteuttamiseksi. Uusia sädehoitoa tarvitsevia tahdistinpotilaita tulee yhä useammin hoidettavaksi, joten kardiologian ja onkologian välisistä yhteisistä ohjeista on hyvä sopia jo ennen hoidon toteuttamista, jotta käytännön työ nopeutuisi ja helpottuisi (KUVA 2). ■

KIRJALLISUUTTA

1. Tahdistinhoito. Terveyskylä.fi 2019 [päivitetty 4.9.2019]. www.terveyskyla.fi/sydansairaudet/tutkimus-ja-hoito/yleisimpi%C3%A4-tutkimuksia-ja-hoitotoinmenpiteita%C3%A4/tahdistinhoito.
2. Suomen tahdistinrekisteri 2018. Suomen sydänliitto.
3. Yeung C, Chacko S, Glover B, ym. Radiotherapy for patients with cardiovascular implantable electronic devices: a review. *Can J Cardiol* 2018;34:244–51.
4. Hurkmans C, Scheepers E, Springorum B, ym. Influence of radiotherapy on the latest generation of implantable cardioverter-defibrillators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2005;63:282–9.
5. Last A. Radiotherapy in patients with cardiac pacemakers. *Br J Radiol* 1998;71:4–10.
6. Sundar S, Symonds RP, Deehan C. Radiotherapy to patients with artificial cardiac pacemakers. *Cancer Treat Rev* 2005;31:474–86.
7. Indik JH, Gimbel JR, Abe H, ym. HRS expert consensus statement on magnetic resonance imaging and radiation exposure in patients with cardiovascular implantable electronic devices. *Heart Rhythm* 2017;14:1547–71.
8. Hashii H, Hashimoto T, Okawa A, ym. Comparison of the effects of high-energy photon beam irradiation (10 and 18 MV) on 2 types of implantable cardioverter-defibrillators. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;78:71–2.
9. Lin JP, Chu TC, Lin SY, ym. The measurement of photoneutrons in the vicinity of a Siemens Primus linear accelerator. *Appl Radiat Isot* 2001;55:315–21.
10. Nath R, Meigooni AS, King CR, ym. Superheated drop detector for determination of neutron dose equivalent to patients undergoing high-energy x-ray and electron radiotherapy. *Med Phys* 1993;20:781–7.
11. Mouton J, Haug R, Bridier A, ym. Influence of high-energy photon beam irradiation on pacemaker operation. *Phys Med Biol* 2002;21:2879–93.
12. Kim Y, Arshoun Y, Trombetta MG. Pacemaker/implantable cardioverter-defibrillator dose in balloon high-dose-rate brachytherapy for breast cancer treatment. *Brachytherapy* 2012;11:380–6.
13. Threshold limit values [verkkodokumentti]. The American Conference of Governmental Industrial Hygienists (ACGIH). www2.lbl.gov/ehs/safety/nir/assets/docs/EMFThresholdLimitValues.pdf.
14. Marbach JR, Sontag MR, Van Dyk J, ym. Management of radiation oncology patients with implanted cardiac pacemakers: report of AAPM task group No. 34. *Med Phys* 1994;21:85–90.
15. Hurkmans CW, Knegeens JL, Oei BS, ym. Management of radiation oncology patients with a pacemaker or ICD: a new comprehensive practical guideline in The Netherlands. *Radiat Oncol* 2012;24:7:198.
16. Gauter-Fleckenstein B, Israel CW, Dorenkamp M, ym. DEGRO/DGK guideline for radiotherapy in patients with cardiac implantable electronic devices. *Strahlenther Onkol* 2015;191:393–404.
17. Zaremba T, Jakobsen AR, Sogaard M, ym. Risk of device malfunction in cancer patients with implantable cardiac device undergoing radiotherapy: a population-based cohort study. *Pacing Clin Electrophysiol* 2015;38:343–56.
18. Solan AN, Solan MJ, Bednarz G, ym. Treatment of patients with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators during radiotherapy. *Int J of Rad Onc Biol* 2004;59:897–904.

SATU STRENGELL, FT, sairaalafysikko
HYKS Syöpäkeskus

JUSSI NAUKKARINEN, LKT, kardiologian erikoislääkäri
HYKS Sydän- ja keuhkokeskus

SIDONNAISUDET

Satu Strengell: Korvaukset koulutus- ja kongressikuluista (Varian Medical Systems)

Jussi Naukkarinen: Luento-/asiantuntijapalkkio (Boston Scientific), korvaukset koulutus- ja kongressikuluista (Boston Scientific, St. Jude Medical, Bayer, Bristol-Myers Squibb)

VASTUUTOIMITTAJA

Maija Tarkkanen

SUMMARY

Radiotherapy in patients with cardiac implantable electronic device

The risk of radiotherapy-induced pacemaker malfunction can be reduced by careful planning and preventive measures. Close collaboration between the cardiologist and the oncologist is essential, especially in the treatment of pacemaker dependent patients, and in cases where the pacemaker is located near the target of radiotherapy. Cumulative radiation dose to the pacemaker should be kept low and the dose rate moderate. High beam energies lead to the formation of secondary neutron radiation, which is problematic for the pacemaker, especially for the more sensitive implantable cardiac defibrillators (ICDs). With careful planning, radiotherapy can safely be delivered also for patients with pacemakers.