

# Stråleterapi

## – kreftbehandling i utvikling

Det er ingen grunn til å tro at stråleterapien i overskuelig framtid blir mindre viktig enn den er i dag. Utviklingen mot behandling med bedre kvalitet vil fortsette.



Av Trond Strickert,  
medisinsk fysiker

Stråleterapi har en lang historie som behandlingsform mot kreft og er i dag den nest viktigste etter kirurgi. Internasjonalt er det faglig enighet om at omkring 50 % av kreftpasientene vil ha nytte av stråleterapi i behandlingsforløpet. Dette gjelder da strålebehandling med både kurativ og palliativ målsetting.

I Norge tilbys stråleterapi ved de seks universitetssykehusene samt ved sykehusene i Kristiansand, Gjøvik, Ålesund og Bodø.

### Grunnlag

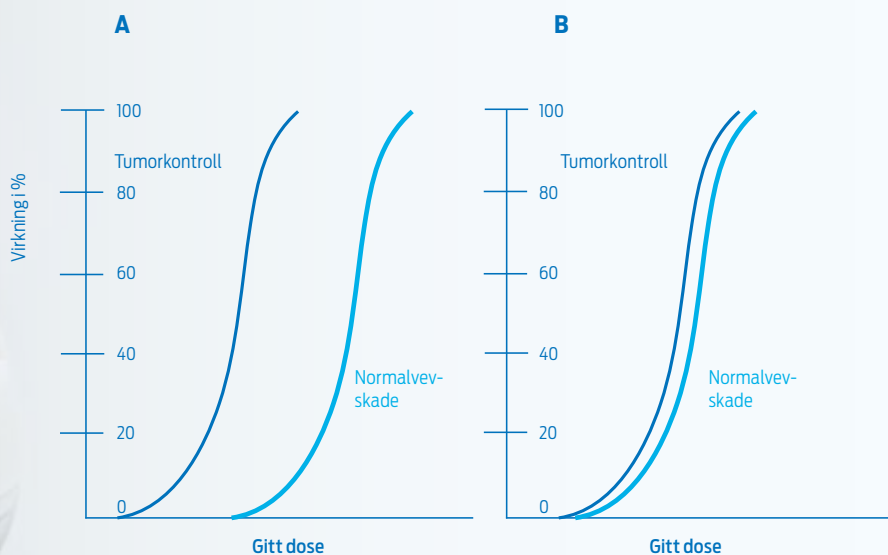
Grunnlaget ble lagt av nobelprisvinneren W. Röntgen som i 1895 oppdaget strålingen som er knyttet til hans navn. Han produserte denne strålingen ved å akselerere elektroner i vakuum og la dem kolliderer med et metallstykke. Det ble eksperimentert ivrig med de «nye» strålingstypene og det ble ganske snart klart at de hadde biologisk virkning. Røntgenstrålingen er samme type stråling som synlig lys, det vil si elektromagnetisk stråling, men har kortere bølgelengde og er dermed mer energirik. Slik stråling kan også betraktes som en strøm av energipartikler kalt fotoner og strålingen kalles derfor også fotonstråling.

Energien i hvert foton er så stor at strålin-

gen er i stand til å ionisere atomer i molekylene, det vil si slå løs elektroner fra disse. I en celle vil disse elektronene skape kjemisk reaktive strålingsprodukter som raskt starter reaksjoner som endrer de biologiske molekylene. Virkningen på cellekjernens DNA er nøkkelen til effekten av strålingen på kreftceller og også på friske celler. Nærliggende brudd i begge DNA-trådene kan resultere i at dette molekylet ikke kan kopiere seg sjøl ved celledeling og dermed forhindre videre cellevekst. Celler med slike skader «dør» når de prøver å dele seg, en snakker derfor om mitotisk død. Imidlertid har cellene et avansert maskineri som reparerer de fleste av skadene. De endelige stråleskadene kan betraktes som resultat av reparasjoner som er ufullstendige eller har gått feil på ene eller annen måte. Etablerte mutasjoner i gener som regulerer celledeling er årsaken til at enkelte pasienter utvikler sekundær kreft etter strålebehandling.

Tidsforløpet fra bestråling til manifeste biologiske virkninger varierer enormt. De fysiske og kjemiske prosessene går ekstremt raskt. Tidlige biologiske skader i en organisme er de som skjer innen noen timer til uker, mens de sene skadene viser seg etter noen måneder til mange år.

Det er svært viktig å ha et mål for hvor mye stråling som opptas i et materiale. Her bruker en



**FIGUR 1 TERAPAUTISK VINDU:** Det «terapeutiske vindu» er stort når stråleresponsen for tumor er større enn i normalvevet (A) og er lite når responsen er like (B)

størrelsen dose (= absorbert energi pr. masse), som måles i enheten gray (forkortes Gy) og er analogt til dosebegrepet ved bruk av medisiner.

### Stråleterapi

Ioniserende stråling ble tatt i bruk i behandling av kreft før en hadde kjennskap til prinsippene for de biologiske strålevirkningene. Allerede i 1896 ble en avansert ulcererende brystcancer forsøkt behandlet. I 1899 ble det rapportert at den første kreftpasienten, med et basalcellekarsinom, ble kurert med røntgenstråling. Den videre historien er beretningen om en utvikling med en hovedsakelig empirisk tilnærming, det vil si læring gjennom erfaring ved prøving og feiling.

I 1920–30 årene ble det eksperimentert med å dele opp stråledosen i daglige porsjoner, å gi behandlingen fraksjonert. Dermed kan en utnytte ulikheter i reparasjonsevnen hos kreftceller og normalceller og skape et såkalt «terapeutisk vindu».

Med det menes at stråledosen gis på en slik måte at sjansen for å kontrollere tumorveksten og sjansen for akutte og sene skader i det friske vevet står i et rimelig forhold til hverandre.

Opgaven i stråleterapien blir da ideelt sett å optimalisere dette forholdet ved å balansere de ulike

størrelsene som påvirker resultatet. Den viktigste av disse er den totale dosen. Videre innvirker dosen pr. fraksjon, varigheten av behandlingen og intervallet mellom fraksjonene, volumene som bestråles og dosefordelingen i disse.

Det er mest vanlig å gi 1.8–2.0 Gy pr. fraksjon 5 dager i uka. Hypo- og hyperfraksjonering betegner henholdsvis bruk av større og mindre fraksjonsdoser enn dette. Ved radikal stråleterapi må totaldosen justeres ned ved hypofraksjonering av hensyn til



**FIGUR 2 BALANSE:** Disse faktorene må balanseres ved stråleterapi.

seinbivirkninger i normalvevet, motsatt benyttes hyperfraksjonering for å kunne gi en høyere totaldose for å få ønsket tumoreffekt med akseptabel belastning av normal vevet. En del tumorer har rask celledeling, som kan bli akselerert som følge

## «Moderne stråleterapi er virkningsfull og kostnadseffektiv.»

av strålebehandlingen. Denne økte proliferasjon i tumor synes å være størst 3- 4 uker etter behandlingsstart. Det er særlig i plateepitelkarsinom i ØNH, ved livmorchals- og lungekreft at dette er av klinisk betydning. En kan kompensere for denne effekten gjennom å akselerere behandlingen ved å gi mer enn 5 fraksjoner pr. uke. Ved behandling av ØNH kreft løser en dette ved å gi en ekstra fraksjon i uka, i tråd med resultater fra danske studier. Det er grunn til å tro at repopulasjon finner sted i de fleste tumortyper, men at den skjer med ulik hastighet. Klinisk betyr det at pauser i behandlingen er uheldig.

Strålebiologiske eksperimenter har vist at manglende tilgang på oksygen (hypoksi) gjør celler mer stråleresistente. Klinisk finner en hypoksiske tumorer i for eksempel svulster i ØNH og livmorchals, noe som øker faren for overlevende celler etter behandling og påfølgende utvikling av residiv. Her kan det nevnes at røykere har signifikant dårligere respons på stråling enn ikke-røykere. Fraksjonering av behandlingen er generelt gunstig ved at oksygentilførselen gradvis bedres etter som tumor skrumper.

På grunn av ulikheter i biologiske faktorer finner en stor variasjon i strålefølsomhet for de ulike kreftformer. Eksempler på kreftsykdommer som kan kontrolleres med bruk av stråleterapi er hudkreft, lymfom, kreft i bryst og ØNH-området, ikke-småcellet lungekreft, livmorchalskreft, kreft i analkanalen og prostata.

Ved en middels stor stråleterapiavdeling, som i Trondheim, behandles det flest pasienter med kreft i bryst og prostata, fulgt av lunge, GI (tykktarm, endetarm), ØNH, gynekologisk kreft og lymfom. Med unntak av lunge er målsetting for de fleste behandlingene kurativ.

### Multimodal behandling

Moderne kreftterapi er i økende grad kombinasjonsterapi, med innsats av flere behandlings-

former. Stråleterapi kombineres med kirurgi og som regel medikamentell terapi av ulik slag. I norsk tradisjon har primær stråleterapi generelt sett en rolle ved mer avanserte sykdomsstadier, hvor kirurgi ikke er mulig. Eksempler på det er behandlingen av prostatakreft, livmorchalskreft og ØNH-kreft. Internasjonalt kan en finne eksempel på at strålebehandling er primærbehandling ved disse diagnosene. Strålebehandlingen har en rolle som konsoliderende behandling for pasienter der kirurgien ikke har vært radikal (eks: livmorchalskreft og kreft i ØNH) og som adjuvant terapi ved brystkreft. Ved lokalavansert tykktarmskreft gis stråleterapi for å redusere tumorvolumet slik at pasienten blir operabel. Samtidig behandles lymfeknuter i bekkenet hvor det er risiko for spredning av maligne celler. Kjemoterapi kan bli brukt før, samtidig med eller etter strålebehandlingen for å redusere tumorvolumet og kontrollere subklinisk sykdom utenom strålebehandlingsvolumet, men også for å øke den lokale effekten av strålingen. Cisplatin og 5-FU er stoff som forsterker strålevirkningen slik at resultatet blir større enn summen av enkeltvirkningene. Ved ØNH kreft brukes også Naxogin, som er et stoff som virker strålesensitiverende ved å etterlikne oksygens evne til å fiksere stråleskader. Ved lymfom er behandlingen ofte en kombinasjon av cytostatika og stråling.

### Hva må bestråles? Målvolum

Stråleterapi og kirurgi er lokal behandling med henholdsvis kniv og stråler. Som i kirurgien er det viktig å kunne avgrense volumene som må behandles. Vellykket strålebehandling avhenger av at en er i stand til å gi en adekvat stråledose med minst mulig dose til friskt vev. Mulighetene til å bestemme beliggenhet og størrelse på tumor har bedret seg radikalt ved utviklingen av den bilde-baserte diagnostikken. CT og MR framstiller anatomien basert på to ulike prinsipper. PET er en nukleærmedisinsk teknikk, som omsider er etablert også i Norge. Som eksempel kan den radioaktive isotopen fluor-18 inngå i et sukker-molekyl (FDG) framstille områder med høy sukkeromsetning, som er karakteristisk for kreftceller. I et PET-bilde er det bare områdene med høyt opptak som lyser opp og den øvre anatomien framstilles med få detaljer.

For stråleterapiformål er kombinasjonen av en PET og CT skanner nyttig fordi PET-signalene derved kan projiseres inn i CT-anatomien. En slik fusjonering av bilder er en viktig mulighet til å

kombinere bildeteknikker og utnytte deres komplementære egenskaper. Det gjøres ofte med CT og MR bilder. Bruk av passende kontrastmidler bidrar til å øke informasjonsinnholdet.

Det er som regel ikke tilstrekkelig å bestråle bare den påvisbare tumoren. Omkring tumor vil det erfaringsmessig være områder som inneholder maligne celler som representerer mikroskopisk spredning. Ved sannsynlighet for regional spredning via lymfebaner må slike volum inkluderes i det totale volumet som bestråles. Figur\_målvolum viser de ulike volumene som defineres ved radikal strålebehandling og som onkologen definerer ved å tegne dem inn på snittene i CT-modellen av pasienten. På figur 3- målvolum ser en at det også er tegnet inn en margin for innstillingsusikkerhet.

I norsk språkbruk brukes målvolum som et generelt navn på et volum som skal gis en rekvirert dose. Viktig er det også å identifisere risikoorgan; strålefølsomme organer som påvirker planleggingen av behandlingen eller den rekvirerte dosen. Eksempler på slike er medulla, nyrer, tynntarm, lunger og hjerte.

Det kan være nødvendig å legge til en sikkerhetsmargin for å ta hensyn til indre bevegelser av målvolumet, avhengig av beliggenheten. Slike bevegelser kan skyldes pusting, peristaltikk og varierende fylling av blære eller rektum. På Figur\_målvolum ser en at det også er tegnet inn en margin for innstillingsusikkerhet. Det er i praksis svært vanskelig å legge pasienten helt likt på behandlingsbordet fra fraksjon til fraksjon. Det medfører en usikkerhet i hvor strålefeltene treffer i forhold til mål-volumet, og strålefeltene må derfor gjøres større enn de ideelt sett trenger å være.

Til hjelp for å gjøre pasientleie så likt som mulig fra fraksjon til fraksjon brukes forskjellig utstyr. Det kan være enkle ting som spesielt utformede puter eller tettsittende masker som dekker skuldre, hals og hode ved behandling i hode-hals regionen.

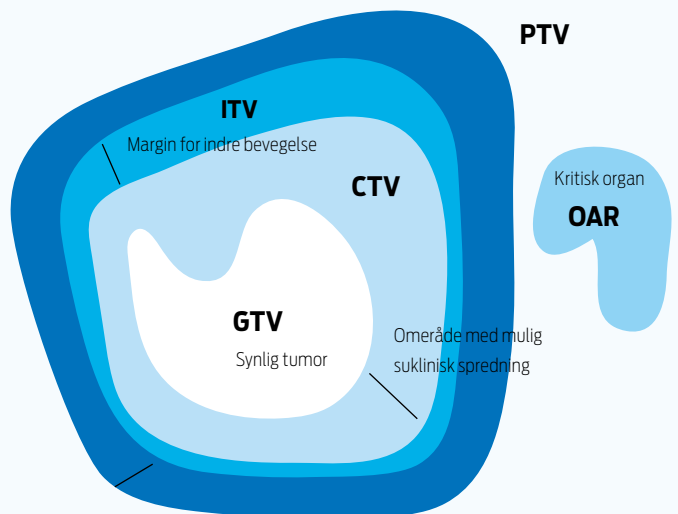
Muligheten for avbildning av strålefeltene med pasienten på behandlingsbordet gjør at en kan sammenlikne den bestrålte anatomien med planleggingsbilder og derved ha muligheter for å korrigerer eventuelle innstillingsfeil. Det siste i denne utviklingen er utstyr som gjør CT-opptak på behandlingsapparatet av området på pasienten. Disse bildene fusjoneres med bildene fra planleggings-CTen for å verifisere at leie er korrekt. Aktiv bruk av slike avbildningsteknikker kalles bildeveiledet stråleterapi (IGRT). Dette gjør det mulig å redusere sikkerhetsmarginene og dermed volumet som får høy dose.

### Bestrålingsteknologi og -teknikker

En viktig faktor i utvikling av stråleterapien har vært apparatene som ble brukt til bestråling. De første var svært ufullkomne. Fordi høyspenningen til røntgenrøret var lav, ble strålingen lite gjen-nomtrende fordi den ble absorbert raskt i vevet på veien mot tumoren. Det ga også en uønsket høy dose til bein i forhold til bløtvev. En alvorlig begrensning var at dosen ble størst i overflaten, slik at strålevirkningen i hud begrenset dosen som kunne gis til dypereliggende svulster.

Utviklingen innen anvendt fysikk og teknologi under og etter 2. verdenskrig førte til konstruksjon av elektronakseleratorer som kunne produsere fotonstråling med mye høyere energi enn de tradisjonelle røntgenapparatene. Den første lineærakselerator (linak) til medisinsk bruk ble installert ved Hammersmith Hospital i London i 1953, og denne type utstyr er fremdeles det mest vanlig innen moderne ekstern stråleterapi. Fordi den kan produsere stråling med høy energi, som gir hudsparende effekt, god gjenomtrengningsevne og gir skarpt definerte strålebunter (se figur), har disse vært forutsetningen for den moderne stråleterapien.

En linak kan rotere 360 grader om en akse slik at strålingen kan gis fra en vilkårlig vinkel. Det er en viktig praktisk forutsetning for å kunne utføre kryssbestråling mot målvolumet for å konsentrere dosen. Dette er en grunnleggende teknikk for å gjøre forskjellen på dosen til tumor og friskt vev så stor som mulig. Innføringen av flerbladsblenderen



FIGUR 3 MÅLVOLUM: De ulike volumene som defineres for radikal stråleterapi.

(MLC) i slutten av 1980-årene gjorde det enkelt å forme hvert strålefelt slik at det bare dekket mål-volumet med nødvendig margin. Slike blendere gjør såkalt 3-dimensjonal (3-D) konform bestråling mulig. Moderne bestrålingsteknikker, som IMRT (intensitets modulert stråleterapi) er en raffinering av denne teknikken som gjør det mulig å oppnå at en dosefordeling som samsvarer med mål-volumet, som ofte kan ha en temmelig irregulær form. Der-ved kan dosen til strålefølsomme organ reduseres. IMRT innebærer bestråling fra mange feltretninger med ulik intensitet over strålefeltene. Det oppnås ved at hvert felt er sammensatt av mange delfelt-segmenter - formet av flerbladsblendere (MLC). Fra en retning kan den delen av feltet som bestråler et strålefølsomt organ ha liten intensitet. Det fører også til en liten dose til tilsvarende del av mål-volumet fra denne feltretningen, men det kompenseres ved å øke intensiteten til mål-volumområdet fra andre felt. Ved VMAT-teknikken (volumetrisk modulert rotasjons-terapi) bestråles pasienten mens lineærakseleratoren roterer 360 grader og strålefeltet og intensiteten endres. VMAT kan betraktes som IMRT gitt med typisk 90 feltretninger og 1 felt pr. feltvinkel. Bruk av to rotasjoner, «buer», gir som regel bedre dosefordeling. En stor fordel med VMAT er at bestrålingen kan gjøres på mye kortere tid uten tap av kvalitet og vil derfor være den foretrukne eksterne teknikk når utstyret tilliggjør det.

For å behandle små svulster i hjernen er det blitt utviklet en stereotaktisk teknikk med bruk av få og store stråledoser, kalt stereotaktisk strålekirurgi. Spesielle apparat er laget for det formålet med mange fokuserte radioaktive kilder og Haukeland sykehus i Bergen har et slikt. For små, veldefinerte svulster ekstrakranielt brukes lineærakseleratorer og behandlingen gis med bruk av mange små strålefelt. Essensielt for denne terapien er at dosen gis ekstremt hypofraksjonert. Ved inoperable ikke-småcellet lungekreft i stadium I blir det gitt 3 fraksjoner på hver 22 Gy. Strålevirkningen på tumor er å betrakte som en ablasjon, mens normalvevet tolerer behandlingen godt når de nødvendige hensyn tas.

Bruk av radiumpreparater i form av nåler (radium innkapslet i platina) var i tidligere tider et alternativ til røntgenbehandling. Disse radiumnålene ble først og fremst brukt som radiumproteser på huden, men også implantert direkte i svulsten (interstitielt) når det var mulig komme til. Den fremste anvendelsen har imidlertid vært

bruk av innlegg med radium i naturlige hulrom, som i vagina og livmor. Ved livmorhalskreft var denne Ra-behandlingen lenge gullstandarden. Slik intern bestråling, brachyterapi, er fremdeles en høyst aktuell metode hvor radium er erstattet med andre radioaktive isotoper, som iridium (Ir-192). Ved moderne teknikk føres kilden på plass ved hjelp av spesielt utstyr (etterladningsapparat). Den viktigste anvendelsen er fremdeles ved cervix cancer, men brukes også for å gi en høy lokal tilleggsdose (boost) ved prostatakreft. I Norge gjøres det i dag ved Radiumhospitalet. Teknikken kan også brukes for å gi en boost-dose til tumor ved for eksempel munn-gulv eller tungerot. Generelt er brachyterapi mer skånsomt for det normale vevet.

En form for intern bestråling er på utprøvende basis brukt som adjuvant strålebehandling ved tidlig brystkreft. Behandling gis som en fraksjon på 5 Gy etter operasjon, men før operasjonsåret lukkes. Strålingen er 50 kV røntgenstråling fra en elektronakselerator i miniatyr med en applikator i operasjonskaviteten. Dosen gis i løpet av 20–30 minutter. Foreløpige resultat fra studier viser samme resultat som tradisjonell ekstern stråleterapi etter 5 år.

Det gis også terapi med radioaktive isotoper i form av radioaktive preparat. Den vanligste er bruken av radioaktivt jod (I-131) ved kreft i skjoldkjer-telen. Det er et eksempel på «målsøkende» terapi, ved at denne isotopen i likhet med vanlig jod kon-sentreres i skjoldkjer-tellevet. Et annet eksempel er bruk av isotopen Sr-89 ved skelettmetastaser.

### Doseplanlegging

For å kunne gi en rekvirert dose til et definert mål-volum må en være i stand til å beregne hvordan strålingen absorberes i de ulike typer vev, som bløt-vev, bein eller lunger. Planlegging av strålebehand-lingen, «doseplanleggingen», innebærer også valg av antall strålefelt og retningen på dem for å oppnå en akseptabel og helst en optimal strålefordeling. Introduksjonen av CT-skanneren ga muligheten til en 3-D beskrivelse av pasientanatomien samtidig som hvert bildeelement inneholder informasjon som brukes i den fysiske doseberegningen. Som red-skap til planleggingen av stråle-behandlingen har en i dag avanserte datasystem som er i stand til å gjøre svært nøyaktige simule-ringer av hvordan strå-lingen spres og avsettes i den digitale CT-modellen av pasienten. Muligheten for å framstille dosefor-delingen i den tredimensjonale pasientanatomien er viktig for å høyne kvaliteten på strålebehandlin-

gen fordi det gir bedre mulighet for å optimalisere behandlingen.

Den klassiske måten å planlegge en strålebehandling på er å lete etter akseptable løsninger og velge den som oppfyller kriteriene best mulig. Et absolutt krav er at dosegrensen for eventuelle kritiske organ ikke må overskrides. Grensen settes vanligvis nokså konservativt og det er vanlig å bruke et dosenivå som tilsvarer 5 % risiko for organsvikt. Dernest kommer hensynet til at mål-volumet skal få tilstrekkelig «dosedekning». Viktig er det det ikke forekommer «kalde» områder, som utgjør en risiko for at tumorceller overlever. For de fleste vanlige sykdomsgruppene har behandlingsoppleggene vært standardisert mht. feltoppsett, slik som for eksempel ved ca. mammae, ca. recti og ca. prostatae. Oppgaven for doseplanleggeren blir da å individualisere opplegget ut fra den gitte fra malen. De individuelle anatomiske variasjoner kan være ganske stor, f.eks. ved ca. mammae hvor bryststørrelse og -form og hjertets beliggenhet i forhold til thoraxveggen kan variere mye.

For å utnytte mulighetene IMRT gir til å lage gunstige dosefordelinger kommer den tradisjonelle planleggingen til kort, fordi valgmulighetene blir for mange. Derfor brukes det som kalles «invers planlegging», som innebærer at en både inngir målsettingen for dosen til ett eller flere målvalor og akseptable dosegrenser for kritiske organ. Planleggingsprogrammet søker etter intensitetsfordelinger i strålefeltene som gir det mest optimale resultatet. For VMAT skjer planleggingen etter samme prinsipp.

For den prosessen fra planlegging til behandling er komplisert er det viktig å sikre seg mot feil. Det en frykter mest er at dosen som gis pasienten ikke er som rekvirert. Overføring av planleggings-dataene til behandlingsmaskinens kontrollsystem skjer elektronisk og verifikasjon av dosefordelingen gjøres ved å sammenlikne beregnet og gitt dosefordeling i spesielle «testfantom» utstyrt med stråle-detektorer. Her forventer en at det kommer utstyr som gjør det mulig å utføre denne dosimetriske verifikasjonen under behandling.

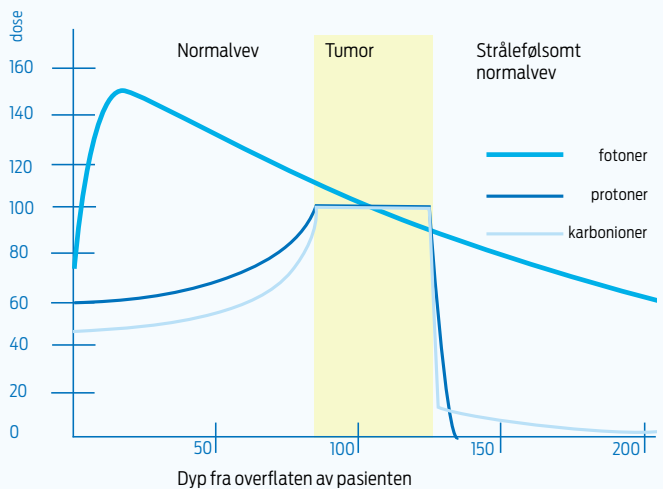
### Moderne stråleterapi

En kan med stor rett hevde at moderne stråleterapi er en virkningsfull og kostnadseffektiv behandlingsform. Resultatet skyldes i stor grad bruk av høyteknologisk diagnostikk, planlegging og behandling, med teknologi som har utvikling innen anvendt fysikk som viktige forutsetning. Denne utviklingen har vært særlig rask i de siste 20 åra. Resultatet er

at den rekvirerte dosen kan leveres med stor nøyaktighet til det riktige anatomiske volumet. Gamle rutiner er forsvunnet – for eksempel har den tradisjonelle «stråleterapi-simulatoren» ingen plass i moderne behandlingsplanlegging lenger. Planleggingen og gjennomføring av behandling er på samme tid blitt både enklere og mer krevende. For å utnytte de nye verktøyene øker kravet til kunnskap og evne til å beherske dem. Som avslutning er det naturlig å se på noe av det den nærmeste framtida vil bringe innenfor stråleterapien.

### Nye typer stråling – partikkelstråling

Når det gjelder fotonbestråling med lineærakseleratorer synes grensen for hva en kan oppnå med hensyn til dosefordeling nådd med innføringen av IMRT og VMAT. Årsaken ligger i begrensningene som fysikken og teknologien setter. For å oppnå ytterligere forbedringer må det søkes andre løsninger. Det er den viktigste grunnen til at spørsmålet om partikkelterapi bør tas i bruk i Norge er blitt aktuelt. En arbeidsgruppe har avgitt innstilling og anbefaler protonbestrålingsanlegg ved 3 eller 4 universitetssykehus i Norge. Ett av disse skal også kunne behandle med lettioner, som karbon. Behandling med protoner har vært gitt i over 60 år med akseleratorer (syklotroner) opprinnelig beregnet på kjernefysisk forskning. Protoner er attraktive for stråleterapi på grunn av måten energien absorberes på, som kan utnyttes for å få et gunstig forhold mellom dosen til



FIGUR 4: Protoner og fotoner.

målvolum og normalvev. Protoner går rettlinjet i vevet og gir dermed skarpe strålebunter, har en veldefinert rekkevidde bestemt av energien og avsetter mye av dosen like før de danser. ( Se figur 4 protoner og fotoner.)

De kliniske erfaringene til nå baserer seg på pasientserier fra de enkelte sentra og fase I–II studier. Takket være utvikling av planleggingssystem og «rimelige» kliniske syklotroner som kan levere flerfelts IMPT (intensitetsmodulert protonterapi), kan nå protonterapi bli en aktuell behandlingsform også her til lands. Allerede nå ser det ut til at indikasjon ved strålebehandling av barn dreier mot å bruke protoner for å oppnå den åpenbare gevinst som ligger i redusert strålebelastning.

Lettoner, som karbon, har det samme kvalitative dypdoseforløp som protoner, med størst doseavsetning inne i vevet mot slutten av rekkevidden. Fordi slike

utsetning for å behandle med høye stråledoser ved slike teknikker.

### Funksjonell avbildning

En framstilling av en tumors ulike fysiologiske og biologiske egenskaper kan gjøres innenfor ulike bildemodaliteter og kalles funksjonell avbildning. I stråleterapien er en spesielt interessert i faktorer som innvirker på strålefølsomheten. Teknikker for å kartlegge metabolisme, proliferasjon og hypoksi fins allerede. PET kan brukes til å skille restfibrose fra aktivt tumorvev etter endt behandling, noe som kan være vanskelig å avgjøre fra CT og MR.

### Adaptiv stråleterapi

Dette innebærer å overvåke endringer ved hjelp av IGRT hos pasienten (eks: tumorskrumping, avmagring) i løpet av behandlingen og ta hensyn til dem ved valg av alternative doseplaner eller ved re-optimalisering av gjeldende plan.

### Systemisk målsøkende terapi

Med det menes bestråling av tumor med radioaktive isotoper levert til tumorceller ved hjelp av tumorsøkende molekyler, monoklonale antistoffer. Problemet har vært manglende spesifisitet hos disse og mangel på passende isotoper. Nylig er et middel som er en radiumisotop lenket til en kalsium-analog lansert for behandling av beinmetastaser.

## «Behandlingen vil bli mer individuelt tilpasset»

partikler ioniserer mye tettere enn fotoner og protoner, vil de være svært effektive til å hindre celledeling. Det er vist at stråleresistente tumorer (som de hypoksiske) kan bli kontrollert med denne type stråling. Nesten 11.000 pasienter er behandlet, de fleste i Japan.

### Fraksjonering

Det letes stadig etter måter å fraksjonere på som kan øke det terapeutiske vinduet ved behandling av de ulike tumortyper enn den tradisjonelle 2 Gy pr. fraksjon. Det er f. eks grunn til å tro at større fraksjonsdoser (og lavere totaldose) ved prostatakreft gir like effektiv behandling som ved konvensjonelle dosering.

Nylig er det innført et hypofraksjonert regime for høyresidig T1-2N0M0 brystkreft på 15 fraksjoner à 2.67 Gy. For denne fraksjoneringen ved venstresidig brystkreft kreves det nå pustestyrt behandling.

### Pustestyrt behandling

Tangentiell bestråling av venstre bryst kan gi uakseptable doser til hjertet dersom anatomien er ugunstig. Ved å «holde pusten» etter dypt innpust øker avstanden mellom hjertet og brystveggen. Når bestrålingen gjøres i denne fasen blir hjertedosen tilstrekkelig lav.

Bruk av teknikker som IMRT og VMAT krever at volumet som bestråles er i ro. Ved for eksempel svulster i lungene er pustestyrt behandling en for-

### Sluttkommentar

Stråleterapien har i en viss grad lidd under forestillingen om at det til enhver tid er andre behandlingsmetoder til erstatning rundt hjørnet. Det er imidlertid ingen grunn til å tro at stråleterapien i overskuelig framtid ikke blir mindre viktig enn den er i dag. Utviklingen mot behandling med bedre kvalitet vil fortsette, med fokus på å minimalisere bivirkningene. Behandlingen vil bli mer individuelt tilpasset, basert på økende informasjon om sykdommen til den enkelte pasient, samtidig som den tilpasses til eventuelle endringer som oppstår i forløpet. ■

### Referanser:

1. Nyström H, Thwaites D. Physics and high-technology advances in radiotherapy: Are they still worth it? *Radiotherapy and Oncology* 2008;86:1-3.
2. Rødal, J. On functional imaging and treatment planning for biologically adapted radiotherapy. PhD theses. 2012. NTNU, Trondheim.
3. Oncolox. Onkologisk oppslagsverk. [www.Oncolox.no](http://www.Oncolox.no)
4. Webb S. The contribution, history, impact and future of physics in medicine. *Acta Oncologica* 2009;48:169-177.