



Strål
säkerhets
myndigheten

Swedish Radiation Safety Authority

Författare:

Jacob Eriksson
Michael Blomquist

2010:26

In vivo-dosimetri inom
strålbehandling i Sverige

Titel: In vivo-dosimetri inom strålbehandling i Sverige.
Rapportnummer: 2010:26
Författare: Jacob Eriksson och Michael Blomquist, Norrlands universitetssjukhus i Umeå.
Datum: juli 2010

Denna rapport har tagits fram på uppdrag av Strålsäkerhetsmyndigheten, SSM. De slutsatser och synpunkter som presenteras i rapporten är författarnas.

SSM perspektiv

Bakgrund

I Sverige har det sedan år 2000 varit ett lagkrav att den individuella patientdosen ska kontrolleras med mätningar. Under senare år har myndigheten fått indikationer på att dessa kontrollmätningar inte utförs i den utsträckning som krävs för att uppnå en tillfredställande patientsäkerhet.

En förutsättning för att uppnå hög strålsäkerhet för patienter som får extern strålbehandling är att verksamheten har ett kvalitetssäkringsprogram. Programmet ska bl.a. innehålla kontroll av av den stråldos som ges till patienten. Kontrollmätningarna kan utföras både på systemnivå och på individuell nivå. I Sverige har kontrollmätningar av den stråldos som ges till patienten varit ett lagkrav sedan år 2000^[1,2]. I övriga nordiska länder är inte kontroll av given stråldos på individnivå explicit ett lagkrav. Däremot finns det i direktiv (Finland) och i vägledning (Norge) med krav på kontroll av given dos^[3,4]. Om man önskar frångå ett direktiv/vägledningen måste det godkännas från respektive myndighet.

Kontrollmätning utförs normalt med hjälp av in vivo-dosimetri som är en metod som mäter stråldos på individnivå under själva strålbehandlingstillfället. In vivo-dosimetri har visat sig vara ett viktigt verktyg för att kunna upptäcka och förhindra allvarliga fel vid patientbehandlingar^[5,6,7]. En del svåra strålbehandlingsolyckor hade kunnat undvikas om in vivo-dosimetri hade använts^[8,9]. Flera internationella organisationer rekommenderar därför dess användning^[6,7,10].

Syfte

Syftet med forskningsprojektet var att kartlägga i vilken omfattning in vivo-dosimetri används och vilka metoder som finns för detta vid de svenska strålbehandlingsklinikerna.

Myndigheten ville även få en samlad bild över hur sjukhusen hanterar resultaten från in vivo-dosimetri, samt hur klinikerna kontrollerar given stråldos för moderna behandlingstekniker. Rapporten speglar situationen på svenska strålbehandlingskliniker 2007.

Resultat

Rapporten visar att alla sjukhus använder någon form av in vivo-dosimetri. De mätinstrument som främst används är dioder och termoluminescenta dosimetrar (TLD). Vid diodmätningar bör man använda korrektionsfaktor på mätvärdet för att ta hänsyn till bl.a. avståndet mellan

strålkällan och patienten, fältstorleken och temperaturskillnader. Detta utförs inte av alla kliniker och det är stora variationer mellan klinikerna hur man gör korrektioner. Variationer mellan klinikerna förekommer även när det gäller åtgärdsnivå, 12 kliniker av 17 har en åtgärdsnivå då mätvärdet överstiger 5 %, vilket är i linje med ESTRO's rekommendationer^[7]. Klinikerna uppger att få faktiska fel har upptäckts det senaste decenniet. Dessa fel har haft sin grund i patientpositionering eller dataöverföring. Vid moderna behandlingstekniker t ex IMRT, stereotaktisk radioterapi (SRT), tomoterapi och robotisk strålterapi, används normalt inte in vivo-dosimetri. Istället utför de flesta klinikerna någon form av kontrollmätning av strålfälten innan strålbehandling ges till patienten.

Strålsäkerhetsmyndigheten verkar för en hög strålsäkerhet för patienter som genomgår strålbehandling. SSM förordar därför att mätningar för kontroll av given stråldos alltid ska utföras på individuell nivå. Dessa mätningar ska i förstahand utföras under själva behandlingen, d.v.s. in vivo-dosimetri. Om detta inte är möjligt ska de patientspecifika mätningarna istället utföras innan behandlingstillfället. Mätningarna ska då utföras med ändamålsenliga instrument

Projektinformation

Ansvarig för projektet vid SSM har varit utredare Linda Persson vid enheten för sjukvård i samråd med inspektör Peter Björk vid enheten för sjukvård. Projektet har utförts inom ärende med diarienummer SSM 2008/788.

Referenser

- [1] Statens strålskyddsinstitut. Föreskrifter om medicinsk strålbehandling. Statens strålskyddsinstituts författningssamling SSIFS 2000:4 (2000).
- [2] Strålsäkerhetsmyndigheten. Strålsäkerhetsmyndighetens föreskrifter om medicinsk strålbehandling. Strålsäkerhetsmyndighetens författningssamling SSMFS 2008:33 (2008).
- [3] STUK. Direktiv ST 2.1 / 22.5.2003 Kvalitetssäkring av strålbehandling (Helsingfors, Finland: STUK) (2003)
- [4] NRPA. Veileder nr 6 Veileder om stråleterapi – Veileder til forskrift om strålevern og bruk av stråling (Österås, Norge: NRPA) (2005)
- [5] M. Essers and B. J. Mijnheer. In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 43, 245-259 (1999).
- [6] AAPM. Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy. AAPM Report 87 (Madison, WI, USA: Medical Physics Publishing) (2005).
- [7] ESTRO. Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams (entrance dose). ESTRO Booklet No.5 (Brussels, Belgium: ESTRO) (2001).
- [8] IAEA. Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama, Report of a Team of Experts. 26 May-1 June 2001. IAEA Report (Vienna, Austria: IAEA) (2001).
- [9] S. Derreumaux, C. Etard, C. Huet, F. Trompier, I. Clairand, J.-F. Bottollier-Depois, B. Aubert and P. Gourmelon. Lessons from recent accidents in radiation therapy in France. *Radiat. Prot. Dosim.* 131, 130-135 (2008).
- [10] ICRP. Prevention of accidental exposures to patients undergoing radiation therapy. ICRP Publication 86 (Elsevier Science Ltd) (2000).

Innehåll

1. Förkortningar	2
2. Syfte	3
3. In vivo-dosimetri med punktdetektorer	4
3.1 Inledning	4
3.2 Lagstiftning om vivo-dosimetri	5
4. In vivo-dosimetri på de svenska sjukhusen	7
4.1 Utförande	7
4.2 Resultat	7
4.2.1 Utrustning och tillvägagångssätt för in vivo-dosimetri.....	7
4.2.2 Mätillfälle	7
4.2.3 Kvalitetskontroller	9
4.2.4 Korrektionsfaktorer	9
4.2.5 Aktionsnivå.....	10
4.2.6 Mätningar som överstiger aktionsnivån.....	12
4.2.7 Faktiska fel hittade med hjälp av in vivo-dosimetri.....	13
4.2.8 IMRT-verifikation.....	16
4.2.9 Alternativa metoder för in vivo-dosimetri.....	17
4.2.10 Åsikter om lagstiftningen för in vivo-dosimetri.....	18
4.3 Diskussion	19
5. Alternativ till in vivo-dosimetri	22
5.1 Utförande	22
5.2 Alternativa in vivo-dosimetridetektorer	22
5.2.1 MOSFET halvledardetektorer	23
5.2.1.1 Linear 5ive MOSFET Array - Best Medical Canada.....	24
5.2.1.2 MOSFET DVS - Sicel Technologies	24
5.2.2 EPID-dosimetri.....	25
5.2.3 Transmissionsjonkammare.....	26
5.2.3.1 COMPASS – IBA-dosimetry	26
5.2.3.2 DAVID – PTW	27
5.3 Övriga dosimetrimetoder	28
5.3.1 Oberoende dosberäkning och utökad kvalitetssäkring	28
5.4 Sammanställning av alternativ in vivo-dosimetri	29
5.5 Diskussion – alternativ till in vivo-dosimetri	29
6. Användning av in vivo-dosimetri i andra länder	33
6.1 Europa	33
6.2 Norden	33
6.3 USA	34
6.4 Diskussion	34
7. Slutsatser	35
7.1 In vivo-dosimetri på de svenska sjukhusen	35
7.2 Alternativ in vivo-dosimetri	35
7.3 Rekommendationer för in vivo-dosimetri	36
8. Referenser	38

1. Förkortningar

3D-CRT	3-Dimensional conformal radiation therapy
AAPM	the American Association of Physicists in Medicine
CBCT	Cone beam CT
CVD	Chemical vapour deposition
DVH	Dos-volymhistogram
EPI	Electronic portal image
EPR	Electron paramagnetic resonance
EPID	Electronic portal imaging device
ESR	Electron spin resonance
ESTRO	European Society for Therapeutic Radiology and Oncology
FDA	U.S. Food and Drug Administration agency
GLAaS imager	General linear algorithm for an amorphous silicon portal imager
IGRT	Image guided radiation therapy
IMAT	Intensity modulated arc therapy
IMRT	Intensity modulated radiation therapy
IVD	In vivo-dosimetri
kV	Kilovoltage
MOSFET	Metal oxide semiconductor field-effect transistor
MLC	Multi-leaf collimator
MR	Magnetisk resonans
MV	Megavolt
MU	Monitor units
PAG	Polyacrylamide gel
PDI	Portal dose image
QA	Quality assurance
QC	Quality control
SAD	Source axis distance
SRT	Stereotactic radiation therapy
SSD	Source-surface distance alt. source-skin distance
TLD	Thermoluminescensdosimeter
TPS	Treatment planning system
VMAT	Volumetric Modulated Arc Therapy

2. Syfte

Syftet med denna undersökning är att kartlägga hur in vivo-dosimetri används vid extern strålterapi på samtliga svenska strålterapiavdelningar. Syftet är också att kartlägga vilka alternativa system och metoder som finns tillgängliga, eller är under utveckling, för att möta de problem som nya behandlingstekniker innebär för traditionell in vivo-dosimetri med diod. Denna rapport berör också lagstiftning och användande av in vivo-dosimetri i andra länder. Sammantaget ska detta bidra till ett underlag för förslag på möjliga förbättringar och/eller standardiseringar av de existerande rutinerna för in vivo-dosimetri i Sverige.

3. In vivo-dosimetri med punktdetektorer

3.1 Inledning

För att verifiera den givna stråldosen vid extern strålterapi kan man använda sig av in vivo-dosimetri. In vivo-dosimetri innebär att man mäter den givna stråldosen till patienten under pågående behandling och det är därmed det sista ledet i kvalitetssäkringen som kan verifiera att den givna stråldosen är korrekt. In vivo-dosimetri i Sverige utförs genom mätning med halvledardioder som placeras på patienten, och kompletteras i begränsad omfattning med termoluminiscensdosimetri (TLD) för specialfall och viss riskorganmonitorering. Arbetet har därför fokuserats på diodmätningar för jämförelsen av in vivo-dosimetri på de svenska strålbehandlingsavdelningarna.

Dioderna placeras direkt på patienten för att mäta ingångsdosen, men man kan också placera dem på utgångssidan för att mäta utgångsdosen. De placeras oftast i fältcentrum (strålens centralaxel) för att mäta dosen i en punkt som ska vara representativ för dosen över hela behandlingsytan för det aktuella strålfältet (undantaget kilfält och intensitetsmodulerade fält (IMRT)). Fältcentrum kan dock vara olämpligt beroende på topografin i det aktuella området eller på närheten till kollimatorkanterna. Denna procedur upprepas för varje strålfält som ska ges till patienten vid mättillfället.

För mätning av ingångsdosen är dioderna kalibrerade så att mätvärdet som genereras på ytan motsvarar dosen på dosmaxdjup. Med dosmaxdjup avses det djup i vatten där den absorberade dosen uppnår sitt maximala värde för det fält man mäter i. Mätvärdet jämförs med det förväntade värdet i motsvarande punkt i patientgeometrin. Det förväntade värdet beräknas med ett dosplaneringssystem eller annan mjukvara alternativt manuell beräkning utifrån tabellerade mätdata i vatten. Jämförelsen mellan förväntat värde och diodsignalen kan ske i realtid eller direkt efter att varje fält är färdigbestrålat beroende på hur avancerat mätsystemet är. De flesta av landets strålterapiavdelningar, cirka två tredjedelar, saknar system med möjlighet till analys i realtid och utvärderingen av resultatet görs därför i efterhand, senare samma dag eller nästkommande dag.

Diodmätningarna är behäftade med en viss osäkerhet på grund av att dioddetektorerna har vissa brister som t.ex. ett riktnings-, temperatur-, fältstorleks-, och dosratsberoende. Dessa brister är väl kända och man kan därför använda sig av uppmätta korrektionsfaktorer som tar hänsyn till dessa effekter. I det kliniska in vivo-tillfället är mätsituationen mer eller mindre komplex och det kan vara svårt att veta i vilken omfattning de ideala korrektionerna ska användas.

Fotondioder för in vivo-dosimetri är normalt skärmade, dvs. det finns en inbyggd build-up hätta vars tjocklek är anpassad för hög- eller lågenergifotoner. Diodmätvärdet mätt på ytan av patienten motsvarar därför dosen på ett visst djup i vatten, vilket vanligtvis är djupet för dosmax. Build-up hättan medför således en viss attenuering vilket leder till att dosen till patienten i området under mätioden blir lägre än i övriga delar. Upprepade mätningar

med dioden placerad på samma ställe leder därför till en underdosering av området. Elektronioder har tunnare build-up på ett par millimeter vilket ger mindre attenuering men ändå en viss perturbation av elektronfältet, mest märkbart nära ytan.

Exempel på fel man hittar med hjälp av in vivo-dosimetri med diod är fel i datagenerering och dataöverföring, fel som uppstår p.g.a. att utrustningen fallerar eller positionerings- och geometriavvikelse mellan behandling och dosplanering [1,13,14]. Felen kan vara slumpmässiga eller systematiska. Även vid ideala förhållanden finns det en slumpmässighet i mätningarna beroende på statistiska fluktuationer i dioderna. Dioden har en osäkerhet på 1.6 % (1 standardavvikelse) [1] som är beräknad vid idealiska förhållanden, då man har tagit hänsyn till maximal noggrannhet i korrektionen, korrekt kalibrering och positionering. I de kliniska mätningarna är osäkerheten därmed större än de 1.6 procenten. Vid den dagliga utvärderingen av mätresultaten använder man sig av en aktionsnivå, dvs. en gräns för hur stor avvikelse mellan uppmätt och förväntat värde som man accepterar innan man behöver kontrollera avvikelsen och eventuellt vidta åtgärder. Hur man väljer denna aktionsnivå kommer att påverka vilka fel man har möjlighet att hitta. En för högt satt aktionsnivå kommer att missa möjliga fel och en för lågt satt nivå kommer att reagera på statistiska fluktuationer och generera ”falsa” avvikelser.

Vid mer avancerade behandlingstekniker uppstår vissa problem när man utför in vivo-dosimetri med diod. Detta beror på att man vid de avancerade behandlingsteknikerna ofta använder väldigt små fält som t.ex. för stereotaktisk strålbehandling (SRT), eller så kan man ha en kraftigt varierande fluens över strålfältet med skarpa dosgradienter som för IMRT. För IMRT- och SRT-behandlingar kan detektorn i många fall befinna sig i områden med skarpa dosgradienter och/eller helt eller delvis befinna sig utanför strålfältet. Detta innebär att detektorn bestrålas inhomogent vilket ger en felaktig signal och en stort beroende av placeringen i fältet för utslaget av mätningen.

3.2 Lagstiftning om vivo-dosimetri

I Sverige finns det en lagstiftning om användandet av in vivo-mätningar. I SSM:s författning 2000:4 Statens strålskyddsföreskrifter om medicinsk strålbehandling [2] sägs följande:

”vid extern strålterapi skall den individuella patientdosen kontrolleras med mätning första gången ett nytt strålfält ges, och därefter när det bedöms nödvändigt”.

Denna författning är baserad på EU-direktivet 97/43/EURATOM [3]. I detta direktiv står det att:

”medlemsstaterna skall säkerställa att: lämpliga program för kvalitets-säkring, inbegripet åtgärder för kvalitetskontroll och bedömning av patientdoser eller av administrerad aktivitet genomförs av innehavaren”.

SSM påbjuder alltså en kontroll av patientdosen genom mätning, men ger inga utförligare riktlinjer för hur in vivo-dosimetrin ska genomföras i praktiken. De svenska radioterapiavdelningarna har därför var för sig utarbetat sina egna rutiner vilket innebär att det finns vissa skillnader över landet. Detta visar sig också i enkätsvaren.

Riktlinjer för hur man praktiskt genomför in vivo-dosimetri med dioder finns i ESTRO booklet no.5 [1] och AAPM Report 87 [13].

4. In vivo-dosimetri på de svenska sjukhusen

4.1 Utförande

I januari 2008 skickades en enkät till de 17 strålterapiavdelningar i Sverige som bedriver verksamhet med extern strålterapi. Frågorna gällde användandet av in vivo-dosimetri i kliniskt rutinarbete, där frågorna berörde utrustning, mättillfällen, aktionsnivå, korrektionsfaktorer, mätningar som överskrider aktionsnivån samt faktiska fel som hittats med hjälp av in vivo-dosimetri. I enkäten ställdes också frågan hur man ställer sig till ett fortsatt användande av in vivo-dosimetri och om man tycker att det även i fortsättningen ska vara obligatoriskt att utföra in vivo-dosimetri. Frågorna som skickades till de svenska strålterapiavdelningarna finns redovisade i bilaga 1.

4.2 Resultat

4.2.1 Utrustning och tillvägagångssätt för in vivo-dosimetri

De 17 tillfrågade svenska strålterapiavdelningar svarade på enkäten och samtliga uppger att de använder dioder för att utföra in vivo-dosimetri. Fyra strålterapiavdelningar uppger också att de använder mjukvaran InVidos, vilket är ett dedicerat program för att hantera och verifiera in vivo-dosimetri i realtid. Det vanligaste tillvägagångssättet vid in vivo-dosimetri är att man mäter ingångsdosen på centralaxeln med diod, men även mätning av utgångsdosen förekommer. För riskorganmonitorering placerar man dioden på, eller i närheten av, riskorganet (t.ex. ögonlinserna). Man kan också placera dioden i en sond som förs in i mun, näshåla eller esofagus vid huvudhalsbestrålningar.

7 av de 17 avdelningarna (41 %) kompletterar diodmätningarna med TLD för riskorganmonitorering och vissa specialfall. De fall som nämns är ögon- eller linsdosmätningar och helkroppsbestrålningar. Dessutom används TLD som detektor i esofagussonder. Eftersom TLD-användningen är en relativt perifer verksamhet för in-vivo dosimetri i jämförelse med användningen av halvledardioder utvärderas den inte vidare i detta arbete.

4.2.2 Mättillfälle

Den svenska lagstiftningen via SSM:s föreskrifter innebär att en mätning ska utföras första gången ett nytt strålfält ges eller vid fler tillfällen om det bedöms nödvändigt. Nästan alla svenska strålterapiavdelningar, 16 av 17 stycken, uppger att de utför in vivo-dosimetri vid det första behandlingstill-

fället. En avdelning mäter endast vid det andra behandlingstillfället eftersom de anser att dioderna stör positionsverifieringen vid bildtagningen. Åtta avdelningar utför in vivo-dosimetri vid både det första och det andra behandlingstillfället. Fyra av avdelningarna mäter också en gång per vecka (tabell 1).

Förutom dessa mättillfällen så finns det vissa andra rutiner som en del avdelningar använder: 3 ggr/vecka med alternerade fält, en gång mitt i behandlingen, ytterligare två gånger under behandlingen samt ett fält (varierande) under resten av behandlingen. Det finns alltså en viss skillnad i hur många gånger avdelningarna mäter. Motiveringen bakom de olika mätfrekvenserna är inte redovisade i denna enkät.

I tabell 1 är 1:a, 2:a och 3:e ordningsnumret för behandlingsfraktionerna. En gång per vecka syftar till att man mäter ytterligare en gång per behandlingsvecka utöver vid behandlingsstarten.

Tabell 1: Användning av in vivo-dosimetri

Sjukhus	1:a	2:a	3:e	Engång per vecka	Andra ytterligare mättillfällen
1		X			
2	X				3ggr/veckan alternerande fält
3	X	X		X	
4	X				
5	X				En gång mitt i behandlingen
6	X				Även vid två ytterligare tillfällen
7	X				
8	X	X		X	
9	X				
10	X				
11	X	X			
12	X	X			
13	X	X			Därefter ett (varierande) fält per dag
14	X	X			
15	X	X	X	X	
16	X			X	
17	X	X			

Några typer av behandlingar eller strålfält är undantagna diodmätningarna. Många uppger att vissa strålfält, företrädesvis geometriskt små fält med låg vikt (få monitorenheter, MU) eller sneda bakfält som passerar genom bordet, är undantagna mätning. För IMRT och stereotaxi mäts inte fälten vid någon avdelning, förutom vid en där man mäter ingångsdosen vid första behandlingstillfället vid extra-kraniell stereotaxi. Vid terapi-röntgenbehandlingar görs inte heller några mätningar på patienten.

4.2.3 Kvalitetskontroller

När och hur de svenska strålterapiavdelningarna utför kvalitetskontroller på in vivo-dosimetridetektorerna varierar. Det vanligaste tillvägagångssättet är att man kontrollerar dioderna varje morgon på ett polystyrenfantom mot accelerators dosmonitor och jämför med ett referensvärde. Veckovis kontroll av diodresponser är också vanlig och ett par avdelningar gör kontrollen varannan vecka. Toleransgränsen för omkalibrering är på $\pm 2-3\%$ jämfört med referensvärden. Omkalibrering görs vid behov när diodvärdena närmar sig toleransgränsen, vilket innebär 1-4 gånger per tvåmånadersperiod.

4.2.4 Korrektionsfaktorer

Dioderna är kalibrerade och inmätta för en specifik referensgeometri, oftast på ytan av ett vattenekvivalent fantom, på ett visst avstånd och en viss fältstorlek. Förhållandena vid in vivo-mätningen kan avvika betydande från kalibreringsgeometrin, vilket gör att korrektionsfaktorer bör användas för att få ett så korrekt mätvärde som möjligt. De vanligaste typerna av korrektionsfaktorer för diodmätningarna är:

- **Fältstorlek:** Storleken på strålfältet påverkar vilken dos som registreras av dioden. Detta beror på skillnaderna i geometri när man kalibrerar dioden på ytan av ett fantom och jämför med dosen till jonkammaren på referensdjup. Phantom scatter ökar med fältstorleken men detta påverkar inte dioden i någon större utsträckning eftersom den är på ytan.
- **Snett infall:** Dioden har ett vinkelberoende, dvs. en lägre strålkänslighet inom ett visst vinkelintervall vilket leder till en för låg respons inom detta intervall.
- **SSD (source-skin distance):** När man förändrar avståndet mellan dioden och linjäracceleratoren kommer både dosraten och elektronkontamineringsbidraget att förändras vilket påverkar diodresponser.
- **Temperatur:** Diodens känslighet har ett visst temperaturberoende och dioden är normalt inmätt vid rumstemperatur. När dioden placeras på patienten stiger temperaturen successivt på grund av kroppsvärmen vilket ger en ökande respons.
- **Kil:** Användandet av kil innebär att dosraten sänks och strålkvaliteten förändras (så kallad beam hardening). Då diodens mätutslag beror på både dosraten och strålkvaliteten bör en korrektionsfaktor användas för kilfält.

Andra faktorer som man måste ta hänsyn till vid utvärderingen av diodmätningar:

- **Attenuering i bordstoppen m.m.:** en korrektionsfaktor i antalet MU görs för strålfält som passerar genom bordstoppen eller fixeringsutrustning innan de träffar patienten för att kompensera för attenueringen i materialet. Denna korrektionsfaktor måste man ta hänsyn till om dioden placeras

ras ”uppströms” i förhållande till det attenuerande materialet. Denna korrektion har dock inget med diodens detektoregenskaper att göra.

- Luftgap mellan diod och patient: Om dioden inte är placerad dikt an på patienten kan en korrektion läggas till för att kompensera förlusten av bakåtspridning.

De korrektionsfaktorer som de svenska strålterapiavdelningarna använder mest är korrektion för avvikande SSD-effekter, därefter i fallande ordning: fältstorlek, snett infall, temperatur och kil (tabell 2). En avdelning nämner att de gör en korrektion för mellanrum mellan diod och hud. Två avdelningar säger även att de korrigerar när strålfältets centralaxel går igenom bordstoppen. Tre avdelningar uppger att de inte använder några korrektionsfaktorer, och två avdelningar använder korrektionsfaktorer först när aktionsnivån är överskriden. Några avdelningar korrigerar enstaka korrektionsfaktorer medan några avdelningar använder flertalet.

Tabell 2: Korrektionsfaktorer som används

Sjukhus	Fältstorlek	Snett infall	SSD	Temperatur	Kil
1	X		X	X	
2	X		X	X	
3	X		X		X
4	X		X	X	
5		X	X		
6		X	X		X
7	X	X	X		
8					
9					
10				X	
11					
12	X		X		
13	X	X	X	X	
14		X	X		
15					
16	X		X		
17	X	X	X	X	
Summa	9(53%)	6(35%)	12(71%)	6(35%)	2(12%)

4.2.5 Aktionsnivå

Aktionsnivån är en gräns för hur stor avvikelse mellan detektorns uppmätta och förväntade värde som man accepterar innan någon typ av åtgärd måste

vidtas. Att välja aktionsnivå är en avvägning mellan noggrannhet och arbetsbelastning. Om man har en hög aktionsnivå kommer det att bli svårt att upptäcka annat än mycket stora avvikelser. En för lågt satt aktionsnivå innebär visserligen att man upptäcker även de små felen men också att man får en stor arbetsbelastning med många fel som endast beror på statistiska avvikelser. Den teoretiska osäkerheten när man mäter ingångsdos med dioder är 1.6 % [1] vid en standardavvikelse. Då har man tagit hänsyn till osäkerheten för kalibreringsfaktorer, korrigeringsfaktorer och osäkerheten vid positionering av dioden. En standardavvikelse på 1.6 % (3.2 % för 2σ) innebär att 5 % av mätningarna, trots att man har korrigerat, kalibrerat och positionerat patienten korrekt, kommer att hamna över 3.2 %. Att ha en aktionsnivå på 3 % kommer att generera många mätavvikelser endast beroende på statistiska avvikelser. Eftersom man också har en toleransgräns för diodkalibreringen, vanligtvis $\pm 2-3$ %, ger detta ytterligare ett bidrag till osäkerheten i diodmätningarna.

Vilken aktionsnivå bör man då välja? De internationella stålterapiavdelningarna som är utvärderade i ESTRO booklet no. 5 [1] använder nästan uteslutande aktionsnivåer på 5 %. Enligt AAPM report 87 [13] kan en aktionsnivå på ± 7 % upptäcka felaktig kil, energi, dos och förväxling mellan SAD (source axis distance) och SSD. Val av aktionsnivå är alltså en avvägning mellan arbetsbörda, dvs. ”falska” fel som måste undersökas, och den precision man vill uppnå.

Aktionsnivåerna som de svenska strålterapiavdelningarna använder varierar mellan 3 och 10 %, där 5 % är den vanligaste nivån som används av 11 avdelningar (tabell 3 och figur 1). En del avdelningar har olika aktionsnivåer för olika typer av behandlingar. Flera avdelningar har en högre aktionsnivå i behandlingar eller fält som innebär mättekniska problem. Man har alltså anpassat nivån för att inte generera många mätavvikelser som beror på mätosäkerheter. Motsatsen gäller också, t.ex. har avd. 17 en snävare aktionsnivå för in vivo vid helkroppsbestrålning.

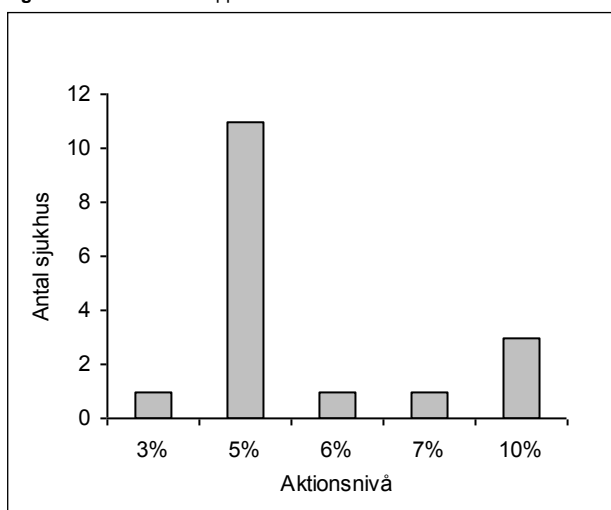
I tabell 3 anges inom parentes om sjukhuset har andra aktionsnivåer för speciella behandlingstyper eller behandlingsområden.

Tabell 3: Aktionsnivåer för öppna fält

Sjukhus	Aktionsnivå
1	5 % (kilfält 8 %)
2	6 %
3	3 % (kilfält 5 %)
4	5 %
5	5 % (palliativa huvudbehandlingar 8 %)
6	5 %
7	5 %
8	5-10 %
9	5 % (7 % för utgångsdos)
10	5 %

11	5 %
12	5 %
13	10 % (toleransnivå 5 %, aktionsnivå 10 %)
14	5 %
15	10 % (några %, max 10 %)
16	10 %
17	7 % (helkroppsbestrålning 2 %)

Figur 1: Aktionsnivå för öppna fält



Fördelningen av avdelningarnas aktionsnivå framgår av figur 1. Den aktionsnivå som mestadels används på de svenska strålterapiavdelningarna (5 %) stämmer bra överens med förhållandena vid de strålterapiavdelningar som är kartlagda i ESTRO booklet no.5 [1].

4.2.6 Mätningar som överstiger aktionsnivån

Andelen in vivo-mätningar hos de svenska strålterapiavdelningarna som överstiger aktionsnivån är redovisade i tabell 4. Uppgifterna är i de flesta fall en uppskattning, vilket man också kan se på hur svaret är formulerat. Mätavvikelse överstigande den uppsatta aktionsnivån varierar från några få procent upp till 20 %, med ett medelvärde på 9 %. Några avdelningar använder en något högre aktionsnivå för speciella behandlingar, som t.ex. behandlingar med kilade fält eller för palliationer. Avvikelsefrekvensen är något osäker eftersom det sällan förs systematisk statistik över detta.

Svaren kan delas in i två grupper med avseende på avdelningens valda aktionsnivå. För gruppen med aktionsnivå ≤ 5 % (9 svar) är medelavvikelsefrekvensen 10 %, medan för de med en nivå över 5 % (4 svar) är den 6 %. Det finns alltså en koppling mellan aktionsnivå och avvikelsefrekvens, vilket är vad man väntar sig. Signifikansen i skillnaden kan dock diskuteras på grund av den relativt osäkra uppgiften om avvikelsefrekvensen.

Spridningen i avvikelsefrekvens för enskilda avdelningar med samma aktionsnivå är dock stor, den varierar från mindre än 5 % till 20 % för två olika avdelningar som båda har 5 % som aktionsnivå. En förklaring kan vara hur många diodkorrektionsfaktorer som man använder, men även behandlingspersonalens kompetens och engagemang vid mätningarna har stor betydelse för resultatet. Den vanligast förekommande åtgärden vid mätavvikelse är en ommätning vid nästa behandlingstillfälle. Om avvikelsen är större än några enstaka procentenheter över aktionsnivån görs oftast en omedelbar utredning av behandlingsplanen för att verifiera att behandlingsparametrarna är korrekta. Den vanligaste angivna orsaken till avvikande mätvärde är en felaktig placering av dioden i strålfältet. Procentsiffror markerade med ”*” i tabell 4 är författarnas försök till kvantifiering av svaret med hänsyn tagen till avdelningens storlek.

Tabell 4: Uppskattad andel in vivo-mätningar som överstiger aktionsnivån

Sjukhus	Aktionsnivå
1	~20 %
2	5-10 %
3	10 %
4	Någon gång i veckan; 5-10 %
5	Uppgift saknas
6	Vissa behandlingar ofta (> 5 %)*
7	10-20 %
8	~5 %
9	Sällan (< 5 %)*
10	~10 %
11	~10 %
12	Uppgift saknas
13	Uppgift saknas
14	~10 %
15	Händer enstaka gånger (< 5 %)*
16	Uppgift saknas
17	Ngn avvikelse per vecka (< 5 %)*

4.2.7 Faktiska fel hittade med hjälp av in vivo-dosimetri

De fel som kan uppstå vid strålterapi kan enligt S Nijsten et al [9] delas in i fyra kategorier: (1) fel i dataöverföringen från dosplanering till behandlingsapparaten (dessa fel kan vara både mänskliga fel och fel hos systemen), (2) fel i funktionen hos behandlingsapparaten, (3) set-up-fel (patientpositionering) och organförflyttning, (4) fel i behandlingsplaneringen.

Vilka av dessa fel har upptäckts med in vivo-dosimetri med diod i Sverige? De faktiska fel som de svenska strålterapiavdelningarna har upptäckt redovisas i tabell 5. Felfrekvensen är glädjande nog låg, som mest delar av promille av alla strålbehandlingar. Nio av fjorton avdelningar uppger att de endast hittat något enstaka fel med hjälp av in vivo-dosimetri under senare år. Det vanligaste felet som anges är set-up-fel, framförallt förväxling av SSD- och isocentrisk behandling, tätt följt av dataöverföringsfel där den mänskliga faktorn varit inblandad. Avdelningarna uppger också att många av de fel som inträffade längre tillbaka i tiden (5-15år) idag skulle fångas upp av andra typer av kvalitetssäkring (QA). Tre avdelningar uppger att de upptäcker ungefär ett fel per år. Endast två avdelningar (avd. 6 och 10) har svarat att de upptäcker mer än ett fel per år. Avdelning 10 uppgav att ett 20-tal incidenter upptäckts de senaste 13 åren, men av dessa skedde majoriteten före år 2000. Sedan automatisk dataöverföring av behandlingsparametrar införts minskade frekvensen kraftigt.

Tabell 5: Faktiska fel som har upptäckts med in-vivo-dosimetri

Sjukhus	Faktiska fel som krävt justering av pat. behandling	Felantal resp. felfrekvens
1	fel SSD	1 fel har upptäckts
2	–	inget fel senaste 7 åren
3	förändringar i patientens kontur, glömt blockavskärmning	några ggr senast 5 åren
4	fel energi, fel MU, ändrad patientkontur, felpositionering av patient	ungefär någon gång per år
5	fältstorleksändring på simulator ej omräknad för plan	1 fel har upptäckts
6	vriden kollimator, förändrad fältstorlek som inte ledde till högre dos, fel skala på inläst patientkontur	mindre korr. 10ggr/år allvarliga fel 1gg/2 år
7	fel MU/Gy kalibreringsfaktor använd, fel metallkil	2 tillfällen senast 15 åren
8	fel SSD, utan kil, fel isocenter	ca 1 fel på 5000 patienter
9	korrigerig av MLC	–
10	felpositionering, felberäkning, fel inmatning i verifikationssystemet, felinmatning på behandlingsapparater	mellan 1994 och 2007 har det varit omkring 20 tillbud
11	fel antal MU	enstaka tillfälle
12	fel SSD	1 tillfälle
13	–	–
14	fel SSD pga. iso/SSD-förväxling, fel fraktionsdos, fel isocenterförflyttning, missade korrektionsfaktorer.	inträffar mycket sällan
15	–	inget fel som krävt åtgärd senaste åren
16	–	–
17	fel SSD pga. fel vid patientpositionering, ingen kil, MU/Gy	Max 1 ggr/år

I tabell 6 redovisas antal mättillfällen, avvikelsefrekvens och frekvens av faktiska fel. Den vanligaste siffran på avvikelsefrekvens på mätningarna

ligger mellan 5 och 10 %, alla utom en av dessa har också 5 % som aktionsnivå. Mätfrekvensen varierar dock från 1 gång till 25 gånger under en typisk behandlingsserie på 25 fraktioner. Fler mätningar medför dock inte med automatik fler mätresultat som överstiger aktionsnivån. De som mäter 1-2 ggr vid behandlingsstarten har en medelavvikelsefrekvens på 10 % (8 st.) medan de som mäter 3-25 gånger har ett medel på 7.5 % (5 st.). De avdelningar som mäter oftare får alltså genomsnittligt färre mätavvikelser, än de som endast mäter vid starten. Om man ser till aktionsnivån hos avdelningarna som mäter ofta, ser man att 5 av 7 avdelningar har en högre aktionsnivå (6-10 %) än genomsnittet (som är 5 %), vilket kan vara en förklaring. En annan orsak är också att sannolikheten att nya fel introduceras under behandlingens gång är liten, vilket leder till fler korrekta mätningar, relativt sett. När det gäller en eventuell korrelation mellan avvikelsefrekvensen och antalet fel som faktiskt upptäckts är det svårt att dra några egentliga slutsatser på grund av den bristfälliga statistiken. Om man emellertid översätter felfrekvenserna till antingen färre än ett fel per år eller ett fel per år eller fler, och korrelerar detta till samma avvikelsefrekvensindelning som i 3.2.6, får man följande resultat: bland de avdelningar som har en låg avvikelsefrekvens, $\leq 5\%$, har en fjärdedel av avdelningarna ≥ 1 fel/år, medan bland dem med högre avvikelsefrekvens, $> 5\%$, har 38 % (3 av 8) den högre felfrekvensen ≥ 1 fel/år. Man hittar alltså något fler faktiska fel om man har fler mätavvikelser, även om skillnaden är liten. Detta stöder antagandet att en låg aktionsnivå genererar fler mätavvikelser som samtidigt ökar möjligheten att hitta fler faktiska fel.

Antalet mätningar i kolumn 2 i tabell 6 är baserat på mätfrekvensen i tabell 1 applicerat på en vanligt förekommande behandlingsserie (25 fraktioner, 5 fraktioner/vecka).

Tabell 6: Antal mätningar, andel mätningar som överstiger aktionsnivå samt frekvens av funna fel.

Sjukhus	Antal mätningar	Andelen som överstiger aktionsnivån	Antal alt. Frekvens av funna fel
1	1	~20 %	1 fel har upptäckts
2	16*	5-10 %	inget fel senaste 7 åren
3	6	10 %	några ggr senast 5 åren
4	1	5-10 %	ungefär någon gång per år
5	2	uppgift saknas	1 fel har upptäckts
6	3	vissa behandlingar ofta	mindre korr. 10 ggr/år, allvarliga fel 1 gång på 2 år
7	1	10-20 %	2 tillfällen senaste 15 åren
8	6	~5 %	ca 1 fel på 5000 patienter
9	1	< 5 %	–
10	1	~10 %	mellan 1994 och 2007 har det varit omkring 20 tillbud
11	2	~10 %	enstaka tillfälle
12	2	uppgift saknas	1 tillfälle
13	25*	uppgift saknas	–
14	2	~10 %	inträffar mycket sällan

15	7	< 5 %	inget fel som krävt åtgärd senaste åren
16	5	uppgift saknas	–
17	2	< 5 %	Max 1 ggr/år

*Inte alla fält vid varje mättilfälle

4.2.8 IMRT-verifikation

Åtta strålterapiavdelningar använder idag IMRT-teknik för vissa typer av strålbehandlingar, och ytterligare några avdelningar är på väg att införa IMRT. In vivo-dosimetri med diod är problematiskt vid IMRT bland annat p.g.a. de skarpa dosgradienter som används för att skapa de inhomogena strålfälten. IMRT-behandlingar utförs oftast med fler strålrörelser än konventionella behandlingar och levereras i en enda sekvens, varför diodmätningar fält för fält blir opraktiska. De skarpa dosgradienterna gör att diodens position blir mycket avgörande för mätutslaget. Med kännedom om den tvådimensionella fluensfördelningen för varje strålrörelse kan man dock öka precisionen i mätningen genom att placera dioden i ett område med lägre gradienter. Det är dock inte alltid säkert att sådana finns. Det är också svårt att hitta igen denna punkt på patienten för att placera dioden i samma position som bestämdes i dosplaneringssystemet. Studier har dock visat att det inte är omöjligt att tillämpa traditionell in-vivo för IMRT-behandlingar även om osäkerheten i mätningarna blir större. Undersökningar av huvud-hals- och prostatabehandlingar med step and shoot-teknik¹ där man har mätt med diod i fältet för vissa av strålrörelserna har resulterat i att ca 50 % av mätningarna överensstämde inom 5 % av förväntat värde och ca 80 % av värdena inom 10 % [22, 23].

Nästa generation av IMRT – så kallad IMAT (intensity modulated arc therapy), med företagspecifika namn som Rapid Arc, VMAT (Volumetric Modulated Arc Therapy) och Tomotherapy – innebär att strålfälten inte levereras från diskreta vinklar runt patienten utan strålningen sker under ett kontinuerligt roterande av behandlingsgantryt. Detta medför att en diodmätning i någon punkt på patienten skulle säga lite om den dosfördelning som ges till behandlingsområdet. För dessa behandlingstekniker krävs någon annan metod för att verifiera dosen till patienten.

Dessa problem återspeglas också i det faktum att endast en av de avdelningar som använder IMRT utför in vivo-dosimetri och då med hjälp av en mätsond som förs in i patienten vid vissa huvud-halsbehandlingar där detta är möjligt. För att säkerställa kvalitén vid IMRT utförs olika kvalitetskontroller (QC) och kvalitetssäkringar (QA). Specifik maskin-QC kontrollerar viktiga parametrar för IMRT som t.ex. MLC-bladens² positioneringsnoggrannhet och doslinjäritet vid få MU. Alla avdelningar utför patientspecifik kvalitetssäkring före behandlingen, s.k. pre-treatment QA, då man verifierar patientens behandling med en oberoende kontroll, skild från dosplaneringssystemet. En avdelning gör endast oberoende kontrollberäkningar, medan övriga mäter dosen från behandlingsplanen på ett mätfantom för att försäkra sig om att dosfördelningen och absolutdosen överensstämmer med den planerade. En-

¹ Step and shoot: en typ av IMRT där strålfälten byggs upp av många små delsegment som formas med hjälp av kollimatoren. För varje sådant delsegment slås strålen på med ett bestämt antal MU. Sedan formas nästa delsegment och strålen slås på igen osv. Detta upprepas för varje strålrörelse.

² MLC: Multi-leaf collimator. Används för att forma strålfältens utbredning.

dast två avdelningar utför oberoende dosberäkning. Den avdelning som inte utför en patientspecifik pre-treatment-mätning har tidigare gjort det parallellt med beräkningarna för ett stort antal patienter men har nu utvecklat IMRT-specifika kvalitetskontroller för behandlingsmaskinerna och förbättrad QA för patientspecifika parametrar.

I tabell 7 redovisas hur de åtta svenska strålterapiavdelningar som behandlar med IMRT-teknik beskriver sin patientspecifika pre-treatment-kvalitetssäkring vid IMRT.

Tabell 7: Utrustning och tillvägagångssätt för patientspecifik pre-treatment-kvalitetssäkring.

Sjukhus Utrustning och tillvägagångssätt vid IMRT-kvalitetssäkring	
6	EPID (electronic portal imaging device) och jonkammare. EPID-utrustningen är enbart Varian, d.v.s. Eclipse för dosplanering och generering av verifikationsbilder, Portal Vision på acceleratoren och ARIA/Review för utvärderingen. Tidigare gjordes denna kontroll på film (EDR-2) vilka utvärderades i OmniPro l'mRT. Jonkammarmätningen utförs på ett cylindriskt polystyrenfantom för IMRT-verifikation. Mäter i två punkter med RK-jonkammare och jämför fält för fält med verifikationsplanen. Inget oberoende dosberäkningsprogram för IMRT.
7	Endast oberoende dosberäkning (ESTRO-Equal).
8	EPID och jonkammare. EPID kontrollerar varje enskilt fält och med hjälp av gammaindex görs en bedömning om fälten är OK. Tolerans för distance to agreement (DTA) och max dosavvikelse är satt till 2 mm respektive 3 %. Absolutdos med jonkammare i ett IMRT-fantom, där toleransen är satt till ± 3 %.
10	Film och jonkammare. Snart övergång till ett diodsystem (Delta 4).
13	Film och jonkammare i ett cylindriskt fantom.
14	Mätning med diodarray som kontrollerar varje enskilt fält (programvara Mapcheck). In vivo-dosimetri med sond har använts vid enstaka tillfällen.
15	Pixeljonkammare (Matrixx) och oberoende dosberäkning (RVP). Enda avdelningen som utför in vivo-dosimetri, vilken utförs med esofagus- och munmätsond med TLD.
17	Film och jonkammare i IMRT-fantom. Oberoende MU-kontroll med jonkammarmätningar i tre punkter i cylindriskt solid-water-fantom. Planen är att i framtiden göra denna kontroll med ett oberoende dosberäkningsprogram. För detta ändamål skall programmet Diamond användas men det har ännu inte tagits i kliniskt bruk. Gör också en kontroll av MLC-rörelserna, d.v.s. dosfördelningen. För tillfället görs detta med film, dels i ett cylindriskt solid-waterfantom där 3 filmer placeras i 3 olika transversella snitt, dels i ett kubiskt fantom med filmen i ett sagittalt snitt för att få med alla MLC-blad i kontrollen. Alla filmmätningar och jonkammarmätningar mäter summan av alla fält, d.v.s. den totala dosfördelningen. Planerar att snart använda Portal Image-systemet för att utvärdera varje fält separat.

4.2.9 Alternativa metoder för in vivo-dosimetri

De svenska strålterapiavdelningarna tillfrågades om de överväger att införa några alternativa in vivo-dosimetrimetoder för att kunna utföra in vivo-dosimetri för svärmätta fält t.ex. vid IMRT och stereotaktisk strålbehandling (SRT). Sju avdelningar säger att de överväger EPID-dosimetri, antingen som in vivo-dosimetrimetod eller för pre-treatment-kvalitetssäkring. Även meto-

der för avancerad oberoende dosberäkning och utökad kvalitetssäkring nämns av ett par avdelningar som ett alternativ eller komplement till in vivo-dosimetri.

4.2.10 Åsikter om lagstiftningen för in vivo-dosimetri

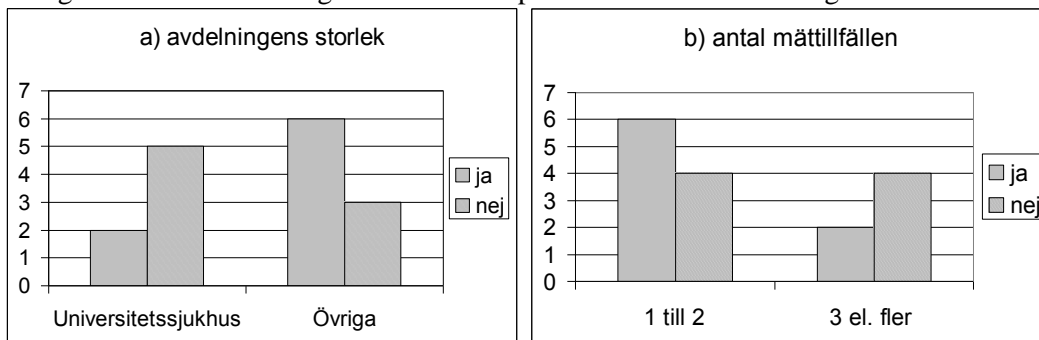
De svenska radioterapiavdelningarna är delade när det gäller huruvida det bör vara ett krav att utföra in vivo-dosimetri för alla behandlingar (figur 2).

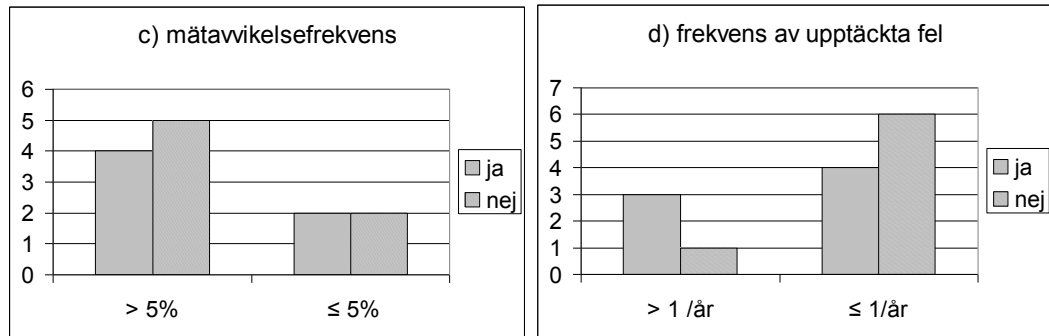


Figur 2: Strålbehandlingsavdelningarnas svar på frågan om det ska vara ett fortsatt krav på att utföra in vivo-dosimetri

I stort sett hälften av alla avdelningar, 47 % (8 st.), tycker att lagstiftningen ska finnas kvar, men lika många strålterapiavdelningar vill förändra den. Någon avdelning tycker att det ska vara ett lokalt beslut hur dosverifikationen ska ske. En avdelning hade ingen åsikt i frågan. Flera avdelningar anser att traditionella diodmätningar inte är möjliga för nya avancerade behandlingar, men att de har ett berättigande för enkla eller icke dosplanerade behandlingar. Denna åsikt hade både de som svarat nej och några av de som svarat ja på frågan om fortsatt obligatorisk in vivo-mätning.

För att se om det finns något mönster i åsikten om lagstiftningen utifrån strålbehandlingsavdelningens storlek, arbetsbelastning och felfrekvens, har vi delat in avdelningarnas svar utifrån fyra aspekter. I figur 3 redovisas dessa var för sig. I figur 3a indelas svaren efter avdelningarnas storlek resursmässigt genom att skilja på universitetssjukhusen och läns- och regionsjukhus, de två senare benämnt "övriga" i figuren. I figur 3b indelas svaren efter hur ofta avdelningarna mäter under en behandlingsserie (baserat på tabell 6), i 3c efter hur stor andel av mätningarna som avviker från förväntat värde och slutligen i 3d efter hur många fel som hittas per år med in vivo-mätningarna.





Figur 3: Strålbehandlingsavdelningarnas svar på frågan om kravet på att utföra in vivo-dosimetri för alla nya strålfält bör behållas.

En majoritet av universitetssjukhusen (5/8 eller 62 %) tycker att lagkravet i sin nuvarande form ska tas bort medan en minoritet av de övriga sjukhusen (3/9 eller 33 %) har samma åsikt (fig. 3a). Ett universitetssjukhus svarade varken ja eller nej. Jämför man åsikterna hos de avdelningar som mäter en eller två gånger under en standardbehandling med dem som mäter 3-25 gånger ser man att 60 % av dem som mäter få gånger är positiva till lagstiftningen, jämfört med endast 33 % av dem som mäter ofta (fig. 3b). En vidare analys visar att åsikterna väger jämnt hos avdelningarna om man delar in dem efter mätavvikelsefrekvens. För de med högre frekvens av mätavvikelser (>5 %) är 5 av 9 (55 %), negativa till lagstiftningen och för de som har en avvikelsefrekvens på 5 % eller lägre är 50 % negativa till kravet (fig. 3c). En svag majoritet, 6 av 10 (60 %), av de avdelningar som har lägst frekvens av fel upptäckta med in-vivo (<1 fel/år) anser att kravet bör tas bort, medan det omvända gäller för de med högre felfrekvens där 1 av 4 (25 %) har samma åsikt (fig. 3d).

4.3 Diskussion

Enkäten visar att in vivo-dosimetri med diod är den metod alla avdelningar använder sig av. Mindre än hälften av avdelningarna använder TLD och då för riskorganmonitorering där så är tillämpligt. Aktionsnivån på 5 % som används av majoriteten är i överensstämmelse med rekommendationerna i ESTRO booklet no. 5 [1]. Själva mät- och analysförfarandet är olika över landet beroende på filosofi och på analysutrustningens komplexitetsnivå. Intressant är den stora spridningen i mätfrekvens, trots att lagstiftningen endast berör det första behandlingstillfället för en ny behandlingsplan. De som har valt att mäta oftare gör detta rimligen med ambitionen att upptäcka fel som eventuellt kan smyga sig in under behandlingens gång t.ex. förändring i patientens kontur. Detta motsägs lite av att 71 % av dessa avdelningar också har valt en högre aktionsnivå än genomsnittet, vilket gör det svårare att upptäcka mindre förändringar. Det var ingen skillnad på hur ofta man hittar reella fel om man mäter ofta eller sällan, det var ungefär lika stor andel ur båda grupperna som hade en avvikelse på mindre än ett fel per år. Enkäten visade att antalet fel som passerar befintliga kvalitetssäkringsrutiner utan att upptäckas förrän med in vivo-mätningar, den sista kontrollmekanismen, är

överlag mycket låg. Detta kan man sätta i relation till hur många behandlingar som utförs och hur mycket arbete som läggs ner på in vivo-dosimetri. Alla fel som redovisats är också av slumpmässig karaktär vilket innebär att de potentiellt allvarigare systematiska felen, dvs. konsekventa fel i system eller metoder också förhoppningsvis inte förekommer. Utvecklingen på QA-området, i takt med ökad medvetenhet om dessa frågor och införandet av nyare mer automatiserade system, tenderar att minska frekvensen av slumpmässiga fel, trots införandet av avancerade och mer komplexa behandlingstekniker som IMRT och IGRT (image guided radiotherapy). Mer automatisering innebär färre slumpmässiga fel men kan öka risken för systematiska fel. Införandet av avancerade tekniker ökar behovet av kvalitetssäkring av hela processen men också av delprocesserna för att säkerställa slutresultatet. Ett mer effektivt utnyttjande av den totala tid som läggs ner på QA inom en avdelning skulle kunna vara att man endast utför in vivo-dosimetri för de behandlingar som man vet har en större risk för fel, t.ex. när man genomför icke dosplanerade behandlingar med risk för mänskliga misstag eller när man inför nya behandlingstekniker eller system i sina kliniska rutiner. Då kan man lägga ner mer tid på att utveckla annan typ av kvalitetssäkring för de mer avancerade behandlingarna.

För de nya behandlingsteknikerna IMRT, IGRT, arc therapy och tomotherapy behövs nya metoder för att verifiera behandlingarna. Här sker det nästan ingen in vivo-dosimetri idag, med något undantag. Här blir det också viktigt att separera QA-kontrollerna i olika delar för att kunna spåra eventuella fel där de uppstår. Traditionell in vivo kan bara mäta en avvikelse i dos i en punkt där det blir svårare att finna orsakssamband med de nya behandlingsteknikerna. Eftersom IMRT i många fall innebär stora dosgradienter nära riskorgan är också patientens position i förhållande till strålfälten av största vikt för behandlingsresultatet. En detektor placerad på patienten ger osäker information om små, men kanske viktiga felpositioneringar. Man vet inte om dioden är felplacerad på patienten eller om patienten är felplacerad i förhållande till strålfälten. Man kan förvisso använda dioder för viss riskorganmonitorering, men placeringen på, eller inuti, patienten har också här stor betydelse för mätresultatet eftersom det i dessa fall nästan uteslutande rör sig om områden med skarpa dosgradienter. Separata kvalitetssäkringskontroller bör utföras enligt följande för alla IMRT-behandlingar:

- Maskinkontroller, speciellt utformade för t.ex. MLC-bladens positionsnoggrannhet (då MLC-bladens positionering är en kritisk faktor vid avancerade behandlingstekniker) eller maskin-output för låga doser (få MU).
- Oberoende dosberäkningsprogram som hittar fel från dosplaneringen. Kontrollerar varje behandlingsplan.
- Kontroll av patientspecifika överföringsparametrar till behandlingsmaskin och verifikationssystem.
- Patientspecifik pre-treatment-kvalitetssäkring. Mätning av dosen till ett fantom som bestrålas med patientens dosplan.
- Verifikation av behandlingsparametrar som registreras efter varje behandling.

Många av dessa punkter utförs redan av många av strålterapiavdelningarna och kanske mest av dem som utför IMRT och SRT. Patientspecifik pre-treatment QA i form av mätningar är relativt tids- och resurskrävande och kan med tiden rationaliseras bort när behandlingstekniken är verifierad och tillförlitlig. Man mäter idag inte på fantom i förväg för andra komplicerade behandlingar så länge det inte heter IMRT. De tre första punkterna ovan bör vara utformade så att de täcker in och kan ersätta de moment som man verifierar i pre-treatment-mätningen. Övriga få IMRT-kliniker (2 av 8) använder sig av oberoende dosberäkning för att verifiera IMRT-planerna. Två kliniker ytterligare planerade dock vid enkättilfället att införa sådana system.

På frågan om kravet att utföra in vivo-mätningar vid första behandlingstillfället ska behållas svarar hälften av avdelningarna ja, och lika många nej. Hälften av dem som svarat ja tillägger dock att detta inte är möjligt för *alla* typer av fält eller behandlingar. Majoriteten anser alltså att nuvarande lagstiftning bör anpassas bättre till den kliniska verkligheten. De avdelningar där majoriteten har en kritisk hållning till den nuvarande utformningen av lagstiftningen visade sig vara stora avdelningar (universitetssjukhusen), avdelningar som mäter fler än 2 gånger per behandlingsserie, och de avdelningar som har lägst frekvens av faktiska fel. Anledningen till detta kan vara den större volymen mätningar som utförs och kontrolleras vilket är både tids- och resurskrävande samtidigt som så få fel upptäcks. Detta leder till en större benägenhet att ifrågasätta nyttan av mätningarna ställt mot arbetsinsatsen. I analogi med detta är mindre avdelningar, avdelningar som gör färre mätningar per patient samt avdelningar med större frekvens av upptäckta fel mer positiva till att behålla lagstiftningen.

5. Alternativ till in vivo-dosimetri

5.1 Utförande

För att ta reda på vilka alternativa in vivo-metoder som finns tillgängliga studerades litteraturen på området. De företag som producerar in vivo-dosimetriutrustning intervjuades om sina produkter och i vissa fall utfördes produkt demonstrationer.

5.2 Alternativa in vivo-dosimetridetektorer

En detektor som ska användas för rutinmässig klinisk in vivo-dosimetri bör uppfylla vissa krav för att fungera bra för sitt ändamål. För det första måste en detektor någorlunda väl uppfylla kriterierna för en ideal detektor, med vilket menas hög noggrannhet och precision, vida detektions- och mätintervall, linjär dos- och energirespons, linjärt dosratsberoende och hög spatial upplösning. Detektorer som ska användas för klinisk rutin måste ha en snabb utläsning och medföra en rimlig arbetsbelastning för personalen. Eftersom dessa mätningar utförs flera gånger per dag bör hela processen med insamling och analys av mätdata i stor utsträckning vara automatiserad för att vara så lite tidskrävande som möjligt. Detektorn bör helst vara realtidsutläsande (online) för att kunna analysera bestrålningen fortlöpande med fördefinierade säkerhetsnivåer. Dessutom bör detektorn klara av att verifiera nya avancerade behandlingstekniker på ett relevant sätt.

Möjliga detektoralternativ till dagens standardmetoder för in vivo-mätningar kan delas in i tre grupper: punktdetektorer, två- och tredimensionella detektorer.

Punktdetektorer (mäter, som namnet antyder, dosen i en punkt): termoluminescensdetektorer (TLD), MOSFET (metal oxide semiconductor field-effect transistor) halvledardiod, alanin, diamant, och plastscintillator.

TLD är en beprövad teknik som funnits kommersiellt tillgänglig i flera decennier men som inte har fått något genomslag som en primär detektor lämplig för rutinmässig in vivo-dosimetri trots flera goda egenskaper som energioberoende, vävnadsekvivalens, temperaturstabilitet och riktningsökänslighet. Anledningen är framförallt att direktutläsning inte är möjligt och den komplicerade hanteringen för utläsningen av detektorerna.

Alanin-detektorer kan bestå av små pellets, tunna filmer, eller som gel med Alanin (en aminosyra) i kristalliserat tillstånd. Dessa fungerar som detektor genom att det vid växelverkan med joniserande strålning bildas stabila fria radikaler. Mängden fria radikaler är proportionell mot dosen och mäts i efterhand med ett spektroskopiteknik kallad EPR (alt. ESR) (Electron Paramagnetic (alt. Spin) Resonance).

Naturliga diamanter som detektormaterial har föreslagits sedan långt tillbaka med egenskaper som god vävnadsekvivalens och hög spatial upplösning på grund av den aktiva volymen kan göras mycket liten, men är av förklarliga

skäl både dyra och sällsynta. Syntetiska diamanter (CVD) är under utveckling men har vissa problem med föroreningar och defekter vid tillverkningen som påverkar dess detektoregenskaper. Diamanter kan användas både som en online-detektor (som en halvledarjonkammare) och som en TLD-detektor. Nackdelen med online-varianten är att det krävs en bias-spänning till detektorn vilket kan vara olämpligt eftersom den ska vara i direktkontakt med patienten. Andra nackdelar är att detektorn bör förbestrålans före användning samt att responsen minskar med både ackumulerad dos och dosrat [32, 33]. En plastscintillator består av ett scintillerande plastmaterial kopplat via fiberoptik till en fotodiod som i sin tur är ansluten till en räknare. Eftersom man använder fiberoptiken som mätsladd och en fotodiod istället för traditionellt PM-rör finns ingen elsäkerhetsrisk för patienten, på samma sätt som med vanliga patientdioder. Antalet ljuspulser som detekteras är proportionerligt mot strålningen som passerar scintillatorn. Detektoregenskaperna är mycket lämpliga med avseende på vävnadsekvivalens, temperaturkänslighet, dosratsberoende, linjäritet och spatial upplösning. En nackdel är det signalbrus som bildas av Cerenkovljus som uppstår i de optiska fibrer som leder ljuset, och signalförluster p.g.a. dålig optisk koppling i övergångarna scintillator/fiber/fotodiod [34, 35, 36]. Detektorn är under utveckling och finns ännu inte som en kommersiell produkt lämplig för in vivo-dosimetri. På grund av att scintillatorn kan göras mycket liten kan den vara lämplig som in vivo-detektor i Brachyterapitillämpningar och för riskorganmonitorering [37].

Tvådimensionella detektorer (mäter dosfördelningen i ett plan): EPID-system, film (radiokromatisk och konventionell), och plastscintillator i matriskonfiguration. Till denna grupp hör också transmissionsjonkammare. **Tredimensionella detektorer:** geldosimetri. En gel består av ett strålningskänsligt ämne som blandas i en gellösning som sedan får stelna i en form. Den vanligaste geltypen är baserad på polyakrylamid (PAG), där det sker en polymerisering proportionellt mot mängden absorberad dos. Denna polymerisering kan utläsas både genom MR [38] och optisk tomografiscanning [39], eftersom polymeriseringen påverkar genomskinligheten hos materialet. Är alla dessa lämpliga för rutinmässig och avancerad klinisk in vivo-dosimetri? TLD, Alanin, film och gel och har bedömts som mindre lämpliga för in vivo-dosimetri och har därför inte blivit vidare utvärderade i detta arbete. Anledningen är framför allt att ingen direktutläsning är möjlig och att utläsningsproceduren är mer eller mindre komplicerad och tidskrävande. Plastscintillatorn har flera goda egenskaper, framförallt sin vävnadsekvivalens och att den är direktutläsande, men den finns ännu inte kommersiellt tillgänglig i ett utförande lämpat för in vivo-dosimetri. Vi har därför valt att här fokusera på MOSFET-dioder, EPID-dosimetri, och transmissionsjonkammare för vidare utvärdering.

5.2.1 MOSFET halvledardetektorer

MOSFET är en speciell typ av halvledardetektorer bestående av små kiselchips med ytan 1 mm^2 som har en aktiv detektoryta på endast $0.2 \times 0.2 \text{ mm}^2$, vilken innebär en mycket god spatial upplösning. Den ringa storleken gör MOSFET intressanta, då detektorn kan placeras inuti eller utanpå kroppen med små attenueringeffekter och därför kan användas både som punktdetektor för ingångsdosimetri och som mätprob för riskorgan där detta är möjligt.

MOSFET-detektorerna finns i olika utföranden, t.ex. har Best Medical Canada (f.d. Thomson Nielsen) tre varianter, en standard-MOSFET (2 mm bred), en micro-MOSFET (1 mm bred) och en variant med 5 st. MOSFET-detektorer som kopplas samman i en rad. För att kunna mäta dosen i dosmax vid ingångsdosimetri placeras dioden i en mässingshätta med 12 mm diameter som fungerar som build-up-hätta. Micro-MOSFET är designad främst för att kunna föras in i katetrar och mäta dosen vid Brachy-tillämpningar. En annan variant av MOSFET-detektor är MOSFET Dose Verification System (Sicel Technologies) som är konstruerad för att implanteras i kroppen. En avläsare som hålls över patienten avläser den absorberade dosen trådlöst via radiovågor.

Den dos som absorberas av en MOSFET mäts genom att man jämför tröskelspänningen före och efter bestrålning. Bestrålningen resulterar i en permanent förändring i detektorns tröskelspänning. Denna tröskelspänning påverkas inte av utläsningsproceduren och bevaras under hela detektorns livslängd. Livslängden är begränsad till en viss maximal nivå av tröskelspänningen innan linjäriteten försvinner. Detektorn bör bytas vid en totalt ackumulerad dos på ca 200 Gy enligt tillverkaren.

5.2.1.1 Linear 5ive MOSFET Array - Best Medical Canada

Detta är en MOSFET-array som innehåller 5 detektorer med 2 centimeters mellanrum. I spetsen sitter en markör för att detektorn ska synas vid röntgenbildtagning. Diametern är endast 1.5 mm och själva mätdelen av detektorn är ca 15 cm lång. Detta instrument är tänkt att användas in vivo för Brachyterapi och IMRT-QA. Fördelaktiga detektoregenskaper är energi- och dosratsberoende inom terapiområdet, hög spatiell upplösning, och ett litet riktningberoende ($\pm 2\%$ för 0-360 grader). Detektorn är också okänslig för temperaturskillnader mellan 20-40 °C [26]. Dess ringa storlek gör att den kan placeras i kaviteter i kroppen vid extern behandling som in vivo-mätprob t.ex. för mun eller hals bestrålning. Reproducerbarheten i dos vid ideala förhållanden är $< 2\%$ (1σ) vid 0.2 Gy och $< 1.0\%$ (1σ) vid 2 Gy [16].

5.2.1.2 MOSFET DVS - Sicel Technologies

MOSFET DVS (Dose Verification System) är en MOSFET-detektor som man kan implantera permanent i patienten tack vare dess ringa format. Diametern är endast 2 mm och längden är 20 mm. En handhållen avläsare kommunicerar med detektorn via radiovågor och begränsningar i räckvidd innebär att detektorn ska implanteras på djup mellan 3 och 12 cm från huden. Signalen från implantatet avläses före och efter bestrålningen och skillnaden i tröskelspänning (gate bias) är då proportionell mot dosen. Avläsningen bör ske direkt efter behandlingen, rekommendationen är inom 10 minuter efter fullgången behandling p.g.a. viss signalförlust som genomsnittligt uppges vara $< 2\%$ inom 20 minuter. DVS-kapseln kan också användas som markör för att verifiera organets position eftersom den är detekterbar på röntgenbilder och CT.

Mätreproducerbarheten uppges till 2.75% (1σ , 5.5% vid 2σ) för doser upp till 20 Gy och 3.25% (1σ , 6.5% vid 2σ) för doser upp till 74 Gy [8]. Tillverkarens rekommendationer är att ha en aktionsnivå på $\pm 7\%$ för analys av

avvikelse-trender över flera mätningar och $\pm 10\%$ som en direkt åtgärdsnivå om mätavvikelsen överstiger förväntat värde med detta eller mer. DVS har fått myndighetstillstånd (Food and drug administration, FDA) i USA för implantationer i prostata och bröst.

5.2.2 EPID-dosimetri

EPID-dosimetri innebär att man mäter dos med den EPID-platta som är monterad på behandlingsmaskinen. För att göra detta måste man kalibrera EPID-plattan så att man får en relation mellan intensitet och absorberad dos i varje bildpunkt. Andra parametrar som EPID-plattans stabilitet som dosimeter över tiden och den spridda strålningens påverkan måste vara kända. De två vanligaste typerna är fluorescensskärm-videokamerasystem och amorft kisel halvledardetektor. Den senare typen är den som alla acceleratortillverkare använder idag.

EPID-dosimetri kan användas både till pre-treatment-kvalitetssäkring eller för in vivo-dosimetri. In vivo-dosimetri kan i sin tur delas in i olika kategorier, t.ex. transitdosimetri och tredimensionell dosrekonstruktion. Den stora fördelen med EPID-dosimetri är att man kan rekonstruera den verkligt absorberade dosen till patienten och de olika organen, eftersom man mäter den strålning som faktiskt passerat genom patienten.

Vid transitfluens mäts fluensen som har transmitterats genom patienten under pågående behandling. Dosplaneringssystemet räknar om dosen till EPID-plattans nivå där man jämför den beräknade fluensen med den av EPID erhållna fluensen. Ett annat sätt att göra transitdosimetri på beskrivs av Piermattei et al [40]. Här har man använt den transmitterade signalen längs fältens centralaxlar som registrerats av de centrala pixlarna på EPID-plattan och utifrån detta rekonstruerat mittdosen och dosen till isocenter. En studie på tio patienter behandlade med fyra motstående fält i bäckenregionen visade på en god överensstämmelse med dosplaneringen, inom $\pm 3\%$.

Vid 3D-dosrekonstruktion mäter man också den transmitterade patientdosen under pågående behandling. Skillnaden mot transitfluens är att man med den erhållna fluensen gör en bakåtprojektion i patientens anatomi som tas upp vid behandlingstillfället med så kallad cone beam CT (CBCT). En CBCT erhålls genom att man roterar gantryt ca $\frac{3}{4}$ av ett varv samtidigt som man genomlyser patienten med en gantrymonterad röntgenutrustning där en EPID-platta registrerar den transmitterade fluensen. Detta gör att man kan rekonstruera den givna dosen till behandlingsområdet.

Pre-treatment QA innebär att man verifierar den individuella patientdosplanen innan behandlingen har startat. Man kör behandlingssekvensen, t.ex. IMRT-behandlingen, och samlar in EPID-bilder för varje strålriktning som man med hjälp av en algoritm gör om till dosbilder s.k. PDI (portal dose image). Dessa PDI:er jämförs sedan med (dos)bilder som man får från dosplaneringssystemet. Det finns några kommersiella distributörer av EPID-dosimetri för pre-treatment verifikation; t.ex. har Sun Nuclear [17] en programvara där man kan omvandla EPI (electronic portal image) till PDI (dock måste man ha ytterligare en mjukvara, Mapcheck, för att göra utvärderingen). Även IBA-dosimetri har en mjukvara som kan användas till pre-treatment verifikation av IMRT med EPID [21]. Varian har också en dosimetrmodul i sin Visionmjukvara som kan konvertera EPID-signalen till dos.

Det finns ett antal olika algoritmer och mättekniker för att utföra EPID-dosimetri. Vilken typ av utrustning (fluorescensskärmbaserat system eller amorft kisel EPID) man använder påverkar också vilken noggrannhet man har i sina mätningar. Studier visar på en mätosäkerhet i själva detektorsystemet på mellan 1-5 % (1sd) [9, 10, 11, 12].

De tre största tillverkarna av linjäracceleratorer för strålbehandling, Elekta, Varian och Siemens, tillfrågades om de har någon utveckling av EPID-IVD. Elekta uppger att de anpassar sin EPID-produkt efter de önskemål som de oberoende dosimetrieföretagen har, och säger att det är företag som IBA och PTW m.fl. som kommer att ta EPID-baserad dosimetri till marknaden. Varian uppger att de utvecklar en produkt för EPID-IVD som använder GLAAs-algoritmer för sin EPID-dosimetri. De har dock inte kunnat uppge ett officiellt datum när detta ska släppas som en produkt. Siemens har inte heller något färdigt system. I deras kommande generationer av acceleratorer är EPID-IVD dock ett av de områden där utveckling sker. Den nyaste acceleratoren från Siemens som heter Artiste kommer att kunna ha två EPID-bildplattor: En för MV och en för kV. kV-plattan kommer att sitta på behandlingshuvudet nedanför kollimatoren med röntgenröret placerat 180° från behandlingsstrålen vid samma nivå som MV-EPIDplattan. En idé som är under utveckling är att använda kV-detektorplattan som en transmissionsdetektor. Detta innebär att man ska kunna mäta den levererade fluensen med kV-plattan när man strålar igenom denna samtidigt som man mäter utgångsdosen från patienten med MV-plattan.

EPID-dosimetri har sitt stora fäste i Holland, där det används kliniskt på några kliniker. Både pre-treatment QA och in vivo-dosimetri används vid dessa kliniker. I Sverige har ännu ingen strålterapiavdelning anammat EPID-IVD, dock görs en del försök med pre-treatment verifikation med hjälp av EPID.

5.2.3 Transmissionsjonkammare

En transmissionsjonkammare är en stor 2D-jonkammare som monteras på behandlingshuvudet. Den är designad för att mäta dosen med så lite påverkan på strålfältet som möjligt. För att göra detta har den mycket tunna ingångs- och utgångsfönster. Fördelen med transmissionsjonkammaren är att den kan mäta dosen över hela behandlingsfältet. Två kommersiella varianter av transmissionsjonkammare som monteras på acceleratorhuvudet finns tillgängliga. Dessa heter COMPASS (IBA-dosimetry) och DAVID (PTW). En transmissionsjonkammare mäter fluensen ut från acceleratoren nedanför alla fältmodifierare. Ur in vivo-perspektiv mäter man alltså den dos som träffar patienten under bestrålningen, under förutsättning att patienten ligger på rätt ställe i förhållande till planen förstås, det senare vet inte systemet i sig. Signalen konverteras till energifluens, vilken kan användas till att beräkna dosen till patientens 3D-anatomi som man därefter kan jämföra med den planerade dosen.

5.2.3.1 COMPASS – IBA-dosimetry

COMPASS består av en transmissionsjonkammare, som fästs i acceleratorens gantry, och en programvara för att utföra dosberäkningar och jämföra dos-

fördelningar med TPS. Programvaran fungerar som ett dosplaneringssystem som måste mätas in för den aktuella maskinen. Den är designad för att fungera både för 2D-verifikation av IMRT-strålfält (pre-treatment) och som ett slags in vivo-dosimeter. Transmissionsjonkammaren mäter upp den utgående fluensen, där programvaran som använder en framåtberäkningsalgoritm, återskapar den 3-dimensionella dosdistributionen i patientens avbildade anatomi. Fluensmätningen är oberoende av huruvida det finns en patient närvarande eller inte och man får därför ingen information om patientens position och hur dosen faktiskt fördelat sig i patienten. I kombination med IGRT-tekniker som CBCT kan man dock både verifiera patientläget och anatomin vid behandlingstillfället. Fluensen som mäts vid behandlingstillfället används sedan för att räkna ut dosfördelningen i CBCT-underlaget. Denna dosfördelning kan då jämföras med den planerade dosplanen från dosplanerings-CT:n i COMPASS-mjukvaran, och analyseras med hjälp av t.ex. dosvolymhistogram (DVH) eller gammaindex i 3D. Eftersom CBCT:n utförs innan behandlingen startas vid varje tillfälle, kan man inte vara helt säker på att patientens anatomi och position är oförändrad under själva bestrålningen, vilket är en liten begränsning. Tekniken innebär ändå att man kommer nära riktig in vivo-monitorering i 3D.

Transmissionsjonkammaren har en aktiv matrisyta som täcker $40 \times 40 \text{ cm}^2$ kring isocenter, vilken består av 1600 planparallella pixeljonkammare, var och en med en diameter på 3.8 mm med ett center till centermellanrum på 6.5 mm. Transmissionsjonkammaren har en attenuering av strålningen med 3.5 till 4.5 % för ett 6 MV fotonfält, vilket är den enda energi den är kalibrerad och designad för [20]. Jonkammaren är inte genomskinlig vilket gör att man inte kan använda fältljuset på behandlingsmaskinen när den sitter monterad. Jonkammaren väger 15 kg och ansluts till PC via nätverkskabel. COMPASS-systemet introducerades på marknaden år 2007 och finns närmast installerat i Köpenhamn och Oslo, men omfattningen av den kliniska användningen är oklar.

5.2.3.2 DAVID – PTW

DAVID (akronym för "Device for Advanced Verification of IMRT Deliveries") är en multi-wire transmissionsjonkammare som placeras i tillbehörshållaren på strålbearbetningsgantryt. DAVID kontrollerar MLC-bladens position och output från acceleratoren i realtid. Den är helt trådlös, är batteridrivna och kommunicerar via bluetooth. Det finns ett fåtal enheter ute på strålterapiavdelningarna runt om i världen, dock ingen i Sverige. Detektortrådarna är orienterade parallellt med MLC-bladen och antalet trådar beror på hur många MLC-blad acceleratoren har. Det finns olika modeller som är anpassade efter den aktuella linjäracceleratorns design på MLC:n, eftersom tanken är att ha en centrerad tråd per bladpar. Jonkammaren är genomskinlig (förutom själva trådarna) vilket gör att fältljuset är synligt, däremot är attenueringen 5 % för en 6 MV fotonstråle och 3 % för 15 MV. Djupdosjämförelser med och utan detektor i fältet visar en försumbar påverkan på strålkvaliteten och djupdosens kurvform [7]. Metoden är främst avsedd för IMRT och 3D-CRT (conformal radiotherapy), och hanterar alla IMRT-tekniker som step and shoot, sliding window och dynamisk arc.

Tillvägagångssättet för in vivo-verifikation med DAVID är att börja med en referensmätning för IMRT-planens verifikation före behandlingen. Vid refe-

rensmätningen mäter man doslängdsprodukten för varje bladpar och strålfält och korrelerar detta till MLC-bladens position och acceleratoroutput. Sedan vid den kliniska in vivo-mätningen mäts sekvenserna igen på samma sätt som vid referensmätningen och dosen integreras upp till det förväntade värdet. Mätsignalen sänds från jonkammaren via bluetooth till en mottagare i rummet. Dosen registreras på en dedicerad dator i manöverrummet som visar överrensstämelsen med referensvärdet i realtid och analysen sker automatiskt.

Den minsta detekterbara felpositioneringen av MLC-blad som DAVID kan hitta är mindre än eller lika med 1 mm, för isocentriska fält inom intervallet $1 \times 1 \text{ cm}^2$ till $20 \times 20 \text{ cm}^2$ [7].

5.3 Övriga dosimetrimetoder

5.3.1 Oberoende dosberäkning och utökad kvalitets-säkring

In vivo-dosimetri är att betrakta som en sista utpost för att hitta fel i den komplexa kedja av data och hantering som leder till att patienten får sin behandling. Felkällorna kan grupperas i tre grupper: 1) dosberäknings-/planeringsfel, 2) dataöverföringsfel, och 3) set up-fel vid behandlingstillfallet. Med de flesta mätmetoder som finns för in vivo får patienten hela sin första behandling innan resultatet kan analyseras och en eventuell avvikelse kan konstateras. Det är därför viktigt att utveckla kvalitets-säkringsmetoder som fångar upp alla eventuella fel innan behandlingen ges till patienten. Behovet av oberoende dosberäkning/planverifikation har blivit större på senare tid i och med att mer avancerade behandlingstekniker som IMRT har blivit vanligare. Många avdelningar använder, eller har tidigare använt sig av, handberäkningar från tabeller som baserar sig på mätningar i enkla geometrier. Andra har utvecklat egna program som kan verifiera enklare geometrier.

För att verifiera komplexa planer som IMRT krävs avancerade beräkningar. Det finns kommersiella oberoende dosberäkningsprogram som är mer eller mindre avancerade och är väl lämpade för IMRT [18, 29, 30, 31]. Monte Carlo-simulering kan också användas som ett system skilt från dosplaneringen för avancerad dosverifikation av behandlingsplanen [19, 28]. Dessa system verifieras på samma sätt som ett dosplaneringssystem mot uppmätta data för att kontrollera riktigheten vid införandet.

Dataöverföringsfel händer alltmer sällan i takt med ökad automatisering men det är viktigt att ha kontrollrutiner där flera personer eller system oberoende av varandra kontrollerar viktiga parametrar hela vägen från ordinerad dos till antal MU på behandlingsmaskinen. Ett effektivt sätt att verifiera överföringsparametrar vore att inrätta automatiska kontroller för verifikation av dosplanen och data som används på behandlingsmaskinen. Detta kan utföras som en automatisk beräkning som t.ex. utförs på nätterna och loggar resultaten för granskning. Överstiger de loggade parametrarna en definierad toleransnivå kan systemet larma och behandlingen måste ses över. En sådan programvara som kan hantera data från olika dosplaneringssystem och verifikationssystem finns dock inte kommersiellt tillgänglig ännu. En accelera-

tortillverkare som har ett integrerat dosplaneringssystem och verifikationssystem har dock mjukvaruverktyg för att verifiera planerade och behandlade maskinparametrar.

5.4 Sammanställning av alternativ in vivo-dosimetri

Metod	Fördel	Nackdel
MOSFET detektor	Liten punktdetektor lämplig även i höggradients fält, kräver få korrekationer. Kan användas i Brachytillämpningar.	Mäter dosen i en punkt och får på samma sätt som dioder problem vid avancerade behandlingstekniker. Begränsad livslängd, ca 200 Gy i ackumulerad dos.
MOSFET-kapsel, DVS	Implanterbar direkt i tumören, kan samtidigt användas som positionsmarkör, mäter vid alla behandlingstillfällen.	Kräver kirurgiskt ingrepp, endast möjligt i vissa behandlingsområden, kan endast användas för en behandlingsserie upp till max 80 Gy. Fabrikskalibrerade för 6-18 MV fotoner, ej elektroner.
EPID-dosimetri	2D-dosimetri. Mäter den fluens som faktiskt passerat genom patienten. Detektorn finns redan på behandlingsmaskinerna.	Tidskrävande, inget omedelbart svar på mätningen, komplex analys av avvikelser. Finns ingen kommersiellt tillgänglig mjukvara ännu. Kan ej användas för elektronfält.
Transmissions-jonkammare, matris	Avancerat verktyg för att verifiera accelerators dosoutput och MLC-precision. Kombinerat med CBCT kan den levererade dosen ³ till patienten räknas fram i 3D och jämföras med den planerade.	Ingen verifikation av patientdosen om man inte har tillgång till CBCT. Tidskrävande analys och hantering. Endast verifierad för 6 MV.
Transmissions-jonkammare, multi-wire	Verifierar dosoutput och MLC-position med god noggrannhet i pre-realtid. Enkel hantering och analys, kan användas vid alla behandlingstillfällen.	Ingen verifikation av patientdosen inbyggd i systemet. Kräver en pre-treatment mätning som referens. Kan ej användas för elektronfält.

5.5 Diskussion – alternativ in vivo-dosimetri

Av de alternativa tekniker som tagits upp här kan man i dagsläget inte se en självklar ersättare till de in vivo-mätningar med diod som görs idag. Vissa tekniker har en bra potential att hantera IMRT, som till exempel EPID-dosimetri i kombination med transmissionskammare, men tekniken behöver mogna innan den kan införas på bred front. Varken EPID eller transmissionskammare kan dock användas på behandlingsmaskiner som inte är

³ : Förbehållet att patientens läge är oförändrat under behandlingen.

byggda på traditionellt sätt (Tomotherapy och Cyberknife) och inte heller för elektronfält.

Mycket kraft läggs idag ner på olika dedicerade bildtagningssystem för att verifiera patientens position. I sådana fall är det logiskt att inrikta in vivo-dosimetrin mot att verifiera den dos som skickas ut från acceleratoren under själva behandlingstillfället. Man kan alltså separera kontrollen av patientens dos och position. Detta är tanken bakom transmissionsdetektortekniken. 2D-kammaren mäter fluensen nedanför MLC:n vilket verifierar både dos och MLC-positioner. Genom att scanna patienten med CBCT vid behandlingstillfället får man information om både patientens position i förhållande till strålfälten och patientens anatomi. När man då räknar ut dosfördelningen i patientens aktuella geometri vid återkopplingen av den uppmätta utsända fluensen kommer man nära 3D in vivo-verifikation, även om den sker offline efter behandlingen. Detta är en avancerad analys som är tidskrävande och därför bäst lämpar sig till avancerade behandlingar som IMRT eller arc-terapi. Här har man dock också möjlighet till adaptiv förändring av dosplanen till nästa behandlingstillfälle om avvikelserna är så stora att detta bedöms som nödvändigt. Man bör dock komma ihåg att en CBCT endast visar anatomin före behandlingens början. I vissa behandlingsområden med sämre möjligheter till fixering, t.ex. prostatabehandling, kan gasfickor och även muskelspänningar ändras under tiden för en behandlingsfraktion.

DAVID-systemet å andra sidan, är ett mycket enklare system som mäter MLC-rörelserna och även dos-output från maskinen i realtid och via kontrollnivåer kan larma om behandlingen inte utförs som referenssekvensen, vilket är lämpligt för in vivo-verifikation. En nackdel med de flesta andra in vivo-system är att man ser resultatet först efter att behandlingen är utförd, vilket för en engångsbehandling innebär att det är för sent att korrigera eventuella fel som upptäcks med mätningen. För en lång behandlingsserie däremot kan ett fel korrigeras och kompenseras för i de återstående behandlingsfraktionerna. Med DAVID kan man alltså avbryta en pågående behandling om det skulle ske avvikelser både i dos och i MLC-positionering, även om det rör sig om så lite som 1 mm för ett enstaka blad. Man måste dock mäta upp en referenssekvens som pre-treatment QA för varje patientplan som man får verifiera på annat sätt, t.ex. med ett kvalitetssäkringsfantom eller EPID-plattan. Eftersom utvärderingsprocessen sker automatiskt och jonkammaren tillåter fältljuset att synas kan den användas vid alla behandlingstillfällen och inte bara vid det första. Värdet av en extern dosmonitor i denna form kan kanske diskuteras eftersom acceleratorerna har inbyggda redundanta system för avläsning av MLC-positioner och andra parametrar, likaväl som dosimetrikontroll, även om dessa extra system har en större känslighet och högre upplösning.

Den EPID-platta som finns tillgänglig på alla nyare behandlingsmaskiner och som används för positionsverifiering av patienten kan även användas för att mäta den en- eller två-dimensionella utgångsdosen från patienten. Fördelen med EPID-dosimetri är att det verkligen är dosen till patienten som man mäter och att man kan rekonstruera dosen till varje enskilt organ. En nackdel jämfört med traditionell in vivo är att det är mycket mer tids- och arbetskrävande. En annan nackdel är den ökade bestrålningen av EPID-plattan som redan med normal användning har en begränsad livslängd. För tillfället finns det inga kommersiella mjukvaror för EPID-dosimetri och ett brett införande

kommer därför att dröja. Men med en väl utvecklad och effektiv mjukvara kan detta vara ett bra verktyg för in vivo-mätningar.

MOSFET-detektorn är en punktdetektor och på samma sätt som en diod kommer den att få problem vid komplicerade behandlingstekniker, även om den kräver färre korrektionsfaktorer. Den höga spatiala upplösningen skulle kunna göra det möjligt att använda den för IMRT med step and shoot-teknik. Den version av MOSFET som placeras inuti kroppen (DVS) fungerar som en implanterad dosmätare under hela behandlingen. Här integreras då dosen från alla fält och mätningen blir mindre känslig för skarpa gradienter. Nackdelen är att det krävs ett kirurgiskt ingrepp. En begränsning är också att den ska placeras på ett djup mellan 3 och 12 cm från huden och därför inte är lämplig för implantation i alla behandlingsområden, men används i USA för bröst- och prostatabehandlingar.

Frågan är också om det inte skulle vara möjligt att bygga bort behovet av in vivo-mätningar med ett väl utbyggt kvalitetssäkringssystem för alla ingående moment i den komplexa strålbehandlingsprocessen. Nedan listas de fel som avdelningarna rapporterat i denna undersökning och för vart och ett även ett förslag på förebyggande metoder.

- **Felpositionering av patienten/ förändring av patientkontur:** eftersom alla accelerators numera utrustas med EPID-plattor, kV-bildtagning, eller någon form av kamerabaserad ytscanner, kan man verifiera patientens position vid behandlingstillfället på ett tillförlitligt sätt, med mycket högre precision än informationen från en diodmätning. Även ändringar i patientkonturen på grund av krympning eller svullnad kan upptäckas med bildsystemen.
- **Fel targetdos, felberäkning av MU:** oberoende dosberäkningar. Viktigt framförallt om både dos till target och förväntat diodvärde räknas ut av samma system.
- **Dataöverföringsfel, inmatningsfel i verifikationssystemet:** kvalitetssäkringsrutiner som jämför data från dosplaneringen med datat i verifikationssystemet, både före behandling och sedan med de loggade utförda behandlingsparametrarna.
- **Felinmatning på behandlingsapparat:** alla fältparametrar laddas in från verifikationssystemet eller direkt från dosplaneringssystemet via DICOM, minimerar risken för manuella fel. Alla ändringar på apparaten bör verifieras av två av varandra oberoende behandlingspersonal.
- **Fel fysisk kil, fel avskärmning:** kilfält skapas numera med dynamisk kollimator, och behovet av användning av gjutna block har i stort sett försvunnit i och med utvecklingen av MLC, även om det förekommer.

Dessa felkällor kan förebyggas med modern automatiserad behandlingsteknik. För enklare palliativa behandlingar som inte är dosplanerade finns större risker för manuella fel, både i beräkning av dos, inmatning av parametrar i verifikationssystemet, och upplägget av patienten på behandlingsmaskinen. Där kan mycket väl in vivo-dosimetri vara den mest effektiva kvalitetssä-

ringsmetoden för att upptäcka stora misstag. Även för elektronbehandlingar, som utgör en väldigt liten del av alla strålbehandlingar, är ”vanlig” in vivo kanske den mest lämpade metoden vad gäller mätning. Förändringar i patientkonturen mellan dosplanerings-CT:n och behandlingsstart är en annan situation där en in vivo-mätning kan ha en funktion, om det gäller enkla behandlingar t.ex. med två motstående fält. Förändringen i konturen kan ju vara längs strålriktningen, vilket då inte syns på portalbilder. Men det krävs en relativt stor förändring för det ska bli mätbart. En 2 cm förändring av SSD från t.ex. 85 till 83 cm motsvarar 5 % i dos, vilket är jämförbart med aktionsnivån. Detta kan man dock hantera med andra rutiner, t.ex. att jämföra planerat SSD med verkligt SSD för alla fält vid behandlingsstarten. Man kan likna strålbehandlingsprocessen med en storskalig produktion av någon godtycklig produkt, där slutprodukten är patientens strålbehandling. För att kvaliteten ska upprätthållas krävs god kontroll och kvalitetssäkring av de enskilda processerna som dosplanering, parameteröverföring, maskinparametrar, dosimetri och patientpositionering. In vivo-mätningen kan betraktas som en sista kontroll av att summan av alla ingående osäkerheter ej har överskridit en viss nivå, men den är ett relativt trubbigt verktyg i många fall. Hittar man något fel i denna sista kontroll har det tidigare brustit i någon kontroll av en enskild del av processen. Feedback från detta gör att den enskilda kvalitetskontrollen kan förbättras och förebygga fler fel av samma karaktär. Man får också se till att ha kvalitetsrutiner som tar bort risken för den mänskliga faktorn eftersom den är en oförutsägbar felkälla. Vid framtagande och införande av nya behandlingsrutiner är det viktigt att kombinera specifik kvalitetskontroll samtidigt som in vivo-mätningar innebär kontinuitet i kvalitetssäkringen. När man har verifierat hela processen och har visat på tillförlitligheten kan man sedan utesluta in vivo-mätningarna.

6. Användning av in vivo-dosimetri i andra länder

6.1 Europa

I en studie från Frankrike från 2005 uppges att in vivo-dosimetri med jonkammare, diod eller TLD finns tillgängligt vid 35 % av de franska strålterapiavdelningarna [4]. Liknande siffror går att hitta i en studie från Storbritannien från 2004 som visade att 37 % av strålterapiavdelningarna utför in vivo-dosimetri [5]. In vivo-dosimetri är inte obligatoriskt i något av länderna men i och med EU-direktivet 97/43/EURATOM [3] har medvetandet om kvalitetssäkring ökat. I Storbritannien rekommenderar nu flera institutioner ett gradvis införande av in vivo-system på bred front [24, 25].

6.2 Norden

För att ta reda på hur man använder in vivo-dosimetri i övriga Norden kontaktades sjukhusfysiker verksamma på Radiumhospitalet (Norge), Rigshospitalet (Danmark) och Universitetssjukhuset i Kuopio (Finland). Frågor som ställdes till dessa sjukhusfysiker var: (1) Är det lagstadgat att in vivo-dosimetri ska utföras? (2) Finns det några riktlinjer från landets strålskyddsinstitut gällande in vivo-dosimetri? (3) Hur har man tänkt lösa problematiken med in vivo-dosimetri vid avancerade behandlingstekniker? (4) Hur används in vivo-dosimetri vid den tillfrågade kliniken?

I Norge finns det ingen lagstiftning som säger att in vivo-dosimetri ska utföras vid extern strålterapi. Dock har det norska strålskyddsinstitutet (Statens strålevern) gett ut vägledning som säger att *”kontroll av given dos och inställt fält mot målvolymen bör utföras vid första eller andra behandlingen. Det samma gäller för risk- och intresseorgan”* [6; vår översättning]. I övrigt ges inga noggrannare vägledningar om hur in vivo-dosimetrin bör utföras. Radiumhospitalet i Oslo utför in vivo-dosimetri med en aktionsnivå på 7 %. Radiumhospitalet uppger också att de vid IMRT utför in vivo-dosimetri med hjälp av diod med goda resultat. För SRT har de ännu ingen in vivo-dosimetrirutin.

Finland har inte heller någon lagstiftning som reglerar in vivo-dosimetri vid strålterapi. Det finska strålskyddsinstitutet ger heller inga rekommendationer om hur in vivo-dosimetri ska utföras. Dock finns det rekommendationer i direktiv ST 2.1/22.5.2003 *”Kvalitetssäkring av strålbehandling”* [27], där det står att det *bör* utföras in vivo-dosimetri vid helkroppsbestrålningar och att det rekommenderas även vid andra behandlingar. Här nämns också att de bör ske en oberoende kontroll av varje individuell dosplan oberoende av dosplaneringssystemet. På Universitetssjukhuset i Kuopio används in vivo-dosimetri regelbundet endast vid behandling där fält nära ögonen är aktuella. Ingen in vivo-dosimetri vid avancerade behandlingstekniker används.

I Danmark var det till alldeles nyligen lagstiftat att kontrollmätning av dosen till alla strålterapipatienter skulle utföras, på samma sätt som i Sverige. En-

skilda patientkategorier har dock varit undantagna från mätningar. Undantagen gäller bland annat behandlingar med IMRT, SRT och elektroner. Nu är lagstiftningen ändrad så att en oberoende doskontroll ska utföras. Det finns inga riktlinjer för hur in vivo-dosimetri ska utföras utan varje strålterapiavdelning avgör sina egna rutiner. För att lösa problematiken med in vivo-dosimetri vid IMRT och SRT säger sjukhusfysiker vid Rigshospitalet att de tänker ersätta diod- och TLD-mätningar i esofagus med oberoende dosberäkning. Vid konventionella behandlingar använder de dioder och mäter ingångsdosen i centralaxeln.

6.3 USA

Riktlinjer för in vivo-dosimetri finns i AAPM report No 87 [13]. Denna rapport är tänkt som rådgivning och information snarare än regelverk. I en studie från 1997 står det att 26 % av institutionerna saknar in vivo-dosimetrikapacitet [15]. Däremot är det numera obligatoriskt i USA att utföra oberoende dosberäkningar för att verifiera patientens dosplan.

6.4 Diskussion

Den lagstiftning som tillämpas inom strålterapi som säger att in vivo-dosimetri ska utföras förefaller vara unik för Sverige. Inget av de nordiska länderna har någon lagstiftning som gör det obligatoriskt att använda in vivo-dosimetri. Inte heller i Frankrike, Storbritannien eller USA finns en liknande lagstiftning, även om rekommendationer görs, framförallt i Storbritannien, för ökad in vivo-dosimetri som en metod att höja kvaliteten. Däremot införs lagkrav på oberoende verifikation av den planerade dosen. Ett sådant har nyligen införts i Danmark och är redan ett obligatorium i USA.

7. Slutsatser

7.1 In vivo-dosimetri på de svenska sjukhusen

Alla svenska strålterapiavdelningar utför in vivo-dosimetri i början av behandlingen med dioder, och vissa kompletterar med TLD för riskorgan, specialfall etc. Cirka hälften av avdelningarna väljer att mäta vid ytterligare tillfällen under behandlingens gång. Dessa avdelningar hittar inte fler faktiska fel jämfört med de som endast mäter vid starten av en ny behandling. Några behandlingstekniker (IMRT, SRT och terapiröntgen) och vissa strålfält vid konventionella behandlingar undantas från in vivo-mätningar av alla avdelningar på grund av tekniska och praktiska svårigheter. Riskorganmonitorering kan dock förekomma vid IMRT-behandlingar.

Vissa strålterapiavdelningar har en ganska hög andel in vivo-dosimetrimätningar som överstiger aktionsnivån, upp till 20 %. Men relativt få reella fel hittades, som mest i storleksordningen delar av promille, och många av de rapporterade felen var gamla (upp till 15 år). Förbättrade kvalitetssäkringsrutiner som införts på senare år (t.ex. oberoende verifiering av MU, automatiserad dataöverföring, utvecklade maskinkontroller och patientlägesverifikation) uppges ha minskat felincidensen ytterligare från en redan låg nivå.

De svenska strålterapiavdelningarna har delade åsikter vad gäller fortsatt lagstiftning om obligatorisk in vivo-mätning vid det första behandlingstillfället. Majoriteten anser dock att kravet i SSM:s föreskrifter bör förändras för att bättre kunna anpassas till den kliniska verkligheten.

Alla avdelningar som behandlar med IMRT-teknik utför pre-treatment QA på individuell patientbasis. Sju av åtta avdelningar genomför detta med tidskrävande mätningar och endast ett par avdelningar har dedicerade oberoende dosberäkningsmöjligheter för att verifiera IMRT-planer.

7.2 Alternativ in vivo-dosimetri

För att lösa problemen med in vivo-dosimetri vid avancerade behandlingsmetoder så måste alternativ till dioder och TLD hittas. EPID-dosimetri skulle kunna vara ett alternativ när denna teknik mognar och blir kommersiellt tillgänglig. Även MOSFET-detektorer som placeras inuti kroppen är en möjlig lösning, i alla fall för vissa anatomiska behandlingsområden där detta är möjligt. Tekniken med transmissionsjonkammare innebär egentligen ingen in vivo-dosimetri, men är ett sofistikerat verktyg att mäta den dos som behandlingsmaskinen levererar vid behandlingstillfället. Den kan dock kombineras med CBCT för rekonstruktion av patientdosen i 3D. Nackdelen med alternativen är att de i nästan alla fall medför en ökad arbetsbelastning för berörd personal, samtidigt som en fördel är att de kan medföra en förbättrad kvalitetssäkringsnivå jämfört med traditionella diodmätningar. Det är svårt att hitta något system som är lika enkelt och effektivt som dagens diodmätningssystem. Problemet är bara att denna teknik inte räcker till för tillämp-

ningarna inom modern strålbehandling. Arbetet med kvalitetssäkring, där in vivo-dosimetri ingår, bör därför anpassas till komplexiteten och ambitionsnivån hos den aktuella behandlingstekniken.

Oberoende dosberäkningar är ett effektivt sätt att fånga upp eventuella fel på dosplaneringsstadiet, både på individuell patientbasis och systematisk nivå (t.ex. inmättningsfel eller felaktigt definierade maskiner i systemet). Läger man till kontinuerlig verifiering av planerade och behandlade parametrar samt utnyttjar IGRT-tekniker för patientpositionering tar man bort risken för de slumpmässiga fel som tidigare kunde uppstå i behandlingsprocessen. För att säkerställa att systematiska fel inte förekommer kan det sedan vara lämpligt att använda sig av externa kontroller (audits) för att verifiera hela behandlingskedjan.

7.3 Rekommendationer för in vivo-dosimetri

Formuleringen i den nuvarande lagstiftningen stämmer inte helt överrens med den kliniska praktiken och bör därför omformuleras. Fokus bör vidgas till patientsäkerhet och kvalitetssäkring av hela strålbehandlingskedjan, där in vivo-dosimetri bara är ett verktyg. Lagstiftning om hur den enskilda kliniken kvalitetssäkrar sin behandling bör inte vara alltför detaljstyrd för att lämna ett visst utrymme för lokal anpassning. Att behandlingsrutiner och kontroller ska vara relevanta, dokumenterade och kvalitetssäkrade bör dock vara ett krav i lagstiftningen. Centralt formulerade riktlinjer för detta kan bidra till att homogenisera kvalitetssäkringen på de olika sjukhusen. Rätt utformade kvalitetskontroller kan minska risken för slumpmässiga fel så pass mycket att mätningar inte blir nödvändiga på individuell patientnivå annat än för mer manuellt hanterade behandlingar. För att säkerställa att systematiska fel inte förekommer bör man använda sig av externa utvärderingar (external audits) för att verifiera hela behandlingskedjan, gärna från CT, via dosplanering och fram till bestrålning av ett fantom.

Sammanfattningsvis bör följande rutiner införas för att förbättra patientsäkerheten oberoende om in vivo-mätningar utförs eller inte.

1. Oberoende dosberäkningar bör införas som standard för alla patienter
2. Oberoende verifikation av behandlingsparametrar för den enskilde patienten
3. Dagliga kontroller av dosimetri och viktiga maskinparametrar
4. Extern utvärdering av behandlingskedjan

In vivo-dosimetri är en effektiv metod för att verifiera behandlingar som man vet har en ökad risk för verkliga fel, dvs. icke-dosplanerade behandlingar, helkroppsbestrålningar, för monitorering av riskorgan eller som extra säkerhet vid införandet av nya tekniker eller system. För IMRT, SRT och den nya IMAT-tekniken finns det inget enskilt system som kan mäta patientdosen på ett heltäckande sätt. Här bör det vara upp till den enskilda kliniken

hur och om man vill mäta på patientbasis så länge det saknas konsensus om en säker och effektiv lösning som kan användas av alla avdelningar.

8. Referenser

- [1] D.P Huyskens, R Bogaerts, J Verstraete, et al. (2001). *Practical guidelines for the implementation of in vivo dosimetry with diodes in external radiotherapy with photon beams*. ESTRO booklet no.5
- [2] Strålsäkerhetsmyndigheten (2000). Föreskrifter om medicinsk strålbehandling.
<http://www.stralsakerhetsmyndigheten.se/Global/Publikationer/Forfattning/S-tralskydd/2000/ssifs-2000-4.pdf>
- [3] Rådets direktiv 97/43/Euratom av den 30 juni 1997 om skydd för personers hälsa mot faror vid joniserande strålning i samband med medicinsk bestrålning och om upphävandet av direktiv 84/466/Euratom. Europeiska gemenskapernas officiella tidning nr L 180, 09/07/1997 s.0022-0027.

<http://eurlex.europa.eu/LexUriServ/LexUriServ.do?uri=CELEX:31997L0043:SV:HTML>
- [4] S Ruggieri, T Pignon, M Marty, et al. (2005). *Infrastructure of radiation oncology in France: A large survey of evolution of external beam radiotherapy practice*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 61(2) 507-516.
- [5] C R Edwards, E Hamer, P J Mountford, A J Moloney (2007). *An update survey of UK in vivo radiotherapy dosimetry practice*. British Journal of Radiology 80, 1011-1014.
- [6] Statens Strålevern (2004). *Veileder om stråleterapi – Veileder til foreskrift om strålevern og bruk av stråling*.
- [7] B. Poppe, C. Thiecke, D. Beyer (2006). *DAVID – a translucent multi-wire transmission ionization chamber for in vivo verification of IMRT and conformal irradiation techniques*. Phys Med Biol 51:1237-1248
- [8] T. M. Briere, M. T. Gillin, A. S Beddar. (2007) *Implantable MOSFET detectors: Evaluation of a new design*. Med. Phys. 34 (12) 4585-4590
- [9] S Nijsten, B. J. Mijnheer, A. L Dekker, et al. (2007) *Routine individualised patient dosimetry using electronic portal imaging devices*. Radiotherapy and oncology 83 65-75
- [10] S. Vieira, M. Dirxx, B Heijmen, H de Boer. (2004) *SIFT: a method to verify the IMRT fluence delivered during patient treatment using an electronic portal imaging device*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 60 (3) 981-993
- [11] M. Kroonwijk, K. Pasma, S. Quint, P. Koper, A Visser, B Heijmen. (1998) *In vivo dosimetry for prostate cancer patients using an electronic portal imaging device (EPID); demonstration of internal organ motion*. Radiotherapy and Oncology 49 125-132
- [12] K Pasma, M Kroonwijk, S Quint, A Visser, B Heijmen (1999). *Transit dosimetry with an electronic portal imaging device (EPID) for 115 prostate cancer patients*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 45(5) 1297-1303
- [13] E Yorke, R Alecu, L Ding, et al. (2005) *Diode in vivo dosimetry for patients receiving external beam radiation therapy*. AAPM report 87 Medical Physics Publishing. ISBN 1-888340-50-9
- [14] M Essers, B Mijnheer. (1999) *In vivo dosimetry during external photon beam radiotherapy*. Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys. 43 (2) 245-259
- [15] A Smith, R Gerber, D Hughes, et al. (1997) *Assessment of Physics Quality Assurance in United States Radiotherapy Facilities and Comparison*

With American College of Radiology Standard for Radiation Oncology Physics for External Beam Therapy. Seminars in Radiation Oncology 7 (2) 157-162

[16] Best Medical Canada: http://www.thomson-elec.com/products/linear_5ive_array.htm

[17] Sun Nuclear:

<http://www.sunnuclear.com/products/EPIDose/EPIDose.asp>

[18] Standard Imaging

http://www.standardimaging.com/product_home.php?id=38

[19] T Yamamoto, T Mizowaki, Y Miyabe, et al. (2007). An integrated Monte Carlo dosimetric verification system for radiotherapy treatment planning. *Phys. Med. Biol.* 52 1991-2008

[20] M Stasi, C Brusaco, R Cirio, et al. *Architecture and development of a detector for on-line verification in IMRT*

[21] IBA-dosimetry: <http://www.iba-dosimetry.com/OmniPro-I-m-i-RT-i.1361.0.html>

[22] P D Higgins, P Alaei, B J Gerbi, and K E Dusenbery (2003). In vivo diode dosimetry for routine quality assurance in IMRT. *Med. Phys.* 30 (12) 3118-3123

[23] P Alaei, P D Higgins, and B J Gerbi (2008). In vivo diode dosimetry for IMRT treatments generated by Pinnacle treatment planning system. *Med. Dosim. in press.*

[24] The Chief Medical Officer (2006). Radiotherapy: Hidden dangers. 2006 Annual Report of The Chief Medical Officer, London: Department of Health

[25] The Royal college of Radiologists, Society and Collage of Radiographers, Institute of Physics and Engineering in Medicine, National Patient Safety Agency, British Institute of Radiology (2008). Towards safer radiotherapy. London: The Royal College of Radiologists.

[26] R Ramaseshan, K S Kohli, T J Zhang, T Lam, B Norlinger, A Hallil and M Islam (2004). Performance characteristics of a microMOSFET as an *in vivo* dosimeter in radiation therapy. *Phys. Med. Biol.* 49 4031-4048

[27] STUK (2003). Kvalitetssäkring av strålbehandling. Direktiv ST 2.1 / 22.5.2003. <http://www.finlex.fi/data/normit/17856-ST2-1r.pdf>

[28] P W Chin, D G Lewis, and J P Giddy (2005). A MONTE CARLO SOLUTION FOR EXTERNAL BEAM PHOTON RADIOTHERAPY VERIFICATION. *The Monte Carlo Method: Versatility Unbounded in a Dynamic Computing World* Chattanooga, Tennessee, April 17-21, 2005, on CD-ROM, American Nuclear Society, LaGrange Park, IL

[29] LifeLine software inc.: RadCalc. <http://www.lifelinesoftware.com/4-0.cfm>

[30] EqualEstro: EqualDose. <http://www.equal-dose.org/?page=30>

[31] Sun Nuclear: MapCalc.

<http://www.sunnuclear.com/medPhys/patientqa/mapcalc/mapcalc.asp>

[32] A Ärlebrand (2008). Dosimetric characteristics of CVD single crystal diamond detectors in radiotherapy beams. Master of Science Thesis in Medical Radiation Physics, Stockholms universitet, Naturvetenskapliga fakulteten.

[33] W U Laub, T W Kaulich, F Nusslin (1999). A diamond detector in the dosimetry of high-energy electron and photon beams. *Phys. Med. Biol.* 44 (9) 2183-92.

- [34] A S Beddar, S Law, N Suchowerska, T R Mackie (2003). Plastic scintillation dosimetry: optimization of light collection efficiency. *Phys. Med. Biol.* 48 N9 1141-1152.
- [35] A S Beddar, N Suchowerska, S Law (2004). Plastic scintillation dosimetry for radiation therapy: minimizing capture of Cherenkov radiation noise. *Phys. Med. Biol.* 49.
- [36] L Archambault, A S Beddar, L Gingras, R Roy, L Beaulieu (2006). Measurement accuracy and Cherenkov removal for high performance, high spatial resolution scintillation dosimetry. *Med. Phys.* 33 128-35.
- [37] J Lambert, D R McKenzie, S Law, J Elsey, N Suchowerska (2006). A plastic scintillation dosimeter for high dose rate brachytherapy. *Phys. Med. Biol.* 51 5505-5516.
- [38] M J Maryanski, G S Ibbott, P Eastman, R J Schulz, J C Gore (1996). Radiation therapy using magnetic resonance imaging of polymer gels. *Med. Phys.* 23 699-705.
- [39] M Oldham, J H Siewerdsen, A Shetty, D A Jaffray (2001). High resolution gel-dosimetry by optical-CT and MR scanning. *Med. Phys.* 28 1436-1445.
- [40] A Piermattei, A Fidanzio, G Stimato, L Azario, L Grimaldi, G D'Onofrio, S Cilla, M Balducci, MA Gambacorta, N Di Napoli, N Cellini (2006). In vivo dosimetry by an aSi-based EPID. *Med. Phys.* Vol. 33 4414-22.

9. Bilaga 1

Frågeformulär

1. Vilken typ av utrustning använder ni vid in vivo-mätningar för extern strålterapi?
2. När/hur ofta använder ni in vivo-dosimetri och hur gör ni för ”svår-mätta” enskilda behandlingsfält eller behandlingstekniker som IMRT eller SRT?
3. Hur ofta utförs kvalitetskontroller på in vivo-detektorerna? Hur utförs dessa kontroller?
4. För vilka faktorer korrigerar ni mätningarna och vilken avvikel-senivå för aktion använder ni? Har ni olika nivåer för olika behandlings-områden eller behandlingstyper?
5. Hur ofta avviker in vivo-mätningarna mer än den uppsatta avvikel-senivån? Vilka åtgärder utförs i sådana fall?
6. Vilka faktiska fel har ni upptäckt med in vivo-dosimetri som krävt någon form av ändring av någon parameter som rör patientens be-handling? Hur ofta har sådana fall upptäckts?
7. Hade felet i fråga nr 6 kunnat undvikas/upptäckas med någon annan typ av QA-rutin?
8. Anser ni att det ska vara ett krav att utföra in vivo-dosimetri för alla (1:a) behandlingar?
9. Har ni infört, eller har planer på att införa, någon alternativ metod till traditionell in vivo-mätning med diod? Ex. EPID in vivo-dosimetri, dosimetri med hjälp av en transmissionsjonkammare, obe-roende dosberäkningar och utökad QA av patientspecifika överfö-rings- och maskinparametrar



2010:26

Strålsäkerhetsmyndigheten har ett samlat ansvar för att samhället är strålsäkert. Vi arbetar för att uppnå strålsäkerhet inom en rad områden: kärnkraft, sjukvård samt kommersiella produkter och tjänster. Dessutom arbetar vi med skydd mot naturlig strålning och för att höja strålsäkerheten internationellt.

Myndigheten verkar pådrivande och förebyggande för att skydda människor och miljö från oönskade effekter av strålning, nu och i framtiden. Vi ger ut föreskrifter och kontrollerar genom tillsyn att de efterlevs, vi stödjer forskning, utbildar, informerar och ger råd. Verksamheter med strålning kräver i många fall tillstånd från myndigheten. Vi har krisberedskap dygnet runt för att kunna begränsa effekterna av olyckor med strålning och av avsiktlig spridning av radioaktiva ämnen. Vi deltar i internationella samarbeten för att öka strålsäkerheten och finansierar projekt som syftar till att höja strålsäkerheten i vissa östeuropeiska länder.

Strålsäkerhetsmyndigheten sorterar under Miljödepartementet. Hos oss arbetar drygt 250 personer med kompetens inom teknik, naturvetenskap, beteendevetenskap, juridik, ekonomi och kommunikation. Myndigheten är certifierad inom kvalitet, miljö och arbetsmiljö.

Strålsäkerhetsmyndigheten
Swedish Radiation Safety Authority

SE-171 16 Stockholm
Solna strandväg 96

Tel: +46 8 799 40 00
Fax: +46 8 799 40 10

E-post: registrator@ssm.se
Webb: stralsakerhetsmyndigheten.se