

OPPGAVE 1 Effektiv dose

a) Sett deg inn i definisjonen av effektiv dose (ICRP 1990), via kortversjonen under og ellers i læreboka.

<ul style="list-style-type: none"> ▪ I røntgendiagnostikk vil ulike organer bli ulikt eller delvis eksponert ▪ Ulike organer og vev har forskjellig følsomhet for senvirkninger av stråling (kreft og arvelige effekter) ▪ Vi kan beregne en tenkt dose, som gitt til hele kroppen, ville medføre samme <u>risiko</u> som om man gir en større dose til en bestemt del av kroppen ▪ Denne tenkte dosen kalles effektiv dose, og angis i sievert (Sv) ▪ Effektiv dose er summen av den absorberte dosen til ulike organer, vektet med organenes følsomhet for ioniserende stråling <p>$E = \sum w_T \cdot H_T$</p> <p>der w_T er vektfaktor for gitt organ/vev og H_T er ekvivalent dose til organet (her lik absorbert stråledose)</p>	ORGANER/VEV	w_T
	Gonader	0,20
	Rød benmarg	0,12
	Tykkarm	0,12
	Lungevev	0,12
	Magesekk	0,12
	Blære	0,05
	Bryster	0,05
	lever	0,05
	spiserør	0,05
	Skjoldbruskkjertel	0,05
	Hud	0,01
	Benhinner	0,01
Rest	0,05	
$\sum w_T =$	1,00	

b) Gitt at dosen til brystkjertelvev ved en screening mammografi er $H_T=2$ mGy og at ingen andre organer blir eksponert. Beregn effektiv dose til pasienten. Diskuter verdien av effektiv dose som begrep for undersøkelser der bare ett organ blir eksponert. Se spesielt på de forutsetningene som er lagt til grunn for definisjonen av effektiv dose og diskuter effektiv dose som begrep i tilfeller der bare det ene brystet blir tatt bilde av, og i lys av at kvinner utgjør bare halvparten av befolkningen, og gitt alderssammensetningen til kvinner som inviteres til screening (50 – 69 år).

c) I nye ICRP anbefalinger vedtatt på møte i Essen, Germany 21 – 23 mars 2007 (rapporten er ikke trykket/publisert, men innholdet vedtatt, se www.icrp.org), er vekt faktoren for gonader vesentlig redusert, mens vekt faktoren for bryst er mer enn doblet. Hvilken betydning tror du dette vil få for synes på

- berettigelse og optimalisering av screening programmer?
- synet på behov for skjerming av pasientens gonader ved røntgenundersøkelser

OPPGAVE 2 ESD – DAP

- a) Beregn dosen i fritt i luft i 2m avstand fra en Thorax automat for eksponering ved 120 kV, 3mm Al filtrering og 10mAs. Bildet av pasient tas i PA projeksjon med 20x20 inngangsfelt. Hva blir dosen målt på huden (ESD included backscatter)? Hva slags vekselvirkningsprosess er det som hovedsakelig bidrar til spredt stråling?
Se vedlegg bak for oppgitt doseutbytte, backscatter faktorer etc
- b) Dose areal produktet (DAP) avleses til 0,15 Gy \cdot m². Forutsett at pasienten veier 70kg. Hva blir gjennomsnittelig dose til pasienten, $\bar{D} = \epsilon / m$. Diskuter forskjellen mellom \bar{D} og effektiv dose.

OPPGAVE 3 ESD – DAP ved Urografi (IVU)

Du skal gjøre en Urografi undersøkelse på et universalstativ som har underbordsrør og bildeforsterker med mulighet for fotografering og gjennomlysning, og takstativ. Du kan ta bilder med film/folie/kassett, du har mulighet for fotografering via bildeforsterker, og "last image hold" funksjon. Forutsett at røret har høyfrekvensgenerator (full likeretting), og er filtrert med 3 mm Al. Forutsett også at vi i tillegg har montert et dose-areal kammer ved utgangen av lysvisiret, og at dette ikke påvirker strålekvaliteten.

a) Doseutbytte som funksjon av rørspenning, filtrering og avstand

- Diskuter verdiene i vedlagt tabell for doseutbyttet fra et røntgendiagnostikkrør med tanke på varierende rørspenning, likeretting og filtrering (verdiene er hentet fra vanlige rør på 80 og 90 tallet).
- Du skal ta et oversiktsbilde av bekken i AP projeksjon med takrøret, og bruker 70 kV og 40,9 mAs. Beregn doseutbyttet i 100 cm avstand.
- Hva tilsvarende dette i 70 cm avstand?

b) Dose fritt i luft versus dose målt på hudoverflaten (ESD)

- Forutsatt at avstand fra fokus til pasientens inngang er 70cm, mens avstand til kassetten er 100cm. Dersom vi bruker en 30x40cm² kassett, hvor stort er arealet ved inngang pasient forutsatt at feltet akkurat dekker kassetten?
- Omtrent hvor mye tilbakespredt stråling fra pasient har vi da?
- Hva ville vi ha målt med et dosimeter plassert midt i strålefeltet ved inngang hud (mGy)?

c) Dose Areal Produkt (DAP)

- Beregn dose-areal produktet utfra dose fritt i luft og feltstørrelsen i 70 cm avstand.
- Hvilken DAP verdi ville vi ha målt med transmisjonskammeret ved utgangen på lysvisiret?
- Forklar hvorfor det ikke spiller noen rolle i hvilken avstand vi måler DAP
- Diskuter måling av DAP i forhold til over- og underbords geometri, og behov for kalibrering

d) Apparatets funksjoner for bildetaking

- Diskuter bruk av røntgenfotografering under undersøkelsen versus fotografering gjennom bildeforsterker eller "last image hold"

OPPGAVE 4 DAP versus ESD ved intervensjonsundersøkelser

Gitt en røntgenveiledet intervensjonsundersøkelse som ved bruk av bildeforsterker med $\phi 32$ cm inngangsfelt og 70 cm fokus-hud avstand gir $DAP=2Gy\text{cm}^2$ og $ESD=5$ mGy. Ved forstørrelse går en over til $\phi 16$ cm inngangsfelt og 35cm fokus-hud avstand, og gjennomlyser en tid som nå også gir en avlesning på $DAP=2Gy\text{cm}^2$. Regn at pasienten måler 20 cm, og en avstand på 10 cm mellom pasient og inngang bildeforsterker.

- a) Hva er arealet på inngang bildeforsterker med $\phi 16$ cm inngangsfelt?
- b) Hva tilsvarende dette ved inngang pasient, og hva blir ESD da i 35 cm fokus-hud avstand?
- c) Diskuter faren ved bare å benytte DAP som eneste dosesdeskriptor

OPPGAVE 5 Doseregistrering under røntgenundersøkelse

I henhold til forskrift om strålevern og bruk av stråling av 21. november 2003 skal ny røntgenapparatutrustning være utstyrt med anordning som gir et mål for stråledose til pasient under undersøkelsen (jf. §37). Metodene varierer mellom ulike leverandører og modaliteter (se Veileder 5 til forskriften som finnes på www.nrpa.no, klikk publikasjoner/Veiledere). Røntgenapparater av typen Prestige (GE) kan tilknyttes doseregistratør som beregner dosen i 70cm avstand fra fokus etter hver eksponering. Etter røntgenfotografering av en pasients kne med en sideprojeksjon og to front projeksjoner, kan utskriften fra doseregistratøren se slik ut:

MPH 80 Prestige VH no1

Patient:

Funct.	kV	mAs	ms	FS	Qty	cGy
SFD	70	5.94	6.56	LF	1	0.057
	70	9.57	10.6	LF	1	0.092
	70	9.26	10.3	LF	1	0.089

a) Søk kunnskap om gjeldende apparatur, hva den brukes til, etc

- På http://www.gehealthcare.com/inen/rad/xr/r_f/products/cr_prest02.html (på web 18.07.07) ... eller andre steder du finner fram til selv
- Se på eksponeringsparametrene og mén noe om hvordan eksponeringsautomatikken virker

b) Doseutbytte som funksjon av rørspenning, filtrering og avstand

- For gjeldende apparatur er doseutbyttet målt opp på forhånd, og dosen i avstand 70 cm fra fokus beregnes ved aktuelle eksponeringsparametre for hvert røntgenbilde og oppgis på doseregistratør. På vanlige røntgenapparater uten slik doseregistratør kan dosen beregnes ut fra verdier for doseutbytte. Bruk tabellen i vedlegg bak til å beregne dosen i 70cm avstand ved vår undersøkelse (forutsett 3mm filtrering og full likeretting)
- Hvordan forklarer du eventuelle avvik?

c) Dose fritt i luft versus dose målt på hudoverflaten (ESD) og DAP

- Gitt at vi har målt avstand fra fokus til pasientens kne til 95cm. Beregn inngangsdosen for sidebildet (ESD, entrance surface dose).
- Inngangsfeltet ble målt med lysvisir til 15x20cm². Dersom vi hadde hatt et DAP meter ved utgang av lysvisiret, hvilket dose-areal produkt ville vi ha målt?

OPPGAVE 6 DAP - Energy imparted

Gitt en Colon dobbelcontrast undersøkelse (barium enema) på en kvinne med vekt 60 kg. Undersøkelsen foretas på et universalstativ og består av flere røntgenbilder (radiography) og gjennomlysning (fluoroscopy). Vi leser av et dose-arealprodukt på $DAP=40 \text{ Gy}\cdot\text{cm}^2$ totalt for hele undersøkelsen.

Vi kan regne at det i gjennomsnitt anvendes en rørspenning på 70 kV, og at røntgenspekteret har et halvverdilag, $HVL=3,4\text{mm Al}$, noe som effektivt sett svarer til en verdi av masse-energi absorpsjonskoeffisienten, $(\overline{\mu_{en}/\rho})=0,00717 \text{ m}^2/\text{kg}$

- a) Utled sammenhengen mellom innkommende strålingsenergi, R_m , og dose-arealprodukt (DAP) utfra oppgitte formler

$$R_m = \int_A \psi \cdot \cos\theta \cdot dA \quad K_{c,air} = \psi(\overline{\mu_{en}/\rho})_{air}$$

der ψ er energifluensen inn mot pasient, θ er vinkel på innfallende stråling i forhold til ortogonal retning, $K_{c,air}$ er kollisjonskerma i luft, og $(\overline{\mu_{en}/\rho})$ er masse-energi absorpsjonskoeffisienten, effektivt sett for hele spekteret.

- b) Tenk enkelt at strålingen fallen ortogonalt inn mot pasienten som simuleres med 20cm vann. Det er da beregnet med Monte Carlo metoder at avsatt fraksjon av innkommende strålingsenergi for denne strålekvaliteten er $IF=0,768$ (forutsatt at all stråling treffer pasienten). Beregn avsatt energi i pasienten, ϵ .
- c) Hva blir gjennomsnittelig absorbert dose til pasienten? Diskuter denne verdien i forhold til om du hadde kunnet beregne verdien av effektiv dose.

OPPGAVE 7 Høye personaldoser

Over en to måneders periode i juli-august i 2005 ble det ved Strålevernets persondosimetritjeneste avlest en persondose på 69.9 mSv. Målingen viste seg å ha opphav i en eneste kirurgisk prosedyre, noe man i utgangspunktet fant utrolig. Strålevernet har gjort en gjennomgang av de ulike faktorer som bestemmer spredt stråling fra pasient under en slik prosedyre, og funnet at under mest ugunstige forhold kan den avleste dosen ha vært reell.

Se vedlagt posterpresentasjon av Anders Widmark "Assessment of a high occupational single exposure – false or true" på Nordisk congress for strålskydd i 2005. Etterregn alle trinn i denne gjennomgangen som forutsetter kunnskap om:

- Stråledose til pasient på inngang hud (ESD) per eksponering for vanlig eksponeringsteknikk og pasienter med normal vekt
- Eksponeringsparametere for svært omfangsrike pasienter og betydning for ESD
- Betydning av fokus til hud avstand for pasientdosen (den inverse kvadratlov)
- Betydning av antall eksponeringer for den totale dosen til pasient
- Betydning av rørspenning og feltstørrelse for mengden av spredt stråling fra pasient, og betydning av vevskomposisjon (Compton spredning)
- Overbords-geometri versus underbordsgeometri i forhold til spredt stråling i skulderhøyde der persondosimeteret henger
- Avstand mellom kirurg og pasient under prosedyren.

Se også Veileder 5 Bilag 5 for beregning av dose på hud (ESD) ut fra eksponeringsparametere, og vedlagt tabell med nøkkeldata for røntgendiagnostikk strålefelt hentet fra Martin&Sutton "Practical Radiation Protection in Health Care" (2002)

Table 14.1 Some typical data for diagnostic X-ray Beams

	Typical values for 3 mm total filtration at the following tube potentials					
	60 kVp	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	120 kVp
Output (μ Gy/mAs at 1m)	46	61	78	96	115	155
Half-value layer (mm Al)	2.3	2.7	3.2	3.6	4.1	5.0
Backscatter factor ^a						
Field sizes:						
10 cm x 10 cm	1.27	1.29	1.30	1.33	1.37	1.42
15 cm x 15 cm	1.30	1.32	1.34	1.37	1.40	1.45
20 cm x 20 cm	1.31	1.33	1.35	1.38	1.41	1.46
30 cm x 30 cm	1.33	1.35	1.37	1.40	1.43	1.48

^aAdapted from Harrison (3).

(3)Harrison RM (1982) Backscatter factors for diagnostic radiology (1 – 4 mm Al HVL) Phys Med Biol 27:1465 –73.

Assessment of a high occupational single exposure – false or true?

[Widmark A. anders.widmark@npp.no, Norwegian Radiation Protection Authority]

Purpose

The Norwegian Radiation Protection Authority (NRPA) is monitoring occupational radiation doses to exposed staff at the Norwegian hospitals. For the period of July and August a dose of 69.9 mSv was recorded on the personal dosimeter of a surgeon. The surgeon had performed only four ERCP during the 2-month period, and NRPA initiated an assessment to explain the high dose.

Estimation of the ESD to the patient

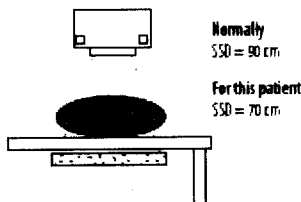
A typical set-up for a radiographic procedure for an adult patient, weighing 70-80 kg, is a 90 cm source-skin distance (SSD), assuming a source-image distance (SID) of 110 cm. The radiographic voltage is typically 75 kVp, resulting in an ESD of approximately 10 mGy to the patient.

Normal patient ESD = 10 mGy / exposure

Due to the increased patient volume in this case, the Automatic Exposure Control (AEC) will increase the exposure, to get a sufficient signal to the detector. kVp values > 100 and high mA values, which probably will increase the ESD by 6-8 times, are supposed.

Patient volume correction 7 x 10 mGy = 70 mGy / exposure

The increased patient volume will decrease the SSD. The ESD is hence corrected to a SSD of 70 cm by the inverse square law.



Distance (SSD) correction $ESD_{corrected} = \frac{90^2}{70^2} \times 70 \text{ mGy} = 115.7 \text{ mGy} / \text{exposure}$

Finally the ESD per image must be multiplied with the total number of images which were taken. The total estimated ESD is rounded up to 1300 mGy, by adding a small symbolic fraction from the unknown fluoroscopic exposure.

Total no. of images 11 x 116 mGy = 1276 mGy ~ 1300 mGy

Discussion and conclusions

The high radiation dose to the surgeon can be explained by the obese patient, associated exposure settings, and the working technique. In addition to the over-couch tube geometry. This case shows the necessity to pay special attention to staff doses, during situations like the one described. ERCP is not recommended to be performed with over-couch geometry.

The effective dose to the surgeon is difficult to assess exactly. Many factors like e.g. half-value layer, exposed area of the surgeon, design of the lead apron and additional thyroid shielding will affect the effective dose. The actual value of the effective dose, will be somewhere between 10 and 40 % of the dosimeter reading. This will give an effective dose to the surgeon between 7 and 28 mSv, which should be compared with the annual dose limit of 20 mSv for occupational exposures, proposed by the International Commission on Radiological Protection (ICRP).

The assessment shows that it is possible to make rough assessments of dosimeter readings if common values for patient exposure and scatter are known. In addition to working technique for the actual procedure.

References

1. ICRP 1990. Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 60. Oxford: Pergamon.
2. ICRP 1991. The 1990 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 66. Oxford: Pergamon.
3. ICRP 1994. The 1994 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 71. Oxford: Pergamon.
4. ICRP 1997. The 1997 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 74. Oxford: Pergamon.
5. ICRP 2007. The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP Publication 103. Oxford: Pergamon.



Methods and materials

The monitoring system consists of lithium fluoride (LiF:Mg,Ti) thermoluminescent chips (TLD-100; Harshaw-Ritron, Newbury, OH) and a Harshaw model 6600 TLD reader. Each monitoring period is two months and the dosimeters are worn unshielded, over the apron, which usually gives an overestimation of the effective dose.

The glow-curve for the TLD was controlled and found normal, indicating that the dose to the dosimeter was correct. The surgeon had only performed four ERCP's during the period. One patient, treated with papillotomy, had a weight of +150 kg. Due to weight limitations at the common X-ray laboratory, another laboratory with over-couch tube geometry and photo-stimulable phosphor plates as sensors, were chosen. No dose record was available, but 11 radiographs and an unknown amount of fluoroscopic exposures were taken during the procedure. During the assessment of the dose, common values for doses and scattered radiation modified to the actual situation, were used.

The assessment was done in two following steps:

1. Estimation of the entrance surface dose (ESD) to the patient
2. Estimation of the scattered fraction from the patient to the dosimeter



The scattered fraction from the patient

For diagnostic X-ray beams the scattered radiation is dependent on field size, beam energy, tissue volume and the type of tissue irradiated. For an entrance field of 400 cm² and a beam energy of 80 kVp, this value may be estimated to be approximately 1% of the incident radiation of the patient, at 1 m 90 degrees to the incident radiation beam.

A high kVp of 100-110 is assumed which will give a larger fraction of scatter compared to 80 kVp, thus increasing the scattered radiation.

A higher proportion of fatty tissue will also contribute to a larger amount of scatter to the surgeon.

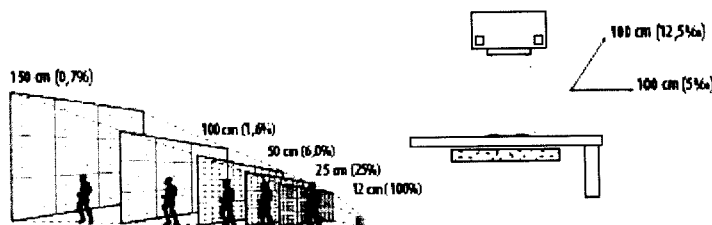
Finally, a large entrance field is assumed because of likely difficulties of centering the area of interest, due to limited image contrast, poor anatomical overview and a small light field for centering the projections.

High kVp, large proportions of fatty tissue and a large entrance field, will probably give a scattered fraction of approximately 5% at 1 m, 90 degrees to the incident radiation beam.

Total scatter corrected for kVp, tissue and entrance field 5%

With a standard over-couch X-ray geometry there will be about 2.5 times more scattered radiation at shoulder level compared with the same distance at 90 degrees to the incident radiation beam. Since the personal dosimeter is attached at shoulder level this will increase the dosimeter reading.

Scattered fraction at shoulder level 2.5 x 5% = 12.5%



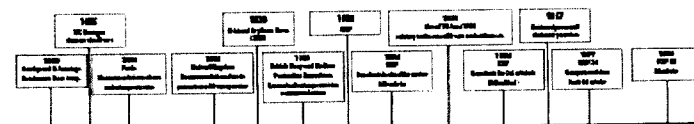
During the exposures, the surgeon has to remain near the patient. With the described patient size and the limited length of the scope, it is probably not possible to use distance as an efficient radiation protection tool. The earlier suggested large entrance field will further decrease the distance to the surgeon. Entrance field to dosimeter distance is estimated to be 40-60 cm. A correction to 50 cm, by the inverse square law, will give

Dosimeter-entrance field distance correction $Dose_{corrected} = \frac{100^2}{50^2} \times 12.5\% = 50\% = 5\%$

Dose to the surgeon

From the estimated ESD to the patient of 1300 mGy, and the scatter fraction of 5% to the surgeon, it is possible to calculate the dose to the dosimeter.

Calculated scatter from the ESD to the dosimeter 5% x 1300 mGy = 65 mGy



Vedlegg til oppgaver om planar røntgen

Fotografering
Gjennomsnittlig eksposisjon (mGy/mAs) fra et antall røntgenrør i 100 cm fokusavstand

		Rørspenning - kVp (konstant)									
Total filtrering mm Al	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1	0,083	0,112	0,138	0,172	0,198	0,224	0,249	0,275	0,301	0,327	0,361
2	0,043	0,061	0,083	0,103	0,129	0,155	0,181	0,198	0,215	0,241	0,267
3	0,027	0,04	0,058	0,071	0,089	0,112	0,129	0,146	0,172	0,189	0,215
4	0,017	0,028	0,043	0,058	0,071	0,089	0,108	0,129	0,146	0,163	0,181

Gjennomlysning
Gjennomsnittlig eksposisjon (mGy/mAmin) fra et antall røntgenrør i 50 cm fokusavstand

		Rørspenning - kVp (konstant)									
Total filtrering mm Al	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140	150
1	19,78	26,66	33,54	40,42	47,3	53,32	60,2	66,22	72,24	78,26	86
2	10,32	14,62	19,78	24,94	30,96	36,12	42,14	47,3	52,46	58,48	64,5
3	6,36	9,46	13,76	17,2	21,5	25,8	30,1	35,26	40,42	45,58	51,6
4	4,13	6,88	10,32	13,76	17,2	21,5	25,8	30,1	34,4	38,7	43

Table 14.1 Some typical data for diagnostic X-ray Beams

	Typical values for 3 mm total filtration at the following tube potentials					
	60 kVp	70 kVp	80 kVp	90 kVp	100 kVp	120 kVp
Output ($\mu\text{Gy/mAs}$ at 1m)	46	61	78	96	115	155
Half-value layer (mm Al)	2.3	2.7	3.2	3.6	4.1	5.0
Backscatter factor ^a						
Field sizes:						
10 cm x 10 cm	1.27	1.29	1.30	1.33	1.37	1.42
15 cm x 15 cm	1.30	1.32	1.34	1.37	1.40	1.45
20 cm x 20 cm	1.31	1.33	1.35	1.38	1.41	1.46
30 cm x 30 cm	1.33	1.35	1.37	1.40	1.43	1.48
Imparted fraction	0.77	0.74	0.70	0.67	0.65	0.61
Energy imparted to adult trunk per dose-area product (mJ/Gy cm ²)	7.30	8.56	9.59	10.6	11.4	12.8
Percentage depth dose						
Depth ^b (mm)						
0	100	100	100	100	100	100
20	76	77	78	79	81	83
50	37	40	42	43	45	49
100	11	13	14	15	17	20
150	3.2	4	4.5	5.1	5.7	7.5
200	0.96	1.2	1.4	1.8	2.3	3.3

^aAdapted from Harrisen (3).

^bDepth in 25 cm x 25 cm water phantom, 70 cm FSD.