

Persondosimetri – teknisk beskrivelse

*Dosimeteregenskaper, kalibreringsrutiner, leserinnstilling m.m.
ved Strålevernets persondosimetritjeneste*



Persondosimetri – teknisk beskrivelse

Dosimeteregenskaper, kalibreringsrutiner, leserinnstilling m.m. ved Strålevernets persondosimetritjeneste.

Tor Wøhni

Gudrun Uthaug Paulsen

Statens strålevern

Norwegian Radiation
Protection Authority
Østerås, 2014

Referanse:

Wøhni Tor, Uthaug Paulsen Gudrun. Persondosimetri ved Statens strålevern.

Teknisk beskrivelse av utstyr, kalibreringsrutiner, leserinnstilling m.m.

Teknisk dokument nr.1. Østerås: Statens strålevern, 2014.

Emneord:

Persondosimetri, TLD- apparatur, leserinnstillinger, kalibreringsrutiner.

Resymé:

Rapporten omhandler de måletekniske/strålefysikkmessige sidene av persondosimetrien, dvs tekniske og fysiske egenskaper ved dosimeteret, dosimeterholderen, valg av innstillinger på avlesningsutstyret (TLD-leserne) og kalibreringsrutiner m.m.

Reference:

Wøhni Tor, Uthaug Paulsen Gudrun. Personal dosimetry at the Norwegian radiation protection authority.

Technical description of equipment, calibration routines, reader parameter settings a.o.

Teknisk dokument nr. 1. Østerås: Norwegian Radiation Protection Authority, 2014.

Language: Norwegian.

Key words:

Personal dosimetry, TLD reader, reader parameter setting, calibration routines a.o.

Report about the technical and physic side of the personal dosimetry system, i.e. technical and physical properties of the dosemeter, dosimeterholder, reader parameter settings, calibration routines a.o.

Prosjektledere: Tor Wøhni, Gudrun Uthaug Paulsen.

Godkjent:



Hanne Kofstadmoen, avdelingsdirektør, Avdeling strålebruk

26 sider.

Publisert 2014-01-30.

Statens strålevern, Postboks 55, No-1332 Østerås, Norge.

Telefon 67 16 25 00, faks 67 14 74 07.

E-post: nrpa@nrpa.no

www.nrpa.no

ISSN (online)

Innhold

1	Innledning	5
2	Dosimeter og avlesningsutstyr	6
2.1	Dosimeterkort og dosimeterholder.	6
2.2	Oppvarmingsprofil - TTP	6
2.3	Høyspenning på fotomultiplikatorene (PM)/referanselys	8
3	Signallekkasje - fading	8
3.1	Randall Wilkins fading og følsomhetsreduksjon	8
3.2	Fading – før og etter bestråling	8
3.3	Fading – oppsummering	10
3.4	Fadingkorreksjon ved kalibrering	11
4	Energirespons og retningsrespons	11
4.1	Fotoner	11
4.2	Elektroner	13
5	Signaltilvekst, deteksjonsgrense og bakgrunnskorreksjon	14
5.1	Egetsignal og deteksjonsgrense	14
5.2	Bakgrunnskorreksjon	14
6	Kalibreringer	16
6.1	Kalibrering av dosimeterkort – ECC verdi	16
6.2	Kalibrering av lesere – RCF	16
6.3	Kalibrering av internirradiatoren	16
6.4	Strålekvalitet ved kalibrering	17
7	Krav til nøyaktighet og sammenlikningsmålinger	17
7.1	Krav til nøyaktighet	17
7.2	Sammenlikningsmåling	17
8	Vurdering av glødekurver	20
9	Referanser	25

1 Innledning

Denne rapporten omhandler de måletekniske/strålefysikkmessige sidene av persondosimetrien, og omhandler tekniske og fysiske egenskaper ved dosimeteret, dosimeterholderen, valg av innstillinger på avlesningsutstyret (TLD-leserne) og kalibreringsrutiner m.m.

Rapporten beskriver kun veldig kort den generelle teorien bak termoluminescenseffekten, en utfyllende beskrivelse av denne finnes i den (svært omfattende) generelle faglitteraturen på TL-dosimetri. Rapporten er heller ingen bruksanvisning for drift av TLD-leserne – denne finnes i «Operator's Manual» for TLD-leserne. Prinsippene for kalibrering av dosimeterkort og TLD-leserne er kort beskrevet i rapporten, med referanser til «Operator's Manual» der dette er beskrevet i større detalj (Thermo Fisher Scientific 2009). Rutiner og prosedyrer for drift av persondosimetritjenesten er beskrevet i det generelle kvalitetssystemet for tjenesten.

Persondosimetrien ved Statens strålevern var opprinnelig basert på film som dosimetermateriale, og overgang til termoluminescens-dosimetri (TLD) ble påbegynt i 1995. Den første leseren av type Harshaw Model 6600 var på plass i januar/februar 1996, og satt i prøvedrift fra juni samme år. Ytterligere en TLD-leser av samme type ble anskaffet i desember 1996. Omlegging til TL-dosimetre for alle brukere ble gjennomført høsten 1997–våren 1998 etter at et nytt datasystem for persondosimetritjenesten var utviklet.



Kartlegging av dosimeregenskaper og optimalisering av avlesningsprosessen ble foretatt blant annet ved hjelp av en rekke masteroppgaver av studenter ved Institutt for fysikk på NTNU, og spesielt Liv Olaug Brekkenes: «Persondosimetri med termoluminiscens» (Brekkenes 1998), Ingelin Børretzen: «Kartlegging av energi- og retningsrespons» (Børretzen 2001) og Hilde Kjernlie Sæther: «Fingerdosimetri med TL-dosimetre» (Sæther 2004). Resultatene fra de to sistnevnte oppgaver ble også publisert i Radiation Protection Dosimetry (Børretzen and Wøhni 2003, Sæther et al 2005).

2 Dosimeter og avlesningsutstyr

2.1 Dosimeterkort og dosimeterholder.

Dagens dosimetrisystem er basert på termoluminescensdosimetre (TLD) av typen LiF (Ti, Mg).

Hvert dosimeterkort inneholder to TL-elementer, beregnet på måling av hver av de to dosimetrisk størrelsene som anbefales for persondosimetri, nemlig $H_p[10]$ og $H_p[0,07]$ (ICRU Report 51 "Quantities and units in radiation protection dosimetry"). Dosimeterkortet plasseres i en dosimeterholder med filtre. $H_p[10]$ er definert som dosen bak 10 mm vev, og denne måles ved hjelp av et 0,38 mm tykt TLD-element plassert bak et filter som skal tilsvare denne vevstykkelsen (dosimerelement ii). Huddosen måles med et nesten nakent 0,15 mm tykt dosimerelement, dvs. et dosimerelement plassert bak materiale tilsvarende 0,07 mm vev (dosimerelement iii). Dette er primært beregnet på måling av lite gjennomtrengende stråling som lavenergetisk røntgenstråling og betastråling. De to dosimerelementene skal i prinsippet overvåke to forskjellige dosegrenser, nemlig dosegrensen for effektiv dose på 20 mSv per år og grensen for huddose på 500 mSv per år.

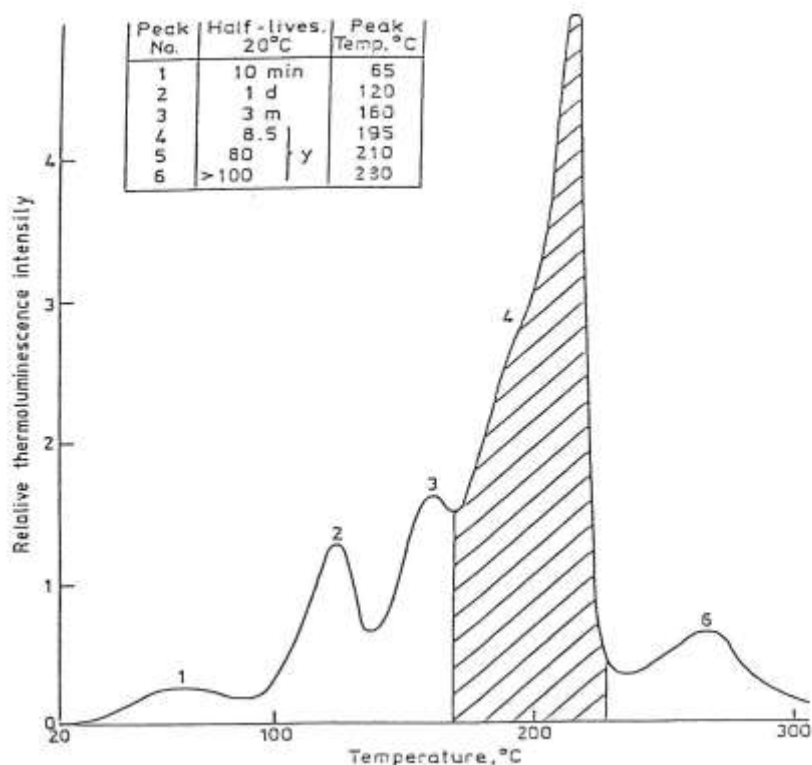
Figur 1 viser bilde av dosimeterkort og dosimeterkort i holder.



Figur 1. Bilde av dosimeterkort med to stk. TLD-elementer, og bilde av dosimeterkort i holder.

2.2 Oppvarmingsprofil - TTP

I følge generell TLD-teori vil ioniserende stråling medføre at elektroner løsrives fra sine faste posisjoner i valensbåndet, og vipper opp i ledningsbåndet. Her vil en del fanges i såkalte metastabile feller. Under oppvarming tilføres elektronene nok energi til å frigjøres fra fellen, og faller tilbake til valensbåndet under utsendelse av lys. Under oppvarmingsfasen detekteres lyset som sendes ut, og man får en såkalt glødekurve – dvs. en kurve over utsendt lys versus tid/temperatur. Kurven består av ulike topper, som gjenspeiler de ulike felledybdene. Vår dosimetertype (LiF) har seks distinkte topper med felledybdere tilsvarende 65–230 °C. Fellefordelingen i dosimetermaterialet vil variere med varmebehandlingen som dosimeteret får før bruk (annealingprosedyre). TLD-leserne er altså primært utstyr for kontrollert oppvarming av TL-dosimetrene, og registrering av mengden utsendt lys. Lyset omdannes til ladning i fotomultiplikatorer, og registreres i nanoCoulomb (nC). En typisk glødekurve for LiF er vist i figur 2.



Figur 2. Typisk glødekurve for LiF. Glødekurvens utseende vil variere med oppvarmingshastighet og annealingprosedyre (Oberhofer et al. 1979)

Våre TLD-lesere (Harshaw 6600) baserer seg på såkalt hot-gas oppvarming. Utsendt lysmengde vil variere med absorbert stråledose, men også med leserparametre som høyspenning på fotomultiplikatoren, oppvarmingshastighet, maksimumstemperatur, integrasjonstid (acquire time) m.m. – i tillegg til annealingprosedyre og lagringstid før og etter bestråling (fading). Tid/temperaturprofilen under oppvarming angis som Time Temperature Profile (TTP). Effekten av ulike valg av TTP på dosimeterfølsomhet m.m. er analysert (Brekkenes 1998), og i daglig drift brukes en tid/temperaturprofil som vist i tabell 1.

Samtlige parametre i tid/temperaturprofilen kan endres, men dette vil påvirke følsomheten til systemet, og dermed kalibreringsfaktorene i systemet, se kapittel 6.2 Kalibrering av leser. Oppvarmingshastighet på 25 °C/s og tid ved 300 °C representerer til en viss grad et kompromiss mellom følsomhet og produksjonseffektivitet (antall kort per time).

Tabell 1. Time Temperature Profile (TTP) for avlesning av dosimerelement ii og iii.

Element nr.	ii	iii
Preheat temp	100 °C	100 °C
Tid	0 s	0 s
Oppvarmingshastighet	25 °C/s	25 °C/s
Max temp	280 °C	280 °C
Acquire time	13 1/3 s	13 1/3 s
Anneal temp	300 °C	300 °C
Tid ved 300 °C.	5 s	5 s

Selve avlesningsprosedyren fungerer også som annealing, dvs. som klargjøring av dosimeteret før neste måleperiode. Ved lengre tids lagring på Strålevernet før neste bruk, blir dosimeteret klargjort vha. en ny gjennomkjøring (annealing) i leserne. Temperaturøkningen fra 280 °C til 300 °C er en del av annealingprosessen, og signalet fra dosimeteret registreres ikke i denne delen av varmebehandlingssyklusen.

2.3 Høyspanning på fotomultiplikatorene (PM)/referanselys

Høyspanningen på PM-rørene er av kritisk betydning for følsomheten til leserne, og dermed for etablering av kalibreringsfaktor for systemet. Denne skal i følge Operator's Manual være konstant innenfor +/- 1 V fra dag til dag. Følsomheten til leserne sjekkes under rutinemessig drift vha. to stk. referanselyskilder. Lyskildene består av en CaF₂ - scintillasjonskrystall som er dopet med C-14, og som dermed gir et konstant lysutbytte. Rutinemessig kontroll av følsomheten i deteksjonssystemet foretas ved at signalet fra lyskildene registreres i 10 sekunder. Drift i tallet vil da indikere drift i følsomheten av systemet. Nærmere beskrivelse av system for overvåking av følsomhet ved bruk av referanselys, mørkestrøm, lesing av kontrolldosimetre etc. finnes i Operator's Manual.

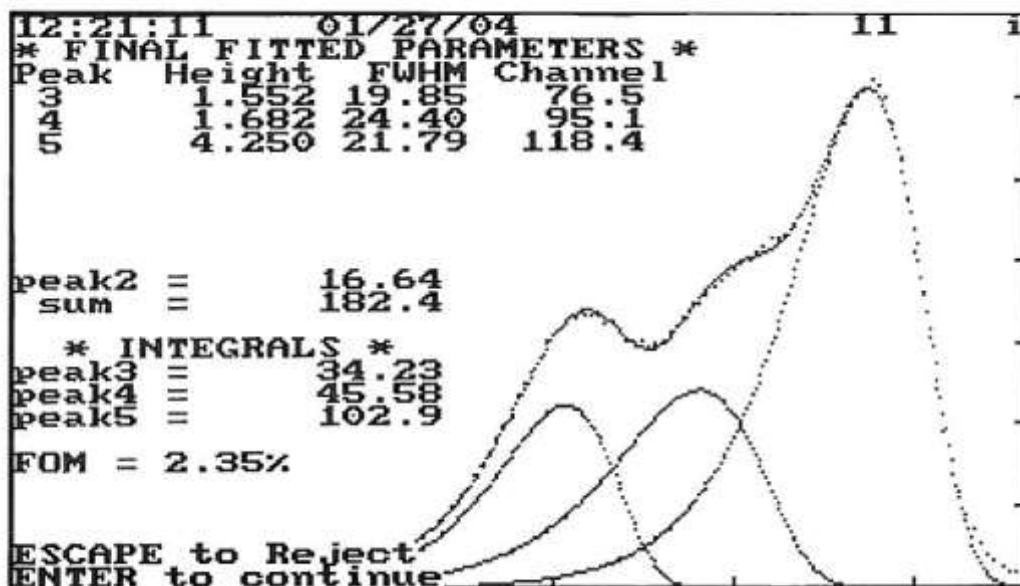
3 Signallekkasje - fading

3.1 Signallekkasje (Randall Wilkins fading) og følsomhetsreduksjon

Avhengig av felledybden vil elektronene lekke ut av fellene under lagring i romtemperatur. Dette kalles signallekkasje eller fading. Tradisjonelt beskrives denne form for signallekkasje som Randall-Wilkins fading. Signallekkasjen varierer med lagringstemperaturen, og vil være størst de første timene og dagene etter bestråling. De grunneste fellene tømmes først, og topp 1 forsvinner i løpet av timer. Etter et par uker er topp 2 borte. En rekke publikasjoner etter år 2000 (Weinstein et al 2003, Luo 2007) har påpekt at det parallelt med signallekkasjen også foregår en reduksjon av følsomheten i den forstand at fellestrukturen endres ved lagring etter varmebehandlingen, uavhengig av bestråling, og uavhengig av om fellene er besatt eller ikke. Mest typisk er at fellene blir borte, men det har lenge vært påvist at det også skjer en overgang fra lavere topper (og spesielt topp 4) til topp 5. (Shachar and Horowitz 1993, Delgado and Gomez Ros 1990). Total fading vil være en sum av disse to effektene. Signallekkasje og følsomhetsreduksjon vil variere med lagringstid og varmebehandling før bestråling, og valg av TTP under avlesning.

3.2 Fading – før og etter bestråling

Både Brekkenes (1998) og Sæther (2004) studerte felledynamikk. Brekkenes studerte fading av hoveddosimeteret etter bestråling, mens Sæther studerte fading av signal på fingerdosimeteret både før og etter bestråling. Fingerdosimeteret har også et TLD-element bestående av LiF. Fadingegenskapene til fingerdosimeteret forventes å være de samme som for hoveddosimeteret, selv om den geometriske formen på dosimeteret er noe annerledes. Fading før bestråling innebærer at fellene som dannes under varmebehandlingen oppløses og forsvinner under lagring, og fellekonsentrasjonen vil derfor være redusert når bestrålingen skjer. Felledynamikken kan analyseres ved såkalt Computerised Glow Curve Deconvolution (CGCD), som er en teknikk for å oppløse en sammensatt glødekurve i sine enkeltkomponenter. Figur 3 viser et eksempel på en glødekurve der topp 3, 4 og 5 er skilt fra hverandre vha. CGCD.



Figur 3. Eksempel på glødekurve der toppene 3, 4 og 5 er skilt fra hverandre vha. CGCD (Sæther 2004).

Tabell 2 viser hvordan signalet i de ulike toppene endres ved lagringstiden fra bestråling til avlesning (Brekkenes 1998). Som en kan se av tabellen, forsvinner alt signalet fra topp 2 i løpet av de første to ukene.

Signaløkningen i topp 5 skyldes delvis tilveksten fra naturlig bakgrunnsstråling, men muligens også at en del feller av type 4 har gått over til type 5 feller under lagring. Topp 4 og topp 5 ligger dessuten tett, og kan være vanskelig å skille fra hverandre med CGCD-programmene. Publiserte studier tyder på at summen av signalene fra topp 4 og topp 5 er relativt uavhengig av lagringstid opp til tre måneder (Weinstein et al 2003). Disse bekrefter dermed observasjonene til Brekkenes.

Tabell 2. Prosentvis nedgang for totalsignalet og for hver felle (Brekkenes 1998). Element ii vises øverst og element iii nederst i tabellen.

Tid etter bestråling	Element-nummer	Totalsignal [%]	Peak 2 [%]	Peak 3 [%]	Peak 4 [%]	Peak 5 [%]
1 time	ii	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
1 døgn	ii	94,31	54,54	101,61	107,70	97,85
5 døgn	ii	89,02	15,01	75,04	109,19	103,84
1 uke	ii	86,26	7,62	78,16	105,87	104,65
2 uker	ii	82,19	1,66	66,95	89,78	105,67
1 måned	ii	79,02	0,00	58,66	87,89	101,83
3 måneder	ii	75,33	0,00	32,31	84,24	116,65
1 time	iii	100,00	100,00	100,00	100,00	100,00
1 døgn	iii	95,02	56,11	99,27	105,79	100,86
5 døgn	iii	89,51	13,83	85,96	112,11	104,44
1 uke	iii	87,52	8,66	76,21	107,20	109,56
2 uker	iii	83,46	2,44	61,35	101,05	112,65
1 måned	iii	80,87	0,00	50,24	93,57	110,74
3 måneder	iii	75,60	0,00	28,75	82,41	118,18

Fordelingen av totalsignalet etter en måneds lagring etter bestråling for dosimerelement ii, iii, samt for fingerdosimeteret er som vist i tabell 3 (Brekkenes 1998, Sæther 2004).

Tabell 3. Prosentvis fordeling av totalsignalet etter en måneds lagring etter bestråling.

Dosimerelement	Topp 3	Topp 4	Topp 5
Fingerdosimeter	15 %	25 %	60 %
Element ii	13 %	30 %	57 %
Element iii	12 %	28 %	58 %

Som det fremgår av tabellen, utgjør signalet i topp 3 12–15 % av totalsignalet etter en måneds lagring.

For fingerdosimeteret er også signallekkasje før bestråling (dvs. følsomhetsreduksjon) analysert. Her ble dosimetrene lagret i ulik tid mellom varmebehandling og bestråling. Avlesning skjedde alltid ett døgn etter bestråling (Sæther 2004). Resultatene er vist i tabell 4.

Tabell 4. Signalfordelingen i de ulike toppene ved ulik lagringstid av fingerdosimetrene før bestråling. Alle resultater i nC. (Sæter 2004).

Døgn etter anneal	Signal topp 2	Signal topp 3	Signal topp4	Signal topp 5	Signal topp 2 / signal topp 4+5	Signal topp 3 / signal topp 4+5
1	16,890	30,110	54,993	119,400	0,097	0,173
3	14,025	40,190	59,660	113,550	0,081	0,232
8	1,213	38,440	59,490	115,625	0,007	0,220
15	-	30,110	54,993	119,400	-	0,173
22	-	22,785	49,600	119,700	-	0,135
29	-	21,268	41,635	123,500	-	0,129

Tabellen viser at topp 3 utgjør ca. 13 % av topp 4 + 5 ved en måned lagring før bestråling, og ca. 11 % av totalsignalet. Dette er omtrent samme verdi som innholdet i topp 3 etter én måneds lagring etter bestråling (tabell 3). Konklusjon er altså at fading av topp 3 er omtrent like sterk før bestråling som etter bestråling, noe som kan tyde på at fading av topp 3 hovedsakelig er forårsaket av følsomhetsreduksjon, dvs. at fellen løses opp og forsvinner. Denne konklusjonen støttes også av Weinstein et al (2003).

3.3 Fading – oppsummering

Målinger utført ved Strålevernet og andre publiserte resultater viser:

- Summen av signalene i topp 4 og topp 5 er konstante over tid, i hvert fall opp til lagring i tre måneder. Summen er uavhengig av tidspunkt for bestråling, dvs. uavhengig av lagringstid før bestråling og etter bestråling. Toppene er dermed velegnet til bruk i praktisk persondosimetri.

- Topp 2 forsvinner i løpet av et par uker, og bidrar ikke til totalsignalet i rutinemessig drift. Topp 2 svekkes både ved signallekkasje (etter bestråling) og ved følsomhetsreduksjon (før bestråling), og dynamikken synes å være forskjellig for de to effektene (Sæther 2004, Weinstein et al 2003). Bidraget fra topp 2 blir dermed vanskelig å beregne, men gjenværende signal en uke etter bestråling synes å være 1–2 % av totalsignalet.
- Topp 3 er den viktigste komponenten med hensyn på fading. Denne fader primært ved at fellene blir borte, uansett om de er besatt eller ikke (følsomhetsreduksjon). Fading blir dermed et spørsmål om total tid mellom annealing og avlesning, uavhengig av bestrålingstidspunkt. Signalet fra topp 3 utgjør 12–15 % av totalsignalet etter en måneds lagring, og 7–8 % etter tre måneders lagring.

3.4 Fadingkorreksjon ved kalibrering

Korreksjon for signallekkasje er viktig i rutinemessig drift, og ikke minst ved kalibrering av systemet. Kalibrering av leseren innebærer at det etableres en såkalt Reader Calibration Factor (RCF) med enheten nC/ μ Sv, dvs. en omregningsfaktor fra ladning til dose. Se også kapittel 6 Kalibreringer.

Valg av lagringstid mellom varmebehandling/bestråling og avlesning av kalibreringsdosimetrene burde ideelt tilsvare gjennomsnittstid mellom varmebehandling/klargjøring og avlesning for bruksdosimetrene som kommer inn fra kundene våre (feltdosimetre). Brukstiden (måleperioden) for feltdosimetrene er to måneder, og i tillegg kommer transporttid i forbindelse med klargjøring/utsendelse og retur, og eventuell behandlingstid før avlesning. Tid mellom varmebehandling før bruk og avlesning vil da typisk være omtrent tre måneder. I rutinemessig persondosimetri utnyttes toppene 3, 4 og 5. Topp 4 og 5 påvirkes ikke av lagringstid hverken før eller etter bestråling, mens topp 3 påvirkes av begge deler. Det blir dermed total lagringstid mellom annealing og avlesning som blir avgjørende. Det er lite hensiktsmessig å vente tre måneder mellom varmebehandling og avlesning ved rutinemessig kalibrering. I rutinemessig drift venter vi sju dager mellom varmebehandlingen og kalibreringsbestrålingen og avlesningen av dosimetrene, og bruker en teoretisk «fadingkorrigeret» doseverdi når vi kalibrerer leserne. Denne korreksjonen utgjør forholdet mellom signalverdien etter en ukes lagring (86 %) og verdien etter tre måneders lagring (75 %), dvs. en faktor 1,15. I kalibreringsprosessen angir vi at kalibreringskortene har fått 15 % større dose enn de reelt har fått, for å kompensere for det faktum at avlesningen skjer ca. 11 uker for tidlig. Fadingkorreksjonen ble noe modifisert på basis av resultatene fra sammenligningsmålingen i 2008, dvs. fastsatt til 1.11. Denne ble igjen endret til 1.15 etter ny litteraturgjennomgang i 2013.

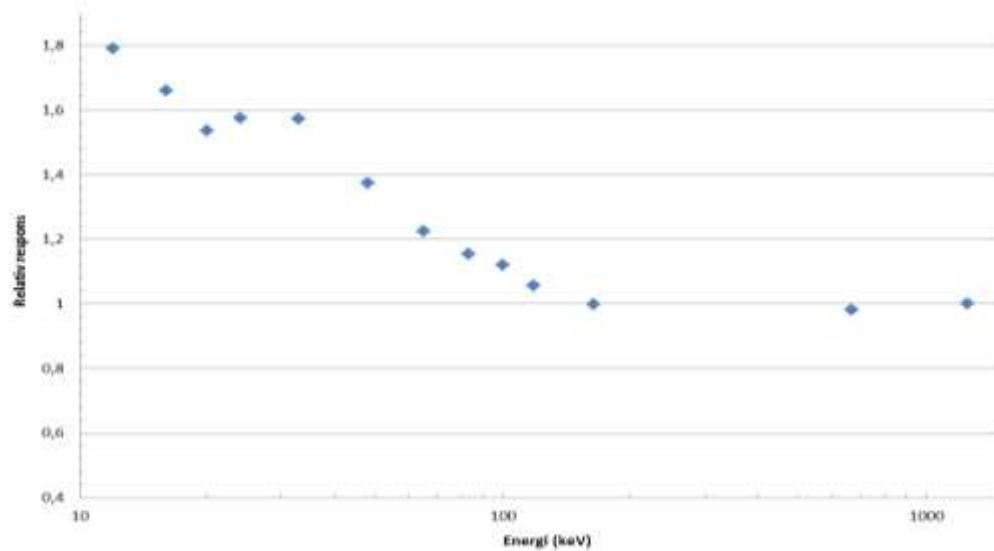
4 Energirespons og retningsrespons

4.1 Fotoner

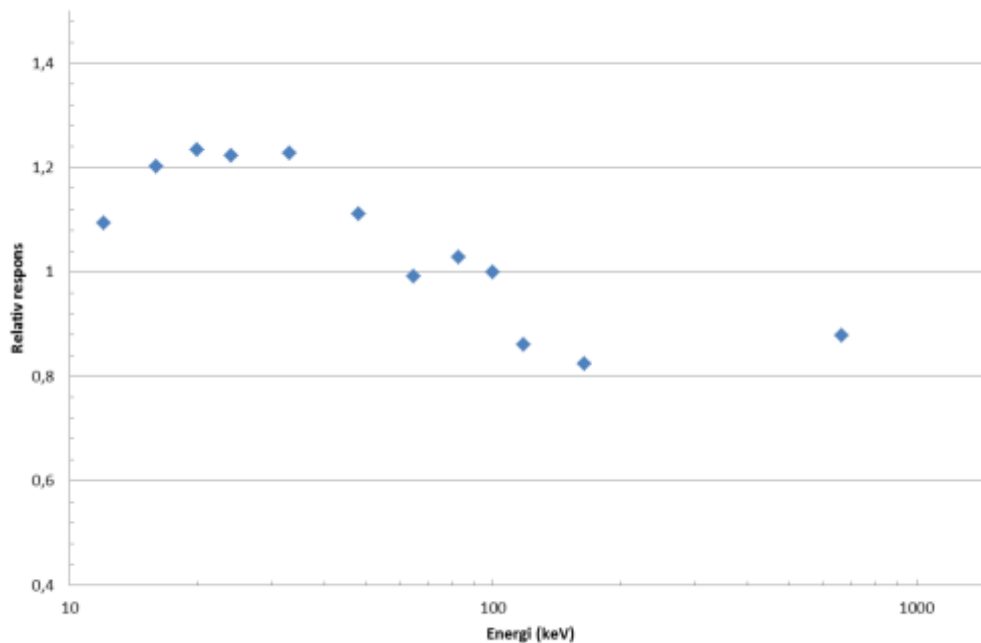
LiF er nær vevsekvivalent, men har et noe høyere effektivt atomnummer enn vev. Dosimeteret vil dermed forventes å overrespondere noe for strålekvaliteter der fotoelektrisk effekt er den dominerende vekselvirkningsprosess, i forhold til responsen ved høyenergifotoner som Co-60. Energirespons og retningsrespons ble opprinnelig kartlagt ved etablering av TLD systemet (Børretzen and Wøhni 2003) ved hjelp av standardiserte ISO strålekvaliteter ved Strålevernets laboratorium for standarddosimetri (SSDL). De nyeste målingene av energiresponskurver for fotoner ble gjort i 2011. I figur 3 og figur 4 er vist relativ respons for $H_p[10]$ og $H_p[0,07]$ som funksjon av fotonenergi. Kurvene er normalisert til 1,0 ved Co-60 for $H_p[10]$ og 100 keV for $H_p[0,07]$.

$H_p[10]$ -elementet overresponderer med en faktor 1,6 for 30 keV røntgenstråling. Overresponsen ved 12 keV er enda større, men denne strålekvaliteten er av liten interesse for $H_p[10]$ -elementet. $H_p[0,07]$ som primært skal overvåke lavenergetisk røntgenstråling, responderer bra for denne kvaliteten, se figur 5. Energiresponskurvene representerer fundamentale egenskaper ved TLD-elementene og filtrene i holderen, og kan ikke endres gjennom avlesningsprosedyrer eller liknende.

Energiresponskurvene har betydning for valg av strålekvalitet ved absoluttkalibrering av systemet, dvs. etableringen av Reader Calibration Factor (RCF.)

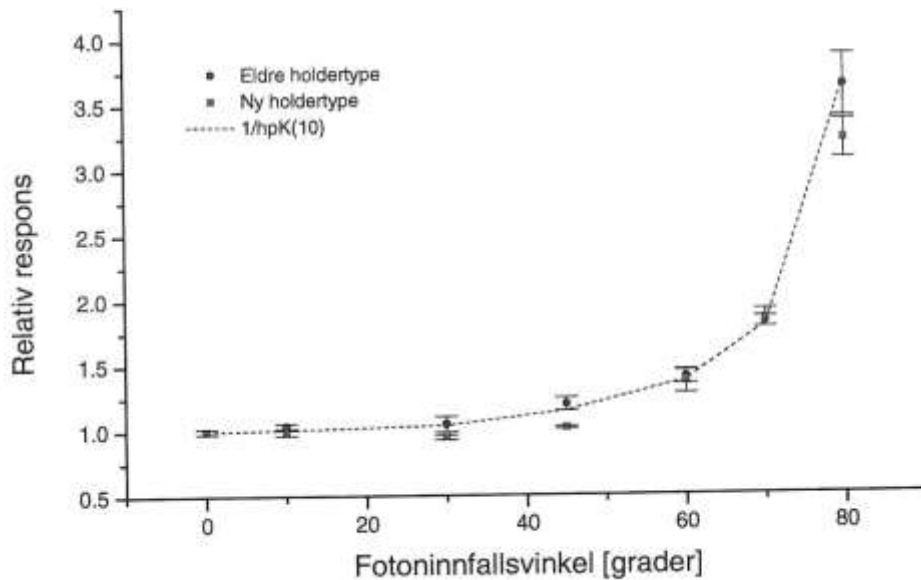


Figur 4. Relativ respons for $H_p[10]$ for persondosimeteret som benyttes ved persondosimetritjenesten ved Statens strålevern



Figur 5. Relativ respons for $H_p[0,07]$ for persondosimeteret som benyttes ved persondosimetritjenesten ved Statens strålevern.

Dosimeterets retningsrespons er også kartlagt, dvs. hvordan det responderer for ulike innfallsretninger på fotonene, se figur 6. Den stiplede kurven viser hvordan omregningsfaktoren fra luftkerma (fritt i luft) til $H_p[10]$ varierer med innfallsretningen. Konklusjonen er at vårt dosimeter ville vist korrekt luftkermaverdi uavhengig av innfallsretningen dersom dette var angitt målestørrelse. Responsen i termer av $H_p[10]$ viser derimot en markant retningsavhengighet, i den forstand at stråledosene (i termer av $H_p[10]$) overestimeres ved skrått stråleinfall (Børretzen 2001).

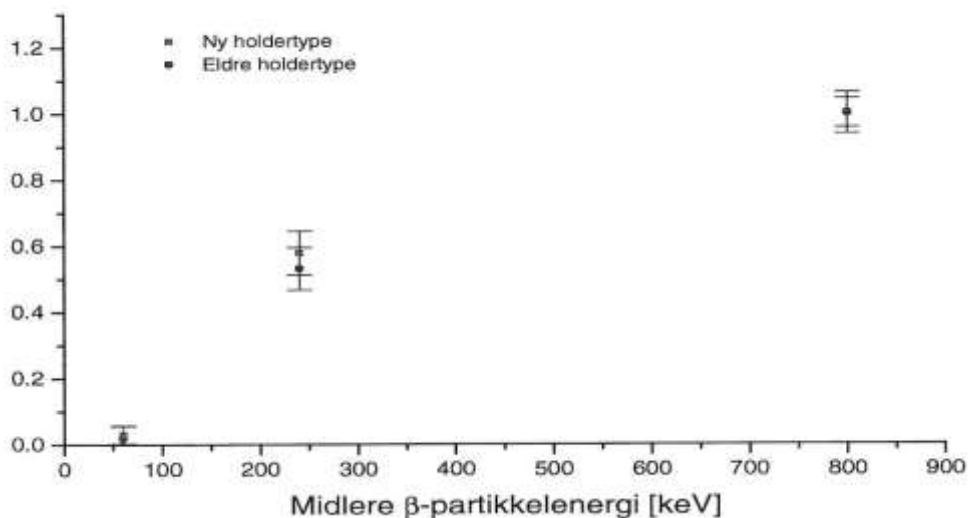


Figur 6. Retningsrespons for $H_p[10]$ - elementet for 33 keV fotoner (ISO stråle kvalitet N40). Sirklene (eldre dosimetertype) representerer dagens dosimeterholder (Børretzen 2001).

4.2 Elektroner

I figur 7 er vist energirespons for $H_p[0,07]$ -elementet for ulike beta-energi. Midlere partikkelenergi representerer middelverdi i spekteret for henholdsvis ^{147}Pm , ^{204}Tl og $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$.

Som en kan se, vil betaenergi over 250 keV greit detekteres. For lavenergetisk betastråling vil også luftabsorpsjon kunne gjøre at strålingen ikke når fram til dosimeteret.



Figur 7. Beta energirespons for $H_p[0,07]$ - elementet (Børretzen 2001).

5 Signaltilvekst, deteksjonsgrense og bakgrunnskorreksjon

5.1 Egetsignal og deteksjonsgrense

Ubestrålte dosimetre vil også gi et signal under avlesning. Dette skyldes delvis reelle lyssignaler fra dosimeteret, og delvis støy fra elektronikk m.m. Omregnet til dose utgjør dette typisk ca. 10 μSv for $H_p[10]$ -elementet og 50 μSv for $H_p[0,07]$ -elementet (Brekkenes 1998). Ved gjentatte avlesninger av samme (ubestrålte) dosimeterkort kan denne nulldosen variere med en faktor 2, grunnet tilfeldig støy i systemet.

Deteksjonsgrensen ble beregnet som den dose hvis signal tilsvarende 2x standardavviket i signal fra ubestrålte dosimetre. Følgende verdier for fysisk deteksjonsgrense ble funnet:

Deteksjonsgrense for $H_p[10]$: 9,75 μSv

Deteksjonsgrense for $H_p[0,07]$: 61,3 μSv

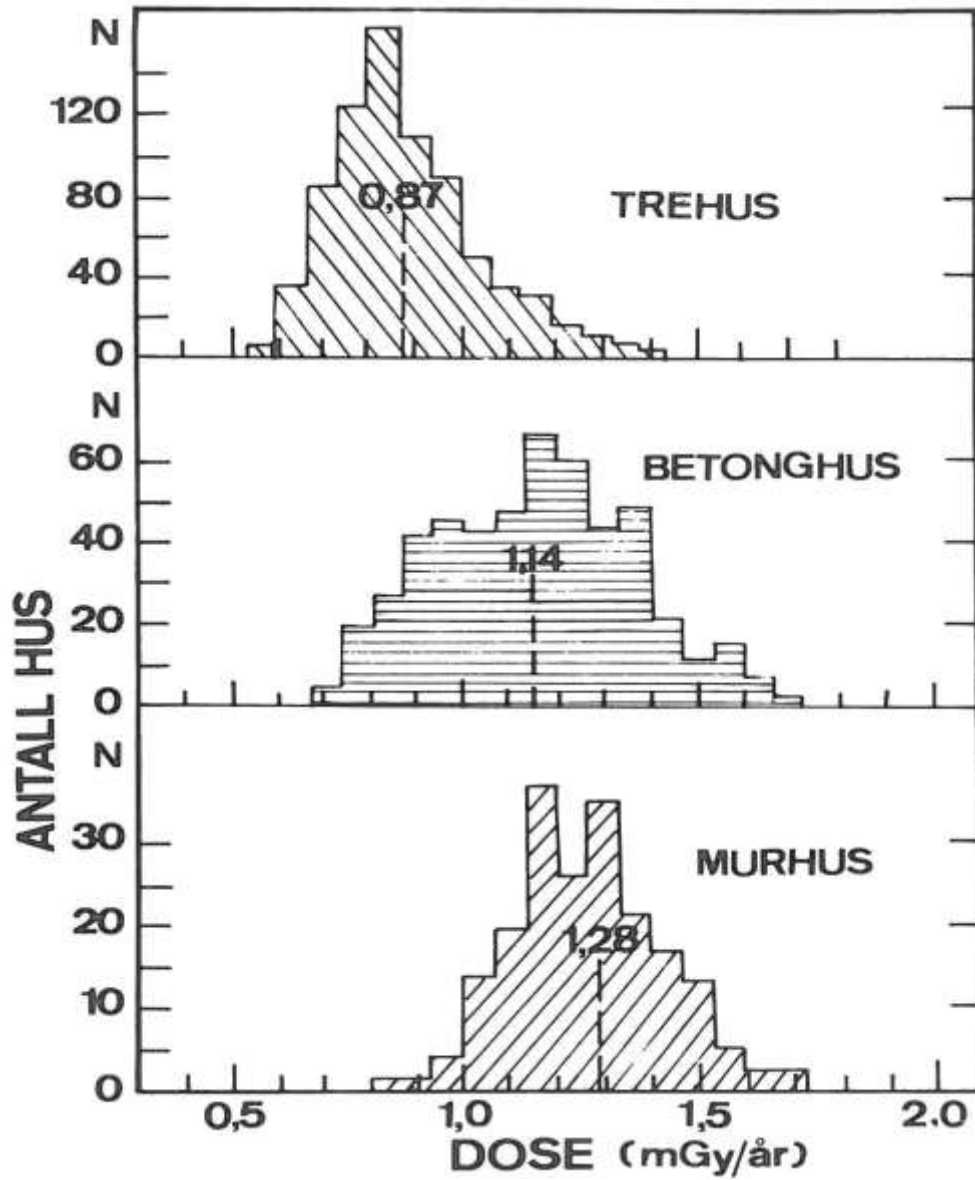
Grunnet andre forhold som usikkerhet mhp. bakgrunnskorreksjon, signallekkasje, usikkerhet pga. energirespons m.m., brukes en administrativ deteksjonsgrense på 0,1 mSv. I praksis betyr dette at registrerte dosimeteravlesninger mindre enn 0,1 mSv settes lik 0.

5.2 Bakgrunnskorreksjon

TL-dosimetre vil også akkumulere signal pga. naturlig bakgrunnsstråling. Ubestrålte dosimeterkort lagret ved Statens strålevern og avlest over en periode på fra ett døgn til seks måneder viste en gjennomsnittlig dosetilvekst på 2,5 $\mu\text{Sv/døgn}$, dvs. 0,104 $\mu\text{Sv/time}$.

Bakgrunnsstrålenivåene i Norge varierer med geografisk område og med hustype. I figur 8 er vist variasjonsbredde i bakgrunnsstrålnivået i ulike typer bygninger i Norge, dvs. summen av kosmisk stråling og stråling fra radioaktivitet i gulv, vegger og tak.

I rutinemessig persondosimetri bruker vi en bakgrunnskorreksjon på 4 $\mu\text{Sv/dag}$. Dette tilsvarende 1,46 mSv/år, dvs. midt i øvre halvdel av fordelingen for murhus i figur 8. Bakgrunnskorreksjonen er altså satt litt høyere enn aritmetisk middelværdi for bakgrunnsstrålenivå i murhus. Bakgrunnskorreksjonen utføres automatisk i forbindelse med doseregistreringen, på basis av antall dager mellom dato for tildeling og dato for avlesning etter bruk.



Figur 8. Bakgrunnsstrålenivået i ulike typer bygninger i Norge, dvs. summen av kosmisk stråling og stråling fra radioaktivitet i gulv, vegger og tak (Storruste et al 1965).

6 Kalibreringer

6.1 Kalibrering av dosimeterkort – ECC verdi

Kalibrering av persondosimetrisystemet innebærer kalibrering av både TLD-leser og dosimeterkort. TLD-kortene kalibreres individuelt for å sikre at alle kortene i systemet gir tilnærmet den samme responsen for en gitt eksponering. Dette gjøres gjennom en såkalt Element Correction Coefficient (ECC) for hvert enkelt TL-element. Dette er nødvendig på grunn av den naturlige variasjonen i følsomhet i TL-materialer, og variasjon i volum for hvert enkelt element. ECC-verdien vil være et ubenevnt tall mellom 0,77 og 1,43, og representerer TL-elementets relative følsomhet i forhold til middelverdien av kalibreringskortene. ECC-verdiene må etableres før nyinnkjøpte dosimeterkort tas i bruk. ECC verdiene etableres ved å bestråle kortene til en gitt dose i internirradiatoren som sitter i leseren, sammen med kalibreringskortene. Bruk og etablering av ECC-verdiene er nærmere beskrevet i kapittel 6 i Operator's Manual.

6.2 Kalibrering av leser – RCF

Råsignalet fra kortavlesingene foreligger som ladning i enheten nanoCoulomb (nC), og konvertering til dose skjer gjennom bruk av en såkalt Reader Calibration Factor (RCF) med enheten nC/μSv. Absoluttkalibrering, dvs. å finne sammenhengen mellom TL-signalet angitt i nC og stråledosen angitt i μSv (som $H_p[10]$ eller $H_p[0,07]$), gjøres ved å bestråle et utvalgt antall kalibreringsdosimetre til en viss dose (= viss verdi av $H_p[10]$ og $H_p[0,07]$) i SSDL ved Statens strålevern. Disse leses deretter av i TLD-leseren, og kalibreringsfaktoren (RCF) i nC/μSv beregnes. RCF-faktoren må reetableres jevnlig, for å sikre at drift i fotomultiplikatoren og andre leserkomponenter ikke skal påvirke avlesningsresultatene. RCF vil i utgangspunktet kun være gyldig for én bestemt strålekvalitet (dvs. kalibreringskvaliteten) og for én bestemt lagringstid mellom varmebehandling og avlesning, og for en bestemt tid/temperaturprofil. Dosene ved andre strålekvaliteter vil dermed bli noe overvurdert eller undervurdert i henhold til energiresponskurvene på figur 4 og figur 5.

Kalibreringskortene er et spesielt utvalg av dosimeterkort av samme type som ordinære bruksdosimetre, og som ble etablert ved oppstart av systemet. Kalibreringskortene benyttes kun ved kalibrering av leser (RCF) og dosimeterkort (ECC). Vi har en konstant populasjon på ca. 350 kalibreringskort. Rutinene for etablering av kalibreringskort er nærmere beskrevet i kapittel 6 i Operator's Manual.

6.3 Kalibrering av internirradiatoren

Begge leserne ved persondosimetritjenesten er utstyrt med en såkalt internirradiator, dvs. en betakilde (Sr-90) som kan programmeres til å gi en standardisert strålemengde til dosimeterkortene i termer av en relativ enhet kalt gU (generic unit). Den rutinemessige absoluttkalibrering av leserne, dvs. etablering av RCF, gjøres fortrinnsvis ved bruk av internirradiatoren, noe som fordrer at denne må absoluttkalibreres – dvs. at det må etableres en μSv/gU-faktor. Kalibrering av internirradiatoren skjer i praksis ved å sammenlikne TL-signalet (nC) etter bestråling av et visst antall gU med tilsvarende signal etter bestråling med et visst antall μSv i SSDL. Dosimeterkortene som bestråles ved SSDL og i internirradiatoren behandles identisk, inkludert at fadingtiden (tid mellom varmebehandling og avlesning) må være identisk. Etter avlesning kan dermed en kalibreringsfaktor for internirradiatoren beregnes i termer av μSv/gU:

$$\mu\text{Sv/gU} = \mu\text{Sv/nC} \cdot \text{nC/gU}$$

Ved kalibreringen i desember 2010 ble følgende verdier funnet:

	Posisjon ii – H_p[10]	Posisjon iii – H_p[0,07]
Leser 1 - 6600	6,63 µSv/gU	6,56 µSv/gU
Leser 3 - 6600 Plus	9,32 µSv/gU	7,99 µSv/gU

Denne kalibreringsfaktoren vil bare gjelde for en spesifikk strålekvalitet, nemlig strålekvaliteten som ble brukt i SSDL ved etablering av µSv/nC-faktoren.

Den løpende rutinemessige rekalkibreringen av systemet gjøres ved hjelp av internirradiatoren, basert på den angitte µSv/gU-verdien.

6.4 Strålekvalitet ved kalibrering

Ved Statens strålevern har vi valgt å bruke den såkalte N60 kvaliteten som kalibreringskvalitet. Denne har en middelenergi på 48 keV, og en relativ respons på 1,38 i henhold til figur 4. Valg av denne kalibreringskvaliteten medfører at H_p[10] for høyenergifotoner teoretisk sett blir underestimert med en faktor $1/1,38 = 0,72$, mens H_p[10] for fotonene i røntgendiagnostikkområdet tilsvarende blir overestimert med en faktor $1,57/1,38 = 1,14$.

Også ved kalibrering av H_p[0,07] elementet brukes N60-kvaliteten. Dette medfører at H_p[0,07] for røntgendiagnostikkområdet blir overestimert med ca. 14 %, dvs. tilsvarende som for H_p[10].

7 Krav til nøyaktighet og sammenlikningsmålinger

7.1 Krav til nøyaktighet

I internasjonal standard ISO14146 (ISO 2000) er det angitt krav til nøyaktighet innen persondosimetri. Kravene er gitt som en formel med flere parametre, og kravene varierer med det aktuelle dosenivå, nedre deteksjonsgrense med mer. For store doser, dvs. doser over ca. 5 mSv, er kravet at rapportert dose må ligge innenfor en faktor 1,5 i forhold til sann dose. Dette betyr at rapportert verdi må ligge i intervallet 66–150 % av sann dose. For lavere doser er toleransegrensene bredere – ved 0,5 mSv må oppgitt verdi ligge mellom 47 og 169 % av sann verdi. Toleransegrensene kalles ofte trompetkurven på grunn av utseende, se også resultatene fra sammenlikningsmålingene (figur 10).

7.2 Sammenlikningsmåling

Fra tid til annen arrangeres internasjonale sammenlikningsmålinger, typisk i regi av IAEA eller Eurados. Statens strålevern har deltatt i flere slike, den siste i 2012. Ved en sammenlikningsmåling (intercomparison) sender deltakerlaboratoriene klargjorte dosimetre til den aktuelle institusjonen som organiserer prosjektet. Disse blir så bestrålt med ukjent dose og ukjent strålekvalitet, og returneres til deltakerlandet for avlesning. Resultatene fra sammenlikningsmålingen i 2012 er vist i tabell 5. Quality-kolonnen viser hvilke strålekvaliteter som er brukt. I denne sammenlikningsmålingen ble det brukt noen rene røntgenkvaliteter (N-serien) og noen rene gammakvaliteter (Cs og Co). Angivelsen av grader (°) henspiller på innfallsvinkelen for strålingen. Opprinnelige ble det benyttet flere strålekvaliteter, men disse ble utelatt fra de endelige resultatene på grunn av feil ved laboratoriet som utførte bestrålingen. Det er intet som tyder på at Strålevernets dosimetre ble berørt av feilen, og resultatet fra disse kvalitetene er vist i tabell 6.

Tabell 5. Resultatet fra sammenlikningsmålingen i 2012.

Result of the intercomparison:

Dosemeter id coordinator	Dosemeter id participant	Quality	Hp(10)			Hp(0.07)		
			Participant's value (mSv)	Reference value (mSv)	Ratio	Participant's value (mSv)	Reference value (mSv)	Ratio
12	2545	S-Co 0°	3.8	5.00	0.76	3.0	5.00	0.60
7	7807	S-Co 0°	305.7	420	0.73	237.2	420	0.56
11	13102	S-Co 0°	3.8	5.00	0.76	3.0	5.00	0.60
25	20196	NIR	0.3			0.2		
17	20242	N-60 60°	6.4	5.70	1.12	5.9	6.37	0.93
8	20778	S-Co 0°	342.8	420	0.82	273.5	420	0.65
18	24151	N-60 60°	6.9	5.70	1.21	5.4	6.37	0.85
9	26545	S-Co 0°	35.1	46.0	0.76	27.7	46.0	0.60
22	26768	NIR	0.3			0.3		
24	28361	NIR	0.3			0.2		
13	28845	S-Co 0°	5.4	7.01	0.77	4.1	7.01	0.58
26	29310	NIR	0.3			0.2		
15	32049	N-60 0°	5.3	5.30	1.00	4.4	4.98	0.88
2	32632	S-Cs 0°	5.4	6.00	0.90	3.6	6.00	0.60
14	34399	S-Co 0°	5.3	7.01	0.76	4.1	7.01	0.58
3	35123	S-Cs 0°	4.8	6.00	0.80	3.8	6.00	0.63
10	35357	S-Co 0°	36.0	46.0	0.78	29.1	46.0	0.63
1	36220	S-Cs 0°	4.7	6.00	0.78	3.6	6.00	0.60
21	36452	NIR	0.3			0.2		
4	36942	S-Cs 0°	5.1	6.00	0.85	3.6	6.00	0.60
16	37012	N-60 0°	5.6	5.30	1.06	4.4	4.98	0.88
23	37016	NIR	0.3			0.2		

Notes:

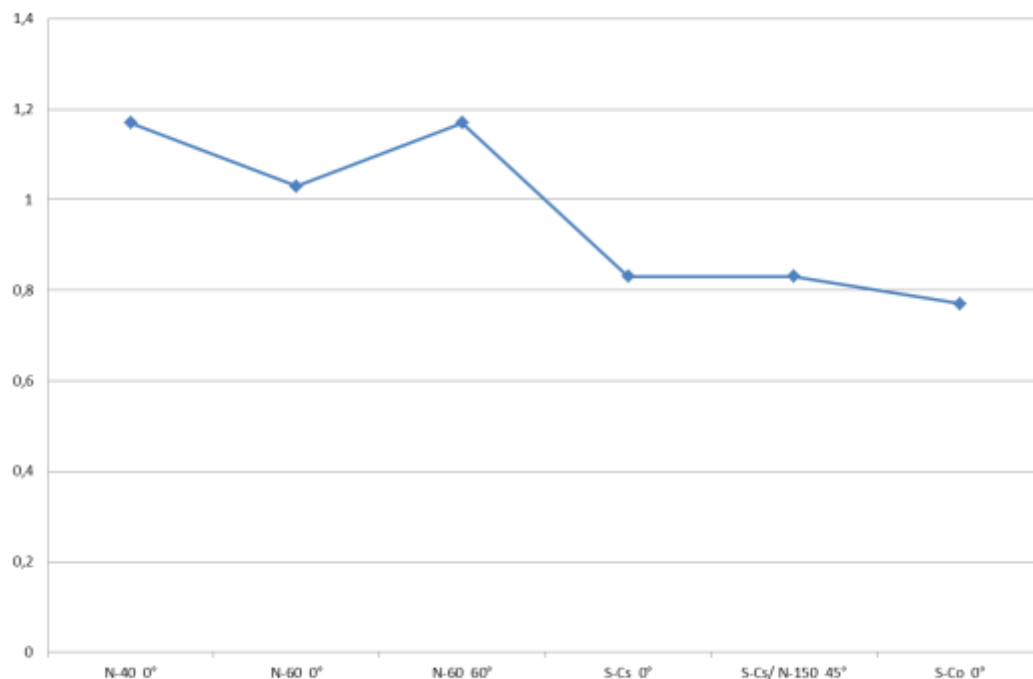
NIR: Not IRadiated

WIR: Wrong IRadiated

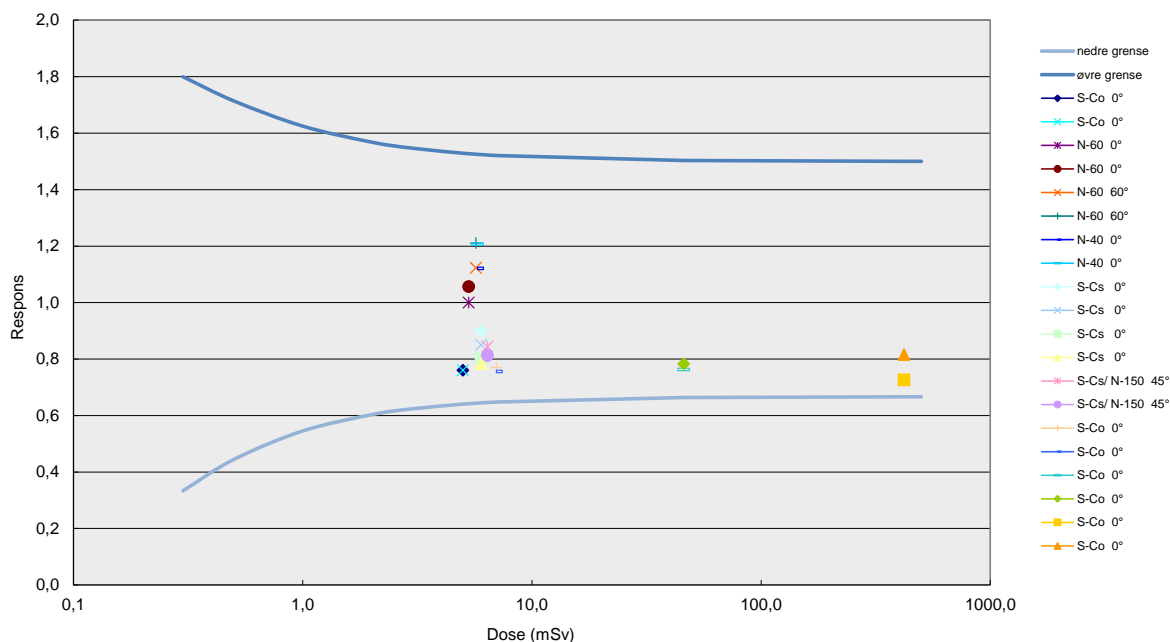
Tabell 6. Resultater fra sammenlikningsmåling som ble utelatt fra de endelige resultatene.

Dosemeter id coordinator	Dosemeter id participant	Quality	Hp(10)			Hp(0.07)		
			Participant's value (mSv)	Reference value (mSv)	Ratio	Participant's value (mSv)	Reference value (mSv)	Ratio
6	28045	S-Cs/ N-150 45°	5.4	6.40	0.84	4.3	6.35	0.68
20	28720	N-40 0°	6.5	5.80	1.12	6.0	6.30	0.95
19	34336	N-40 0°	7.0	5.80	1.21	5.1	6.30	0.81
5	37031	S-Cs/ N-150 45°	5.2	6.40	0.81	4.0	6.35	0.63

I figur 9 er de samme data framstilt som funksjon av strålekvalitet, med stigende fotonenergier langs X-aksen.



Figur 9. Resultat av sammenlikningsmålingen fra 2012 for $H_p[10]$, der 1.0 representerer sann verdi. Bemerk at målepunktene for N-40 og blandingskvaliteten Cs/N-150 er utelatt fra det formelle deltakersertifikatet.



Figur 10. Resultat fra sammenlikningsmålingen i 2012 for $H_p[10]$. De blå heltrukne kurvene representerer krav til nøyaktighet som angitt i ISO 14146. Respons lik 1,0 representerer sann verdi (dvs. fasitsvaret). Bemerk at målepunktene for N-40 og blandingskvaliteten Cs/N-150 er utelatt fra det formelle deltakersertifikatet.

Konklusjonen fra sammenlikningsmålingen i 2012 er som forventet ut fra våre kalibreringsrutiner, dvs. at dosene i røntgendiagnostikkområdet overvurderes noe, mens det motsatte er tilfelle for høyenergifotoner. Samtlige resultater ligger imidlertid innenfor toleransegrensene. Dosebestemmelsene i denne sammenlikningsmålingen var basert på en fadingskorreksjonsfaktor på 1,11, se avsnittet 3.4 Fadingskorreksjon ved kalibrering. Med dagens fadingskorreksjon på 1,15 ville samtlige målepunkt blitt flyttet oppover i figuren, dvs. responsverdiene ville blitt en faktor $1,15/1,11 = 1,036$ høyere.

8 Vurdering av glødekurver

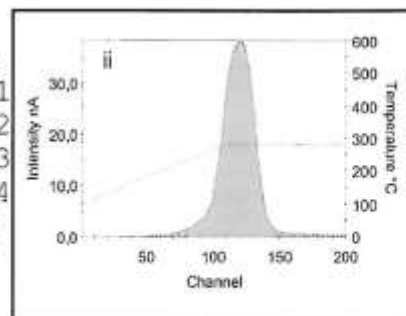
Glødekurvene registreres ved samtlige avlesninger, og lagres i systemet. Fastsettelse av dosen gjøres primært på basis av avlest ladning i nC. Utseende på glødekurvene inneholder imidlertid mye tilleggsinformasjon, og studie av glødekurvene bør alltid gjøres ved «mistenkelige» doseavlesninger. Unormale glødekurver kan føre til at doseavlesningen diskvalifiseres, og spesielt når det er store forskjeller mellom de to dosimetelementene bør glødekurvene studeres. De aller fleste av brukere innen medisin og industri jobber med stråletyper der det vil være liten forskjell på avlest dose fra de to elementene. I det følgende er vist en del eksempler på normale og unormale glødekurver. Doseverdiene som angis på bildene er de ukorrigerede avlesningsverdiene. Bakgrunnskorreksjon m.m. gjør at råverdier mindre enn 350–400 μSv for en to-måneders periode ender opp som 0-dose i doseregisteret. Glødekurvene skaleres automatisk, dvs. at nanoAmpere (nA) -skalaen varierer med størrelsen på dosen. Glødekurvene ser dermed rimelig like ut uavhengig av dosestørrelsen, men store doser vil alltid gi glattere og penere kurver. Generelt vil stråleindusert signal komme ved temperaturer som tilsvarer topp 3, 4 og 5, og felles for unormale glødekurver er at store deler av signalet kommer ved andre temperaturer.

Normal glødkurve for felddosimetre. De grunneste fellene er tørt for signal, og det alt vesentlige av signalet ligger i topp 4 og 5.

De rette linjene i diagrammet representerer temperaturen i avlesningscyklusen.

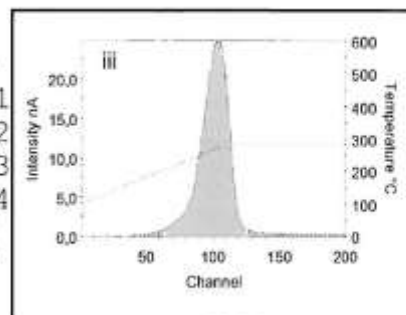
Vi ser at signaltoppen for element iii ($H_p[0,07]$) kommer noe tidligere (ved lavere temperatur) enn toppen for element ii ($H_p[10]$). Dette er normalt, og skyldes at element iii er tynnere, og dermed varmes opp raskere enn element ii.

```
2,776 mSv
ROI1
ROI2
ROI3
ROI4
,9761 ECC
,0262 RCF
38 nA
```



```
0 - 0
0 - 0
0 - 0
0 - 0
```

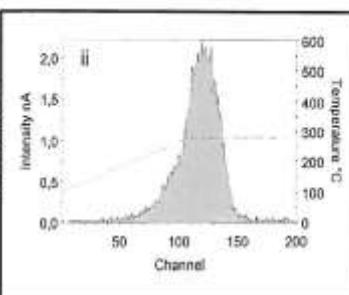
```
2,590 mSv
ROI1
ROI2
ROI3
ROI4
1,086 ECC
,0179 RCF
24 nA
```



Eksempel på kurver med stor forskjell mellom element ii og element iii. Vi ser at glødekurven for element iii avviker sterkt fra normalen, og konklusjonen er at dosen til element iii ikke er reell.

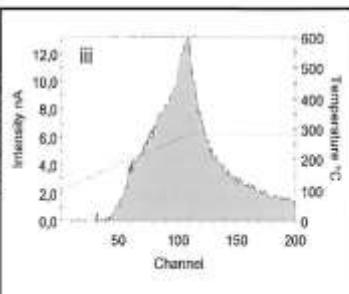
I slike tilfeller vil avlesningen fra dette dosimerelementet forkastes, i praksis må dette gjøres ved at avlesningen settes lik 0.

```
199,8 µSv
ROI1
ROI2
ROI3
ROI4
,9681 ECC
,0262 RCF
2 nA
```

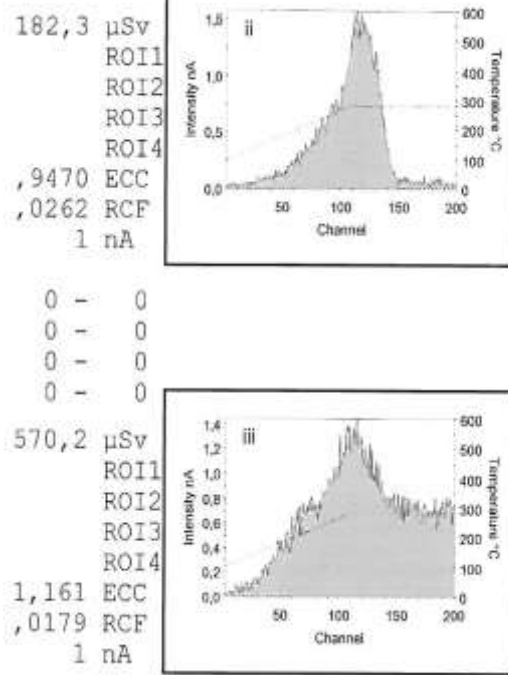


```
0 - 0
0 - 0
0 - 0
0 - 0
```

```
2,827 mSv
ROI1
ROI2
ROI3
ROI4
1,017 ECC
,0179 RCF
13 nA
```

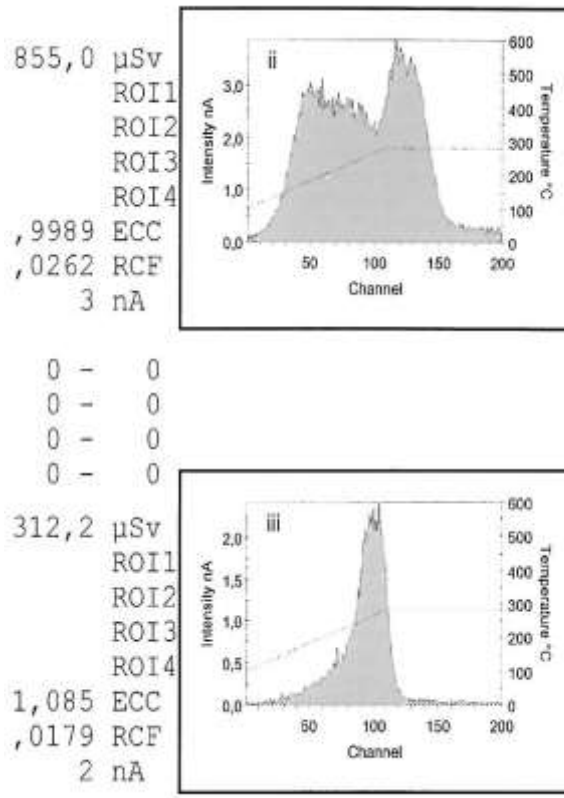


Tilsvarende som eksempelet over, men her er dosen på element iii vesentlig mindre.



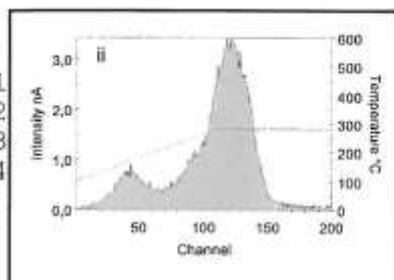
Her er det element ii som har en unormal glødekurve, og signalet er ikke stråleindusert.

Som oftest er det element iii som oppviser unormale glødekurver. Dette elementet er tynnere, og dermed lettere utsatt for mekanisk skade.



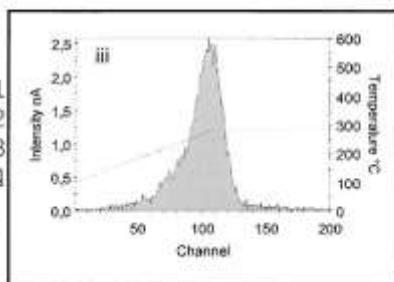
Ekstratoppen på element ii skyldes mest sannsynlig en forurensning av dosimeterkortet, dette kan f.eks. være at noen har tatt på kortet og dermed avsatt fett eller liknende over selve dosimetelementet.

404,6 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 ,9541 ECC
 ,0262 RCF
 3 nA



0 - 0
 0 - 0
 0 - 0
 0 - 0

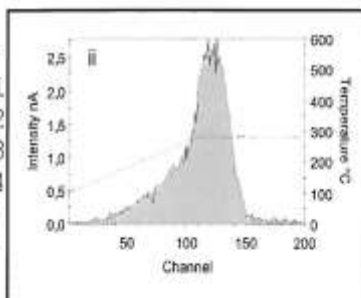
327,8 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 1,040 ECC
 ,0179 RCF
 2 nA



Her er det også uvanlig stor forskjell mellom de to elementene. Glødekurvene er imidlertid normale, og konklusjonen må bli at dosen er reell.

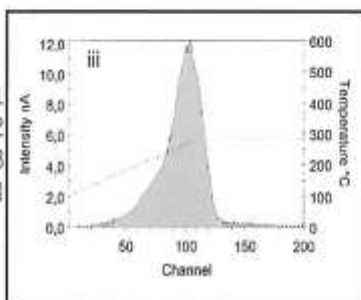
Bidrag fra betastråling eller svært lavenergetisk røntgenstråling kan gi dette mønsteret, men årsaken kan også være at strålefeltet har vært svært inhomogent, som f.eks. at element ii har vært dekket av en blyfrakk eller liknende.

326,2 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 1,063 ECC
 ,0262 RCF
 2 nA



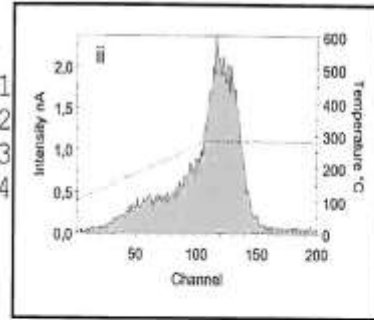
0 - 0
 0 - 0
 0 - 0
 0 - 0

1,752 mSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 1,086 ECC
 ,0179 RCF
 12 nA



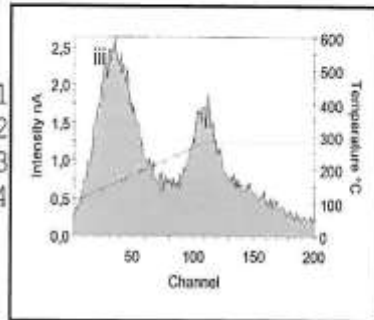
Ekstratoppen på element iii kan skyldes forurensning på dosimerelementet.

249,6 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 ,9457 ECC
 ,0253 RCF
 2 nA



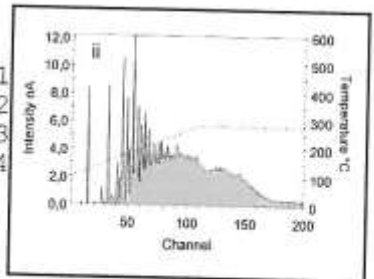
0 - 0
 0 - 0
 0 - 0
 0 - 0

721,6 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 1,023 ECC
 ,0188 RCF
 2 nA



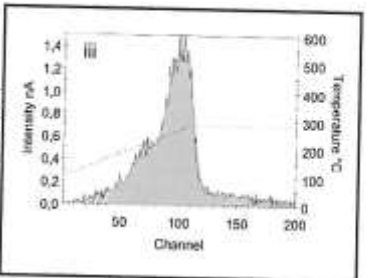
Glødekurven for element ii er høyst unormal, og noe av signalet ligger i støytopper tidlig i oppvarmingssyklusen. Årsak ukjent, men signalet er helt klart ikke stråleindusert.

923,5 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 ,8854 ECC
 ,0262 RCF
 12 nA



0 - 0
 0 - 0
 0 - 0
 0 - 0

221,8 μSv
 ROI1
 ROI2
 ROI3
 ROI4
 ,9955 ECC
 ,0179 RCF
 1 nA



9 Referanser

- Brekkenes 1998: Brekkenes LO: Persondosimetri med termoluminescens: optimalisering av avlesningsprosess og kartlegging av dosimetriegenskaper. Hovedoppgave Institutt for fysikk, NTNU. Trondheim: Fakultet for fysikk, informatikk og matematikk, NTNU, 1998.
- Børretzen 2001: Børretzen I: Persondosimetri med termoluminescensdosimetre: kartlegging av energi- og retningsrespons. Hovedoppgave Institutt for fysikk, NTNU. Trondheim: Fakultet for fysikk, informatikk og matematikk, NTNU, 2001.
- Børretzen and Wøhni 2003: Energy and directional response for the Harshaw dosimeter holders 8814 and 8891, and its effect on the appropriate radiation qualities for absolute calibration. *Radiation Protection Dosimetry* 2003; 103(1):29-34.
- Delgado A, Gomez Ros J. M.: Modifications induced in the TLD-100 trap distribution during exposures at different ambient temperatures. *Radiation Protection Dosimetry* 1990; 34(1):233-235.
- ICRU (1993): Quantities and units in radiation protection dosimetry. ICRU report 51. Bethesda, MD: International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU), 1993.
- ISO 2000: Radiation protection: criteria and performance limits for the periodic evaluation of processors of personal dosimeters for X and gamma radiation. ISO 14146:2000. Geneva: International Organization for Standardization (ISO), 2000.
- Luo Ling Z.: 2008: Extensive fade study of Harshaw LiF TLD materials. *Radiation Measurements* 2008 ;43 :365-370.
- Oberhofer M, Scharmann A. Techniques and management of personell thermoluminescent dosimetry services. Health physics and radiation protection vol. 2. Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 1993
- Schachar B. and Horowitz Y.S.1993:Long-term fading of peak 5 in TLD-100 using computerized glow curve deconvolution (CGCD) and thermal peak isolation techniques. *Radiation Protection Dosimetry* 1993; 47:181-185.
- Storruste et al 1965: Storruste, A et al. Measurement of environmental gamma radiation in Norwegian houses. *Health Physics* 1965; 11(4), 261-269.
- Sæther 2004: Sæther HK: Fingerdosimetri med TL-dosimetre. Hovedoppgave Institutt for fysikk,NTNU. Trondheim: Fakultet for fysikk, informatikk og matematikk, NTNU, 2004.
- Sæther et al 2005: Sæther HK et al. Measurements of finger doses in x-ray guided surgery, nuclear medicine and research. *Radiation Protection Dosimetry* 2005; 113(4), 392–395.
- Thermo Fisher Scientific 2009: Model 6600 plus automated TLD card reader. Operator's manual. Publication No. 6600PC-W-0-0509-006, 2009.
- Weinstein M et al 2003. On the determination of the post-irradiation time from the glow curve of TLD-100. *Radiation Protection Dosimetry* 2003; 106(2): 121-130.



Statens strålevern
Norwegian Radiation Protection Authority