

Kalibrering av FOIs mobila system för mätning av radioaktiv kontamination i människa

GÖRAN ÅGREN, MICAEL GRANSTRÖM, JALIL BAHAR GOGANI, ERIK JOHANSSON



FOI-R--4162--SE ISSN 1650-1942 November 2015

Göran Ågren, Micael Granström, Jalil Bahar Gogani, Erik Johansson

Kalibrering av FOIs mobila system för mätning av radioaktiv kontamination i människa

Bild/Cover: Göran Ågren, FOI

Titel

Kalibrering av FOIs mobila system för mätning av radioaktiv kontamination i människa

Title

Rapportnr/Report no	FOI-R4162SE				
Månad/Month	November				
Utgivningsår/Year	2015				
Antal sidor/Pages	20p				
ISSN	1650-1942				
Kund/Customer	Fö				
Forskningsområde	2. CBRN-frågor och icke-spridning				
FoT-område					
Projektnr/Project no	A403615				
Godkänd av/Approved by	Mats Strömqvist				
Ansvarig avdelning	CBRN-skydd och säkerhet				

Detta verk är skyddat enligt lagen (1960:729) om upphovsrätt till litterära och konstnärliga verk. All form av kopiering, översättning eller bearbetning utan medgivande är förbjuden.

This work is protected under the Act on Copyright in Literary and Artistic Works (SFS 1960:729). Any form of reproduction, translation or modification without permission is prohibited.

Sammanfattning

För att korrekt identifiera och bestämma halten av radionuklider i människa med en helkroppsmätare måste en kalibrering genomföras där detektorsystemets effektivitet för olika fotonenergier samt en viss fördelning av aktivitet bestäms. Den mobila helkroppsmätare som finns vid FOI, CBRN-skydd och säkerhet, i Umeå har i denna studie kalibrerats med två av varandra oberoende metoder. Dels har detektorsystemets effektivitet empiriskt bestämts med ett fantom bestående av polyetylenblock där det i varje block kan föras in stavar med en känd mängd aktivitet. Effektiviteten har på detta sätt bestämts för ett antal olika fantomstorlekar med jämnt fördelad aktivitet samt med partiella aktivitetsfördelningar i ett medelstort fantom. Dessutom har effektiviteten för den aktuella helkroppsmätaren bestämts med Monte Carlo simuleringar med koden MCNP (Monte Carlo N Particle code) genomförda med fotonenergier, geometrier och aktivitetsfördelningar motsvarande de som använts vid de empiriska kalibreringarna.

Resultaten visar att effektiviteten simulerad med MCNP stämmer väl med den empiriskt bestämda effektiviteten. Den maximala avvikelsen mellan resultaten från MCNP och de empiriska kalibreringarna är lägre än 10 % för alla fotonenergier och storlekar på fantom vid jämnt fördelad aktivitet.

Resultaten visade att med en helkroppsmätare kalibrerad för en 70 kg person, kommer aktiviteten vid en mätning av en 90 kg människa att underskattas med ca 10 %. Motsvarande resultat vid mätning av en 50 kg människa är att aktiviteten överskattas vid låga fotonenergier och underskattas vid höga energier.

Även vid partiell aktivitetsfördelning erhölls en god överensstämmelse där den största skillnaden, i medel över de inkluderade energierna, erhölls för huvudet där MCNP gav en effektivitet på 86 % jämfört med de empiriska mätningarna. Motsvarande siffra för lungor var 98 %, mage 100 % och lår 105 %.

Vidare visar resultaten att om den person som mäts har en aktivitet som enbart är deponerad i lungorna kan det ge en överskattning av aktivitet med ca 45 % (40-47 % beroende på energi), om kalibrering av systemet har gjorts med jämnt fördelad aktivitet i fantomet. Motsvarande mätning av aktivitet enbart i magen ger ca 36 % (31-43 %) överskattning av aktiviteten.

Nyckelord: Helkroppsmätare, Monte Carlo, MCNP, Kontamination, Effektivitets-kalibrering

Summary

For a correct quantification and identification of radionuclide contamination in man with a whole body counter system, energy and efficiency calibrations of the system must be performed.

The whole body counter at FOI, CBRN Defence and Security, in Umeå has been calibrated, i.e. the relation between the radioactivity in the body in terms of emitted photons per unit time and the count rate in the full absorption peak has been determined with two separate methods. The whole body counter has been empirically calibrated with a phantom consisting of polyethylene blocks where in each block two rods with known amount of activity can be inserted. The detector system counting efficiency has been determined for an array of phantom sizes with evenly distributed activity and for one phantom size with activity only in parts of the phantom. Furthermore, Monte Carlo simulations with a model of the complete whole body counter system, containing detector, collimators and calibration phantom, were performed with the code MCNP. Simulations were performed using the same phantom sizes, photon energies and activity distributions, as for empirical calibrations.

Counting efficiencies, determined by Monte Carlo simulations, were in good agreement with measured data for evenly distributed activity with a discrepancy of at most 10 % for all tested energies and phantom sizes.

Regarding the relation between phantom size and counting efficiency, measurement of a 90 kg person was found to underestimate the activity level with 10 % when using a 70 kg phantom calibration. Measuring contamination in a 50 kg person using a 70 kg phantom calibration will overestimate the activity at low photon energies and underestimate the activity at high photon energies.

Also for non-homogenous distributions of activity, with activity rods only in parts of the phantom, simulations and experimental measurements were in good agreement. The largest discrepancy was found for activity distributed only in the head of the phantom where simulations gave a counting efficiency that, as an average over all included energies, was 86 % of the empirical measurements. Corresponding discrepancies for activity distributed only in the lungs, stomach or thighs were 98 %, 100 % and 105 %, respectively.

Further, the results reveal that measurement of activity deposited only in the lungs, with a calibration assuming homogeneous distribution throughout the body, will overestimate the activity level as much as 45 % (40-47 % dependent on energy). Correspondingly, when activity is distributed only in the stomach a measurement with the same assumption will overestimate the activity level with 36 % (21-43 % dependent on energy).

Keywords: Whole Body Counter, WBC, Monte Carlo, MCNP, Contamination, Efficiency calibration

Innehållsförteckning

1	INLE	DNING	7								
2	GEN	GENOMFÖRANDE									
2.1	Empirisk kalibrering8										
2.2	Monte Carlo kalibrering10										
3	RES	ULTAT	12								
3.1	Empi	iriskt bestämd effektivitet	12								
3.	1.1	Kalibrering för olika fantomstorlekar									
3.	1.2	Empiriskt bestämd effektivitet för partiell aktivitetsfördelning									
3.	1.3	Effektivitetens energiberoende	14								
3.2	Effek	tivitet bestämd med MCNP									
3.	2.1	Kalibrering för olika fantomstorlekar									
3.	2.2	Effektivitet bestämd med MCNP för partiell aktivitetsfördelning	16								
4	DISK	CUSSION	18								
5	REF	ERENSER	19								
6	APP	ENDIX A	20								

FOI-R--4162--SE

1 Inledning

Vid FOI i Umeå finns en mobil utrustning för mätning av radionuklider deponerade i människokroppen, en så kallad helkroppsmätare. Utrustningen har använts vid ett flertal studier av upptag av radionuklider i människa efter olyckan i Tjernobyl (Ågren 1999, Rääf *et al.* 2006). För att mäta intern kontamination i människa i en helkroppsmätare behöver utrustningen effektivitetskalibreras för fotonstrålningen från radioaktivitet i kroppen. Vid kalibreringen används vanligtvis någon typ av fysiskt fantom som efterliknar en människokropp. Ett sådant fantom kan se ut på ett flertal olika sätt, t.ex. vara uppbyggt av behållare fyllda med en lösning innehållande aktivitet. Ju mindre behållare som används desto större blir möjligheten att fördela aktiviteten där den önskas och med en känd aktivitet i fantomet kan effektiviteten bestämmas empiriskt.

Ett alternativ till empirisk kalibrering är att använda Monte Carlo (MC)-teknik och tillsammans med virtuella modeller av detektor och fantom bestämma effektiviteten genom simulering av energitransport från strålkälla till detektor (Kramer *et al.* 1986).

De fantom som används i MC-modeller kan precis som för fysiska fantom konstrueras med varierande detaljrikedom och med olika geometriska upplösningar. Matematiska fantom där ekvationer för enkla geometrier används för att skapa virtuella modeller av kroppens olika vävnader och organ har använts för stråldossimuleringar sedan 1950-talet (Snyder et al. 1969). Dessa modeller utgör förenklade virtuella representationer av människokroppen där den geometriska upplösningen anges av de ingående organen och finns inte att tillgå som fysiska fantom. Senare utveckling har resulterat i en ny generation av virtuella fantom, så kallade voxelfantom (ICRP 2009). Dessa genereras genom avsökningar av människokroppar i en magnetkamera eller datortomograf och är uppbyggda av volymselement (voxel) där varje element är av storleksordningen kubikmillimeter. Voxelfantom har stor detaljrikedom och erbjuder en mycket verklighetsnära representation av människokroppen. Detaljrikedomen och volymselementens dimensioner gör att valmöjligheten för radioaktivitetens fördelning i ett sådant fantom är i princip oändlig. Nackdelen med sådana fantom är dock att simuleringarna blir mycket beräkningstunga och tidskrävande samt att på grund av avsaknaden av motsvarande fysiska fantom, blir empiriska jämförelser mycket svåra att genomföra. Ytterligare ett sätt för effektivitetskalibrering är att använda sig av en fantommodell där varje element är större än i voxelfantom och som så långt som möjligt efterliknar ett fantom som finns i verkligheten. Fördelen med sådana fantom är att simuleringarna då blir mycket snabbare och kan verifieras empiriskt. Idag finns en mängd olika fantom för MC-simuleringar dokumenterade, både fantom baserade på matematiska ekvationer samt voxelfantom (Xu och Eckerman 2010). I den aktuella studien används ett fysiskt blockfantom med möjligheten att fördela radioaktiviteten i delar av fantomet för både simuleringar och empiriska kalibreringar.

Alla val som görs vid kalibrering av mätsystemet: val av mätgeometri (sittande, liggande) detektor, fantom, radionuklider, aktivitetsfördelning i kroppen etc. påverkar mätresultatet (Genicot *et al.* 2007). Dessutom har storleken på det fantom som används vid kalibrering betydelse för effektiviteten. Ett vanligt antagande vid helkroppsmätningar är att personen som undersöks med avseende på intern kontamination av radionuklider väger ca 70 kg och att systemet därför kalibreras för denna massa. Ett sådant antagande kan dock medföra ett fel i beräkningen av aktivitet om personen som genomgår mätning är lättare eller tyngre.

Ytterligare ett antagande vid helkroppsmätningar är att radioaktiviteten är jämnt fördelad i kroppen. Cesium t.ex. fördelas ganska jämnt i kroppen, i framförallt musklerna, redan några dagar efter ett intag (ICRP 1989). Andra radionuklider söker sig däremot till specifika organ såsom jod som relativt snabbt efter ett intag ansamlas i sköldkörteln. Bestämning av kontamination vid inhomogen aktivitetsfördelning med effektivitetskalibrerad utrustning för jämnt fördelad aktivitet i ett fantom kan innebära systematiska mätfel. För sådana situationer används empiriska kalibreringar med fysiska fantom där det är möjligt att aktiviteten placeras enligt önskad fördelning (Rahola 1994).

En nackdel med detta tillvägagångssätt är dock att det blir tidskrävande att bestämma systemets mäteffektivitet för ett större antal fördelningar av radionuklider där det dessutom för varje fördelning kalibrering ska göras för flera olika fotonenergier. Med en validerad MC-modell av hela mätsystemet ges stora möjligheter att genomföra snabbare kalibreringar. En sådan modell ger dessutom möjligheten att kalibrera för strålningssituationer där en experimentell bestämning av effektiviteten är svår eller praktiskt omöjlig.

Redan 1996 bestämdes den aktuella helkroppsmätarens beroende på massan hos den undersökta personen (Ågren och Lidström 1996) genom empiriska mätningar. Sedan dess har detektorn bytts ut till en 50 % HPGe-detektor (relativt en 3"x3" NaI(Tl)-detektor). Den nu använda detektorns inre (*eng.* intrinsic) effektivitet har bestämts vid en tidigare studie (Ågren *et al.* 2015). I den studien genomfördes empiriska kalibreringar såväl som en kalibrering av detektorn med MC-teknik där modellen av detektorn – exklusive kroppsfantom – anpassades för att ge motsvarande effektivitet som för den empiriska kalibreringen.

Syftet med aktuellt arbete är att med Monte Carlo-mjukvaran MCNP (MCNP 2005) konstruera en komplett virtuell modell av FOIs mobila helkroppsmätare inklusive kalibreringsfantom och genom empiriska mätningar validera denna modell för den halvliggande strålningsgeometrin som tillämpas av FOI vid intern aktivitetsbestämning. I valideringsprocessen ingår dessutom att bestämma hur olika fördelningar av radioaktivitet påverkar mätresultat för det aktuella mätsystemet. Vidare syftar arbetet till att bestämma effektivitetskalibreringens beroende på massan hos den undersökta personen för den nya HPGe-detektorn.

2 Genomförande

2.1 Empirisk kalibrering

Geometrin för helkroppsmätaren vid FOI är en modifierad stolgeometri där den som mäts ligger i en vagga där hela kroppen från knäna till huvudet har ungefär samma avstånd till detektorn (figur 1). För att minska bidraget från bakgrunden så skärmas detektorn från alla sidor med 10 cm tjocka blykollimatorer som skärmar också en del av bidraget från nedre delen av benen. Bidraget från radioaktivitet i marken skärmas genom att vaggans väggar och botten består av 10 cm tjockt bly.

Vid den empiriska kalibreringen av systemet användes ett fantom designat av Research Instiute for Industrial and Sea Hygiene (Kovtun *et al.* 2000), i viss litteratur benämnt som *the St. Petersburg phantom* (Kramer *et al.* 2008). Fantomet benämns här Irina och består av polyetylenblock med en densitet av 0.95 g cm⁻³. I blocken kan stavar med en känd mängd radioaktivitet skjutas in. Blocken finns i två dimensioner, 16.5x5.5x11.0 cm³ samt 16.5x2.5x11.0 cm³, benämnda hel- respektive halvblock.

Effektiviteten för helkroppsmätaren har bestämts för sex olika fantomstorlekar som ska simulera människokroppar i olika storlekar, från ett barn på ca 12 kg till en vuxen människa på 110 kg (tabell 1). De olika fantomstorlekarna benämns P1 till P6 och byggdes enligt ritningar i manualen från tillverkaren av fantomet. Det minsta fantomet placerades i en bilbarnstol i vaggan (figur 1) medan övriga fantom lades direkt i vaggan (figur 2). Massan 10.6 kg till 95 kg för Irina motsvarar massan 12 till 110 kg för en människokropp (Kovtun *et al.* 2000).

		Motsvarande massa			
	Massa Irina	människokropp	Helblock	Halvblock	Aktivitet Eu-152
Storlek	(kg)	(kg)	(st.)	(st.)	(Bq)
P1	10.6	12	12	0	8040
P2	20.9	24	21	6	16086
P3	42.9	50	36	28	33528
P4	61.5	70	69	2	46902
P5	77.8	90	72	36	61560
P6	95.2	110	90	40	73740

Tabell 1. Fantomstorlekar av Irina, massa, antal block samt total Eu-152 aktivitet med stavar i alla block. Referensdatum för aktivitet är 2014-09-01.



Figur 1. Fantom P1 i bilbarnstol placerad i vaggan av bly. I överkant syns kollimatorn av bly som är placerad runt detektorn.

I varje block kan två stavar med aktivitet skjutas in. För att bestämma effektivitetens energiberoende för mätsystemet användes stavar med Eu-152. Denna nuklid har ett antal gammaenergier inom ett stort energiområde med tillräckligt högt fotonutbyte för att vara användbara. De energier som valdes ut för kalibreringen kan ses i tabell 2 där sönderfallsdata för de använda radionukliderna tagits från Decay Data Evaluation Project (DDEP 2014). Aktiviteten av Eu-152 i respektive stav är av tillverkaren angiven med relativ standardavvikelse på 3.1 % (1 σ).

Energi (keV)	Fotonutbyte (%)
121.78	28.41
244.70	7.55
344.28	26.59
443.96	3.12
778.90	12.97
867.38	4.24
964.08	14.50
1 112.08	13.41
1 408.01	20.85

 Tabell 2. Valda gammaenergier från Eu-152 och deras fotonutbyte (DDEP 2014).

I studien kalibrerades också detektorsystemet för icke-homogena aktivitetsfördelningar för en storlek på Irina, P4. Stavar med aktivitet placerades i delar av fantomet motsvarande lungorna, magen, låren, underbenen eller huvudet medan resten av fantomet lämnades tomt på aktivitet.

Tiden för mätning av respektive fantom valdes så att en relativ statistisk osäkerhet lägre än 2 % skulle erhållas för registrerade pulser i fototoppen för valda fotonenergier. En bakgrundsmätning gjordes i samma uppställning men utan radioaktivitet i fantomet. Mättiden för denna valdes till 48 timmar så att bidraget till den totala osäkerheten från osäkerheten i antal pulser i bakgrunden skulle vara försumbart.

Spektrum för respektive mätgeometri och energi analyserades med mjukvaran GammaVision (GammaVision 2010). För varje fullenergitopp markerades en "region of interest" (ROI) och antalet pulser i fototoppen noterades efter att toppen reducerats med antalet pulser i bakgrundsspekrum för motsvarande energi. Utifrån registrerat antal pulser och känd mängd aktivitet beräknades effektiviteten för respektive energi för aktuella fantomstorlekar och aktivitetsfördelningar.

2.2 Monte Carlo kalibrering

MC-modellen av hela systemet består i stort av tre delar:

1. MC-modellen av HPGe-detektorn, vars inre effektivitet justerats att stämma med empiriska kalibreringar (Ågren *et al.* 2015).

2. Modell av Irina-fantomet enligt dimensioner specificerade av tillverkaren.

3. De blykollimatorer som finns i helkroppsmätaren mellan fantom och detektor. De är utformade för att minska bakgrunden, men för större fantom kollimerar de även ben samt till viss del huvud.

Modellen av Irina är skriven med två grundblock motsvarande ett helt respektive ett halvt block, med blockdimensioner enligt beskrivning i avsnitt 2.1. Varje block som bygger upp fantomet har sedan skrivits som kopior av dessa block som transponerats till rätt plats i fantomet (figur 3 och figur 4). Detektorn har i modellen för hela systemet skrivits in som ett eget universum, för att lätt kunna justera detektorns position i förhållande till fantomet.

I modellen för varje polyetylenblock finns tre stycken aluminiumfästen inlagda som i verkligheten används för att binda samman blocken. Aktiviteten finns i plaströr som passar i längsgående hål i blocken (figur 5) och vid simulering kan det individuellt för varje rör bestämmas om det ska startas fotoner ifrån det eller om röret är inaktivt. MCNP-modeller motsvarande de fysiska fantomen, P2-P6, byggdes upp där antalet block för respektive fantomstorlek kan ses i tabell 1. Startenergin hos fotonerna valdes att motsvara energierna som användes vid den empiriska kalibreringen, se tabell 2.

Simuleringar genomfördes också för samma partiella aktivitetsfördelningar som vid den empiriska kalibreringen för en storlek på Irina, P4. I modellen valdes att starta fotoner från positioner motsvarande lungorna, magen, låren, underbenen eller huvudet medan blocken i resterande del av fantomet lämnades inaktiva.

För att erhålla fullenergitopparna för respektive energi användes F8-tally (pulshöjdstally) utan *Gaussian broadening*. Tally F8 ger energifördelningen, samt osäkerheten i resultatet (1σ) för pulser registrerade i vald cell, i detta fall den aktiva volymen av detektorn. För respektive fantom har sedan koden körts med tillräckligt antal ursprungspartiklar (fotoner) för att den resulterande effektiviteten för varje given fotonenergi och fantomstorlek ska få en relativ statistisk osäkerhet lägre än 3 % (1σ) i pulshöjdstallyresultat. Resultaten från MC-körningarna har sedan jämförts med resultaten från den empiriska kalibreringen.



Figur 2. Fantomet Irina P2 samt kollimator vid den empiriska kalibreringen



Figur 4. Del av fantomet P2 som visar polyetylenblocken i närbild



Figur 3. Fantomet Irina P2 samt detektor och kollimator i MCNP-kod



Figur 5. Del av fantomet P2 som visar stavar med aktivitet samt aluminiumfästen mellan blocken; polyetylenblocken transparanta

3 Resultat

3.1 Empiriskt bestämd effektivitet

3.1.1 Kalibrering för olika fantomstorlekar

Den totala mäteffektiviteten för detektorsystemet i form av antalet registrerade träffar i fullenergitoppen i detektor delat med antalet fotoner utsända från fantomet för de aktuella gammaenergierna räknades fram för alla fantomstorlekar (tabell 3) för Irina.

Angivna osäkerheter är den totala osäkerheten med bidrag från mätosäkerhet i antalet pulser i nettotoppen, motsvarande osäkerhet i bakgrundsspektrum vid respektive energi samt osäkerhet i halveringstid, fotonutbyte och av tillverkaren angivna osäkerheten i aktivitet.

Tabell 3. Total mäteffektivitet (pulser/foton) för de olika storlekarna på Irina, med relativa statistiska osäkerheter (1 σ) angivna.

Energi (keV)	P1	± (%)	P2	± (%)	P3	± (%)	P4	± (%)	P5	± (%)	P6	± (%)
121.8	3.74x10 ⁻⁴	4.0	1.56x10⁻⁴	4.1	1.45x10 ⁻⁴	4.1	1.37x10 ⁻⁴	4.1	1.22x10 ⁻⁴	4.1	1.10x10 ⁻⁴	4.1
244.7	3.50x10⁻⁴	4.1	1.46x10 ⁻⁴	4.3	1.37x10 ⁻⁴	4.2	1.31x10 ⁻⁴	4.1	1.18x10 ⁻⁴	4.1	1.08x10 ⁻⁴	4.1
344.3	2.89x10 ⁻⁴	4.0	1.22x10 ⁻⁴	4.1	1.16x10 ⁻⁴	4.1	1.12x10 ⁻⁴	4.1	1.02x10 ⁻⁴	4.0	9.35x10⁻⁵	4.0
444.0	2.51x10 ⁻⁴	4.6	1.02x10 ⁻⁴	5.3	1.02x10 ⁻⁴	5.5	9.56x10⁻⁵	4.5	8.94x10 ⁻⁵	4.4	8.26x10 ⁻⁵	4.4
778.9	1.78x10 ⁻⁴	4.1	7.65x10⁻⁵	4.2	7.34x10 ⁻⁵	4.1	7.47x10 ⁻⁵	4.1	6.81x10 ⁻⁵	4.1	6.50x10⁻⁵	4.1
867.4	1.62x10 ⁻⁴	4.4	7.16x10⁻⁵	5.0	6.82x10 ⁻⁵	4.4	6.97x10 ⁻⁵	4.4	6.16x10 ⁻⁵	4.3	6.19x10⁻⁵	43
964.1	1.62x10 ⁻⁴	4.1	6.90x10 ⁻⁵	4.2	6.56x10⁻⁵	4.1	6.72x10 ⁻⁵	4.1	6.14x10 ⁻⁵	4.1	5.99x10 ⁻⁵	4.1
1 112.1	1.47x10 ⁻⁴	4.1	6.27x10⁻⁵	4.2	5.97x10 ⁻⁵	4.1	6.26x10 ⁻⁵	4.1	5.74x10 ⁻⁵	4.1	5.52x10 ⁻⁵	4.1
1 408.0	1.29x10 ⁻⁴	4.1	5.66x10 ⁻⁵	4.1	5.29x10 ⁻⁵	4.1	5.45x10 ⁻⁵	4.1	5.09x10 ⁻⁵	4.1	5.04x10 ⁻⁵	4.1

Vid kalibrering med storlekarna P1 till P6 för Irina erhölls en avtagande effektivitet med ökad fantomstorlek (figur 7). Effektiviteten för fantomet P1 (10.6 kg) avviker från övriga fantomstorlekar då det fantomet lades i en bilbarnstol vilket placerade fantomet närmare detektorn. För storlekarna P2-P6 minskade effektiviteten med 5±2 % (1 σ) med varje ökad storlek.



Figur 7. Effektivitetens (pulser/foton) beroende av massan hos fantomet Irina (P1-P6, 10.6-95.2 kg) för olika fotonenergier. Den minsta storleken (P1) är placerad i en barnstol så den kommer betydligt närmare detektorn, vilket markant ökar effektiviteten.

För att avgöra vilket fel som införs om kalibrering med ett 70 kg fantom används vid mätningen av en människa som avviker från den vikten normerades effektiviteten för de olika fantomstorlekarna (P2-P6), med den för P4 som referens (figur 8).



Figur 8. Kvoten för effektiviteten för fantom av storlekarna P2-P6 normerad till effektiviteten för fantomstorleken P4, för olika fotonenergier.

3.1.2 Empiriskt bestämd effektivitet för partiell aktivitetsfördelning

Den empiriskt bestämda effektiviteten för partiella fördelningar av aktiviteten i fantomet P4 bestämdes enligt samma metodik som redovisas i 3.1.1 och redovisas i tabell 4. Effektiviteten för

partiell fördelning av aktivitet i Huvud, Lunga och Mage är för alla energier högre än för effektivitet vid jämnt fördelad aktivitet i kroppen (tabell 5). Relationen är den omvända för aktivitet enbart i lår.

Energi (keV)	Huvud (pulser/foton)	± (%)	Lunga (pulser/foton)	± (%)	Mage (pulser/foton)	± (%)	Lår (pulser/foton)	± (%)
121.8	1.99x10 ⁻⁴	3.3	2.00x10 ⁻⁴	4.1	1.89x10 ⁻⁴	3.2	9.19x10⁻⁵	3.2
244.7	1.89x10 ⁻⁴	3.9	1.92x10 ⁻⁴	4.3	1.76x10 ⁻⁴	3.3	8.28x10 ⁻⁵	3.8
344.3	1.70x10 ⁻⁴	3.2	1.65x10 ⁻⁴	4.1	1.56x10 ⁻⁴	3.2	7.34x10 ⁻⁵	3.2
444.0	1.44x10 ⁻⁴	5.8	1.39x10 ⁻⁴	5.3	1.37x10 ⁻⁴	3.8	6.41x10 ⁻⁵	5.4
778.9	1.10x10 ⁻⁴	3.5	1.07x10 ⁻⁴	4.2	9.91x10⁻⁵	3.3	5.05x10 ⁻⁵	3.4
867.4	9.77x10 ⁻⁵	5.4	9.86x10 ⁻⁵	5.0	9.46x10 ⁻⁵	4.2	4.80x10 ⁻⁵	4.7
964.1	9.86x10 ⁻⁵	3.5	9.69x10 ⁻⁵	4.2	9.02x10 ⁻⁵	3.6	4.64x10 ⁻⁵	3.3
1 112.1	9.27x10 ⁻⁵	3.5	8.77x10 ⁻⁵	4.2	8.22x10 ⁻⁵	3.3	4.49x10 ⁻⁵	3.4
1 408.0	8.01x10 ⁻⁵	3.3	7.80x10 ⁻⁵	4.1	7.47x10 ⁻⁵	3.4	4.01x10 ⁻⁵	3.2

Tabell 4. Total mäteffektivitet för olika fördelningar av aktivitet i kroppen för storlek P4, med relativa statistiska osäkerheter angivna.

Tabell 5. Kvoten mellan effektiviteten vid partiella aktivitetsföredelningar i Huvud, Lunga, Mage och Lår, och effektiviteten vid aktivitet i hela kroppen samt den relativa osäkerheten för respektive kvot.

Energi (keV)	Huvud/ Hela kroppen	± (%)	Lunga/ Hela kroppen	± (%)	Mage/ Hela kroppen	± (%)	Lår/ Hela kroppen	± (%)
121.8	1.45	4.5	1.46	4.5	1.38	4.5	0.67	4.5
244.7	1.44	5.1	1.47	4.8	1.35	4.7	0.63	5.0
344.3	1.52	4.5	1.47	4.5	1.40	4.5	0.66	4.5
444.0	1.50	6.9	1.45	6.0	1.43	5.3	0.67	6.5
778.9	1.47	4.8	1.43	4.7	1.33	4.6	0.68	4.7
867.4	1.40	6.5	1.42	5.6	1.36	5.5	0.69	5.9
964.1	1.47	4.7	1.44	4.6	1.34	4.8	0.69	4.6
1 112.1	1.48	4.8	1.40	4.7	1.31	4.6	0.72	4.7
1 408.0	1.47	4.6	1.43	4.6	1.37	4.6	0.74	4.5

Resultatet från mätningarna med aktivitet i underbenen visade att det inte med rimliga mättider gick att registrera någon statistisk signifikant fullabsorptionstopp, därför finns inte underben med i tabell 4 och 5. I de redovisade osäkerheterna ges det dominerande bidraget av osäkerhet i aktivitet (3.1 %, 1 σ).

3.1.3 Effektivitetens energiberoende

För att möjliggöra en beräkning av effektiviteten för en energi som inte kalibrerats för gjordes en polynomanpassning på uppmätt effektivitet vid olika energier, vilket är en vedertagen metod (Debertin och Helmer 1988). Här valdes den funktion som anges i manualen för GammaVision där anpassningen sker enligt ekvation 1.

$$Eff = e^{(\sum_{i=1}^{6} a_i E^{2-i})}$$
 [ekv. 1]

Där a_i = anpassningskoefficienter

E= fotonenergi i MeV

Effektiviteten uppvisar ett maximum någonstans mellan de två datapunkterna 121 keV och 244 keV. Detta maximum brukar kallas effektivitetskurvans "knä". Då Eu-152 inte har några fotonenergier precis vid knät blir anpassningen osäker i detta energiområde. För energier högre än 1408 keV finns inga ytterligare datapunkter vilket gör att anpassning även där blir osäker, även om anpassningen börjar närma sig en linjär funktion för fotonenergier över 1408 keV.

För vidare användning har därför anpassningen avgränsats att gälla mellan 244-1408 keV. Koefficienter för effektivitetsanpassningen enligt ekvation 1 för respektive fantomstorlek redovisas i Appendix A, tabell A1.

För en storlek, P4, valdes en semiempirisk metod för att erhålla fler datapunkter omkring effektivitetskurvans knä. För var 20:e keV mellan 60 keV och 200 keV bestämdes effektiviteten med MCNP och dessa värden användes för att få en bättre polynomanpassning av effektiviteten i energiområdet omkring effektivitetskurvans knä (figur 9). De resulterande koefficienterna enligt ekvation 1 för denna anpassning återfinns i tabell A1.



Figur 9. Effektivitet (pulser/foton) för empiriska mätningar med Eu-152 och fantomet Irina P4. Anpassningen (heldragen linje) är en kombination av empiriska data (•) och data från MCNP (+) för energier runt "knät".

3.2 Effektivitet bestämd med MCNP

3.2.1 Kalibrering för olika fantomstorlekar

Den totala mäteffektiviteten för detektorsystemet bestämdes genom simuleringar i MCNP med en pulshöjdstally (F8) för varje storlek på Irina. Med tally F8 beräknas antalet fotoner som inom energiintervaller med en viss bredd (eng. *energy bins*), i detta fall 1 keV, träffar detektorns känsliga volym per utsänd foton från strålkällan. Resultaten är således direkt jämförbara med den empiriskt bestämda effektiviteten.

Resultaten från simuleringarna genomförda med MCNP visar god överenstämmelse med de empiriska kalibreringarna. Den maximala avvikelsen mellan resultaten från MCNP och de empiriska kalibreringarna är lägre än 10 % för alla fotonenergier och storlekar på fantom (figur 10). För minsta fantomet (P2) tenderar MCNP att ge ett värde på effektivitet högre än det vid empiriska kalibreringen, medan förhållandet blir det omvända för det största fantomet (P6). Den relativa statistiska osäkerheten (1 σ) för alla kvoter var inom intervallet 3.4-5.2 %. Fantomet P1 simulerades ej i MCNP.



Figur 10. Kvoten mellan effektiviteten bestämd med MCNP och empiriska mätningar för de olika fantomstorlekarna P2-P6.

3.2.2 Effektivitet bestämd med MCNP för partiell aktivitetsfördelning

När stavar med aktivitet placerades enbart i delar av fantomet P4 för att efterlikna en inhomogen aktivitetsfördelning erhölls en avvikelse mellan empiriska mätningar och motsvarande MCNP simuleringar på upp till 20 % (tabell 6). Denna största avvikelse noterades för huvudet vid fotonenergin 344.3 keV. Den största skillnaden i medel över olika energier erhölls också för huvudet där MCNP gav en effektivitet på 86% av den från de empiriska mätningarna. Motsvarande siffra för lunga var 98%, mage 100% och lår 105%. Vid de empiriska mätningarna var effektiviteten för låg för att erhålla ett resultat för underbenen. Med MCNP kunde effektiviteten för underbenen beräknas till $6x10^{-8}$ pulser/foton (±9%) för den högsta energin (1408 keV) och $2x10^9$ ursprungspartiklar (fotoner), det vill säga ca 680 gånger lägre effektivitet än den för låren. Den stora relativa osäkerheten i resultatet för underbenen beror på ett litet antal träffar i detektorn.

FOI-R--4162--SE

		Huvu	d		Lung	a		Mage			Lår			Underb	en
Energi (keV)	MCNP (pulser/foton)	± (%)	MCNP/Empiri	MCNP (pulser/foton)	± (%)	MCNP/Empiri	MCNP (pulser/foton)	±(%)	MCNP/Empiri	MCNP (pulser/foton)	±(%)	MCNP/Empiri	MCNP (pulser/foton)	±(%)	MCNP/Empiri
121.8	1.70x10 ⁻⁴	1.2	0.88	1.98x10 ⁻⁴	1.1	0.99	1.85x10 ⁻⁴	1.2	0.98	9.84x10 ⁻⁵	1.6	1.07	n.a.	n.a.	n.a.
244.7	1.6x10 ⁻⁴	1.2	0.86	1.86x10 ⁻⁴	1.2	0.97	1.77x10 ⁻⁴	1.2	1.00	8.91x10 ⁻⁵	1.7	1.08	n.a.	n.a.	n.a.
344.3	1.36x10 ⁻⁴	1.4	0.80	1.57x10 ⁻⁴	1.3	0.96	1.52x10 ⁻⁴	1.3	0.97	7.65x10 ⁻⁵	1.8	1.04	n.a.	n.a.	n.a.
444.0	1.17x10 ⁻⁴	1.5	0.82	1.36x10 ⁻⁴	1.4	0.98	1.32x10 ⁻⁴	1.4	0.97	6.82x10 ⁻⁵	1.9	1.06	n.a.	n.a.	n.a.
778.9	9.46x10 ⁻⁵	1.6	0.86	1.06x10 ⁻⁴	1.5	0.99	9.98x10 ⁻⁵	1.6	1.01	5.27x10 ⁻⁵	2.2	1.04	n.a.	n.a.	n.a.
867.4	8.85x10 ⁻⁵	1.7	0.91	1.01x10 ⁻⁴	1.6	1.02	9.50x10 ⁻⁵	1.6	1.00	5.11x10 ⁻⁵	2.2	1.06	n.a.	n.a.	n.a.
964.1	8.40x10 ⁻⁵	1.7	0.85	9.46x10 ⁻⁵	1.6	0.98	9.00x10 ⁻⁵	1.7	1.00	4.86x10 ⁻⁵	2.3	1.05	n.a.	n.a.	n.a.
1112.1	7.89x10 ⁻⁵	1.8	0.85	9.02x10 ⁻⁵	1.7	1.03	8.43x10 ⁻⁵	1.7	1.03	4.49x10 ⁻⁵	2.4	1.00	n.a.	n.a.	n.a.
1408.0	7.07x10 ⁻⁵	1.9	0.88	7.97x10 ⁻⁵	1.8	1.02	7.50x10 ⁻⁵	1.8	1.00	4.12x10 ⁻⁵	2.5	1.03	6.0x10 ⁻⁸	10	n.a.

Tabell 6. Effektiviteten (pulser/foton), med relativ statistisk osäkerhet vid aktivitet i delar av Irina P4, bestämt med MCNP, samt kvoten mellan MC-bestämd och empiriskt bestämd effektivitet.

4 Diskussion

Enligt ICRP är massan för en referensmänniska 73 kg för män och 60 kg för kvinnor (ICRP 2003). Ett vedertaget tillvägagångssätt vid kalibrering av en helkroppsmätare är att bestämma effektiviteten för en viss vikt (ca 70 kg) som en "normal" effektivitet att gälla för alla massor, både för kvinnor och män. För mindre eller större personer kommer dock effektiviteten att avvika från normalen och därmed ge ett felaktigt resultat (Kramer *et al.* 2008, Krstic och Nikezic 2012, Shypailo och Ellis 2011, Bathi *et al.* 2011). Resultaten för den i rapporten aktuella helkroppsmätaren visar att med en kalibrering gjord för en 70 kg medelperson, kommer aktiviteten vid en mätning av en 90 kg person att underskattas med ca 10 %. Motsvarande resultat för en 50 kg person är att aktiviteten överskattas vid låga fotonenergier och underskattas vid höga energier. Framförallt vid låga energier kan stora fel införas, upp till 20 %, om hänsyn ej tas till effektivitetens massberoende.

Om en noggrannare bestämning av effektiviteten behöver göras så är det möjligt att, förutom för energiberoende, göra en anpassning även för effektivitetens massberoende. Det kan noteras att det snarare är storleken på kroppen som är avgörande än massan (Ferreira Fonseca *et al.* 2014), men massan används här som ett mått på storleken. Ett sätt att uttrycka relationen mellan effektivitet och fantomstorlek är att använda sig av fantomets storlek uttryckt i BMI (massa/längd²). Kramer och Capello (2007) har visat en god anpassning av en kurva till effektivitetens beroende av fantomets storlek enligt liknande princip, där de använt sig av storleksmåttet massan i kg i kvadrat, dividerat med längden i meter.

Även om endast en kalibreringsfaktor för en medelmassa använts borde dock mätning av aktivitet i en grupp av människor med olika massor resultera i ett beräknat medelvärde närmare det sanna värdet för hela gruppen.

Effektivitetens energiberoende anpassades för de olika fantomstorlekarna till en ekvation som är given i manualen till programvaran GammaVision (ekvation 1). Det finns flera olika typer av anpassningsekvationer (Debertin och Helmer 1988), men den aktuella polynomanpassningen valdes då den tillämpas av GammaVision som i sin tur används av många vid mätning av radioaktivitet genom gammaspektrometri. Anpassningen för de olika fantomstorlekarna i studien passar väl till uppmätt effektivitet vid respektive energi. Beräknad av mjukvaran Gammavision så blev den resulterande osäkerheten i polynomanpassningen mellan 0.5- 1.6 % (1 σ) inom energiintervallet 121-1408 keV för de olika fantomstorlekarna. För den storlek som är närmast en referensmänniska i vikt, P4, valdes en semiempirisk metod för att få en bättre polynomanpassning av effektivitetens energiberoende. Detta ger en anpassning som kan anses gälla även för energier ned till 40 keV.

Vid jämförelsen mellan empirisk uppmätt effektivitet och beräknad med MCNP för de olika storlekarna på fantom, P2-P6, så blev den maximala avvikelsen 10 %. Detta får anses som en liten avvikelse då den relativa statistiska osäkerheten i mätningarna är 4-5 % och motsvarande osäkerhet i MC-simuleringarna <3%. Vid simuleringarna av enbart detektorn (Ågren *et al.* 2015) justerades kristallens dimensioner för att ge ett resultat som överensstämmer med de empiriska mätningarna inom ± 4 %. Sådan justering är inte gjord för hela systemet av detektor, kollimator och fantom. Skulle en större överenstämmelse mellan simulerade- och empiriska resultat efterfrågas så kan modellen justeras för att ge värden på effektivitet som är närmare de empiriska.

Vid simuleringarna med aktivitet fördelad enbart i delar av kroppen blev avvikelserna för MC-simulerade värden jämfört med empiriska större för huvudet än för övriga delar av kroppen. Att resultaten för huvudet avviker kan tyda på att det finns en skillnad på hur mycket av huvudet som skärmas av kollimatorn för MC-modellen jämfört med de empiriska mätningarna. Underbenen gick inte att mäta med rimliga mättider vid de praktiska försöken, vilket visar att underbenen skärmas av den kollimator som finns vid detektorn. Detta var också ett medvetet val då systemet konstruerades för att skärma bort bakgrundsstrålning. Osäkerheten i resultatet från MCNP för aktivitet i underbenen är stor och behövs ett värde med lägre osäkerhet kan variansreduceringstekniker användas för att uppnå detta. Syftet här var dock att med MCNP få en uppskattning av om underbenen bidrar till den totala mäteffektiviteten för att avgöra om det med rimliga mättider vid de empiriska försöken skulle gå att få en statistisk signifikant signal från aktivitet i benen. Resultatet med en effektivitet för underbenen som var 680 gånger lägre än den för låren ger att det skulle behövas en mättid i storleksordningen år för att erhålla ett mätresultat från underbenen, vilket inte är en praktiskt genomförbar mätning.

Mätningarna visar vidare att om den person som mäts har en aktivitet som är deponerad enbart i lungorna kan det ge en överskattning av aktiviteten med ca 45 % (40-47 % beroende på energi), om kalibrering av systemet har gjorts med jämnt fördelad aktivitet i fantomet. Motsvarande beräkning för aktivitet enbart i magen ger ca 36 % (31-43 %) överskattning av aktiviteten.

Metoden att kalibrera en komplett helkroppsmätare genom simulering i MCNP visar sig vara ett framkomligt alternativ eller komplement till empiriska kalibreringar. Avvikelserna är mindre än 10 % från de empiriskt uppmätta kalibreringsresultaten vid homogent fördelad aktivitet i hela fantom och upp till ca 20 % vid aktivitet enbart i delar av ett fantom. Med den resulterande MC-modellen finns goda möjligheter att simulera vad effektiviteten är vid andra fördelningar av aktivitet; exempelvis om aktiviteten är fördelad på ytan av fantomet eller i mindre delar motsvarande enstaka organ.

5 Referenser

- Bahti, S., Patni, H. K., Ghare, V. P., Singh, I. S., Nadar, M. Y., 2011. Monte Carlo calculations for efficiency calibration of a whole-body monitor using BOMAB phantoms of different sizes. Rad. Prot. Dosim. Vol. 148, No. 4, 414-419.
- Debertin, K., Helmer, R.G., 1988. Gamma- and X-ray spectrometry with semiconductor detectors. Elsevier Science B.V. 219-223.

Decay Data Evaluation Project (DDEP), 2014. http://www.nucleide.org/DDEP_WG/DDEPdata.htm.

- Ferreira Fonseca, T.C., Bogaerts, R., Lebacq, A.L., Mihailescu, C.L., Vanhavre, F., 2014. Study of the Counting Efficiency of a WBC Setup by using a Computational 3D Human Body Library in Sitting Position Based on Polygonal Mesh Surfaces. Health Physics 106:4 484-493.
- GammaVision for Windows, 2010. Version 6.09.
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 1989. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides. Oxford: Pergamon Press; ICRP publication 56, Part 1; Annals of the ICRP 20(2).
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2003. Biological Effects after Prenatal Irradiation (Embryo and Fetus). ICRP Publication 90. Ann. ICRP 33 (1-2).
- International Commission on Radiological Protection (ICRP), 2009. Adult Reference Computational Phantoms, ICRP Publication 110, Ann. ICRP 39 (2).
- Kovtun, A. N., Firsanov, V. B., Fominykh, V. I., Isaakyan, G. A., 2000. Metrological Parameters of the Unified Calibration Whole-Body Phantom with Gamma-emitting Radionuclides. Rad. Prot. Dosim. 239-242.
- Kramer, R., Zankl, M., Williams, G., Drexler, G. 1986. The Calculation of Dose from External Photon Exposures Using Reference Human Phantoms and Monte Carlo Methods. Part I: The Male (Adam) and Female (Eva) Adult Mathematical Phantoms, GSF-Bericht S-885.
- Kramer, G. H., Capello, K., 2007. The standfast whole body counter: efficiency as a function of BOMAB phantom size and energy modeled by MCNP5.
- Kramer, G. H., Capello, K., Phan, Q., 2008. Effect of mass, at a fixed height, on the counting efficiency of a BOMAB phantom in three types of whole body counter modeled by MCNP5. Health Phys. Vol. 9, Number 2.
- Krstic, D., Nikezic, D., 2012. Efficiency of whole-body counter for various body size calculated by MCN5 software. Rad. Prot. Dosim. 179-183.

Nordisk kärnsäkerhetsforskning (NKS), 2015. Fantombibliotek. http://www.nks.org/en/phantom_library/.

Rahola, T. 1994. Whole-body counting. <u>In</u>: Radioecology. Lectures in environmental radioactivity. (Ed. E. Holm), World Scientific, Singapore, 317-326.

- Rääf C. L., Hubbard L., Falk R., Ågren G., Vesanen R., 2006. Transfer of ¹³⁷Cs from Chernobyl debris and nuclear weapons fallout to different Swedish population groups. Sci Total Environ, 367:1, 324-340
- Shypailo, R. J., Ellis, K. J., 2011. Whole body counter calibration using Monte Carlo modeling with an array of phantom sizes based on national anthropometric reference data. Phys. Med. Biol. 56. 2979-2997.
- Snyder, W. S., Ford, M. R., Warner, G. G., Fisher, H. L., 1969. Estimates of Absorbed Fractions for Monoenergetic Photon Sources Uniformly Distributed in Various Organs of a Heterogeneous Phantom, MIRD Pamphlet No. 5, J Nucl Med 10, Suppl No 3.
- X-5 Monte Carlo Team, 2005. MCNP- A General N-particle Monte Carlo Transport Code, Version 5, Los Alamos National Laboratory.
- Xu, X. G., Eckerman, K. F., (Ed.), 2010. Handbook of anatomical models for radiation dosimetry.
- Ågren, G., Lidström, K., 1996. Mobil utrustning för mätning av gammastrålande radionuklider i människan: kalibrering samt mätningar av en grupp anställda vid FOA ABC-skydd. FOA-D--96-00249-4.3.
- Ågren, G., 1999. Transfer of radiocaesium to the Swedish population and subgroups of special interest. Thesis.
- Ågren, G., Granström, M., Gogani, Jalil G., Johansson, E., 2015. Kalibrering av ett system för mätning av radionuklider i människa. Jämförelse mellan empirisk bestämd- och Monte Carlo-simulerad effektivitet. Manuskript.

6 Appendix A

Tabell A1. Anpassningskoefficienter (*ai* enligt Ekvation 1) för effektiviteten hos detektorsystemet för de olika storlekarna av fantomet Irina. P4* är anpassningskoefficienter för den semiempiriska metoden med punkter både från MCNP simuleringar samt empiriska mätningar.

Storlek	a1	a2	a3	a4	a5	a6
P1	0.175027	-9.905747	1.212999	-0.319872	0.042412	-0.002173
P2	-0.386507	-9.173966	-0.227045	0.218666	-0.044362	0.002669
P4	-0.600591	-8.622145	-0.742646	0.404346	-0.075227	0.004462
Р5	0.021223	-10.290326	0.599663	-0.081530	0.001195	0.000261
P6	-0.280263	-9.566970	0.047439	0.066188	-0.015447	0.000920
P4*	-0.141836	-9.843698	0.394141	-0.04903	0.0022261	-0.000044

FOI är en huvudsakligen uppdragsfinansierad myndighet under Försvarsdepartementet. Kärnverksamheten är forskning, metod- och teknikutveckling till nytta för försvar och säkerhet. Organisationen har cirka 1000 anställda varav ungefär 800 är forskare. Detta gör organisationen till Sveriges största forskningsinstitut. FOI ger kunderna tillgång till ledande expertis inom ett stort antal tillämpningsområden såsom säkerhetspolitiska studier och analyser inom försvar och säkerhet, bedömning av olika typer av hot, system för ledning och hantering av kriser, skydd mot och hantering av farliga ämnen, IT-säkerhet och nya sensorers möjligheter.



FOI Totalförsvarets forskningsinstitut 164 90 Stockholm

Tel: 08-55 50 30 00 Fax: 08-55 50 31 00 www.foi.se