

Využití metody Monte Carlo v in-vivo měřeních kosterní aktivity aktinidů

habilitační práce

Ing. Tomáš Vrba, Ph.D.

České vysoké učení technické v Praze
Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská
Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření
Břehová 7, 115 19 Praha 1

Obsah

1	Úvod	4
2	Materiály a metody	12
3	Fyzikální kalibrační fantomy	20
4	Studium vlastností voxelových fantomů hlavy	26
5	Použití výpočetních metod v praxi	32
6	Nejistota stanovení aktivity ^{241}Am v kostře pomocí měření lebky	37
7	Mezinárodní porovnání	47
8	Závěr	52
9	Bibliografie	55
10	Přílohy – publikované články	59

Seznam obrázků

Obrázek 1	Obecný model biokinetiky dle ICRP.....	8
Obrázek 2	Fotografie fyzikálních fantomů (zleva: BPAM-001, UCIN, BfS, SÚRO).....	13
Obrázek 3	Simulovaná geometrie měření bodového zdroje 5 cm od detektoru 36	14
Obrázek 4	Simulovaná odezva detektoru 36 na bodový monoenergetický zdroj s energií 59,54 keV pro různé verze a nastavení MCNPX. Chybové úsečky pro verzi 2.7.0 vymezují konfidenční interval v důsledku statistické povahy výpočtu na úrovni 3σ	15
Obrázek 5	Rozměry lebky pro výpočet středního poloměru hlavy (skica Leonardo da Vinci)16	
Obrázek 6	Modely reálných detektorů (Ortec LX-70450-30P4- vlevo, Canberra GL2020R – vpravo)	19
Obrázek 7	Geometrie měření aktivity v lebce – celotělový počítač SÚRO v Praze na Vinohradech před rekonstrukcí	20
Obrázek 8	Závislost sumární detekční účinnosti detektorů 13 a 20 pro energii fotonu 59,54 keV na středním poloměru hlavy.....	21
Obrázek 9	Řezy fantomy BfS (vlevo) a BPAM-001 (vpravo) – obrázky nejsou v měřítku....	22
Obrázek 10	Geometrie měření fantomu BfS, čísla označují detektor (vlevo) a její reprezentace v simulaci (vpravo)	22
Obrázek 11	Vykreslení fantomu s voxely o hraně 1, 2 a 4 mm.....	26
Obrázek 12	Distribuce detekční účinnosti (59,54 keV) simulované na náhodně sestavených fantomech s délkou hrany voxelu 2, 3 a 4 mm.	27
Obrázek 13	Vliv morfologických operátorů na vybraný řez fantomu Linda (zleva: erode 2x, erode 1x, původní, dilate 1x, dilate 2x).....	28
Obrázek 14	Rozmístění detektoru 36 okolo fantomu Linda	28
Obrázek 15	Vliv morfologických operátorů (simulujících zaujatou segmentaci) na detekční účinnost. Relativní hodnoty se vztahují k odezvě z původního fantomu Linda.	29
Obrázek 16	Fluence fotonů s energií 59,54 keV okolo voxelového fantomu Linda (sagitální řez vlevo, transverzální řez vpravo)......	33
Obrázek 17	Uvažované umístění dvou detektorů vzhledem k fantomu Linda: A – dle [30], B – vertikální geometrie dle [31], C _o – SÚRO geometrie dle [13] , C _m – modifikovaná geometrie SÚRO, D – předozadní geometrie	33
Obrázek 18	Závislost detekční odezvy na vzdálenosti dvou detektorů 36 v geometriích z obrázku 16.....	35
Obrázek 19	Algoritmus výpočtu nejistoty stanovení kosterní aktivity ²⁴¹ Am pomocí metody MC	38
Obrázek 20	Distribuce relativních detekčních účinností (stanovená/skutečná) získaných z výpočtu metodou MC.....	40
Obrázek 21	Distribuce relativního navýšení odezvy v důsledku aktivity v krčních obratlích	41
Obrázek 22	Rozptyl detekční účinnosti v důsledku změny proporcí lebky, simulace s fantomem Linda simple.....	43
Obrázek 23	Srovnání detekční účinnosti voxelových fantomů hlavy, chybové úsečky vyznačují možnou nejistotu v důsledku nepřesné reprodukce pozice (1σ).....	44
Obrázek 24	Rozptyl detekční účinnosti v důsledku změny proporcí lebky. Rozměry hlavy byly generovány z experimentálních distribucí.	46
Obrázek 25	Geometrie první úlohy mezinárodního porovnání EURADOS (2012-2013).....	48
Obrázek 26	Srovnání minimálních a maximálních hodnot před a po opravě výsledků	50

Seznam tabulek

Tabulka 1 Označení a základní parametry detektorů.....	12
Tabulka 2 Označení a základní parametry fyzikálních fantomů.....	17
Tabulka 3 Přehled vytvořených voxelový fantomů	18
Tabulka 4 Detekční účinnosti fyzikálních fantomů měřené detektorem 13 a 20.....	20
Tabulka 5 Srovnání měřené a simulované detekční účinnosti čtyř detektorů pro fantom BfS	23
Tabulka 6 Srovnání měřené a simulovaných detekčních účinností pro fantom BPAM-001 ...	23
Tabulka 7 Srovnání simulované detekční účinnosti čtyř detektorů pro původní a upravený fantom BfS	24
Tabulka 8 Srovnání simulované detekční účinnosti dvou detektorů pro původní a upravený fantom BPAM-001.....	24
Tabulka 9 Střední detekční účinnost a její směrodatná odchylka pro náhodně sestavené fantomy s délkou hrany voxelu 2, 3 a 4 mm.	27
Tabulka 10 Popis pozic detektoru okolo fantomu Linda	29
Tabulka 11 Detekční účinnosti osmi detektorů vypočítané na originálním fantomu Linda....	30
Tabulka 12 Vliv hustoty kosti a měkké tkáně na detekční účinnost.....	30
Tabulka 13 Parametry detektorů LX-70450-30P4 a GL3825R.....	34
Tabulka 14 Porovnání navrhovaných geometrií	34
Tabulka 15 Relativní srovnání nejistoty zapříčiněné dislokací detektorů pro uvažované geometrie měření s dvěma detektory 36.	36
Tabulka 16 Odhad dílčích složek a celkové nejistoty stanovení kostní aktivity ^{241}Am	37
Tabulka 17 Celková nejistota stanovení kosterní aktivity ^{241}Am jako funkce měřené aktivity a jejího rozložení.....	40
Tabulka 18 Vliv tvaru lebky na detekční účinnost – konzervativní odhad.....	42
Tabulka 19 Srovnání rozměrů hlavových voxelových fantomů se středními rozměry hlavy .	44
Tabulka 20 Detekční účinnost a základní informace o účastnících srovnání	50

1 Úvod

Ionizující záření (IZ) je definováno jako tok částic s nenulovou klidovou hmotností nebo jako elektromagnetické vlny, které jsou schopny v důsledku interakcí s hmotným prostředím vytvářet ionty. Objekt emitující IZ se obecně nazývá zdroj ionizujícího záření. Objevy rentgenového záření (Wilhelm Röntgen - 1895) a radioaktivity (Henri Becquerel - 1896) odstartovaly užití zdrojů ionizujícího záření v praktických aplikacích. K nejvýznamnějším patřila a patří rentgenová diagnostika. Její rozšíření a v počátcích téměř neomezené použití přineslo poznatky o vedlejších účincích ionizujícího záření na lidský organismus.

Počátky radiační ochrany lze datovat do roku 1915, kdy Britská Röntgenova společnost přijala první rezoluci o ochraně před přílišným ozářením lidí v důsledku užívání rentgenového záření. Prvním cílem radiační ochrany bylo zamezení vzniku deterministických účinků (radiační spáleniny, nekróza, epilace), které jsou často označovány jako tkáňové reakce. Postupem času došlo k objevu stochastických účinků, konkrétně zvýšeného výskytu nádorových onemocnění u ozářených osob. Pokusy na živých laboratorních organizmech (octomilka obecná, lat. *Drosophila melanogaster*) vedly k objevu genetických účinků záření, které u lidí zatím nebyly pozorovány. Některé stochastické účinky byly pozorovány na lidech, a to především u horníků uranových dolů a osob přeživších jaderné útoky na Nagasaki a Hirošimu. Studie těchto subjektů odhalila nárůst výskytu stochastických účinků se zvyšující se dávkou záření. Osoby z obou skupin byly nebo jsou ozařovány mnohonásobně více než průměrný obyvatel Země, a proto je velmi obtížné extrapolovat dostupná data na běžnou expoziční úroveň. Obdobně je tomu i v pokusech s laboratorními organismy, u nichž jsou účinky IZ pozorovány rovněž až u vyšších dávek. Nedostatek dat v oblasti nižších dávek je řešen pracovní hypotézou lineární extrapolace stochastických účinků s klesající dávkou k nule. Uvedený předpoklad je často označován jako lineární bezprahový model vztahu dávky a (stochastických) účinků. Lineární bezprahový model dodnes formuje radiační ochranu, jejíž cíle se dají formulovat následovně:

- 1) Zabránit výskytu deterministických účinků
- 2) Udržovat ozáření populace a pracovníků s IZ tak nízko, jak je možné rozumným způsobem dosáhnout.
- 3) Snížit pravděpodobnost a minimalizovat dopady neplánovaných situací (nehody, zlovolné užití IZ)

Vytyčeného cíle je dosahováno pomocí třech nástrojů:

- 1) Zdůvodnění – Každá činnost, při které je použito ionizující záření nebo radionuklidového zdroje, musí přinést jednotlivci nebo společnosti více užítku než škod v důsledku nežádoucích účinků. Též je nutno prokázat, že navrhovanou činnost nelze rozumným způsobem provozovat bez užití IZ.
- 2) Optimalizace – Musí se prokázat, že velikost individuálních dávek, počet ozářených osob a pravděpodobnost ozáření tam, kde není prakticky jisté, že k němu dojde, je tak nízké, jak lze rozumně dosáhnout při respektování hospodářských a sociálních hledisek (ALARA).
- 3) Limitování – Žádný člen populace nebo pracovník s IZ nebude ozářen více, než je stanoveno patřičnými předpisy.

Poslední uvedený bod v sobě nese nutnost kontroly nepřekročení stanovených limitů. To vytváří požadavek na veličinu nebo veličiny schopné hodnotit libovolné expoziční situace. Subjekt, pracovník nebo člen populace, může být ozařován z externích nebo interních zdrojů,

a to s různým časovým průběhem (jednorázově, periodicky, kontinuálně). Radiační ochrana k tomuto účelu používá komplikovaný systém veličin, který je poměrně dobře shrnut v doporučení mezinárodní komise pro radiační ochranu (International Commission on Radiological Protection, dále jen ICRP) [1] [2]. Základem všech veličin užívaných k limitování ozáření je absorbovaná dávka. Ta je dána vztahem

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm}, \quad \text{Rovnice 1}$$

kde $d\bar{\varepsilon}$ je střední sdělená energie od ionizujícího záření v malém objemu a dm je hmotnost tohoto objemu. Rozměr této veličiny je $\text{J}\times\text{kg}^{-1}$ a jednotka se nazývá gray (značka Gy).

Absorbovaná dávka není většinou přímo přiřaditelná pozorovanému účinku, neboť různé druhy IZ deponují energii ve tkáních různým způsobem. Nestejný účinek IZ při stejné absorbované dávce se zohledňuje relativní biologickou účinností, která je pro potřeby ochrany před stochastickými účinky nahrazena radiačním váhovým faktorem (w_R). Vynásobením absorbované dávky radiačním váhovým faktorem se stanoví ekvivalentní dávka H_T . Ta má stejný rozměr jako absorbovaná dávka, ale její jednotkou je sievert (značka Sv). Ke zohlednění rizika stochastických účinků na lidského jedince se zavádí efektivní dávka

$$E = \sum_{T=1}^m H_T \times w_T = \sum_{T=1}^m w_T \times \sum_{R=1}^n D_R \times w_R, \quad \text{Rovnice 2}$$

kde n je počet všech druhů záření, která ozařují člověka, m je počet tkání významných vzhledem k ozáření, w_T je tkáňový váhový faktor a zbylé symboly mají výše uvedený význam. Tkáňový váhový faktor w_T , je bezrozměrný a zohledňuje nestejnou citlivost orgánu na ozáření včetně závažnosti vzniklých účinků.

Zde uvedený popis efektivní a ekvivalentní dávky není zdaleka úplný a slouží jen k ucelenějšímu pohledu na problematiku. Podrobnější rozbor obou veličin lze nalézt v doporučení ICRP [2].

1.1 Hodnocení ozáření

Ozáření lidí se dělí na externí a interní. Externí ozáření působí zdroji IZ mimo lidské tělo. Dobrým příkladem je diagnostické rentgenové vyšetření. Naproti tomu interní ozáření způsobují radionuklidy (RN), které se nacházejí v těle jedince. Ozáření ze zdrojů vně i uvnitř těla je třeba kvantitativně hodnotit. Znalost absorbované dávky v orgánu nebo orgánech je nezbytným krokem k odhadu ekvivalentní nebo efektivní dávky. Absorbovanou dávku ve tkáni nelze přímo měřit, pro její stanovení jsou nezbytné takzvané dozimetrické modely. Jedná se o matematické popisy lidského těla použité v programech simulujících transport záření. Nutnou podmínkou jakéhokoliv výpočtu není jen model těla, ale také znalost zdroje záření.

Výpočty potřebné k stanovení absorbovaných dávek z externího ozáření uvažují geometricky různé expoziční situace, například předozadní (AP), zadopřední (PA), rotační (ROT) apod. Tyto výpočty a odezva vhodného detektoru zpravidla postačují ke stanovení dávkových veličin. V mnoha případech externího ozáření se dávkové veličiny aproximují operačními veličinami (osobní dávkový ekvivalent).

U interního ozáření je situace poněkud odlišná. Každý orgán lidského těla se může v důsledku přítomnosti radionuklidu stát zdrojem (označován písmenem S), který ozařuje okolní orgán nebo orgány (T).

Pro každou emitovanou částici s energií E a orgány S a T je třeba stanovit absorbovanou frakci $AF(T \leftarrow S; E)$. Absorbovaná frakce je podíl energie absorbované v cílovém orgánu T z celkově uvolněné energie v orgánu S . Pro úplnost je třeba dodat, že tento přístup zahrnuje i samo-ozářování zdroje volbou $T=S$. Absorbovaná dávka v orgánu T z jedné přeměny v orgánu S se stanoví pomocí rovnice 3

$$SE(T \leftarrow S) = \sum_i \frac{Y_i \times E_i \times AF(T \leftarrow S; E_i)}{M_T}, \quad \text{Rovnice 3}$$

kde Y_i je výtěžek částice i -tého typu částice (na jednu přeměnu), E_i je energie i -té částice (v joulech), M_T je hmotnost orgánu T v kilogramech a $AF(T \leftarrow S; E_i)$ je absorbovaná frakce. Vynásobením každé emitované částice jejím radiačním váhovým faktorem w_R vede k specifické efektivní energii¹

$$SEE(T \leftarrow S) = \sum_i \frac{w_{R,i} \times Y_i \times E_i \times AF(T \leftarrow S; E_i)}{M_T}. \quad \text{Rovnice 4}$$

Příkon ekvivalentní dávky na orgán T od v těle přítomných radionuklidů v čase t vznikne sečtením příspěvků všech zdrojových orgánů a jejich aktivit, jak je vidět z rovnice 5

$$\dot{H}_T(t) = \sum_S \sum_j q_{S,j}(t) \times SEE(T \leftarrow S; t)_j, \quad \text{Rovnice 5}$$

kde $q_{j,s}(t)$ je aktivita radionuklidu j přítomná v orgánu S v čase t , a SEE je specifická efektivní energie. Závislost SEE na čase je v radiační ochraně vesměs teoretickou záležitostí, která umožňuje zohlednit například změnu hmotnosti orgánu nebo vzdálenosti zdroje a cíle. Časovou integrací rovnice 5 lze vypočítat ekvivalentní dávku. Integrál je zpravidla omezený na 50 let pro pracovníky s IZ a 70 let pro obyvatelstvo. Vypočtená hodnota se označuje $H_T(50)$ respektive $H_T(70)$ a nazývá se úvazkem ekvivalentní dávky.

$$H_T(\Delta t) = \int_{t_0}^{t_0+\Delta t} \dot{H}_T(t) dt = \int_{t_0}^{t_0+\Delta t} \sum_S \sum_j q_{S,j}(t) \times SEE(T \leftarrow S; t)_j dt, \quad \text{Rovnice 6}$$

kde Δt je buď 50 nebo 70 let. Pokud není SEE funkcí času, lze rovnici 6 upravit na

$$H_T(\Delta t) = \sum_S \sum_j SEE(T \leftarrow S; t)_j \times \int_{t_0}^{t_0+\Delta t} q_{S,j}(t) dt = \sum_S \sum_j SEE(T \leftarrow S; t)_j \times Q_{S,j}(\Delta t) \quad \text{Rovnice 7}$$

kde $Q_{S,j}$ je počet všech přeměn za uvažovaný interval Δt . Přímé stanovení $Q_{S,j}$ není možné, musí se použít výpočetní metody naznačené v následující podkapitole.

Úvazek efektivní dávky používaný k limitování interního ozáření vznikne dle rovnice 8 jako součet úvazků ekvivalentní dávky násobený tkáňovým váhovým faktorem w_T .

$$E(\Delta t) = \sum_T w_T \times \sum_S \sum_j SEE(T \leftarrow S; t)_j \times Q_{S,j}(\Delta t) \quad \text{Rovnice 8}$$

¹ Překlad anglického výrazu *specific effective energy*. Vzhledem k významu by bylo vhodnější použít termín specifická ekvivalentní energie.

1.2 Hodnocení interního ozáření

Stanovení efektivní nebo ekvivalentní dávky z inkorporovaných radionuklidů je závislé na počtech přeměn radionuklidu v jednotlivých orgánech lidského těla ($Q_{s,j}$ z rovnice 7). Zdroj IZ ozařuje subjekt s časem proměnnou intenzitou, která odráží nejen fyzikální přeměnu RN, ale i biologické procesy. Jinými slovy, radioaktivní látka je v jednotlivých orgánech a celém lidském těle distribuována, zadržována nebo vylučována v závislosti na:

- 1) fyzikální formě (plyn, aerosol, pevná látka),
- 2) chemickém složení (vaznost RN),
- 3) přítomnosti látek ovlivňujících metabolismus subjektu (inhibitory, dekorporační činidla),
- 4) cestě, kudy do těla vstoupila (inhalace, ingesce, poranění, injekce).

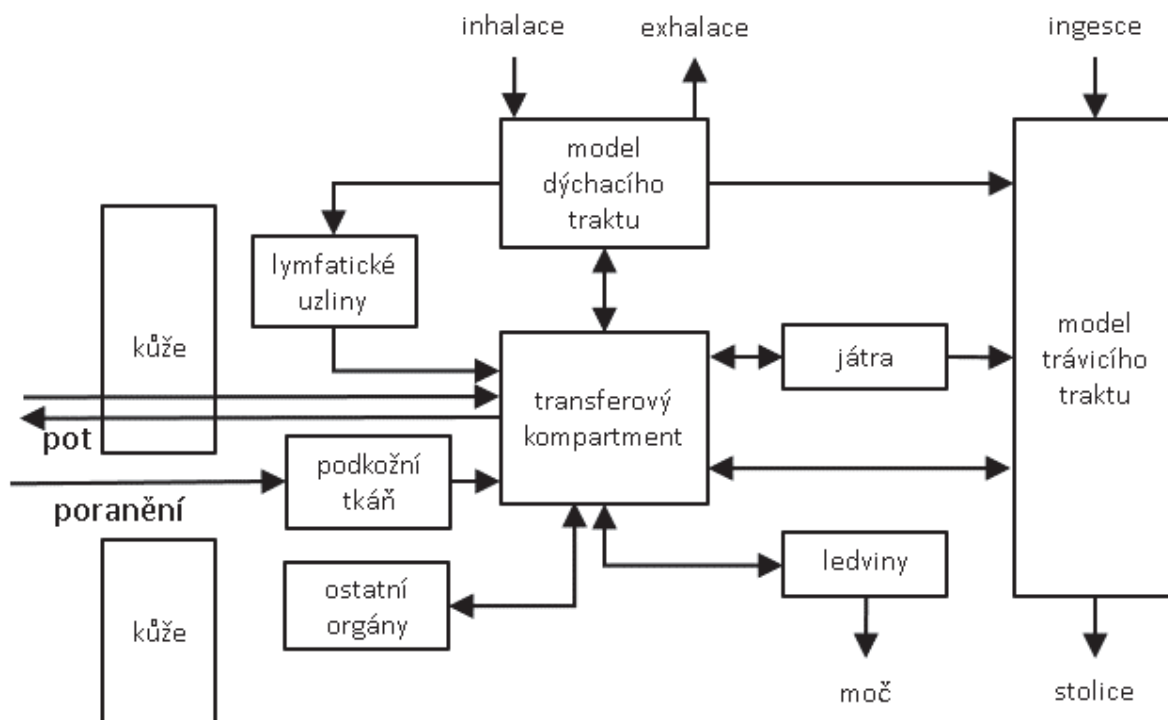
Pro úplnost je nutno dodat, že i věk a pohlaví subjektu ovlivňuje, do jisté míry, chování některých látek v těle. Tyto rozdíly jsou například dobře patrné při srovnání dospělých jedinců a kojenců.

Prvním krokem k odhadu $Q_{s,j}$ je stanovení tělem přijaté aktivity. Příjem (anglicky intake) je obecně chápán jako akt, při kterém do těla vstupuje radioaktivní substance. Dozimetrie interního ozáření tento termín používá i pro označení celkové aktivity substance v becquerelech (Bq), kterou subjekt přijal. V nukleární medicíně jsou podávány aktivity poměrně dobře známy, ale ve valné části případů profesního ozáření tomu tak není. Odhad příjmu se pak získává z měřených dat a modelu popisujícího chování látky v lidském těle.

1.2.1 Biokinetické modely

Popis biokinetických modelů, nebo též kompartmentových modelů, užívaných v radiační ochraně lze nalézt v Doporučeních ICRP [3] [4]. Základním stavebním prvkem modelů je kompartment. To je vymezená oblast (část organismu, orgán, tkáň), o níž se předpokládá, že se v ní zkoumaná látka okamžitě po vstupu homogenně rozloží a množství látky vylučované z této oblasti je úměrné množství látky v ní aktuálně přítomné. K popisu přestupu látky z jednoho kompartmentu do druhého se užívá kinetika prvního řádu, a tak výslednou matematickou formou je soustava lineárních diferenciálních rovnic prvního řádu s počáteční podmínkou. Počáteční podmínka představuje rozložení látky v jednotlivých orgánech v okamžiku příjmu. Některé orgány lidského těla nebo fyziologické procesy se neřídí výše zmíněnou kinetikou prvního řádu, a tak jsou v modelu nahrazeny více kompartmenty. Obrázek 1 ukazuje obecnou strukturu těchto modelů.

Biokinetické modely lze rozdělit do dvou skupin. První skupinu tvoří modely vstupu. Vyznačují se stejnou strukturou a počtem kompartmentů pro všechny radionuklidy. Rozdílné chování sloučenin obsahujících radioaktivní látky je respektováno jen změnou některých jejich parametrů. Sem patří lidské modely dýchacího a trávicího traktu popisované v Doporučeních ICRP [3] [5] [6]. Do druhé skupiny patří modely popisující chování radionuklidu po vstupu do tělních tekutin, především krve. Jejich struktura je značně rozmanitá co do počtu kompartmentů a tyto modely jsou jedinečné pro každý prvek, případně skupinu prvků.



Obrázek 1 Obecný model biokinetiky dle ICRP

Výstupem modelů jsou takzvané retenční, respektive exkreční křivky. Retenční křivky popisují aktivitu konkrétního orgánu nebo celého těla v závislosti na čase. Exkreční křivky udávají časovou závislost vyloučené aktivity moči nebo stolice za definovaný časový interval (zpravidla 1 den). Křivky jsou pro praktické použití často normalizovány na jednotkový příjem (1 Bq) radionuklidu.

1.2.2 Měření pro potřeby odhadu příjmů

Měření potřebná ke stanovení příjmu se dělí do dvou skupin, na přímá a nepřímá. Mezi nepřímá měření patří tzv. in-vitro metody. Jedná se především o stanovování aktivity RN v biologických vzorcích (moč, stolice). Druhou skupinou představují přímá měření, někdy též označovaná výrazem in-vivo. Tato měření se provádí pomocí detektorů IZ umístěných okolo subjektu tak, aby zaznamenávaly záření vycházející z celého těla (celotělové měření) nebo některé jeho části (např. plíce a játra).

1.2.3 In vivo měření

Celotělové měření je velmi užitečným nástrojem pro stanovení aktivity radionuklidů v lidském těle. Přednosti této metody spočívají v relativně rychlém měření, které není invazivní a přináší aktuální informace o distribuci radionuklidu. In-vivo měření mají i značná omezení, mezi které patří jejich nižší použitelnost. Lze jimi stanovovat aktivity jen takových radionuklidů, které emitují pronikavé elektromagnetické záření nebo elektrony schopné generovat brzdné záření s dostatečnou energií. Za dostatečně pronikavé lze považovat fotony s energií větší než cca 20 keV². Dostatečná energie elektronů pro tvorbu detekovatelného brzdného záření je v řádu stovek až tisíců keV. Nutno dodat, že měřitelnost konkrétního radionuklidu není jen funkcí energie a typu emitovaného záření, ale i výtěžku, respektive stanovované aktivity.

² 1 eV = 1,602 × 10⁻¹⁹ J

V oblasti fotonového záření s energií desítek keV je odezva detekčního systému silně závislá na anatomických proporcích měřeného subjektu. Nízkoenergetické záření je totiž poměrně významně zeslabováno v kostech i měkkých tkáních. Mezi radionuklidy emitující nízkoenergetické fotonové záření patří například atomy s větším protonovým číslem než uran (tzv. transurany), mimo jiné ^{241}Am nebo ^{239}Pu . Stanovování jejich aktivity pomocí in-vivo měření je poměrně obtížné, neboť jsou v těle distribuovány velmi nehomogenně [7]. Oba prvky se společně s ^{237}Np významně akumulují na povrchu kostí, proto je pro ně v angličtině užíván termín bone-seeking. Existují i prvky, které se ukládají v kostních objemech. Například olovo, polonium nebo rádium, avšak jejich distribuce v lidském těle je značně rozdílná.

1.2.4 Kalibrace in-vivo detekčního systému

In-vivo detekční systém není schopen poskytnout kvantitativní informace o přítomnosti RN bez patřičné kalibrace. Kalibrace se zpravidla prováděla pomocí fyzických objektů, které mají známou aktivitu RN a tvarem se podobají měřenému subjektu nebo jeho části. Takové objekty se v běžné praxi označují termínem kalibrační fantomy. Kalibrace pomocí fyzikálních fantomů je sice přímočará, ale má i svá úskalí. Konstrukce a výroba fyzikálních fantomů není snadná, neboť se musí pracovat s otevřenými radionuklidovými zářiči a tkáňově ekvivalentními materiály. Zapůjčení nebo pořízení fantomu je finančně a časově náročné. Hlavní slabinou fyzikálních fantomů je jejich neměnná velikost, svázanost s jedním užitým radionuklidem a omezená přesnost. Právě poslední uvedené omezení iniciovalo hledání jiné metody kalibrace. Nejvíce slibnou alternativou se ukázala aplikace matematických modelů a softwaru simulujícího transport záření metodou Monte Carlo (MC).

1.2.5 Matematické metody kalibrace a voxelové fantomy

Simulace transportu záření metodou Monte Carlo je užíváno v mnohých aplikacích již více než 60 let. V posledních dvou dekádách došlo k pokusům využít tuto metodu i pro potřeby kalibrace celotělových počítačů, což bylo umožněno rozvojem výpočetní techniky. Větší operační paměť a výkonnější procesory umožnily přechod od relativně jednoduchých modelů lidského těla definovaných pomocí analytických křivek ke komplexnějšímu popisu pomocí voxelové geometrie. Voxelová geometrie je zpravidla definována pomocí trojdimenzionální mříže. Mříže se prostor rozdělí na elementární objemy, tzv. voxely (z anglických slov volume pixel), které mají obvykle tvar krychle nebo kvádrů. Libovolný objekt lze definovat skupinou voxelů s patřičnými vlastnostmi, tj. obdobně obrazovým bodům u digitální fotografie. Geometrická přesnost takto reprezentovaného objektu je závislá na velikosti elementu. Zmenšováním voxelu se model objektu blíží skutečnosti, ale zároveň roste množství voxelů, a tedy potřeba paměti a výpočetního výkonu. Proto je výhodné rozměry voxelu pro konkrétní úlohy optimalizovat.

Voxelové fantomy lidského těla se vytvářejí na základě dat z medicínských zobrazovacích modalit, jako jsou výpočetní tomografie (CT) a magnetická rezonance (MRI). Minimálně v jednom případě bylo užito i fotografií fyzických řezů subjektem [8], což demonstruje použitelnost jiných vstupních dat. V primárních obrazových datech jsou identifikovány jednotlivé orgány nebo jejich části, a to buď automaticky, nebo ručně. Procesu přiřazení obrazových bodů konkrétní tkáni se říká segmentace. Automatická segmentace je mnohem méně časově náročná, ale její výstupy je ve většině případů nutno ručně korigovat. Hlavní slabinou segmentace je obtížná identifikace orgánů s tenkou stěnou nebo malým rozdílem oproti sousední tkáni.

V těchto případech, šum zobrazovací metody smývá jejich rozdíly. Finálním produktem bez ohledu na segmentační metodu je trojdimenzionální matice, v níž je každému elementu přiřazeno konkrétní číslo. Tuto matici je v dalším kroku třeba převést do formy, s kterou dokáže pracovat software simulující transport záření.

Voxelové fantomy nejsou nejnovějším možným matematickým popisem lidského těla. Realitě nejbližší a zároveň flexibilnější jsou fantomy založené na polygonálních sítích a NURB (Non-uniform rational basis spline) [9], ale většina standardně používaného softwaru s nimi zatím neumí pracovat přímo, proto se dosud užívají pouze zřídka. Oproti tomu s voxelovými fantomy nemá většina MC programů problémy.

1.2.6 Odhad příjmu

Odhad příjmu radionuklidu z jedné měřené hodnoty udává rovnice 9

$$\hat{I} = \frac{m_i(t)}{q_i(t)}, \quad \text{Rovnice 9}$$

kde \hat{I} je odhad neznámého skutečného příjmu I , $m_i(t)$ je hodnota měření v čase t a $q_i(t)$ je příslušná hodnota exkrece nebo retenční funkce v čase měření získaná z biokinetického modelu s jednotkovým příjmem. Pokud je k dispozici více měřených hodnot, je třeba hledat příjem pomocí metody maximální věrohodnosti, jenž popisuje například doporučení IDEAS [10]. Nejlepší odhad příjmu se získá z rovnice 10

$$\hat{I} = \exp \left(\frac{\sum_{i=1}^n \frac{\ln(m_i(t)/q_i(t))}{[\ln(SF_i)]^2}}{\sum_{i=1}^n \frac{1}{[\ln(SF_i)]^2}} \right), \quad \text{Rovnice 10}$$

kde SF_i vyjadřuje celkovou nejistotu měření i a ostatní symboly mají výše uvedený význam. Scattering factor (SF) je dle aktuálního přístupu složen ze dvou typů nejistot. Nejistota spojená s pravděpodobností emise a detekce záření se nazývá typ A a popisuje se pomocí Poissonova rozdělení. Ostatní nejistoty spojené s kalibrací se popisují pomocí lognormální distribuce a jsou označovány jako typ B. Výpočet celkové hodnoty SF_i lze provést pomocí rovnice 11 za předpokladu, že relativní nejistota typu A je buď menší než 30%, nebo její podíl na celkové nejistotě je maximálně jedna třetina [11].

$$SF_i = \exp \sqrt{[\ln(SF_A)]^2 + [\ln(SF_B)]^2} = \exp \sqrt{[\ln(SF_A)]^2 + \sum_k [\ln(SF_{B,k})]^2} \quad \text{Rovnice 11}$$

Dílčí složky SF_i se vypočtou dle vztahu

$$SF_k = \exp(s_k), \quad \text{Rovnice 12}$$

kde s_k je relativní směrodatná odchylka normálního (pro nejistotu typu A) respektive lognormálního rozdělení (typ B).

1.3 Stanovování kostní aktivity transuranů

Stanovení kostní aktivity transuranů je komplikováno nehomogenní distribucí a poměrně nízkou energií emitovaných fotonů, která vyžaduje speciální detekční uskupení.

To zahrnuje nejčastěji germaniový polovodičový detektor, nejlépe s tenkým vnějším kontaktem a tenkým vstupním okénkem z beryllia nebo karbon-epoxidového kompozitu. Kosterní aktivita se stanovuje na základě in-vivo měření dle rovnice 13

$$A_{skel} = A_{lebka} \times w = \frac{n_E(\Delta t)}{\eta \times Y_E \times \Delta t} \times w, \quad \text{Rovnice 13}$$

kde η je spektrometrická detekční účinnost měřicího systému na jeden emitovaný foton, Y_E je výtěžek fotonů s energií E na 1 Bq radionuklidu, Δt je doba měření v sekundách, $n_E(\Delta t)$ je počet impulsů v čisté ploše píku od fotonů s energií E a w je koeficient dávající do poměru aktivitu měřené části kostry a celkovou kosterní aktivitu.

Při měření jsou detektory nasměrovány do oblasti s vysokou koncentrací kostní tkáně. Měřená tkáň musí být geometricky kompaktní, s co nejtenčí krycí vrstvou měkkých tkání a co nejdálší od ostatních orgánů akumulujících nebo obsahujících měřené radionuklidy (např. játra, plíce). Těmto kritériím z lidské kostry nejvíce vyhovuje lebka, loket a koleno. Každá z uvedených oblastí má své výhody a nevýhody. Koleno a loket jsou velmi vzdáleny ostatním orgánům, ale jde o části kostry s poměrně vysokou metabolickou aktivitou, což není úplně žádoucí. Další obtíž spojená s těmito částmi kostry je přiřaditelnost měřeného signálu konkrétní kostní hmotě. Naproti tomu lebka je z téměř 95 % tvořena kompaktní (kortikální) kostní tkání, což je výhodné, neboť nedochází k rychlé výměně látek, a tak je měřený signál časově stabilní. Další příhodnou vlastností je poměrně dobře definovaný objem měřené tkáně. Nevýhodou tohoto orgánu je jeho značná geometrická složitost a velká variabilita v rámci populace (velikost a tvar), což komplikuje kalibraci detekčního systému. Jistou komplikaci představují i krční obratle, které v závislosti na geometrii měření mohou přispívat k pozorovanému signálu.

Výše byly načrtnuty obrysy in-vivo měření v kontextu radiační ochrany. Ústředním tématem habilitační práce je zpřesnění kalibrace a detailní rozbor nejistot spojených se stanovením kostní aktivity ^{241}Am prostřednictvím měření lebeční aktivity. Přesnější měření a znalost jeho nejistoty nemá význam jen pro odhad příjmu, respektive expozice konkrétního jedince. Nahodilé případy s příjmem ^{241}Am jsou velice cenné pro tvorbu a revizi biokinetických modelů, neboť pokusy na živých lidských subjektech jsou vzácné. Hlavní překážkou systematických studií s transurany je nemalá radiační zátěž pokusných osob.

1.4 Motivace k výzkumu

Primární impuls zabývat se problematikou kalibrace in-vivo detekčních systémů přišel během disertační práce. Disertační práce se zabývala dlouhodobě sledovanými případy vnitřního ozáření s ^{241}Am a byla vypracována pod vedením Ing. Ireny Malátové, CSc. ze Státního ústavu radiační ochrany v Praze (SÚRO) [12]. Při verifikaci dat z in-vivo měření se ukázalo, že kalibrační konstanty z různých kalibračních fantomů mají značný vliv na stanovení kosterní aktivity ^{241}Am . Takový stav nebyl uspokojivý. Velký soubor dat měřený na SÚRO více než deset let byl a je unikátní možností jak studovat chování ^{241}Am v časech vzdálených příjmu. Proto byla snaha odstranit nejistotu kalibrace a zvýšit informační hodnotu in-vivo dat. Toto úsilí vedlo ke zkoumání fyzikálních kalibračních fantomů. Výzkum fyzikálních fantomů probíhal nepřímo pomocí transportu záření metodou MC. Hlavním důvodem byl obtížný přístup k fantomům (problematické zapůjčení a transport). To vedlo k použití matematických modelů a k řadě otázek na které bylo třeba poskytnout odpovědi.

2 Materiály a metody

Tato kapitola je dělena do dvou podkapitol. První pojednává o dostupném vybavení a standardních metodách. Druhá shrnuje výsledky samostatné práce, které se staly, vzhledem vytyčeným cílům, jen podpůrným materiálem. Typickým příkladem je vytvoření voxelového nebo reálného fantomu, který po svém dokončení slouží jen jako materiál pro další výzkum.

2.1 Standardní metody a vybavení

2.1.1 Celotělový počítač

V práci jsou prezentována data, která byla naměřena pracovníky Státního ústavu radiační ochrany (SÚRO) v Praze. Tamější celotělový počítač byl nejprve vybaven jen dvěma detektory nízkenergetických fotonů od firmy Canberra. Tyto detektory měly aktivní plochu pouze 2000 mm² [13]. Postupem času byl detekční systém rozšířen o dva novější detektory firmy Ortec s plochami 3826 mm² a 3903 mm². Souhrnné informace o detektorech podává tabulka 1.

Tabulka 1 Označení a základní parametry detektorů

označení detektoru	36	35	20	13
výrobce	Ortec	Ortec	Canberra	Canberra
model	LX-70450-30P	LX-70450-30P-CW	GL2020R	GL2015R
materiál okénka	beryllium	kompozit ^a	kompozit ^a	kompozit ^a
tloušťka okénka (mm)	0,50	0,76	0,50	0,50
neaktivní vrstva (μm)	0,3	0,3	6,0 ^b	6,0 ^b
průměr krystalu (mm)	70,5	69,8	50,5	50,5
vzdálenost krystal-okénko (mm)	4	4	5	5
výška krystalu (mm)	32,5	30,5	20,0	15,0

^a karbon-epoxidový kompozit

^b stanoveno experimentálně

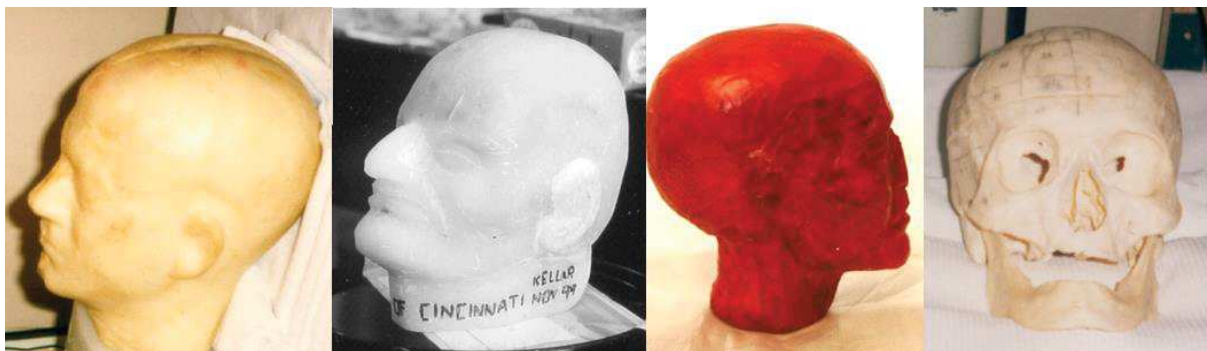
Starší detektory byly chlazeny kapalným dusíkem z malých Dewarových nádob. Chlazení novějších detektorů obstarává technologie X-COOLER II (elektrické chlazení). Detektory se nacházejí v místnosti stíněné pláty ze staré oceli o tloušťce 22 cm, jejíž vnitřní povrch je vyložen olovem a také měděným plechem.

2.1.2 Fyzikální fantomy

Ke kalibraci celotělového počítače bylo postupně použito celkem čtyř fyzikálních hlavových fantomů. Užité fantomy lze rozdělit podle realističnosti do tří skupin. Nejbližší realitě je fantom BPAM-001, který byl vytvořen na základě případu 102 pozorovaného v USTUR [14]. Obsahuje jednu polovinu lidské lebky dárce kontaminovaného ²⁴¹Am. Druhá část lebky byla radiochemicky zpracována za účelem stanovení aktivity. Zpracovaná polovina lebky byla ve fantomu nahrazena neaktivní kostní tkání jiného subjektu. Měkké tkáně byly substituovány tkáňově ekvivalentním materiálem podle ICRU 44 [15], který odpovídá svalům.

V druhé skupině jsou fantomy UCIN (University of Cincinnati) [16] a BfS³ (Bundesamt für Strahlenschutz), které vznikly uměle. Nejprve byla na vnitřní a vnější stěny neaktivních lebek nanesena známá aktivita ²⁴¹Am a poté byly lebky vyplněny a obaleny tkáňově ekvivalentními materiály (UCIN) nebo parafínem (BfS).

Poslední fantom, označený SÚRO, není úplně reálným objektem. Kalibrační konstanta vznikla jako superpozice odezev plošného zdroje ²⁴¹Am posouvaného po vnitřním a vnějším povrchu reálné lebky. Získaná detekční účinnost byla opravena na zeslabení v měkkých tkáních hlavy [17]. Fotografie všech fantomů jsou na obrázku 2.



Obrázek 2 Fotografie fyzikálních fantomů (zleva: BPAM-001, UCIN, BfS, SÚRO)

2.1.3 Voxelové fantomy

Doporučení ICRP číslo 110 [18] obsahuje, mimo jiné, voxelové modely referenčního muže a ženy. Tyto modely byly primárně vyvinuty za účelem výpočtu dávkových veličin, ale to neznamená, že je nelze použít i pro kalibraci celotělového počítače. Hlavové části těchto fantomů byly porovnány s vytvořeným voxelovým fantomem Linda (viz 2.2.3). Prostorové rozlišení, počet voxelů a další parametry obou modelů jsou uvedeny v tabulce 3, která shrnuje základní informace o všech použitých voxelových fantomech.

2.1.4 Transport záření – MCNPX

V práci bylo použito transportního kódu MCNPX (Monte Carlo N-Particle eXtended) vyvíjeného Národní laboratoří v Los Alamos (Los Alamos National Laboratory). Software využívá metodu Monte Carlo k simulování průchodu částic hmotným prostředím. Program dokáže simulovat 34 druhů částic včetně fotonů, elektronů a neutronů. Mimo to umožňuje transport více než 2000 těžkých iontů v širokém energetickém spektru. Detailní popis všech možností lze nalézt v manuálu [19].

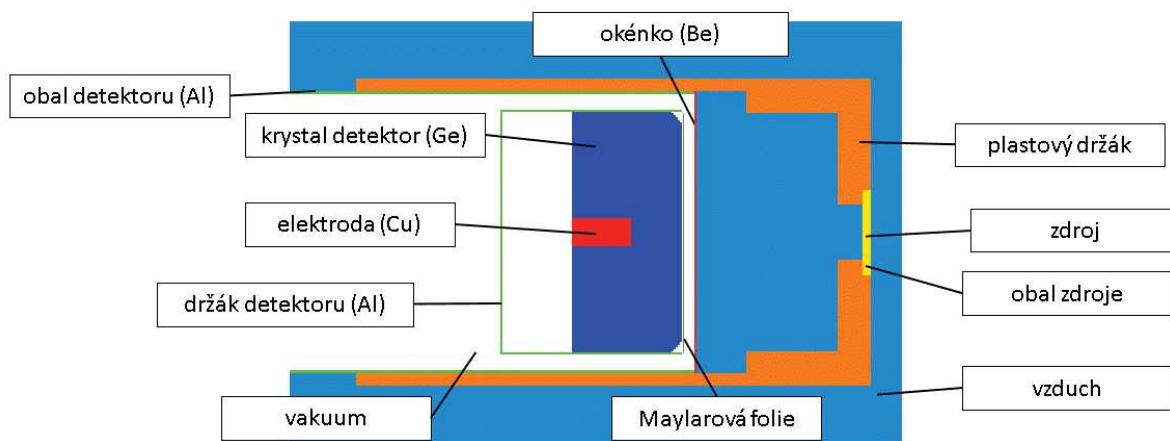
Program byl používán nejčastěji k transportu fotonů (mode p). Jejich průchod úlohou byl simulován detailně, tj. včetně koherentního rozptylu, s užitím standardních knihoven účinných průřezů mcplib04. Fotony byly sledovány, dokud jejich energie neklesla pod 1 keV. V některých případech, kdy bylo potřeba získat výsledky jen pro konkrétní energii fotonů, bylo užito adaptabilního odstranění částice, pokud její energie klesla pod zadaný práh (možnost ELPT).

³ K fantomu existuje jen průvodní dopis, který G. Laurer napsal W. Burkhartovi dne 8. 4. 1993.

Ukončení transportu částice se provádělo jen mimo buňky detektoru a práh byl nastaven tak nízko, aby neovlivnil část spektra s energií zájmu. Výsledky zrychlující metody byly před rutinním použitím verifikovány porovnáním s výsledky získanými při standardním nastavení.

V některých úlohách byly simulovány mimo primárních fotonů také sekundárně vzniklé elektrony (mode p e). K jejich transportu bylo použito modelu kumulativních srážek a standardních knihoven účinných průřezů el03. Společný transport fotonů a elektronů prodlužuje délku výpočtu přibližně třikrát a jeho jediným přínosem je věrnější simulace nízkoenergetické části spektra, která není v oblasti zájmu, vyjma situace, kdy je porovnáváno simulované spektrum s měřeným.

Data prezentovaná v habilitační práci byla získána ve třech verzích MCNPX, a to 2.5.0, 2.6.0 a 2.7.0. Jednoduchá geometrie s bodovým zářičem emitujícím fotony s energií 59,54 keV a detektorem 36, spuštěná ve všech zmiňovaných verzích, posloužila k ověření nezávislosti výpočtů na užití verzi. Geometrie úlohy a získaná spektra jsou znázorněna na obrázcích 3 a 4.

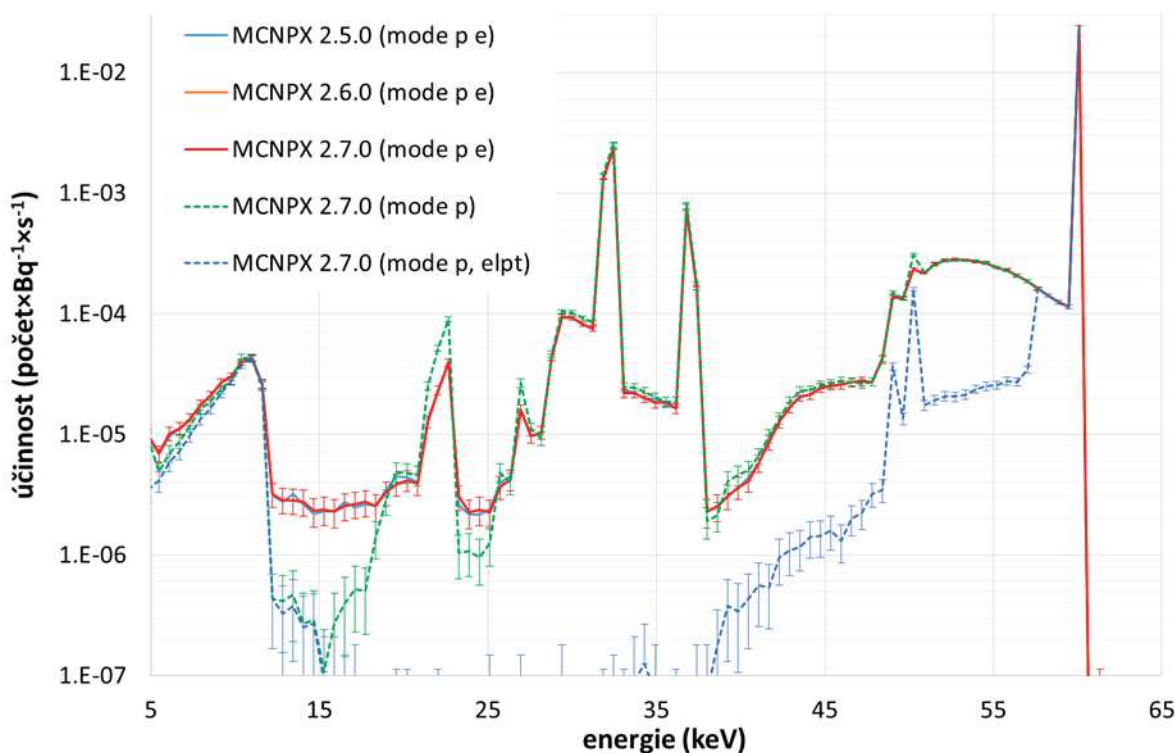


Obrázek 3 Simulovaná geometrie měření bodového zdroje 5 cm od detektoru 36

Ve většině simulací byly ze zdroje emitovány jen fotony s energií 59,54 keV⁴, což odpovídá hlavní emisi γ z přeměny ²⁴¹Am (výtěžek 0,3592 fotonu na jednu přeměnu). Ostatní fotony emitované z přeměny tohoto jádra byly simulovány jen v případě potřeby celého energetického spektra. Výtěžky fotonů byly převzaty z nejnovějších zdrojů [20] [21].

Odezva modelů detektorů (viz 2.2.4) byla simulována pomocí skórovací procedury (tally 8). Ta simuluje distribuci impulsu v detektoru (pulse height) a umožňuje energetické dělení. Výsledky této tally, tj. energetická spektra se zadaným energetickým dělením, jsou normalizovány na jednu emitovanou částici ze zdroje (počet impulsů na jeden emitovaný foton). Většina v práci prezentovaných výsledků zachovává tuto normalizaci. Některé výsledky jsou normovány na počet impulsů za sekundu a jeden becquerel (počet \times s⁻¹ \times Bq⁻¹, CPS/Bq) tak, aby rozměrově odpovídaly požadavkům zadání (např. výsledky mezinárodního porovnání).

⁴ V simulacích do roku 2010 byla použita energie 59,6 keV (méně přesná hodnota ze starých tabulek), ale pro ucelenost textu je uváděna jen hodnota 59,54 keV. Drobný rozdíl v energii nemá prakticky žádný dopad na pozorované výsledky.



Obrázek 4 Simulovaná odezva detektoru 36 na bodový monoenergetický zdroj s energií 59,54 keV pro různé verze a nastavení MCNPX. Chybové úsečky pro verzi 2.7.0 vymezují konfidenční interval v důsledku statistické povahy výpočtu na úrovni 3σ .

Program MCNPX běžně nezohledňuje energetické rozlišení reálného detektoru a vyhodnocovací elektroniky. Interaguje-li foton v simulovaném detektoru fotoefektem, je zaznamenán do jediného energetického intervalu (kanálu, binu). Ve většině případů je tato vlastnost výhodná, neboť stanovení čisté plochy píku se redukuje na vyčtení jediné hodnoty z výstupního souboru. Pokud se ale výsledky simulace mají srovnat s měřením, je třeba energetická spektra patřičně rozšířit (rozmyt). To lze udělat přímo v MCNPX volbou GEB (gaussian energy broadening), ale není to výhodné, neboť rozmytí je provedeno náhodným vzorkováním Gaussovské distribuce. Rozšíření píků se provádělo analyticky mimo prostředí MCNPX (post processing), jen když to povaha úlohy vyžadovala.

Výpočty byly prováděny s takovým počtem primárních částic, aby bylo dosaženo rozumné statistické přesnosti výpočtu. Relativní standardní odchylka bodových výpočtů (pro jeden energetický interval spektra) byla zpravidla okolo 0,5% a nikdy nepřekročila 1%. U simulací celých energetických spekter byla celková relativní odchylka pod 10%, přičemž některé ojedinělé biny mohly vykazovat vyšší míru nejistoty.

2.2 Vyvinuté materiály a metody

2.2.1 Střední poloměr hlavy

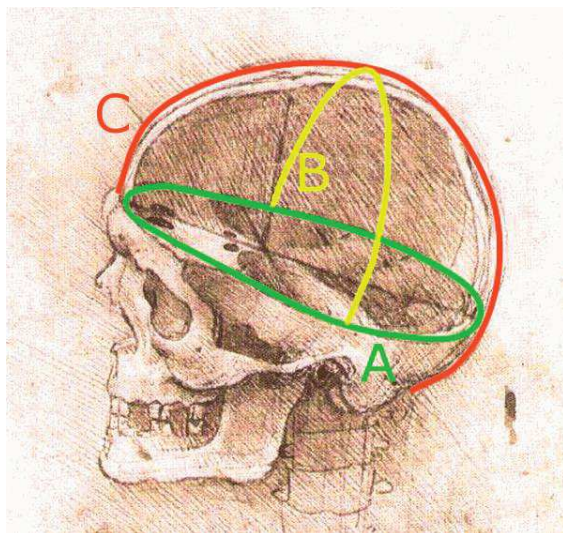
Střední poloměr hlavy r byl zaveden jako parametr popisující rozměr fyzikálních a voxelových fantomů nebo reálné osoby. Jeho základem byly tři rozměry:

- A obvod hlavy
- B vzdálenost od ucha k uchu přes temeno
- C vzdálenost od půle čela po týlní hrbol.

Jednotlivé rozměry jsou vyznačeny na obrázku 5. Střední poloměr hlavy se vypočte z rovnice 14

$$r = \frac{1}{3\pi} \times \left(\frac{A}{2} + B + C \right), \quad \text{Rovnice 14}$$

kde A, B a C mají výše uvedený význam a jsou uvedeny v cm. Vstupní rozměry A, B a C stanovující střední poloměr hlavy r nejsou ideální parametry, ale vznikly s ohledem k existujícím datům reálných osob [12]. Pro voxelové fantomy nebo reálné fantomy s dostupnou CT studií byl střední poloměr hlavy stanoven jako aritmetický průměr šířky, délky a výšky hlavy, neboť tento přístup je přesnější. Vhodnější metodou stanovení středního poloměru hlavy u lidských subjektů by bylo užití obkročného měřidla nebo digitální fotografie s měřítkem.



Obrázek 5 Rozměry lebky pro výpočet středního poloměru hlavy (skica Leonardo da Vinci)

2.2.2 Fyzikální fantom CSR

Skupinu fyzikálních fantomů z kapitoly 2.1.2 doplnil v roce 2012 částečně anatomický fantom. Ten byl vytvořen pro potřeby mezinárodního porovnání, které zorganizovaly pracovní skupiny vnitřního ozáření (WG7) a výpočetní dozimetrie (WG6) sdružení EURADOS (European Radiation Dosimetry Group). Jedním z úkolů tohoto porovnání bylo srovnat simulace in-vivo detekčního systému s reálným měřením. To by šlo provést i s fantomy BfS nebo BPAM-001, ale u těchto fantomů chybí některé potřebné informace nebo nejsou známy s rozumnou přesností. Především není přesně známa prostorová distribuce ^{241}Am . Nový fantom vznikl ve spolupráci kolegů z České a Slovenské republiky, a proto je označován zkratkou CSR.

Detailní popis fantomu lze nalézt v příloze [22]. Souhrnné informace o všech použitých fyzikálních fantomech lze nalézt v tabulce 2.

Tabulka 2 Označení a základní parametry fyzikálních fantomů

fantom	materiál kostní tkáň	distribuce aktivity	aktivita (Bq) ^b	náhrada měkkých tkání	voxelový model
BPAM-001	kost	skutečná, 25 let po příjmu	303	tkáním ekvivalentní	Ano
UCIN	kost	povrchová ^a	59000	tkáním ekvivalentní	Ne
BfS	kost	povrchová ^a	5400	parafín	Ano
NRPI	kost	plošný zdroj	-	není	Ano
CSR	sádra+gáza	povrchová	1000	polyurethan	Ano

^a omezená informace, ^b aktivita k datu výroby

2.2.3 Voxelové fantomy

V průběhu práce byly vytvořeny celkem čtyři voxelové fantomy. Primární data pro tvorbu fantomu pocházela ze studií získaných výpočetní tomografií. Obrázky ve formátu DICOM byly zbaveny šumu a okolních nežádoucích struktur, především stolu a podpůrných či fixačních pomůcek. Dalším krokem zpracování bylo potlačení vysokohustotních artefaktů. Suprese hvězdicového efektu způsobeného dentálními náhradami nebo jinými kovovými objekty je po procesu rekonstrukce obrazu (v původním zařízení) značně komplikovaná, a proto jde vždy o jistý zdroj nejistoty. Vyčištěný a artefaktů prostý datový soubor byl segmentován za použití morfologických operátorů pracujících s binárními nebo osmibitovými obrázky (dilatace, eroze, fill holes), prahování (thresholding), ruční editace a operátorů pracujících s více datovými soubory jedné studie (odečtení, sečtení, rozdíl).

Voxelový fantom Linda vznikl jako první na základě CT studie 38leté ženy [23]. Data pocházela z Institutu klinické a experimentální medicíny (IKEM) a byla poskytnuta díky laskavosti MUDr. Dany Kautzmerové, vedoucí Oddělení výpočetní tomografie. Řezy, celkem 880, byly pořízeny na zařízení Siemens SOMATOM Sensation a jejich tloušťka byla 0,6 mm s posunem stolu 0,3 mm. Skutečnost, že se jednotlivé řezy překrývaly, umožnila vyloučit polovinu snímků bez ztráty informace, což snížilo celkový objem zpracovaných dat. Velikost jednoho voxelu reprezentovaná jedním pixelem (obrazovým bodem) byla $0,4667 \times 0,4667 \times 0,6$ mm (v pořadí x, y a z). S tak velkým počtem buněk (cca 6×10^7) nejsou schopny programy, jako MCNP a MCNPX pracovat, neboť maximální počet buněk opakovaných struktur je pro ně limitován hodnotou 2×10^7 [19]. Proto bylo původní rozlišení změněno tak, aby hrana výsledného kubického voxelu byla 1 mm. Tato úprava redukovala počet buněk na cca $1,1 \times 10^7$. Segmentovaný fantom obsahuje celkem sedm tkání, a to kůži, kosterní svalstvo, mozek, tukovou tkáň, lebku, mandibulu a krční obratle. U každé části kostry je samostatně označen její objem a povrch. Dále jsou kostní regiony rozděleny do tří podoblastí podle zeslabení (elektronové hustoty) z původní CT studie. Hlavní motivací pro dodatečné dělení byla snaha o co nejdůvěrnější popis kostry vzhledem k zeslabení fotonů s energií do 60 keV. Plná verze fantomu je značně náročná na paměť, a proto vznikla pro potřeby některých výpočtů i verze s dvojnásobnou hranou voxelu. Fantom označovaný jako Linda-simple má i menší počet segmentovaných oblastí, to jest dvě kostní a jednu nahrazující měkké tkáň.

O několik let později vznikly matematické modely fyzikálních fantomů BPAM-001 a BfS [24]. To bylo umožněno uvolněním CT studie fantomu BPAM-001 a zapůjčením fantomu BfS, pro který byla zhotovena jeho CT studie. Model fantomu BPAM-001 je složen z cca $8,6 \times 10^6$ voxelů s hranou $0,95 \times 0,95 \times 1,25$ mm. V modelu se uvažují dva druhy kostní tkáně označované jako tvrdá a měkká kost. Toto rozlišení nelze ztotožňovat s kortikální a trabekulární kostní tkání, ale odráží elektronovou hustotu, a tedy zeslabení pozorované v primární CT studii. Kostní tkáň je též dělena podle toho, zda obsahuje nebo neobsahuje ^{241}Am .

Model fantomu BfS je o poznání jednodušší. Jsou v něm segmentovány jen čtyři oblasti: kost, kovové spojky a dvě rozdílně husté oblasti s parafínem. Kostní tkáň byla dodatečně rozdělena na povrch a objem. Fantom je uvnitř vyplněn čokovitými objekty z parafínu. Okraje této výplně jsou menší než rozlišení výpočetní tomografie, a tak je jim v CT studii přiřazena nižší hodnota zeslabení vyjádřená Hounsfieldovou jednotkou (HU). Podíl jednotky HU okraje a zcela vyplněného elementu se rovná jedné polovině. Přítomnost neúplně vyplněných voxelů je vyřešena rozdělením regionu s parafínem na dvě podoblasti s rozdílnou hustotou.

Poslední voxelový model vznikl k CSR fantomu. Rovinné rozlišení primární studie bylo sníženo v obou osách (x a y) na polovinu, a tak výsledný voxel má rozměry $0,7 \times 0,75 \times 0,7$ mm. Nestejná velikost hrany voxelu v ose x a y vznikla v důsledku orientace fantomu při CT studii a nemá žádný negativní vliv. Ve voxelovém fantomu jsou rozlišeny tři různé hustoty polyurethanu a aktivní, respektive neaktivní sádrová část. Detailní popis a rozbor užitých materiálů je uveden v [22].

Souhrnné informace o voxelových fantomech poskytuje tabulka 3. Materiálové složení fantomů lze nalézt v příložených publikacích [23] [24] [22].

Tabulka 3 Přehled vytvořených voxelových fantomů

fantom	rozlišení voxelu (mm)	počet			fyzikální fantom	r^a (cm)
		voxelů (x, y, z)	kostních tkání	ostatních tkání		
BfS	0,78×0,78×1,50	234×173×137	1	3	Ano	8,8
BPAM-001	0,95×0,95×1,25	228×204×186	4	3	Ano	10,0
CSR	0,70×0,75×0,70	241×217×162	1	3	Ano	-
Linda	1,00×1,00×1,00	187×223×257	9	4	Ne	9,4
Linda-simple	2,00×2,00×2,00	94×112×129	2	1	Ne	9,4
ICRP-female	1,78×1,78×4,84	111×129×50	12	35	Ne	9,4
ICRP-male	2,14×2,14×8,00	93×116×37	15	35	Ne	10,0

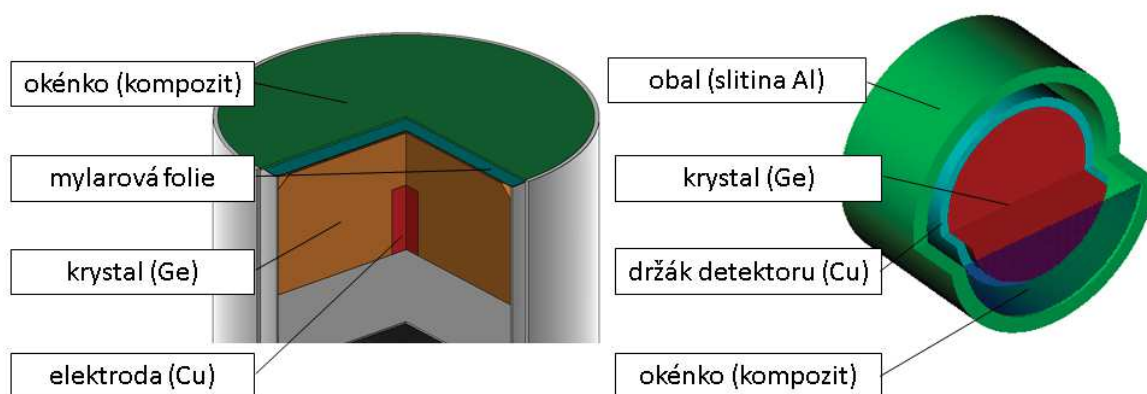
^a střední poloměr hlavy

2.2.4 Modely detektorů

Reálné detektory z kapitoly 2.1.1 byly modelovány na základě dostupných dat od výrobce a některé jejich parametry byl stanoveny experimentálně. K těmto parametrům patří například energetické rozlišení nebo tzv. mrtvá vrstva. Obě veličiny jsou funkcí nastavení aparatury a mohou se s časem měnit. Mrtvá vrstva je část krystalu, z které není v případě depozice energie IZ sebrán užitečný signál. U starých detektorů 13 a 20 byla tato vrstva stanovena experimentálně pomocí několika zářičů emitujících současně (minimálně) dva fotony s dostatečně rozdílným zeslabením v materiálu krystalu (germaniu). Dobrým příkladem je například ^{210}Pb (10,8 a 45,6 keV) nebo ^{241}Am (13,9, 26,3 a 59,54 keV).

Podíl ploch dvou píků s různou energií po opravě na nestejný výtěžek odráží vliv zeslabení okénka a mrtvé vrstvy. Stejný podíl ploch těchto píků byl hledán v simulacích s proměnnou tloušťkou neaktivní vrstvy a konstantními parametry okénka. Nejistota této metody stanovení mrtvé vrstvy, vyjádřena relativní směrodatnou odchylkou, závisí na počtu použitých zdrojů, ale není zpravidla nižší než 20%.

Trojdimenzionální modely detektorů jsou znázorněny na obrázku 6 a neobsahují části za germaniovým krystalem.



Obrázek 6 Modely reálných detektorů (Ortec LX-70450-30P4- vlevo, Canberra GL2020R – vpravo)

Důvody zjednodušení jsou dva. Výrobce neposkytuje popis uchycení a napojení krystalu na chladicí systém. Chybějící část má mizivý vliv na zkoumanou veličinu (detekční účinnost) a jen částečně ovlivňuje spektrum rozptýleného záření. Všechny modely byly před použitím verifikovány vůči výsledkům měření s bodovými zářiči.

3 Fyzikální kalibrační fantomy

Celotělový počítač v SÚRO, vybavený dvěma detektory 13 a 20 byl v průběhu let kalibrován celkem čtyřmi fyzikálními kalibračními fantomy. Každý z obou detektorů byl umístěn 3 cm od jedné spánkové kosti, jak je možno vidět na obrázku 7.



Obrázek 7 Geometrie měření aktivity v lebce – celotělový počítač SÚRO v Praze na Vinohradech před rekonstrukcí

Měřením stanovená detekční účinnosti (obou detektorů) pro γ záření s energií 59,54 keV je uvedena v tabulce 4.

Tabulka 4 Detekční účinnosti fyzikálních fantomů měřené detektorem 13 a 20

fantom	střední poloměr hlavy r (cm)	detekční účinnost ^a (počet na emitovaný foton)
BPAM-0001	10,0	0,0055 ^b
UCIN	9,9	0,0067
SÚRO	8,9	0,0110
BfS	8,8	0,0122

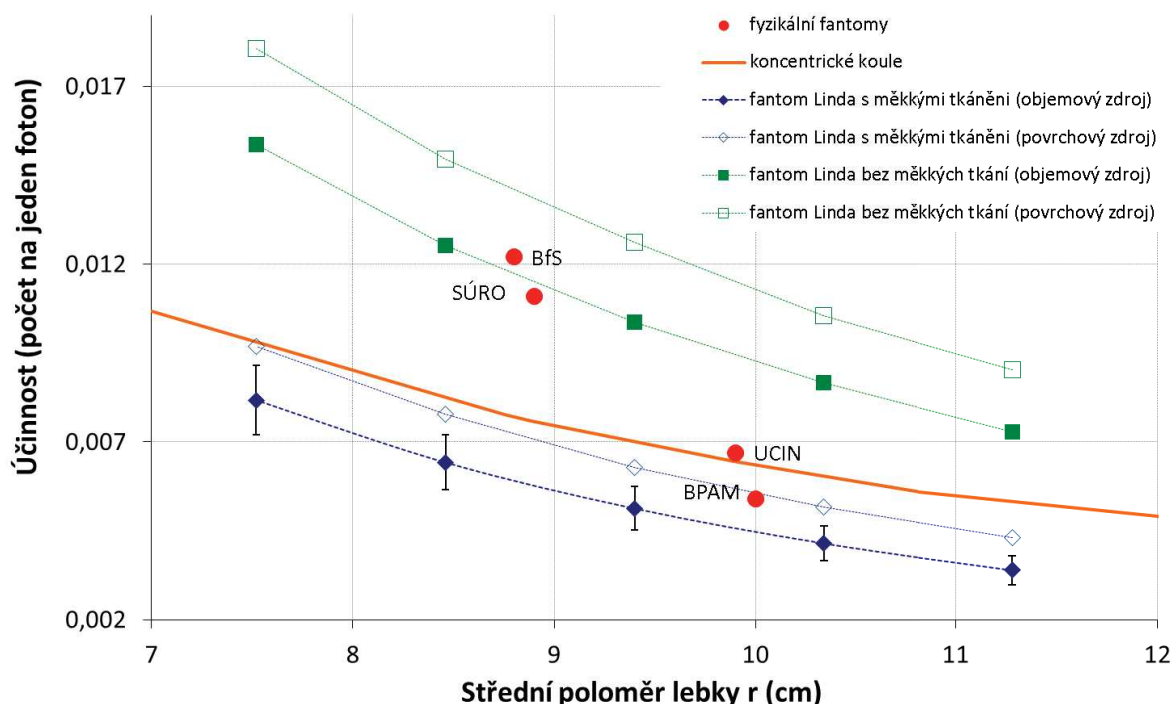
^a celková účinnost detekce fotonů s energií 59,54 keV

^b detekční účinnost dříve užívaná v SÚRO jako výchozí

Z tabulky je patrné, že minimální a maximální hodnota kalibrační konstanty se liší více než dvojnásobně, což vnáší nemalou nejistotu do výsledně stanovené aktivity lebky, respektive celé kostry. Pozorovaný nesoulad byl publikován již v práci Malátové a kol. [13], ale žádné daty podložené vysvětlení nebylo podáno. Tak značná neshoda, především mezi detekční účinností fantomů BPAM-001 a BfS, iniciovala hledání její příčiny.

Jedním z možných vysvětlení pozorovaného jevu mohla být závislost detekční účinnosti na velikosti fantomu. Proto byl na základě dostupných dat zaveden střední poloměr hlavy (viz kapitola 2.2.1) a byla hledána závislost detekční účinnosti na tomto parametru. Souběžně s tímto přístupem se prováděly simulace, v kterých se skutečná hlava člověka aproximovala koncentrickými koulemi.

Sférické modely hlavy uvažovaly tloušťku kosti 10 mm a měkké krycí tkáň 5 mm. Vnitřní prostor byl bezesbýtku vyplněn materiálem stejného složení a hustoty jako lidský mozek. Zdroj byl simulován homogenně v celém objemu reprezentujícím kost. Výsledky těchto simulací znázorňuje obrázek 8.

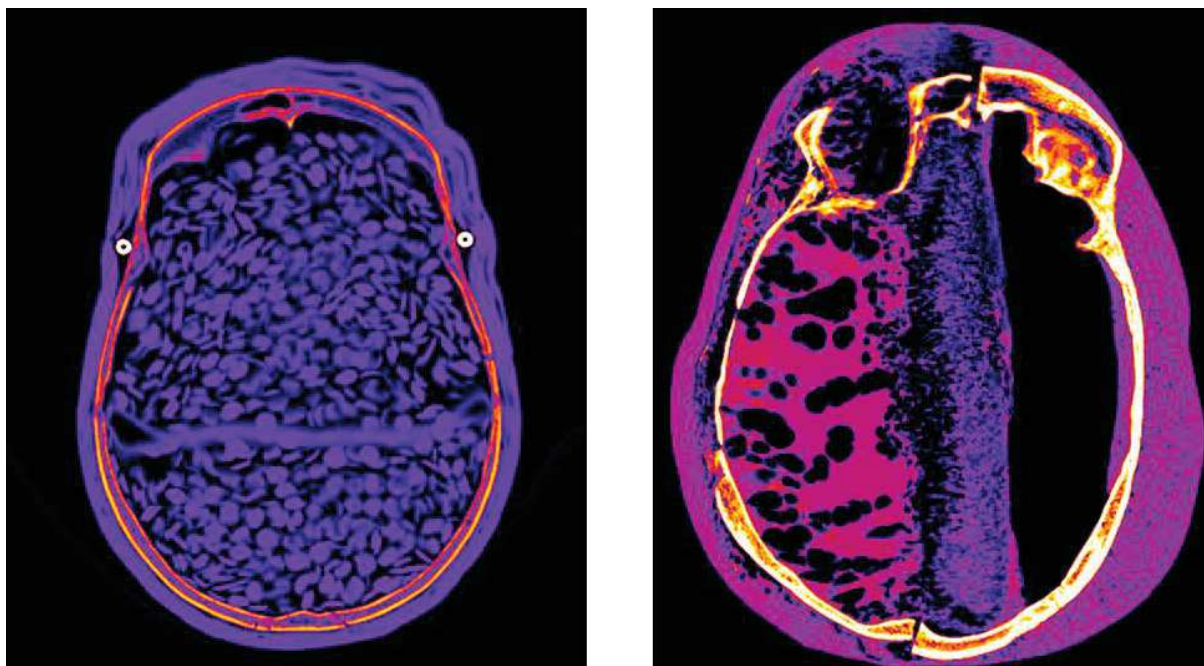


Obrázek 8 Závislost sumární detekční účinnosti detektorů 13 a 20 pro energii fotonu 59,54 keV na středním poloměru hlavy

Pozorovaný nesoulad výsledků simulací a měření mohl být způsoben několika faktory. Předně aproximace hlavy jednoduchými objekty nemusela být dostatečná. Simulované materiály a distribuce zdroje se lišily od skutečnosti. Neposledním vysvětlením, které se také zvažovalo, byla potenciální nedokonalost fyzikálních fantomů. Přímočarým řešením, které žel nešlo v roce 2007 uskutečnit, by bylo vytvoření voxelové verze fyzikálních fantomů na základě CT studie. Z nedostatku jiných možností vznikl voxelový hlavový fantom Linda. Jeho detekční účinnost ani střední poloměr hlavy se nepodobaly žádnému z fyzikálních fantomů. Proto byl zvětšen, respektive zmenšen tak, aby se reálným fantomům podobal. Zvětšení, respektive zmenšení fantomu se docílilo změnou hrany voxelu. V důsledku toho došlo ke změně tloušťky krycí tkáň, a proto se získané detekční účinnosti kompenzovaly opravným koeficientem. V simulacích s fantomem Linda se uvažovaly dvě distribuce aktivity: homogenní distribuce zdroje v kostním objemu a rovnoměrné rozložení aktivity na povrchu kostí. Povrchový zdroj byl napodoben okrajovými voxely kostních tkání, z kterých byly v simulacích emitovány primární fotony. Obě distribuce napodobují ty, které je možno sledovat na fyzikálních fantomech (viz kapitola 2.1.2). Třetím zkoumaným parametrem byl vliv měkké tkáň na detekční účinnosti. Proto proběhly jak simulace fantomu s veškerou měkkou tkáň, tak jen samotné lebky. Uvažované konfigurace představují mezní stavy fyzikálních fantomů a výsledky jsou vykresleny na obrázku 8. Tyto výsledky prokazují nemalý vliv velikosti hlavy, přítomnosti měkkých tkání a distribuce zdroje na detekční účinnost. Na druhé straně neposkytují přímé vysvětlení rozdílné účinnosti fyzikálních fantomů BFS a BPAM-001 jakož i voxelového fantomu Linda.

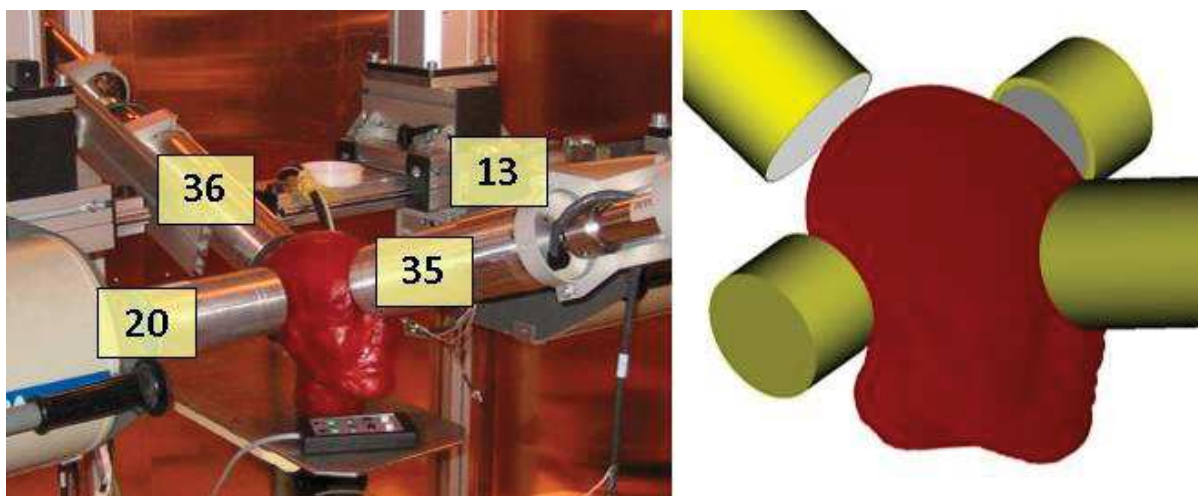
3.1 Přímé srovnání fyzikálních fantomů a jejich voxelových modelů

Teprve uvolnění CT dat fantomu BPAM-001 a zapůjčení fantomu BfS otevřelo cestu k přímé konfrontaci těchto fantomů s jejich voxelovými reprezentacemi. Již letný pohled na obrázek 9 s CT řezy obou fantomů poukazuje na nedostatečnou výplň nahrazující mozek nebo na nerovnoměrnou tloušťku povrchové krycí vrstvy fantomu BPAM-001. Detailnější studium odhalilo, že některé užití materiály mají nižší zeslabení, než by odpovídalo reálným tkáním. Například fantomy byly vyrobeny z vysušených kostí nebo bylo v případě fantomu BfS užito parafinů jako náhrady měkkých tkání. U fantomu BPAM-001 se přišlo na rozdílnou velikost a nepřesné sesazení dvou polovin lebek, jak možno pozorovat na obrázku 9.



Obrázek 9 Řezy fantomy BfS (vlevo) a BPAM-001 (vpravo) – obrázky nejsou v měřítku

Zapůjčený fantom BfS byl nejprve měřen pomocí všech čtyř detektorů v geometrii z obrázku 10 a stejná konfigurace byla též simulována.



Obrázek 10 Geometrie měření fantomu BfS, čísla označují detektor (vlevo) a její reprezentace v simulaci (vpravo)

Porovnání simulace a měření shrnuje tabulka 5.

Tabulka 5 Srovnání měřené a simulované detekční účinnosti čtyř detektorů pro fantom BfS

účinnost ^a	označení detektoru				Celkem
	13	20	35	36	
měření	0,0067	0,0064	0,0124	0,0158	0,0420
simulace	0,0065	0,0063	0,0127	0,0152	0,0407
simulace/měření	0,97	0,98	1,02	0,96	0,97

^a počet detekovaných impulsů na jeden emitovaný foton s energií 59,54 keV

Z uvedeného vyplývá, že původní kalibrační konstanta fantomu BfS z tabulky 4 odpovídá nově naměřené hodnotě v rámci 10% nejistoty. Detekční účinnost získaná simulací se neliší od měření více než o $\pm 5\%$. Pozorovaný rozdíl v obou případech spadá do nejistoty nastavení pozice detektorů, která byla odhadnuta z dlouhodobých měření subjektů na cca 10% [12].

Fantom BPAM-0001 byl simulován a měřen v geometrii z obrázku 7. V simulacích se uvažovaly tři distribuce aktivity v kostře ve snaze zjistit, do jaké míry tento parametr ovlivňuje detekční účinnost.

Tabulka 6 Srovnání měřené a simulovaných detekčních účinností pro fantom BPAM-001

původ dat	distribuce aktivity v kosti	účinnost ^a
měření	skutečná 25 let po příjmu	0,0055 ^a
simulace	homogenní v celém kostním objemu	0,0059
simulace	homogenní v objemu tvrdé kosti	0,0061
simulace	homogenní v objemu měkké kosti	0,0051
poměr (simulace s homogenní distribucí aktivity v celé kostře/měření)		1,065

^a počet detekovaných impulsů na jeden emitovaný foton s energií 59,54 keV

Podíl simulované detekční účinnosti a měření se pro všechna uvažovaná rozložení aktivity pohybuje do $\pm 7\%$, což lze považovat za velmi dobrý výsledek. Reálná distribuce aktivity ve fantomu BPAM-001 je částečně popsána v článku McInroye a spolupracovníků [25]. Koncentrace aktivity na gram mokré tkáně byla na základě uvedené publikace stanovena takto: $0,83 \text{ Bq} \times \text{g}^{-1}$ pro okcipitální parietální a větší část frontální kosti, $0,78 \text{ Bq} \times \text{g}^{-1}$ pro spánkovou kost, maxilu a část frontální kosti. Nejnižší koncentrace $0,55 \text{ Bq} \times \text{g}^{-1}$ byla nalezena v mandibule. Uvedené rozdíly v koncentraci nejsou příliš významné s výjimkou dolní čelisti, která představuje jen cca 9% celkové hmotnosti lebky a je poměrně vzdálena oběma detektorům. Nižší objemová aktivita mandibuly byla nasimulována v samostatném výpočtu. Výsledná detekční účinnost byla srovnána s hodnotou, která byla získána při homogenním rozložení aktivity. Pozorovaný rozdíl $\pm 1\%$ nelze považovat za nevýznamný vzhledem k ostatním nejistotám. Zmíněné výsledky pro danou geometrii měření naznačují, že homogenní distribuce ^{241}Am v celém objemu aktivní poloviny lebky fantomu je rozumná aproximace skutečné distribuce radionuklidu. Pro měření s malým detektorem v těsné blízkosti povrchu uvedená aproximace nemusí být dostačující, neboť rozdílné koncentrace aktivity v jednotlivých kostech nabudou na významu.

Nedostatečné výplně fantomů BfS a BPAM-001 navyšují měřenou detekční účinnost oproti skutečné lidské hlavě. Kvantitativní vliv této nedokonalosti byl zkoumán ve dvou simulacích. Hustota a složení kostních tkání fantomů byly nahrazeny reálnými hodnotami dle doporučení ICRP [26] [27] [28]. Chybějící vnitřní výplň jakož i její hustota a složení byly opraveny tak, aby se co nejvíce blížily skutečnosti. Získané detekční účinnosti shrnuje tabulka 7 a 8.

Tabulka 7 Srovnání simulované detekční účinnosti čtyř detektorů pro původní a upravený fantom BfS

účinnost ^a	označení detektoru				celkem
	13	20	35	36	
původní ^b	0,0065	0,0063	0,0127	0,0152	0,0407
upravený ^c	0,0055	0,0051	0,0098	0,0126	0,0335
poměr (upravený/původní)	0,85	0,81	0,77	0,83	0,82

^a počet detekovaných impulsů na jeden emitovaný foton s energií 59,54 keV

^b materiálové složení odpovídá údajům z CT studie

^c modifikován tak, aby se blížil strukturou a složením reálné hlavě

Tabulka 8 Srovnání simulované detekční účinnosti dvou detektorů pro původní a upravený fantom BPAM-001

účinnost ^a	označení detektoru		celkem
	13 ^d	20	
původní ^b	0,0008	0,0051	0,0059
upravený ^c	0,0003	0,0042	0,0045
poměr (upravený/původní)	0,37	0,81	0,76

^a počet detekovaných impulsů na jeden emitovaný foton s energií 59,54 keV

^b materiálové složení odpovídá údajům z CT studie

^c modifikován tak, aby se blížil strukturou a složením reálné hlavě

^d detektor umístěn na opačné straně lebky než aktivní část

Výsledky obsažené v této kapitole poskytují vysvětlení rozdílné účinnosti fantomů BPAM-001 a BfS z tabulky 4. Monte Carlo výpočty jsou schopny věrně nasimulovat odezvu detekčního systému s voxelovou reprezentací skutečného fantomu, a proto rozdíl v odezvě obou fantomů musí být způsoben jejich rozdílnou konstrukcí. Hlavní příčiny rozdílné odezvy fantomů BPAM-001 a BfS jsou: nestejná distribuce ²⁴¹Am v kostní tkáni a také značná diference ve velikosti hlavy. Fantom BPAM-001 s obvodem 60 cm je spolehlivě za hranicí 95 percentilu a fantom BfS nepřekračuje ani první percentil v dospělé populaci.

Na základě těchto poznatků lze konstatovat, že ani jeden ze zkoumaných fantomů není ideálním nástrojem pro kalibraci detekčního systému. Tuto situaci lze řešit buď vytvořením věrnějšího fyzikálního modelu hlavy, nebo použitím výpočetní kalibrace. Návrh na vytvoření standardizovaného fyzikálního kalibračního fantomu byl podán v rámci EURADOS, ale zatím není jasné, zda tento projekt bude podpořen. Přesto již lze na základě výše uvedených studií a praktických poznatků načrtnout jeho potřebné vlastnosti:

1. Rozměry fantomu by měly odpovídat referenčnímu jedinci, nebo průměrnému tvaru a velikosti lebky v populaci.
2. Užití materiály by se měly podobat reálným tkáním, ale fantom by neměl obsahovat lidské ostatky (komplikace při přepravě). Tyto materiály by měly vykazovat dostatečnou tvarovou stálost při teplotách do cca 80 °C. Materiály by měly být dostatečně trvanlivé a neměly příliš měnit své vlastnosti s časem.
3. Aktivita ^{241}Am by měla být rozložena v celém kostním objemu. Povrchová distribuce radionuklidu vede k vyšší detekční účinnosti (viz obrázek 8), a tak hrozí podhodnocení stanovované aktivity hlavně u měření subjektů v časech velmi vzdálených okamžiku příjmu.
4. Aktivita fantomu by měla být, pokud možno, pod zprošťovací úrovní většiny států (tj. pod $1 \text{ Bq} \times \text{g}^{-1}$ dle Direktivy 2013/59/Euratom).
5. Povrch fantomu by měl být omyvatelný a opatřený záměrnou sítí, aby se mohla lépe definovat geometrie měření.
6. Všechny parametry fantomu by měly být známy s dostatečnou přesností pro sestavení matematického modelu.

Vytvoření standardního fyzikálního fantomu není všeobjímající řešení problematické kalibrace detekčního systému. Ani simulace metodou MC nejsou dostatečně věrohodné pro většinu autorit zajišťující radiační ochranu. Ideálním řešením by mohla být součinnost obou přístupů. Standardní fyzikální fantom by sloužil k navázání simulací na realitu, případně poskytl základní kalibraci pro střední velikost hlavy v laboratořích, které nedisponují výpočetní metodou. Simulace by rozšířily kalibraci za rámec možností fyzikálního fantomu. Aplikace standardu by odstranila systematické rozdíly ve výsledcích různých pracovišť.

4 Studium vlastností voxelových fantomů hlavy

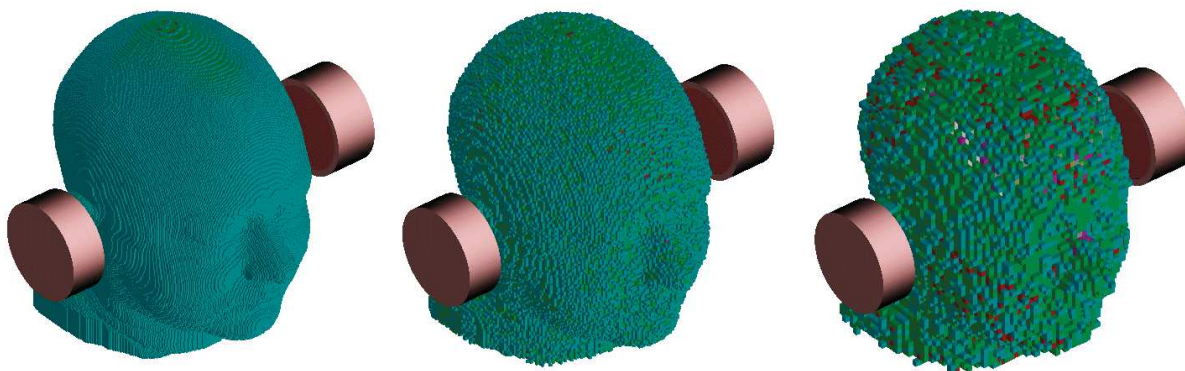
K tomu, aby se dalo užívat výpočetní kalibrace detekčního systému pro stanovení aktivity ^{241}Am je potřeba prokázat, že voxelové fantomy jsou dostatečně přesné v popisu skutečných hlav. Většina publikací s užitím voxelových fantomů neuvažuje jejich nejistoty. Ty lze rozdělit do následujících kategorií:

1. geometrická přesnost (rozlišení)
2. nejistota segmentace
3. materiálové složení

4.1 Geometrická přesnost

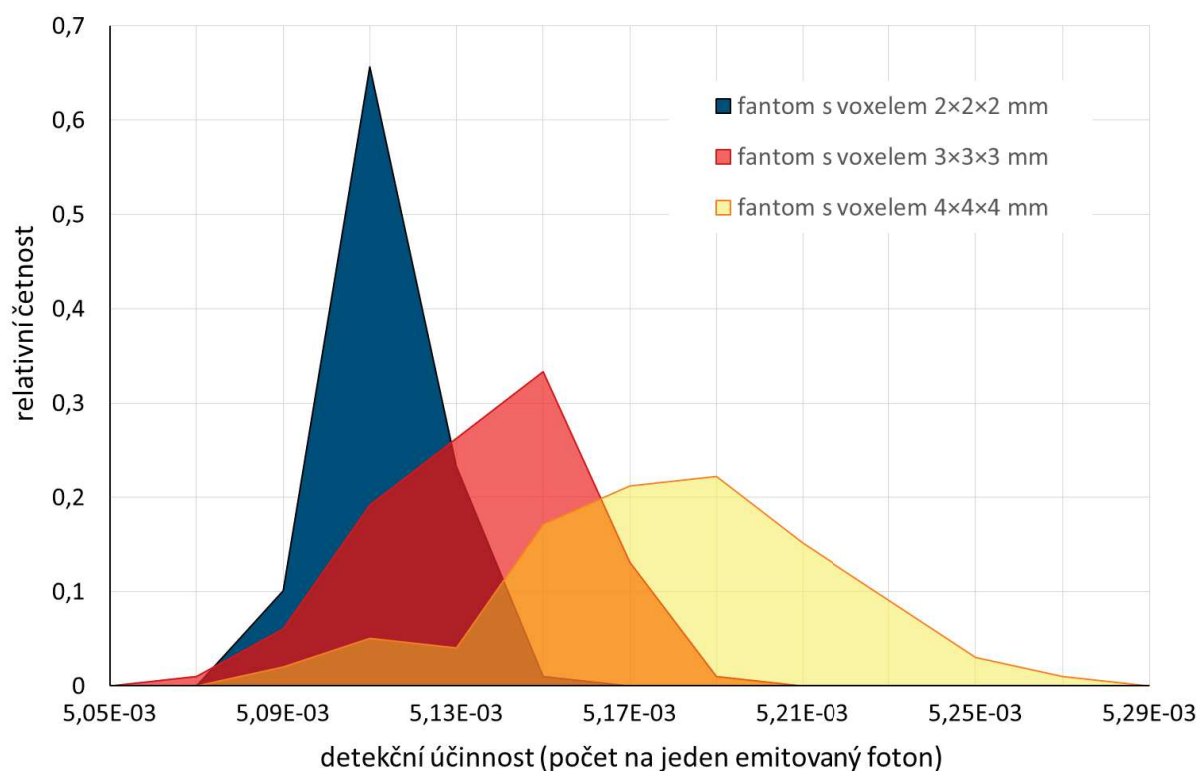
Voxelové fantomy jsou tvořeny z elementárních objemů konečné velikosti. Klíčovou otázkou lze formulovat následovně. Jaké rozlišení musí mít voxelový fantom, například ke kalibraci in-vivo detekčního systému stanovujícího lebeční aktivitu ^{241}Am , aby jeho použití signifikantně neovlivňovalo simulované hodnoty.

Ve snaze zjistit, jaký vliv má velikost voxelu (tj. rozlišení fantomu) na simulovanou detekční účinnost, bylo sníženo prostorové rozlišení fantomu Linda. Velikost hrany voxelu byla zvětšena z 1 mm na 2, 3 a 4 mm. Při vzorkování nebylo použito spline funkce, jak je obvyklé. Aplikace této metody, která interpoluje za pomoci polynomu (nejčastěji lineárního nebo kubického) sousední hodnoty, by značně zkomplikovala situaci, neboť vzniklý obraz by bylo třeba opětovně segmentovat, a proto bylo použito jiného přístupu. Z původního fantomu byla vždy vzata krychlová matice obsahující 8 (pro fantom s hranou voxelu 2 mm), 27 nebo 64 voxelů. Pomocí generátoru pseudonáhodných čísel s rovnoměrně rozloženou veličinou byl z matice vybrán jeden voxel. Tento voxel se přenesl do zmenšeného fantomu a vzorkovací matice se posunula na novou pozici v původním fantomu. Posouvání výběrové matice probíhalo, dokud nebyl pokryt celý objem původního fantomu. Rozdíl ve vykreslení fantomu s různou velikostí voxelu je znázorněn na obrázku 11.



Obrázek 11 Vykreslení fantomu s voxely o hraně 1, 2 a 4 mm

Pro každou velikost voxelu bylo vygenerováno 100 reprezentací fantomu. V simulacích se vypočetly detekční účinnosti, z kterých byl vytvořen histogram na obrázku 12. Průměrnou hodnotu ze všech simulací a její směrodatnou odchylkou shrnuje tabulka 9.



Obrázek 12 Distribuce detekční účinnosti (59,54 keV) simulované na náhodně sestavených fantomech s délkou hrany voxelu 2, 3 a 4 mm.

Tabulka 9 Střední detekční účinnost a její směrodatná odchylka pro náhodně sestavené fantomy s délkou hrany voxelu 2, 3 a 4 mm.

veličina	velikost hrany voxelu (mm)			
	1 ^a	2	3	4
střední detekční účinnost ^b	5,10E-03	5,10E-03	5,12E-03	5,17E-03
směrodatná odchylka ^c	n/a	1,09E-05	2,31E-05	3,58E-05

^a původní velikost fantomu

^b počet impulsů na jeden emitovaný foton s energií 59,54 keV

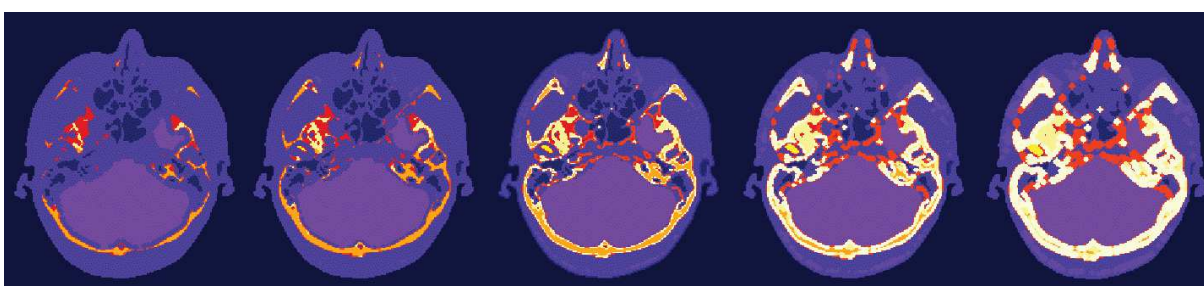
^c v důsledku náhodného výběru a záměnou velikosti voxelu

Z tabulky 9 je patrné, že průměrná detekční účinnost s růstem velikosti voxelu mírně roste. Roste i hodnota směrodatné odchylky (nejistota stanovení), ale její relativní velikost nepřekračuje $\pm 1\%$. Simulované výsledky jsou zatíženy statistickou nejistotou výpočtů. Jejich relativní chyba, při 5×10^7 primárně simulovaných fotonech, byla přibližně $\pm 0,2\%$. Nejistota spojená se statistickou povahou výsledků MC má gaussovské rozdělení, a tak by neměla ovlivňovat střední hodnotu simulované veličiny. To neodpovídá výsledkům z tabulky 9, a tak lze předpokládat, že posun střední hodnoty je způsobem náhodným výběrem a zhoršeným rozlišením. Přestože pokles prostorového rozlišení fantomu má značný vliv na grafickou podobu zobrazovaného objektu, jeho vliv na detekční účinnost je pro výše použitou geometrii poměrně malý. Maximální relativní rozdíl krajních hodnot detekčních účinností získaných na fantomu s hranou voxelu 4 mm a výchozím fantomem (hrana voxelu 1 mm) nepřekračuje $\pm 3\%$.

4.2 Nejistota segmentace

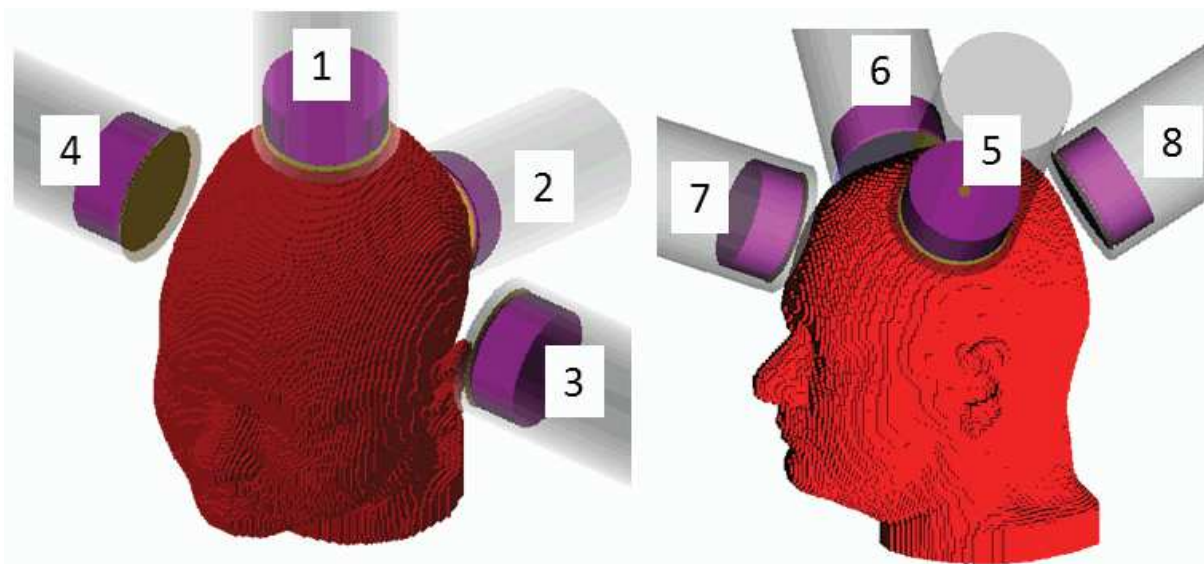
Přímý odhad této nejistoty předpokládá vytvoření více verzí fantomu z jednoho souboru vstupních dat. Vzhledem k pracnosti a časové náročnosti není takové řešení příliš reálně proveditelné. Jisté povědomí o nejistotě poskytuje předešlá kapitola 4.1. Hodnoty detekční účinnosti získané na náhodně sestaveném fantomu však napodobují jen náhodné chyby v segmentaci (několik chybně přiřazených bodů). Systematickou chybu, tj. zaujaté přiřazování obrazových bodů některé segmentované oblasti tento přístup nepostihuje. Proto byl učiněn pokus, jak v hrubých obrysech odhadnout systematickou nejistotu segmentace.

Morfologické operátory dilate a erode pracující s 8bitovými obrázky byly použity na jednotlivé řezy fantomu Linda. Všechny části fantomu byly rozšířeny (dilatovány) respektive zúženy (erodovány) jedním nebo dvěma průchody operátoru. Přidaná nebo odebraná vrchní vrstva hlavy byla upravena tak, aby se zachoval vnější rozměr původního fantomu. Obrázek 7 ukazuje změny v zastoupení jednotlivých regionů pro jeden vybraný řez fantomem Linda.



Obrázek 13 Vliv morfologických operátorů na vybraný řez fantomu Linda (zleva: erode 2x, erode 1x, původní, dilate 1x, dilate 2x)

V simulacích bylo okolo lebky rozmístěno osm stejných detektorů 36, jak demonstruje obrázek 14 a podobněji popisuje tabulka 10.



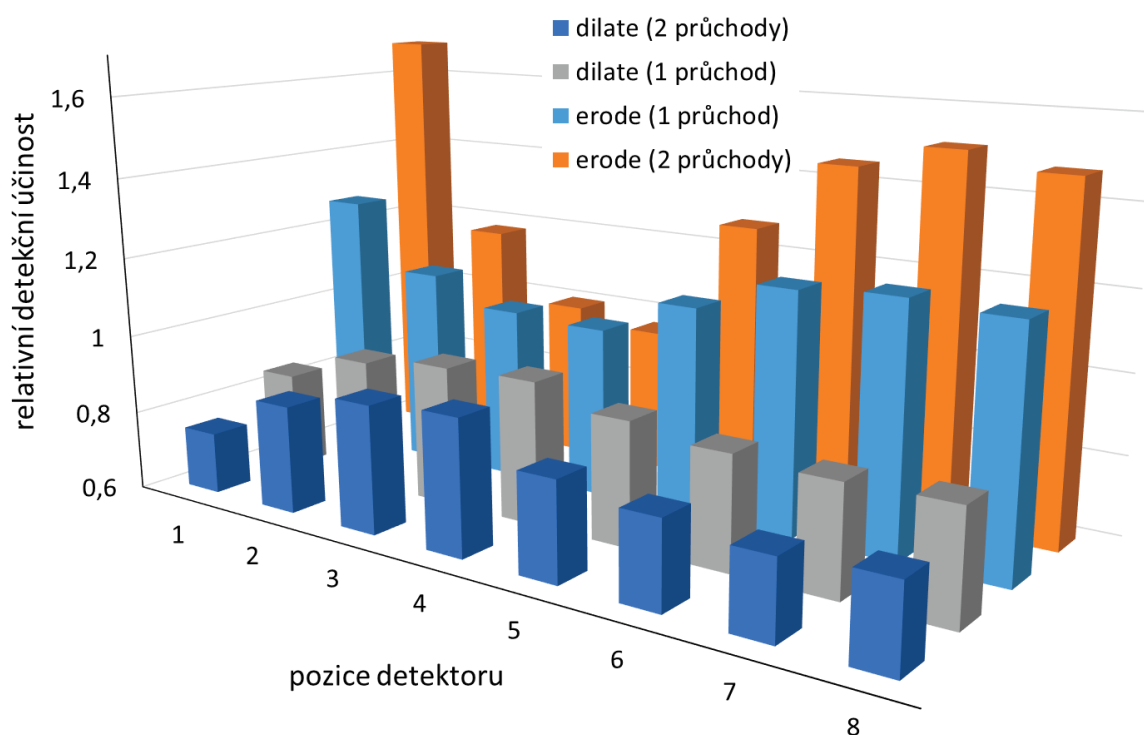
Obrázek 14 Rozmístění detektoru 36 okolo fantomu Linda

Tabulka 10 Popis pozic detektoru okolo fantomu Linda

pozice	vzdálenost ^a (cm)	přibližný anatomický popis
1	1	nad temenem posunutě dorsálně 1-2 cm od vrcholu lebky
2	1	namířen na spodní část okcipitální kosti
3	3	levá spánková kost
4	3	pravá spánková kost
5	1	mezi čelní a levou parietální, pod úhlem 52°
6	1	mezi čelní a pravou parietální, pod úhlem 52°
7	1	prostředek čelní kosti
8	1	mezi parietálními kostmi a nad okcipitální kosti

^a vzdálenost středu okénka a fantomu v ose detektoru

Detekční účinnosti pro fotony s energií 59,54 keV získané na takto upravených fantomech s objemovou distribucí ²⁴¹Am v lebce byly porovnány s hodnotami z původního fantomu. Relativní srovnání přináší obrázek 15.



Obrázek 15 Vliv morfologických operátorů (simulujících zaujatou segmentaci) na detekční účinnost. Relativní hodnoty se vztahují k odezvě z původního fantomu Linda.

Z obrázku vyplívají dvě zjištění. Hodnoty detekčních účinností u fantomu s dvakrát aplikovaným operátorem se liší od původních až o -30% a +70%. Dopad aplikovaných změn není stejný pro všechny pozice detektoru. Nejvíce je ovlivněn detektor umístěný nad temenem (pozice 1). Naopak detektory namířené na spánkové kosti (pozice 3 a 4) jsou ovlivněny jen o ±8%. Tento jev zatím nebyl hlouběji zkoumán, a tak neexistuje jasné vysvětlení.

Učiněný pokus je pochopitelně velmi hrubý a jeho výsledky je nutno brát s patřičným nadhledem. Například dvojí průchod operátorem dilate (s kruhovým operátorem) vytvoří z osamoceného bodu souvislou oblast o třinácti bodech, a tak jemně segmentované fantomy s tenkými strukturami jsou značně ovlivněny. Není příliš reálné, že by člověk přehlédl nebo špatně určil strukturu větší než 3-4 body, což je o něco méně, než odpovídá jednomu průchodu operátorem. Na základě toho lze odhadnout chybu systematicky špatné segmentace zhruba na $\pm 15\%$.

4.3 Materiálové složení

Skutečné tkáně jsou ve fyzikálních fantomech nahrazovány tkáňově ekvivalentními materiály [15]. U voxelových fantomů se materiálové složení a hustota jednotlivých tkání přebírá z doporučení ICRP [26] [27]. Zde tabelované hodnoty zpravidla nemají uvedenou nejistotu. Vliv užitého materiálu na detekční účinnost se dá simulovat buď pomocí změny jeho složení, nebo hustoty. Vzhledem k charakteru řešených úloh, kdy důležitým jevem je jen zeslabení fotonů ve fantomu, postačuje změna jednoho z vedených parametrů, a tak byla z praktických důvodů modifikována hustota. První odhady byly pro jednoduchou geometrii s dvěma detektory 13 a 20 publikovány v roce 2007 [23], kde byl zkoumán vliv průměrné hustoty lebky na detekční účinnost. Hustota kostní tkáně byla měněna s krokem 5% v rozsahu $\pm 10\%$, což ovlivnilo celkovou detekční účinnost jen o $\pm 2\%$, respektive o $\pm 4\%$.

Komplexnější analýza uvažovala změnu hustoty nejen pro kosti, ale i u měkkých tkání. Hustoty měkkých tkání a kostry byly modifikovány v nezávislých simulacích v rozmezí $\pm 10\%$ s krokem 5%. Ve výpočtech byla simulována odezva detektoru 36 umístěného v osmi pozicích rozmístěných okolo hlavy. Zvolené pozice vycházely z výsledků kapitoly 5.2 a jsou vyobrazeny na obrázku 14. Výsledky provedených výpočtů shrnuje tabulka 11 a 12.

Tabulka 11 Detekční účinnosti osmi detektorů vypočítané na originálním fantomu Linda

pozice detektoru ^a	1	2	3	4	5	6	7	8
detekční účinnost ^b	0,0086	0,0051	0,0061	0,0058	0,0094	0,0079	0,0088	0,0083

^a podle obrázku 14, ^b počet na jeden emitovaný foton

Tabulka 12 Vliv hustoty kosti a měkké tkáně na detekční účinnost

pozice detektoru ^a	1	2	3	4	5	6	7	8	
materiál	hustota (rel) ^b		relativní detekční účinnost ^c						
kost	0,90	1,05	1,04	1,04	1,04	1,05	1,05	1,05	1,04
kost	0,95	1,03	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02
kost	1,05	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98
kost	1,10	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96	0,96
měkká tkáň	0,90	1,04	1,06	1,04	1,04	1,03	1,04	1,03	1,03
měkká tkáň	0,95	1,02	1,03	1,02	1,02	1,01	1,02	1,01	1,02
měkká tkáň	1,05	0,99	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,99	0,98
měkká tkáň	1,10	0,97	0,95	0,96	0,96	0,98	0,97	0,97	0,97

^a označení podle obrázku 14

^b podíl použité a výchozí hustoty

^c podíl pozorované a výchozí četnosti

Z tabulky 12 je velmi dobře vidět, že změna hustoty obou tkání ovlivňuje detekční účinnost srovnatelně. Pro jednu hustotu tkáně z tabulky 12 je relativní detekční účinnost velmi málo závislá na poloze detektoru. Data jsou pro rozdílné tkáně nezávislá, a tak lze stanovit odezvu fantomu s libovolnou relativní hustotou kosti a měkké tkáně prostým součinem dvou hodnot. Závislost detekční účinnosti na hustotě je prakticky lineární, tj. mezi hodnotami lze interpolovat. Nejpodstatnější informací je, že nové výsledky velmi dobře souhlasí s těmi, které byly vypočteny a publikovány dříve [23]. Závěrem lze konstatovat, že složení materiálů použitých ve voxelových fantomech významněji neovlivňuje detekční účinnost. Relativní směrodatná odchylka stanovená z průměrných hodnot tabulky 12 nepřekračuje $\pm 6\%$.

4.4 Celková nejistota

Voxelové fantomy s hranou voxelu do 2 mm jsou dostatečně přesnými reprezentacemi reálných hlav, pokud během jejich tvorby nedojde k systematicky zaujaté segmentaci. Hrubější modely lze také použít, leč jejich rozlišení limituje přesnost nastavení detektorů (vzdálenost detektor - fantom). Celková nejistota správně segmentovaného fantomu, jenž je vyplněn materiálem s maximální nejistotou v jejich hustotě do $\pm 10\%$, je $\pm 6,1\%$. Zde nastíněný (konzervativní) odhad nejistoty voxelových fantomů je nižší než pro dostupné fyzikální kalibrační fantomy. Přesnost použitých výpočetních modelů hlavy je plně postačující vzhledem k ostatním jevům ovlivňujícím stanovení aktivity ^{241}Am v kostře (viz kapitola 6).

5 Použití výpočetních metod v praxi

V předešlých kapitolách byly nastíněny některé aspekty kalibrace celotělového počítače pro potřeby stanovení kostní aktivity ^{241}Am . Nedokonalosti fyzikálních fantomů a závislost odezvy detekčního systému na velikosti měřené hlavy vybízejí k užití výpočetní kalibrace.

5.1 Staré případy vnitřního ozáření

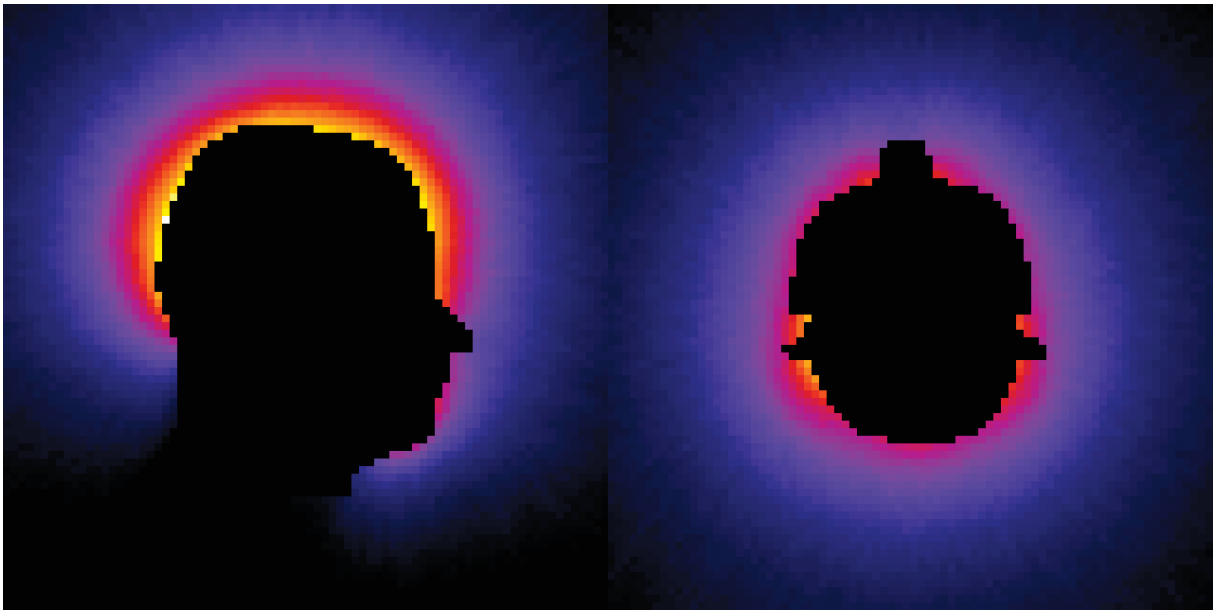
Výpočetní kalibrace se například použila pro zpřesnění výsledků in-vivo měření [29]. V SÚRO je sledována skupina pracovníků s příjmem ^{241}Am . Skupina se skládala z šesti mužů a jedné ženy. Tito pracovníci v 70. a 80. letech 20. století zpracovávali americium dovezené z tehdejšího Sovětského svazu. Původní chemické složení materiálu byl AmO_2 , což nemusí být bezpodmínečně chemické složení kontaminující látky, i když je to nejvíce pravděpodobné. Celkový počet in-vivo měření od roku 1995 do roku 2009 přesáhl 80. Navíc byla prováděna in-vitro měření aktivity vylučované močí (237 měření) a stolicí (169 měření). Tak velký soubor dat lze, přinejmenším částečně, využít ke zkoumání biokinetiky ^{241}Am v lidském těle v časech značně vzdálených příjmu. Nejistota všech měření musí být co nejmenší nebo dobře známa, aby vyvozené výsledky měly nějaký smysl.

In-vivo měření byla prováděna v geometrii z obrázku 7. Ke stanovení lebeční aktivity se před výpočetní metodou používala kalibrační konstanta získána z fantomu BPAM-001 (0,0055 impulsů na jeden emitovaný foton). Hodnota kalibrační konstanty fantomu BPAM-001 byla nahrazena křivkou z obrázku 8, která byla vypočtena s fantomem Linda majícím měkké tkáně a homogenní objemovou aktivitu ^{241}Am v kosti. Současně byl nahrazen faktor zohledňující aktivitu lebky vůči celé kostře (0,157) za realitě bližší hodnotu (0,125) získanou z dat článku [12]. Nově stanovené odhady kostních aktivit vykazovaly oproti původním nárůst o 20 až 60%. Zpřesněné hodnoty byly užity k analýze biokinetiky ^{241}Am , z které vyplynuly závěry publikované v časopise Health Physics [29].

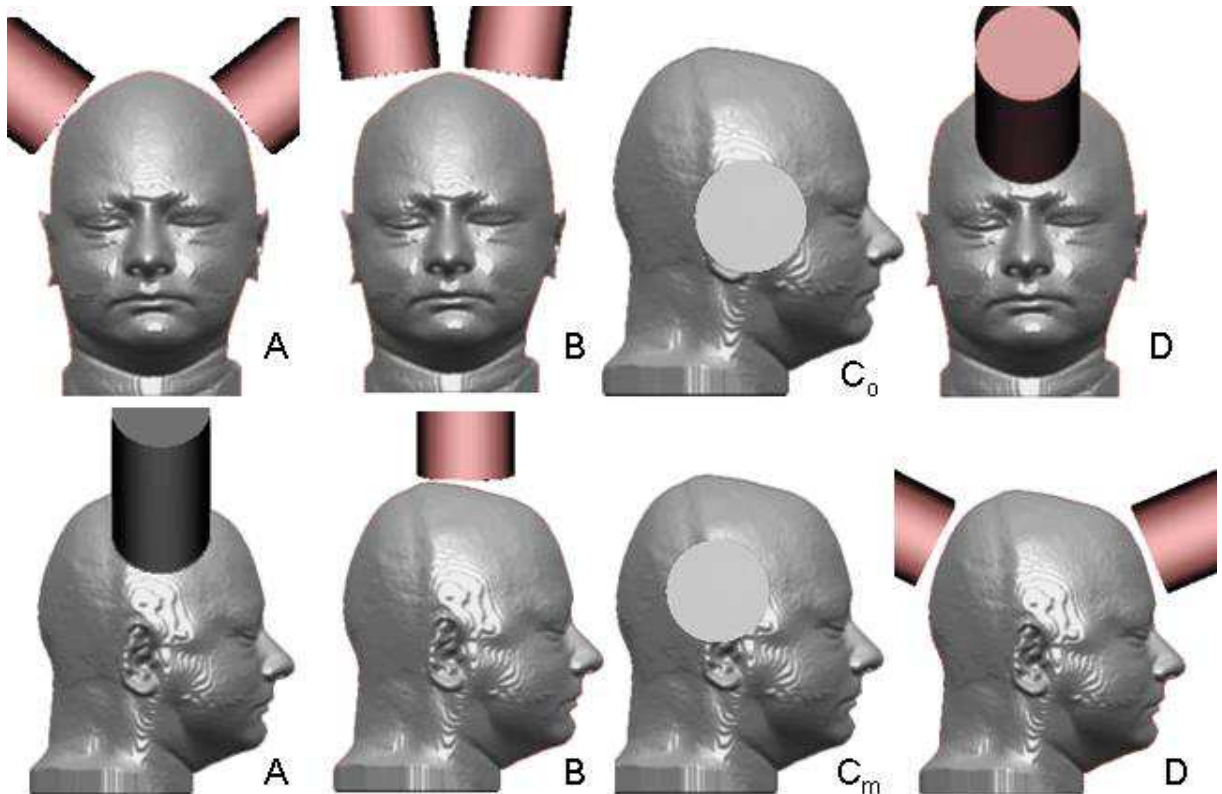
5.2 Studium geometrie měření

Celotělový počítač SÚRO byl původně vybaven jen dvěma detektory 13 a 20. Jejich stáří a především malé detekční plochy vedly k zakoupení dvou větších detektorů. Nové a staré detektory bylo třeba nastavit do měřicí geometrie. Vhodné rozestavení detektorů okolo hlavy vyšetřovaného subjektu bylo zkoumáno pomocí MC simulací. Řešená situace se částečně dotýkala závažnější otázky: Kam umístit detektory, aby poskytovaly co nejvyšší detekční účinnost a zároveň, aby nejistota v jejich pozici měla malý vliv na detekční účinnost?

První informace o možných geometriích měření pocházely z publikací jiných pracovišť [30] [31]. Další návrh přineslo studium prostorového rozložení fluence fotonů s energií 59,54 keV emitovaných z voxelového fantomu Linda. Ve výpočtu se zaznamenávaly fotony pomocí mesh tally 1 (procedura sleduje fluenci částic nezávisle na geometrii úlohy) s kubickými elementy o hraně 5 mm. Dva řezy na obrázku 16 demonstrují, že měření má smysl provádět jen v horní polovině hlavy. Souhrn všech pěti geometrií, včetně dvou nově navržených, ukazuje obrázek 17.



Obrázek 16 Fluence fotonů s energií 59,54 keV okolo voxelového fantomu Linda (sagitální řez vlevo, transverzální řez vpravo).



Obrázek 17 Uvažované umístění dvou detektorů vzhledem k fantomu Linda: A – dle [30], B – vertikální geometrie dle [31], C₀ – SÚRO geometrie dle [13], C_m – modifikovaná geometrie SÚRO, D – předozadní geometrie

Následné výpočty byly prováděny jen s modelem detektoru 36 (viz tabulka 1). Volba detektoru nebyla náhodná, neboť šlo o model, jehož parametry jsou velmi podobné konkurenčnímu detektoru od firmy Canberra jak patrně z tabulky 13. Rozdíl v tloušťce krystalu stejně jako tloušťka a materiál okénka nejsou pro sledovanou energii 59,54 keV významné.

Rozdílná vzdálenost krystal-okénko může hrát roli u měření v těsné blízkosti zdroje, ale je srovnatelná s přesností umístění detektorů. Pro kontrolu byla simulována detekční účinnost obou detektorů ozařovaných bodovým zářičem vzdáleným 30 cm od středu jejich okének. Model detektoru GL3825R byl převzat z práce [32]. Relativní rozdíl vypočtených odezev činil jen $\pm 0,6\%$. Uvedený rozdíl zahrnuje i nejistotu v důsledku statistické povahy výsledků metody MC, a tak lze výsledky z detektoru 36 zobecnit i na detektory s obdobnou konstrukcí a rozměrem krystalu.

Tabulka 13 Parametry detektorů LX-70450-30P4 a GL3825R

vlastnost	Canberra (GL3825R)	Ortec (LX-70450-30P4)
průměr krystalu (mm)	70	70
výška krystalu (mm)	25	30
tloušťka okna (mm)	0,6	0,5
FWHM @ 5,9 keV (eV)	475	450
FWHM @ 122 keV (eV)	750	725
vzdálenost krystal-okno (mm)	5	4

Nejprve byla simulována výchozí vzdálenosti detektorů od fantomu. Získané detekční účinnosti jsou uvedeny v tabulce 14 společně s těmi, které byly publikovány v původních publikacích. Uvedení původních dat má čistě informativní charakter. Srovnání s nově vypočtenými hodnotami není moc dobře možné, neboť se neshodují použité fantomy a v některých případech i počty a velikosti detektorů.

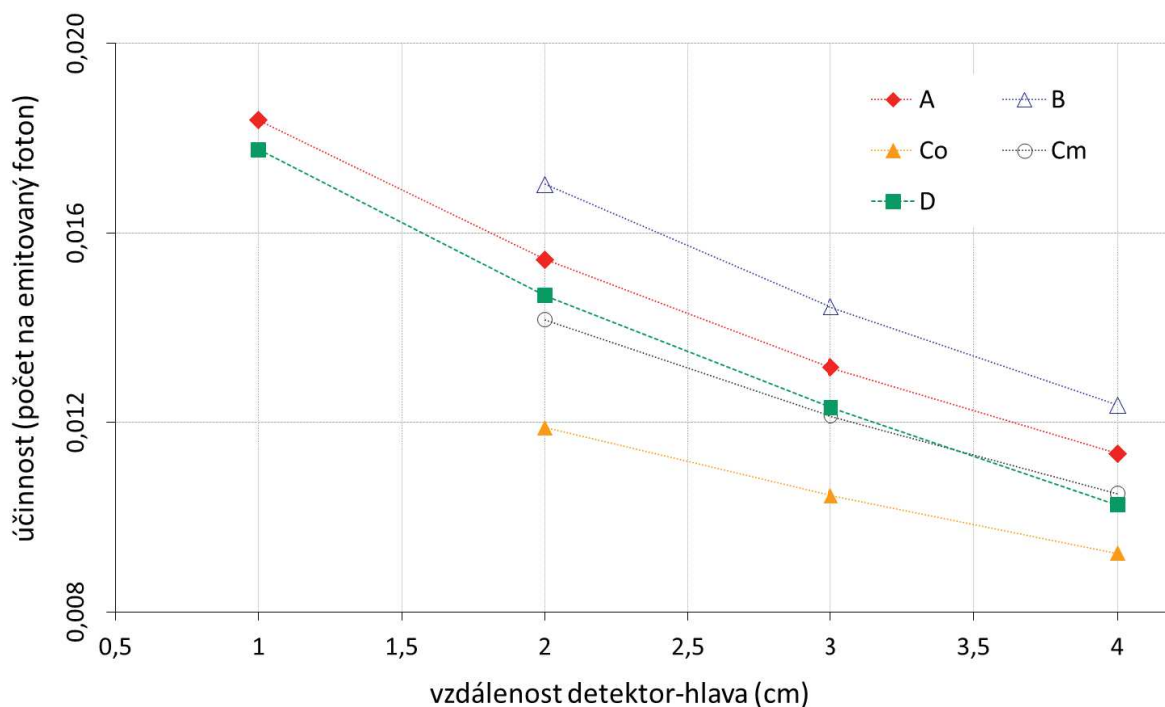
Tabulka 14 Porovnání navrhovaných geometrií

označení geometrie	vzdálenost (cm) ^a	detekční účinnost (počet na emitovaný foton)		poznámka k původní studii
		nová	původní	
A	~ 1	0,0184	0,0187	2 detektory, Alderson fantom
B	4	0,0124	0,0192 ^b	4 detektory, Zubal fantom
C _o	3	0,0105	0,0055	2 detektory s plochou 20 cm ² , BPAM-001
C _m	3	0,0121		
D	1	0,0178		

^a vzdálenost měřená od středu okénka rovnoběžně s osou detektoru k povrchu fantomu

^b vzdálenost měřena od středu okénka k nejbližšímu bodu na fantomu

Mimo to byla vzdálenost fantom-detektor měněna s krokem 1 cm v obou směrech, pokud to geometrie povolovala. Největší simulovaná vzdálenost nepřesahovala 4 cm, neboť umístění detektoru dále vede již k velmi malým detekčním účinnostem. Výsledky těchto simulací poskytuje obrázek 18.



Obrázek 18 Závislost detekční odezvy na vzdálenosti dvou detektorů 36 v geometriích z obrázku 16.

Detekční účinnost značně klesá se zvyšující se vzdáleností detektoru od hlavy. Při stejné vzdálenosti detektor-hlava poskytují nejvyšší detekční účinnost dva detektory nad temenem (pozice B). Tato konfigurace však neumožňuje posunout detektory blíže než 2 cm od hlavy, neboť by došlo k jejich průniku do těla fantomu. Nejvyšší detekční účinnosti mají geometrie A a D s detektory 1 cm od hlavy. Naopak geometrie ze SÚRO (C_0) vykazovala nejnižší hodnoty detekční účinnosti v celém intervalu sledovaných vzdáleností.

Odpověď na druhou část zadání, tj. malou závislost na dislokaci detektoru, se částečně skrývá v předešlém obrázku, kde lze pozorovat vliv vzdálenosti. Nejprudčeji klesá se vzdáleností detekční účinnost pro geometrii D, o něco méně A a B, které s odstupem následuje C_m . Na vzdálenosti je nejméně závislé uspořádání C_0 . Data z obrázku 18 byly proloženy exponenciální funkcí a z její směrnice byla odhadnuta nejistota v důsledku posunutí detektoru o $\pm 0,5$ cm. Tuto analýzu doplnilo zkoumání vlivu posunutí detektoru v rovině. V oblasti od -2 do 2 cm od správné pozice v obou osách byla počítána detekční účinnost. Odezva nebyla počítána pro každý bod rovnoměrné mřížky s krokem 1 cm, ale jen na diagonálách obsahujících centrální hodnotu nebo na diagonálách souběžných. Z těchto hodnot byla stanovena relativní standardní odchylka a scattering factor. Žádný z takto stanovených parametrů (vliv vzdálenosti a posunutí v rovině) ani jejich kombinace neměly za cíl absolutní odhad nejistoty pozice. Jejich zavedení sloužilo jen k relativnímu srovnání zkoumaných geometrií. Výsledky shrnuje tabulka 15, z které je patrné, že závislost detekční účinnosti na vzdálenosti je přibližně stejná pro všechny geometrie. Naopak vliv posunutí detektoru v rovině jeho okénka je značně rozdílný.

Tabulka 15 Relativní srovnání nejistoty zapříčiněné dislokací detektorů pro uvažované geometrie měření s dvěma detektory 36.

geometrie	relativní ukazatel nejistoty		
	vzdálenost detektor-fantom	posun v rovině okénka	celkový
A	1,08	1,05	1,10
B	1,08	1,12	1,15
C ₀	1,07	1,09	1,11
C _m	1,07	1,04	1,08
D	1,09	1,05	1,10

Spojením informací o detekční účinnosti a nejistotě v důsledku pozice lze nalézt vhodnou geometrii měření se dvěma detektory. Nejlepší pozicí je geometrie A. Poskytuje nejvyšší detekční účinnost a její odezva je ovlivněna změnou pozice přijatelně. Velkou výhodou oproti nastavení D je, že vyšetřovaná osoba nemá detektor před obličejem, protože to může u některých subjektů působit značné komplikace. Pro čtyři detektory se nabízí uspořádání A+D. Původní geometrie ze SÚRO (C₀) je nejméně závislá na změně vzdálenosti, ale posun v rovině je spojen s přílišnou variabilitou v detekční účinnosti (měřeném signálu). Posun detektoru o 3 cm směrem k temenu a o 2 cm v dorzálním směru (geometrie C_m) přemístil detektor do oblasti s větším výskytem kostní tkáně, která je navíc rovnoměrněji rozložená. To se pozitivně projevilo nejen na detekční účinnosti, ale i na rovnoměrnější odezvě detektoru v rovině. Geometrie B se zdála být velmi slibnou, ale její nejvyšší citlivost na změnu pozice detektoru poměrně znevažuje její výsledky. Nutno podotknout že tato geometrie byla navržena pro 4 detektory primárně určené k měření plicní aktivity, kdy každý pár detektorů je umístěn ve společném stínění, což neumožňuje nezávislý pohyb každého detektoru [31].

Nejen na základě dat z této kapitoly byla pro novou geometrii měření v SÚRO vybrána kombinace C₀ (detektory 13 a 20) a D (detektory 35 a 36). Zvolené řešení neposkytuje nejvyšší detekční účinnost ani stabilitu odezvy, ale bere v úvahu další požadavky nebo omezení. První z nich je zachování zpětné kompatibility výsledků při dlouhodobém sledování osob. Změna geometrie C₀ by zkomplikovala interpretaci dříve naměřených výsledků. Pohyb a nastavení reálných detektorů celotělového počítače (v té době) nebyl úplně svobodný, a tak byla použita geometrie, která se dala snadno nastavit. Pro nové případy s příjmem ²⁴¹Am lze použít geometrii C_m+D.

Článek [33] byl a je jediným srovnáním rozdílných geometrií měření aktivity ²⁴¹Am v lebce. Nová studie zahrnující měření se stejným fantomem byla provedena v roce 2011-2013 v rámci mezinárodního porovnání, ale tato data zatím nejsou dostupná. Hledání vhodné geometrie nebo tvaru detektoru na základě analýzy je používanou metodou. Tento postup byl užit pro hledání geometrického uspořádání nového celotělového počítače v Karlsruher Institut für Technologie KIT [34].

6 Nejistota stanovení aktivity ^{241}Am v kostře pomocí měření lebky

Nejistota stanovení kosterní aktivity ^{241}Am je klíčovým parametrem pro odhad příjmů, především pokud se příjem vypočítává z více druhů dat (například společně s výsledky exkreční analýzy). Aktuální přístup odhadu příjmu metodou maximální věrohodnosti podle rovnice 10 používá celkové nejistoty každého měření jako váhy (kapitola 1.2.6). Tento přístup kombinuje jednotlivě stanovené složky celkové nejistoty do jedné hodnoty dle rovnice 11. V disertační práci [12] byla uvedena metodika použita k odhadu nejistoty stanovení kostní aktivity ^{241}Am pomocí měření lebeční aktivity v geometrii z obrázku 7. Přehled uvažovaných složek, metodu odhadu jejich příspěvků, jakož i celkovou nejistotu shrnuje tabulka 16.

Tabulka 16 Odhad dílčích složek a celkové nejistoty stanovení kostní aktivity ^{241}Am

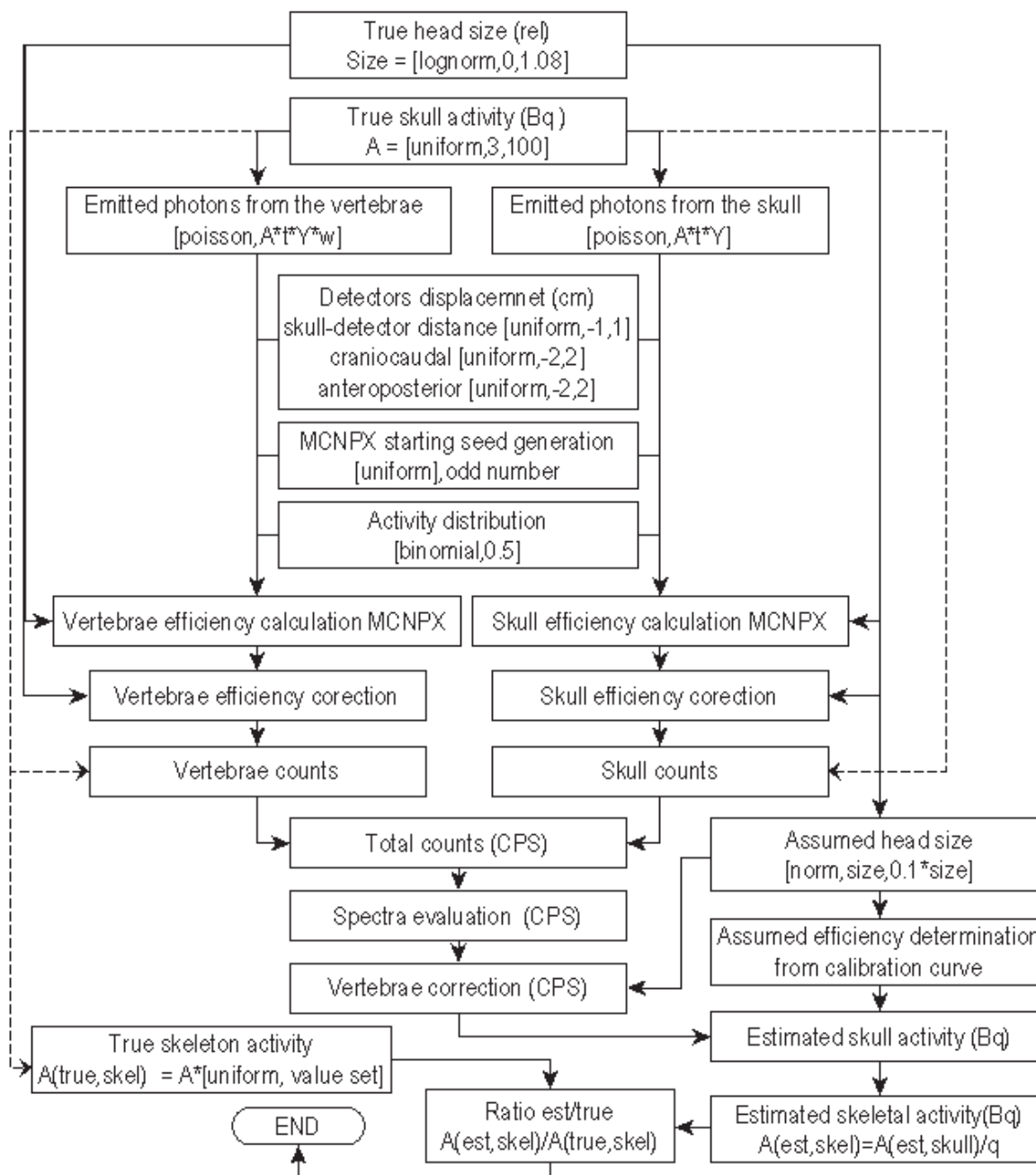
zdroj nejistoty	aktuální studie		Malátová ^a
	metoda odhadu - poznámka	SF	SF
materiály voxelového fantomu	MC studie se změnou hustoty $\pm 10\%$	1,03	
výpočet MCNPX	z výstupního souboru	1,01	
účinné průřezy MCNPX	odhad	1,05	
mikrodistribuce ^{241}Am v lebce	MC studie s nehomogenním zdrojem	1,01	1,35
vliv krčních obratlů	konzervativní odhad	1,05	N/A
počet impulsů	relativní směrodatná odchylka 10%	1,1	1,1
vyhodnocení spektra	pokusy s reálným spektrem vyhodnoceným různými osobami	1,08	N/A
pozice detektorů	MC se změnou pozice o ± 2 cm v rovině a ± 1 cm ve vzdálenosti hlava-detektor	1,13	N/A
velikost hlavy	odhad na základě malého počtu vzorků vypočítaný pomocí MC	1,14 ^b 1,28 ^c	1,38
poměr aktivity lebky k celé kostře	odhad na základě malého počtu vzorků z literatury	1,16	1,35
celkem pro hlavu se známým středním poloměrem		1,32 ^b	N/A
pro hlavu s neznámým středním poloměrem		1,42 ^c	1,72

^a dle [13]

^b s použitím kalibrační křivky zohledňující velikost hlavy

^c s použitím kalibrační konstanty pro průměrně velkou hlavu

Druhý přístup jak stanovit nejistotu je nasimulovat celý proces reálného měření metodou MC. Jednotlivé veličiny ovlivňující detekční účinnost jsou v takovém výpočtu vybírány z vhodných distribucí. Algoritmus výpočtu je na obrázku 19, kde hranaté závorky popisují distribuci a rozsah, ze kterého byly parametry vybírány. Rozsahy byly stejné jako pro výpočet metodou IDEAS. Pokud nebyla známa distribuce parametru, aplikoval se konzervativní přístup (např. použití rovnoměrné distribuce pro nejistotu pozice detektoru).



Obrázek 19 Algoritmus výpočtu nejistoty stanovení kosterní aktivity ²⁴¹Am pomocí metody MC

Posunutí detektorů se vztahovalo ke středu jejich okének a bylo vybíráno z rovnoměrného rozložení, a to od -2 do 2 cm v rovině paralelní se spánkovou kostí a od -1 do 1 cm v kolmém směru (vzdálenost detektor - hlava). Aktivita lebky byla vzorkována z rovnoměrné distribuce od 3 do 100 Bq. Spodní hranice intervalu zhruba odpovídá limitu detekce celotělového počítače pro tuto geometrii a detektory 13 a 20. Oproti tomu horní hodnota je tak vysoko, že se nejistota v důsledku počtu zaznamenaných impulsů stává marginální. Počet primárních částic každé úlohy odpovídal vygenerované aktivitě vynásobené zastoupením (0,359) a časem měření (1800 s).

Velikost hlavy byla simulována lognormální distribucí se $SF=1,08$. Tato distribuce byla omezena shora a zdola. Omezení zajišťovalo vyřazení (zahazení vygenerované úlohy) velikostí hlavy s obvodem (kloboukovou mírou) menším než 44 cm (<1 percentil) a větším než 67 cm (>99 percentil). Poměr lebeční k celokosterní aktivitě byl vzorkován z rovnoměrné diskretní distribuce, která obsahovala čtyři známé hodnoty vypočítané na případech s příjmem ^{241}Am v United States Transuranium and Uranium Registries (USTUR) [35] [36].

Přesná distribuce aktivity ^{241}Am v kostech není známa, neboť dochází k remodelování kostí. Na této nejistotě se podílí i řada metabolických jevů, kam patří například retence a exkrece aktivity z jater. Distribuce aktivity na kostních površích spíše odpovídá časům blízkým okamžiku příjmu. Naopak ve vzdálenějších časech je objemová distribuce v kostech blíže skutečnosti (viz fantom BPAM-001). Binomické rozložení se stejnou pravděpodobností povrchové a objemové distribuce aktivity ^{241}Am bylo použito ve snaze nezanedbat ani jedno uvažované rozložení.

Nejistota spojená s transportem částic a účinnými průřezy je obtížně kvantifikovatelná. Ve výpočtu byla zanedbána, neboť se obecně předpokládá, že je poměrem malá. Limitace voxelového fantomu, tj. jeho konečné rozlišení a materiálové složení, mají marginální charakter (viz kapitola 4.1), a tak nebyla ve výpočtu také zohledněna. Pro každou velikost hlavy byla odděleně simulována odezva detekčního systému na aktivitu v krčních obratlích (přidaný signál) a lebce s mandibulou (požadovaný signál). Různé velikosti hlavy bylo dosaženo změnou hrany voxelu, a proto simulované hodnoty byly opraveny na zeslabení v krycích tkáních.

Posledním krokem vyhodnocení reálného měření je stanovení čisté plochy píku (nebo píků). Nejistota této veličiny závisí na počtu impulsů v píku a pozadí. V simulacích byla tato nejistota popsána pomocí mocninné funkce, která vznikla prokladem experimentálně stanovených hodnot. Proložená experimentální data měla na ose x plochy píku (počet zaznamenaných impulsů) a relativní standardní odchylka stanovení této plochy se nacházela na ose y. Program nejprve zjistil, kolik bylo zaznamenáno impulsů v binu totální absorpce a z mocninné závislosti získal standardní relativní odchylku stanovení plochy píku, kterou pak použil jako parametr náhodného generátoru produkujícího data s lognormálním rozdělením.

Počet vytvořených konfigurací (s vygenerovanou velikostí hlavy, aktivitou, její distribucí a pozicí detektorů) byl 10000 a pro každý případ byly provedeny dva výpočty. Tak vysoké číslo bylo zvoleno ve snaze zachovat rozumnou statistiku i v případě výběru podsouboru s konkrétním parametrem.

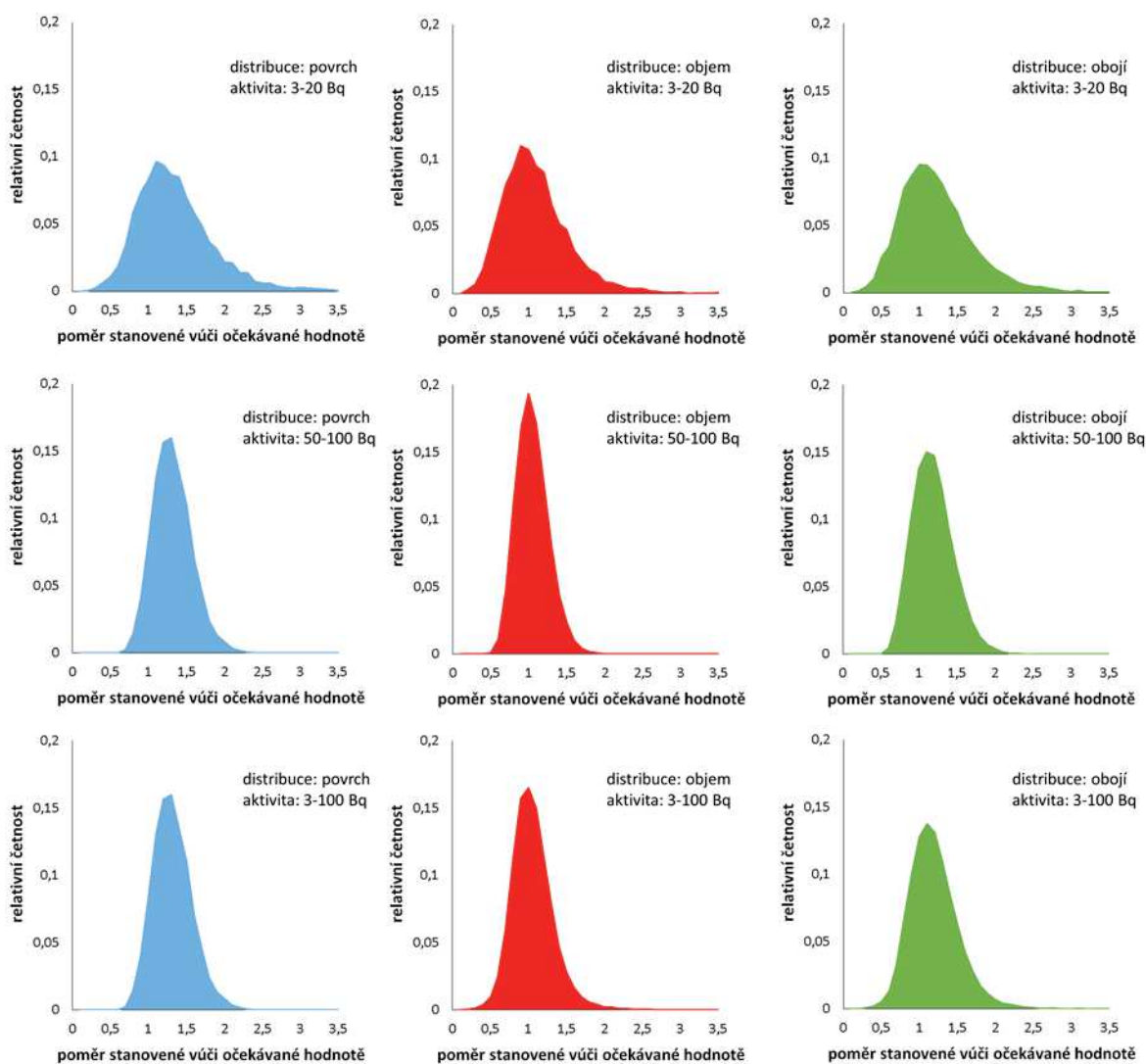
Celková nejistota stanovení aktivity ^{241}Am ve skeletu vyjádřená pomocí SF a stanovená metodologií z IDEAS Guidelines [10] je uvedena v tabulce 16. Dvě hodnoty, tj. 1,32 a 1,41, berou v potaz, zda je, nebo není u měřeného subjektu znám střední poloměr hlavy. Pokud jsou použity úplné rozsahy všech simulovaných parametrů, poskytuje výpočet nejistoty metodou MC velmi podobnou hodnotu, to jest 1,35.

Pokud jsou analyzovány jen případy s povrchovou distribucí ^{241}Am v kostře, je scattering factor o něco nižší ($\text{SF} = 1,31$). Případy s homogenním rozložením aktivity v kostním objemu vedou k nejistotě rovné 1,35. Pokud se neuvažuje závislost detekční účinnosti na velikosti hlavy, jak bylo užíváno v minulosti, celková nejistota vzroste na $\text{SF}=1,42$. Nejistotu jako funkci aktivity a jejího rozložení v kosti shrnuje tabulka 17 a histogramy distribucí ukazuje obrázek 20.

Tabulka 17 Celková nejistota stanovení kosterní aktivity ^{241}Am jako funkce měřené aktivity a jejího rozložení

simulovaná aktivita lebky (Bq)		uvažovaná distribuce zdroje		
interval	střední hodnota	Povrchová	objemová	obojí ^a
3-20	11,8	1,54	1,65	1,61
50-100	74,4	1,23	1,24	1,27
3-100	51,6	1,31	1,35	1,36

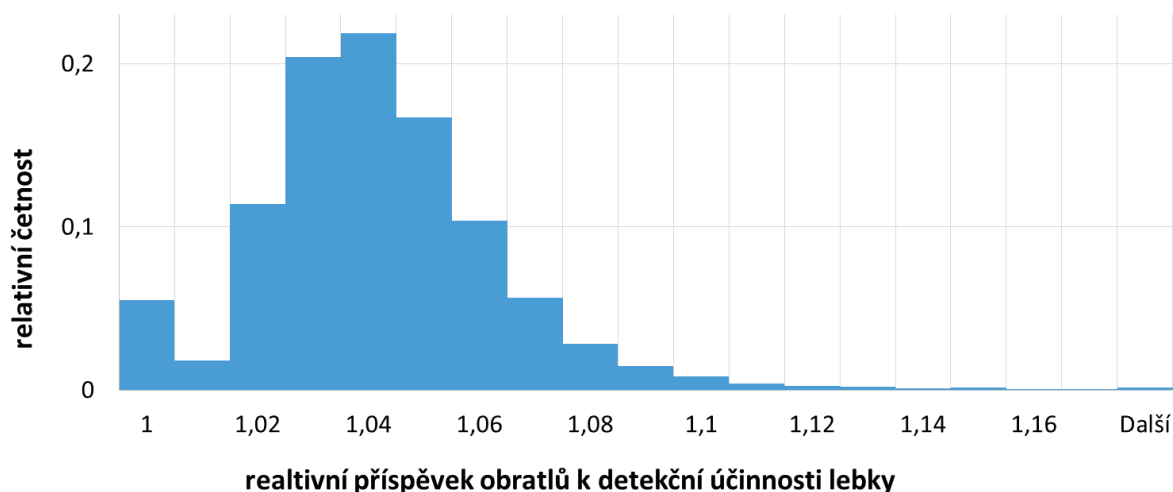
^a povrchová a objemová distribuce se stejným zastoupením



Obrázek 20 Distribuce relativních detekčních účinností (stanovená/skutečná) získaných z výpočtu metodou MC

Z obrázku 20 je patrné, že pozorované distribuce mají lognormální charakter. Velmi se blíží normálnímu rozdělení, pokud je měřena vyšší aktivita. Naopak pro nízké aktivity se distribuce stávají více nesymetrické tj. výrazněji lognormální. Střední hodnota distribucí pro povrchově rozloženou aktivitu v kosti je posunuta k vyšším hodnotám, což je způsobeno použitím kalibrační křivky pro homogenně rozloženou aktivitu v kostře. Kalibrační křivky nebo konstanty pro homogenně rozloženou aktivitu v kostním objemu se používají v SÚRO, neboť tato distribuce je bližší tam sledovaným případům vnitřního ozáření. Takto uvažovaná kalibrace vede ke konzervativním odhadům, tj. nehrozí podhodnocení měřené aktivity. Pozorované posunutí nemá vliv na odhad nejistoty a dalo by se odstranit použitím patřičné kalibrační křivky.

V Disertační práci [12] byla navržena korekce odezvy detekčního systému na možný příspěvek od aktivity ^{241}Am z krčních obratlů. Hodnota korekčního koeficientu, kterým je třeba podělit naměřenou aktivitu, byla odhadnuta na 1,05. Výpočet pomocí metody MC simuloval příspěvky od obratlů k celkové aktivitě lebky pro každou reprezentaci úlohy zvlášť. Ze simulovaných hodnot, jejichž histogram ukazuje obrázek 21, byla stanovena nová hodnota korekčního koeficientu 1,04 a její nejistota na $SF=1,025$. Nový odhad nejistoty je poloviční vůči konzervativní hodnotě z tabulky 16.



Obrázek 21 Distribuce relativního navýšení odezvy v důsledku aktivity v krčních obratlích

Oba přístupy poskytují obdobné výsledky co do velikosti SF. Pozorované distribuce získané pomocí metody MC mají lognormální charakter, což je ve shodě s předpoklady, které užívá přístup z IDEAS Guidelines. Detailnější stanovení metodou MC přineslo zpřesnění odhadu nejistoty vzniklé korekcí na přidaný signál od krčních obratlů. Ve studii nebyla zahrnuta nejistota v důsledku možné difference mezi materiálem užitým ve fantomu a reálnou tkání, což by ještě více zkomplikovalo výpočet. Nelze předpokládat, že by vynechání této nejistoty závažněji ovlivnilo hodnotu celkové nejistoty. Za hlavní omezení studie lze považovat použití apriorních distribucí, či odhad některých jejich (neznámých) parametrů. Například užití rovnoměrné distribuce pro popis nejistoty vzniklé nepřesným umístěním detektoru je možná příliš konzervativní, nicméně zavádění příliš komplexních předpokladů, bez dostatečných informací také není řešením.

Oba zde prezentované způsoby stanovují celkovou nejistotu níže než hrubé odhady publikované dříve [13]. Hlavní důvod poklesu celkové nejistoty je spojen s realističtější odhadem některých nejistot (například nehomogenní distribuce americia v lebce). Naopak prezentované přístupy oproti původnímu odhadu zohledňují příspěvky dříve neuvažovaných zdrojů nejistoty (např. nastavení detektoru).

6.1 Nejistota tvaru lebky

Až doposud bylo předpokládáno, že popis velikosti hlavy pomocí středního poloměru je dostačující, přesto je takový přístup třeba prověřit. Prvním a zatím posledním pokusem byl následující výpočetní experiment.

Fantom Linda-simple byl rozložen na tři samostatné sady obrázků: vzduch, měkkou a kosterní tkáň. Každý rozměr fantomu (výška, šířka a délka) byl posupně násoben koeficienty 1,2, 1,1, 1,05, 1, 0,95, 0,9 a 0,8, což vedlo k 343 konfiguracím. V předešlých kapitolách bylo zvětšení nebo zmenšení fantomu prováděno pomocí změny voxelu o $\pm 20\%$. V tomto případě se velikost měnila na binárních obrázcích, v programu MATLAB bez použití spline, pro každou tkáň fantomu zvlášť. Nejprve byly modifikovány rovinné obrázky a teprve pak byla měněna výška hlavy. Kostní tkáň a vnitřek fantomu byl upraven tak, aby byla zachována tloušťka krycí vrstvy. Nakonec byly jednotlivé tkáně opět spojeny do jednoho fantomu. Při spojování se občas stávalo, že jeden bod příslušel více tkáním, proto byla zavedena následující posloupnost priorit. Nejvyšší důležitost měla kostní tkáň následována vzduchem a nejmenší důležitost měla měkká tkáň. Pozice detektorů se aktualizovaly podle velikosti vzniklé lebky. Vzdálenost okénka detektoru od povrchu hlavy zůstala zachována, ale pro pozice 2 a 5-8 byly měněny úhly tak, aby odpovídaly zkosení nově vzniklé hlavy.

Výpočtem získané detekční účinnosti jsou pro jednotlivé pozice detektoru vykresleny na obrázku 22 v závislosti na středním poloměru hlavy. Z něho je patrné, že ne všechny pozice jsou na změnu proporcí hlavy stejně náchylné. Všechna data jedné pozice detektoru byla proložena mocninnou funkcí. Mocninná funkce byla zvolena, neboť data prokládala nejlépe v porovnání s několika jinými funkcemi (polynom druhého stupně, exponenciála a lineární nebo logaritmická funkce). Relativní směrodatná odchylka, respektive SF dat vůči modelu (mocninné funkci), je společně s minimální a maximální detekční účinností uvedena v tabulce 18.

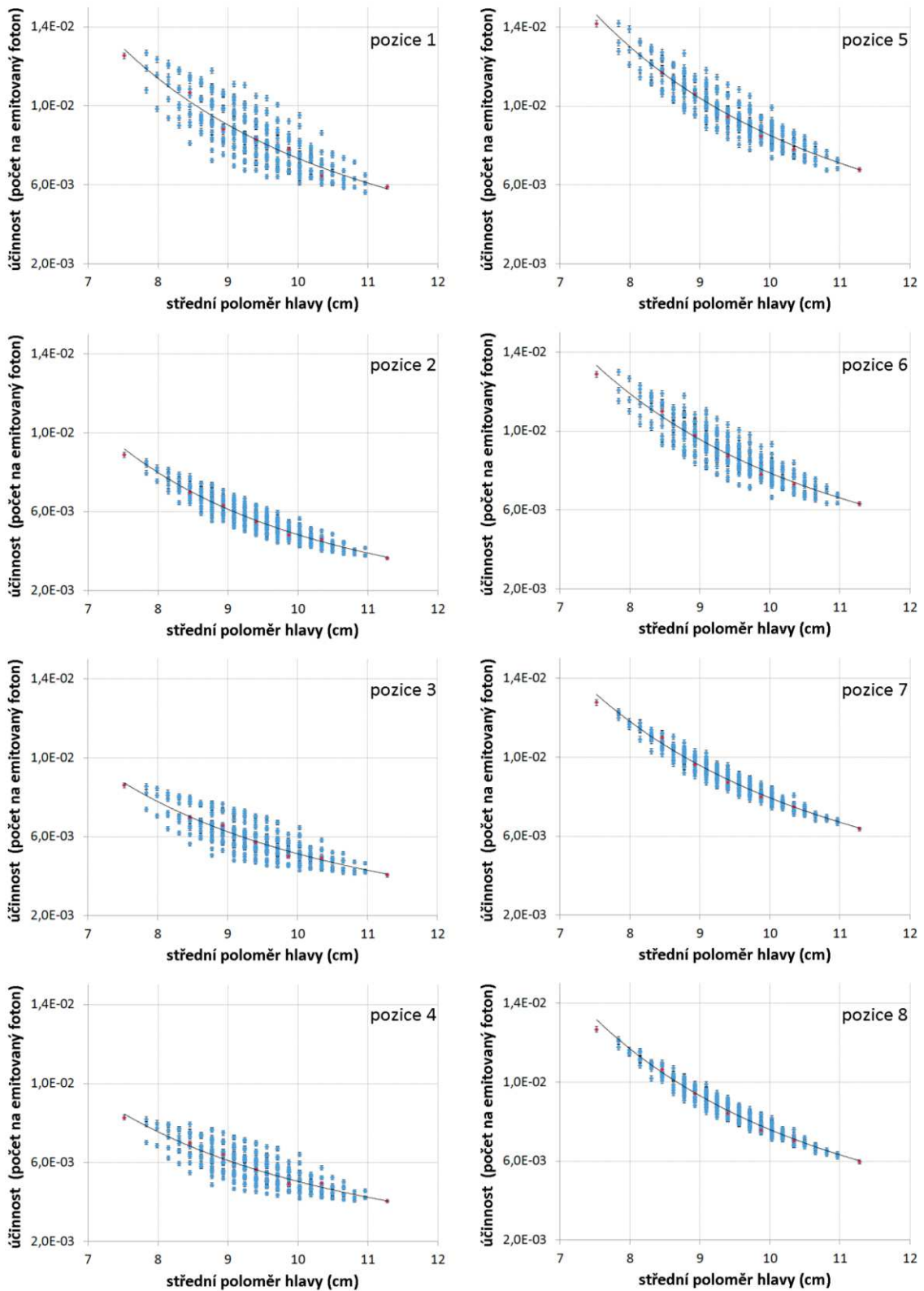
Tabulka 18 Vliv tvaru lebky na detekční účinnost – konzervativní odhad

číslo pozice	účinnost ^a (min)	účinnost ^a (max)	poměr (min/max)	SF ^b
1	0,0056	0,0127	2,26	1,11
2	0,0036	0,0089	2,44	1,07
3	0,0040	0,0086	2,13	1,11
4	0,0040	0,0083	2,05	1,11
5	0,0067	0,0142	2,10	1,06
6	0,0063	0,0130	2,06	1,07
7	0,0064	0,0128	2,01	1,04
8	0,0060	0,0127	2,13	1,04

^a počet na emitovaný foton s energií 59,54 keV

^b nejistota v důsledku rozptylu hodnot od modelové funkce

Nejvíce jsou rozptýleny hodnoty pro pozice 1, 3 a 4. Pozice 7 a 8 se zdají nejméně náchylné na změnu proporcí hlavy, což by mohlo být způsobeno změnou úhlu při změně proporce hlavy.



Obrázek 22 Rozptyl detekční účinnosti v důsledku změny proporcí lebky, simulace s fantomem Linda simple.

Uvedený pokus má několik nedostatků. První z nich je velikost voxelu. Některé rozdíly ve změně rozměru fantomu jsou menší než velikost použitého voxelu. To má za následek, že v důsledku zaokrouhlení nedojde ke změně fantomu. Druhou skutečností je použití sítě hodnot, nikoli reálných distribucí hlavových rozměrů. Proto byl učiněn pokus, který se snažil oba nedostatky odstranit.

Před započítáním nové studie byly srovnány čtyři voxelové fantomy se středními rozměry hlavy dle [37]. Tabulka 19 naznačuje, že oba ženské fantomy jsou blíže středním rozměrům hlavy než ICRP-male. Zajímavým krokem bylo porovnání detekčních účinností vypočtených s uvažovanými modely, jak ukazuje obrázek 23.

Tabulka 19 Srovnání rozměrů hlavových voxelových fantomů se středními rozměry hlavy

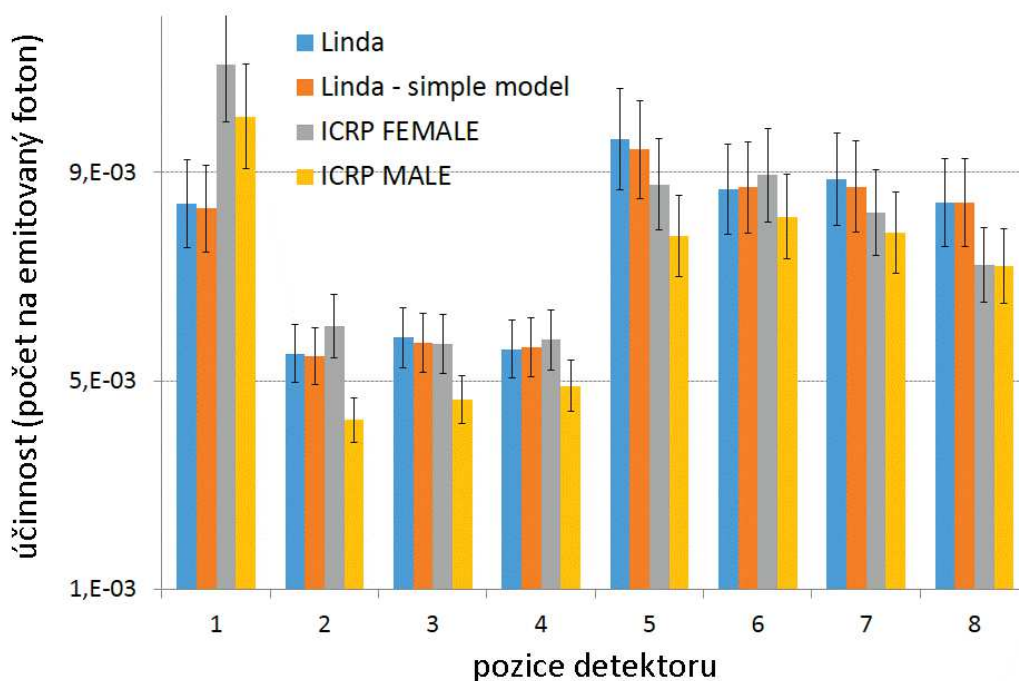
fantom	rozměr hlavy (cm)			střední poloměr hlavy (cm)
	hloubka ^b	šířka ^c	výška ^d	
průměrná hlava ^a	19,96	14,49	21,46	9,32
ICRP-female	20,47	14,86	21,3	9,44
ICRP-male	21,08	16,44	22,4	9,98
Linda	18,7	16	21,7	9,4
Linda simple	18,6	16	21,8	9,4

^a dle informací z [37]

^b od středu čela po týlní hrbol

^c přímá vzdálenost mezi spánkovými kostmi

^d od brady po temeno

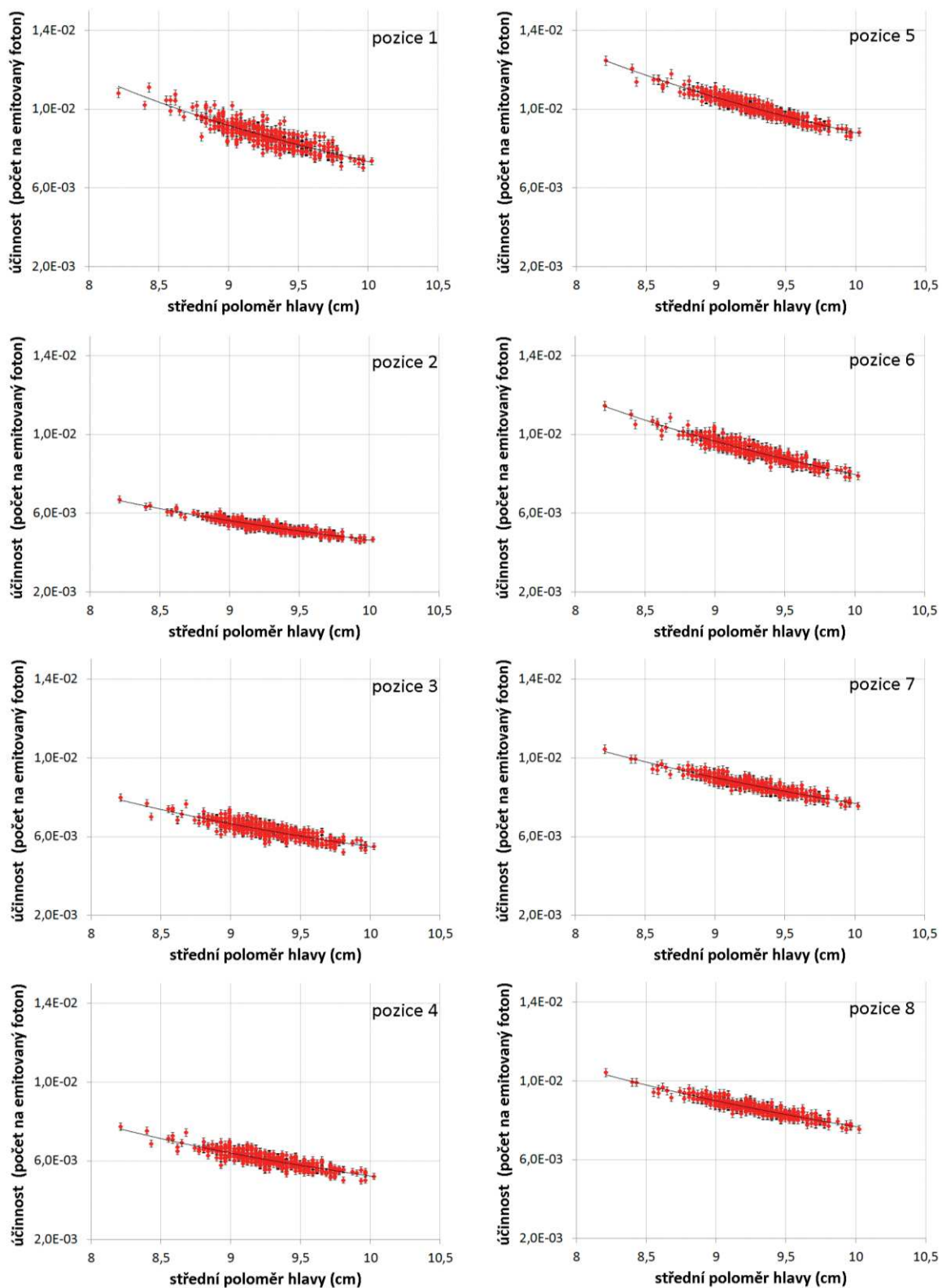


Obrázek 23 Srovnání detekční účinnosti voxelových fantomů hlavy, chybové úsečky vyznačují možnou nejistotu v důsledku nepřesné reprodukce pozice (1σ)

Detekční účinnosti fantomu Linda, Linda simple a ICRP-female jsou ve všech pozicích podobné. Výjimkou z tohoto pravidla je pozice 1, kde oba fantomy ICRP převyšují výsledky z fantomů Linda. Vyšší detekční účinnost fantomů ICRP v nadhlavní geometrii (pozice 1) může být vysvětlena nedostatečnou vrstvou krycí tkáně. Voxely obou fantomů jsou 4, respektive 8 mm vysoké, a tak v některých místech s velkou změnou tvaru hlavy (např. vršek hlavy) není kost zcela kryta.

Středním rozměrům hlavy je nejbližší ženský fantom ICRP, ale jeho rozlišení je především ve vertikální souřadnici poloviční než pro fantom Linda simple. Proto byl nakonec ve snaze zachovat co nejvyšší rozlišení vytvořen zjednodušený fantom Linda. Ten měl standardní hranu voxelu 1 mm, ale obsahoval jen tři tkáně (obdoba fantomu Linda-simple). Výška, šířka a hloubka fantomu Linda byla měněna v souladu s dostupnými daty [37]. Rozměry byly generovány z normálního rozdělení a zaokrouhleny na dvě desetinná místa. K zamítnutí rozměru se přistoupilo, když byl menší než 1. percentil nebo větší než 99. percentil.

Výsledky celkem 380 výpočtů demonstruje obrázku 24. Realističtější vzorkování velikosti vedlo k významnému snížení rozptylu hodnot od mocninné funkce použité k prokladu. Nově stanové SF se pohybují jen od 1,01 do 1,04, což je znatelný pokles oproti prvnímu odhadu. Tak nízké hodnoty nepředstavují závažný zdroj nejistoty, pro který by bylo nutno opustit koncept středního poloměru hlavy a zavést kalibraci závislou na tvaru lebky.



Obrázek 24 Rozptyl detekční účinnosti v důsledku změny proporcí lebky. Rozměry hlavy byly generovány z experimentálních distribucí.

7 Mezinárodní porovnání

Simulace transportu záření pomocí metody MC je dnes běžná v mnoha oblastech fyziky. Zavádění tohoto užitečného nástroje do nové oblasti je většinou přijímáno skepticky. Pokud výpočetní program prokáže, že jeho výsledky jsou v rozumné shodě s měřením pro jednoduchou geometrii, měly by být jeho výsledky akceptovány i v jiných geometrických uspořádáních za předpokladu, že program používá správné modely transportu záření a rozumně přesné knihovny účinných průřezů. Často není tato přímočará a rozumná úvaha přijímána a z úst skeptiků vycházejí požadavky na verifikaci platnosti MC i v oblastech nebo k činnosti, kde dosud nebyla běžně užívána. Druhým důvodem proč provádět mezinárodní porovnání je kontrola jakosti, tj. zda personál laboratoře je schopen užít výpočetní metody ke kalibraci detekčního systému. Přes všechnu dobrou snahu uživatelů MC může dojít k chybě, která ovlivní simulovanou veličinu. Odhalení nedostatků je užitečné nejen pro konkrétní pracoviště nebo člověka, ale i pro ostatní zainteresované osoby. Neustále povědomí o úskalích MC je naprosto nezbytné, aby nedocházelo k profesionální slepotě. Poslední možnou motivací k pořádání srovnávacího cvičení je výzkum použitých přístupů nebo výpočetních metod, respektive jejich dopadu na zkoumanou veličinu.

První mezinárodní MC porovnání v kalibraci detekčního systému pro stanovení ^{241}Am ve voxelovém fantomu kolena bylo odstartováno v roce 2006 [38]. Zadání obsahovalo tři úlohy. Nejprve se požadovala simulace energetického spektra bodového zdroje ^{241}Am . Zde se ukázalo, že odezva reálného a matematického bodového zdroje je velmi odlišná. Proto byli účastníci požádáni o opakování výpočtu s lepším popisem fyzikálního zdroje. V prostředním kroku se požadoval vypočítat fluenci v čtyřech sférách umístěných kolem voxelové verze [16]. Cílem finální úlohy bylo simulovat energetické spektrum dvou detektorů umístěných nad fantomem kolena. Výsledky jednotlivých účastníků byly po odevzdání srovnány se spektrem skutečného měření. Závěry tohoto srovnání lze shrnout do několika bodů. Oblast píku totální absorpce byla účastníky nasimulována s dostatečnou přesností, a tak MC lze použít pro kalibraci celotělového počítače v oblasti nad 50 keV. Rozdíly mezi výpočty v oblasti pod 30 keV byly patrně zapříčiněny nestejným způsobem transportu sekundárních částic v různých MC kódech nebo ve stejném kódu s rozdílným nastavením. Tuto hypotézu podporuje i obrázek 3, kde čistě fotonový transport (mode p) podhodnocuje odezvu detektoru v oblasti okolo 15 keV v porovnání s nastavením, které zohledňuje i transport sekundárních elektronů.

Druhou akcí, která byla omezena jen na přizvané laboratoře, a tedy nešlo o porovnání jako takové, bylo měření a simulace fantomu [39]. Fyzikální fantom obsahoval skutečnou kostní tkáň s ^{241}Am z případu vnitřního ozáření. Kostí pocházely od stejného dárce jako u fantomu BPAM-001. Při porovnávání měření a simulací se objevily značné rozdíly, které nakonec vedly k přezkoumání a změně udávané aktivity fyzikálního fantomu. Změna aktivity byla postavena na kontrole a zpřesněné interpretaci výsledků radiochemické analýzy (druhé) nohy nepoužité ve fyzikálním fantomu.

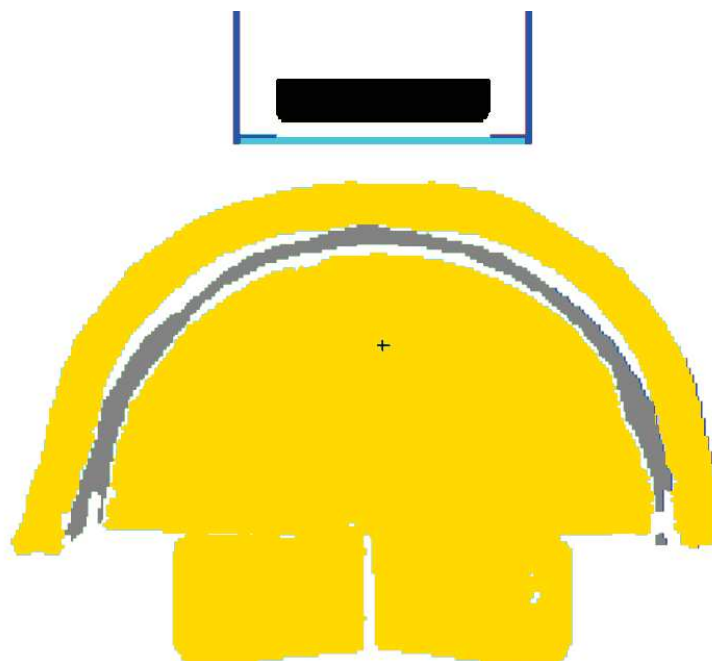
Poslední akce předcházející porovnání s fantomy lebky se týkala stanovování aktivity obohaceného uranu v plicích. Její struktura byla velmi podobná mezinárodnímu porovnání s kolenním fantomem a jako první ve svých výsledcích uvedla nejčastější chyby účastníků [40].

7.1 Porovnání s hlavovými fantomy

Aktuálně probíhající srovnání, započaté v roce 2011, je v některých ohledech odlišné od předchozích projektů. Základ porovnání vychází z měření třech fyzikálních fantomů. Dva z nich jsou antropomorfní, konkrétně BPAM-001 a BfS. Třetí, označený CSR, je částečně antropomorfní a vznikl jen pro účely tohoto porovnání [22]. Předchozí zkoumání ukázalo, že fyzikální fantomy mají své nejistoty, mezi které patří rozložení aktivity, její velikost nebo materiálové složení. Srovnání simulací a měření s takovými fantomy je málo průkazné (napadnutelné), neboť neznámé parametry jsou v simulacích nahrazeny předpokládanou hodnotou.

Všechny tři fyzikální fantomy byly poslány do zúčastněných laboratoří s tím, že mají být měřeny v jasně definovaných geometriích. Mimo to se účastníci měli pokusit aplikovat geometrii měření, kterou ve své laboratoři standardně používají pro živé subjekty. Měřicí část akce má na starosti Pedro Nogueira z Helmholtz Zentrum München a žel zatím nebyly publikovány oficiální výsledky.

Koncem roku 2012 odstartovala MC větev tohoto mezinárodního cvičení. Výpočetní část se skládá ze tří úloh s narůstající komplexností. V prvním úkolu měli účastníci simulovat odezvu jednoho konkrétního detektoru umístěného 10 mm od vrcholu fantomu CSR. Geometrie úlohy je znázorněna na obrázku 25.



Obrázek 25 Geometrie první úlohy mezinárodního porovnání EURADOS (2012-2013)

Všechny potřebné informace byly účastníkům předány s tím, že mají, pokud možno, zachovat výchozí hodnoty. Soubor dat obsahoval, popis detektoru, energetické dělení spektra, hotovy voxelový fantom CSR s vyznačenou pozicí měření, materiálové složení, výtěžky fotonů z jedné přeměny ^{241}Am a metodiku stanovení detekční účinnosti. Výtěžky charakteristického záření byly uvedené odděleně pro každou energii, neboť se ukázalo, že použití středních energií (sloučení blízkých energií) zřetelně ovlivňuje tvar simulovaného spektra v oblasti pod 30 keV.

Každý účastník měl za úkol odevzdat energetické spektrum (8 -80 keV) a detekční účinnost pro energii fotonu 59,54 keV. Všechny výsledky měly být normovány na patřičný rozměr (počet \times Bq $^{-1}\times$ s $^{-1}$) a účastníci neměli k dispozici měřené spektrum.

Tato úloha se všemi zafixovanými parametry měla dva cíle:

- ověřit schopnosti účastníků (zacházení s voxelovým fantomem, reprodukce existující geometrie)
- otevřít pole pro srovnání různých MC kódů

Druhý úkol přináší něco nového. Každý účastník měl nejprve vytvořit matematický model detektoru, s kterým bylo nebo bude prováděno měření. Model detektoru se měl použít v různé geometrii s fantomy BPAN-001, BfS a CSR. Geometrie měření s CSR fantomem byla shodná jako v předchozí úloze. Do porovnání se dodatečně přihlásily i další laboratoře, kterým z časových důvodů nebylo možno zaslat fyzikální fantomy, nebo měly zájem o výpočetní část. Tito účastníci dostali balíček dat o detektoru 35 ze SÚRO. Balíček obsahoval základní rozměry detektoru, modelové číslo a běžně dostupné informace od výrobce jakož i měřená spektra. Spektra zahrnovala měření s bodovými zářiči a s fantomem CSR. Uvedené informace simulovaly reálnou situaci, ve které byli ostatní účastníci. Možnost srovnání odezvy detektoru modelovaného na základě stejných informací různými osobami byla hlavní motivací pro doplnění druhé úlohy.

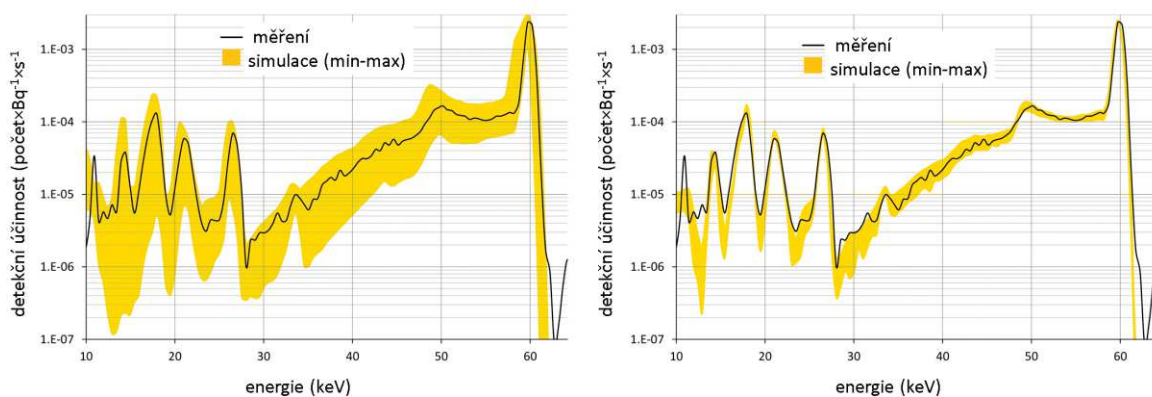
Nasimulovat skutečnou geometrii měření v dané laboratoři byla poslední úloha, ve které měl být použit jen fantom BfS. Po účastnících bez možnosti měření se požadoval návrh měřicí geometrie obsahující 1 až 4 detektory 35. Zavedení reálné geometrie a samostatně vytvořených modelů již prakticky pokrývá celý proces kalibrace celotělového počítače pomocí metody MC. Tvorba voxelového fantomu z primárních dat je jediný krok, který porovnání nezahrnuje, neboť jde o proces velmi zdlouhavý a náročný.

7.1.1 Výsledky prvního úkolu porovnání

Výsledky prvního úkolu porovnání byly již analyzovány, prezentovány a koncem roku 2013 i publikovány [41]. Celkem bylo obdrženo 16 nezávislých řešení z celkového počtu 22 přihlášených účastníků. Anonymita účastníků byla zajištěna identifikačním číslem.

Obdržené výsledky byly porovnány s naměřeným spektrem a dále statisticky zpracovány. Analýza spekter odhalila 7 podezřelých výsledků (44 %). Z nich čtyři navíc stanovily detekční účinnost rozdílně od ostatních. Účastníci s potenciálně chybným řešením byli osloveni a požádáni o vysvětlení nebo opravu výpočtů. Obrázek 26 ukazuje srovnání minimálních a maximálních hodnot pozorovaných v primárně obdržených spektrech a po odstranění chyb.

Po opravě výsledků se rozdíl mezi maximem a minimem všech spekter semkl okolo měřeného spektra. V oblasti píku totální absorpce fotonů 59,54 keV je rozdíl minimální. Znatelnější rozdíly lze pozorovat od 33 keV níže. Největší rozdíl mezi minimem a maximem je v oblasti s píky charakteristického záření, především mezi těmito píky. Vysvětlením je již jednou zmiňovaný rozdíl v simulaci sekundárně uvolněných částic.



Obrázek 26 Srovnání minimálních a maximálních hodnot před a po opravě výsledků

Přehled stanovených detekčních účinností, jejich nejistot, použitých MC kódů a počtu simulovaných částic shrnuje tabulka 26.

Tabulka 20 Detekční účinnost a základní informace o účastnících srovnání

účastník	software	počet simulovaných fotonů	detekční účinnost pro 59,54 keV (počet×Bq ⁻¹ ×s ⁻¹)		SF ^a
			původně obdržené	po revizi	
	měření	2,99E+06 ^d	5,50E-03		1,06 ^b
P02	MCNPX 2.7.e	9,00E+08	6,24E-03	5,14E-03	N/A
P03	MCNPX 2.7.0	2,00E+09	4,96E-03		1,12
P04	MCNP 5.1.6	1,00E+09	4,97E-03		1,26
P05	MCNPX 2.7.b	2,00E+09	5,55E-03	4,92E-03	1,09
P06	MCNPX 2.7.0	2,14E+08	3,10E-03	4,99E-03	N/A
P07	MCNPX 2.7.0	1,00E+07	4,87E-03		N/A
P08	MCNPX 2.7.c	1,00E+07	4,77E-03		N/A
P11	MCNPX 2.6.c	4,65E+09	4,95E-03		1,05
P12	MCNPX 2.6.0	9,47E+07	4,87E-03		1,25
P14	GEANT4	1,00E+08	4,74E-03	4,97E-03	1,11 ^c
P15	MCNPX 2.6.0	5,00E+08	4,97E-03		N/A
P17	VMC	1,90E+07	4,71E-03		1,07
P18	MCNPX 2.7.0	2,45E+08	6,46E-03	4,92E-03	1,11 ^c
P19	MCNPX 2.6.c	1,55E+08	3,17E-03	5,18E-03	N/A
P20	EGS4	1,00E+07	4,93E-03	4,94E-03	1,25
P22	MCNP 4.3.c	3,00E+08	4,89E-03		1,31

^a nejistota přiřazená účastníkem (odhad)

^b nejistota zahrnující aktivitu zdroje a výpočet čisté plochy píku

^c uvedeno jako relativní standardní chyba ±10%

^d vypočteno na základě aktivity fantomu, výtěžku a času měření

Detekční účinnosti všech účastníků po nezbytných opravách podhodnocují hodnotu stanovenou z měření. Geometrický průměr podhodnocuje měření o cca 11%, přičemž rozptyl simulovaných hodnot od průměru nepřesahuje $\pm 5\%$. To naznačuje, že všichni účastníci více či méně nasimulovali zadaný problém správně. Měření a simulace s jiným detektorem tak velký rozdíl nepozorovala [22], a tak nejpravděpodobnějším vysvětlením je nepřesnost v popisu detektoru. Pro potvrzení této domněnky je však třeba provést opětovné měření.

Pozorování chyb v simulacích vedlo k zajímavému zjištění. Nejčastější chybou, pozorovanou u čtyř účastníků, byla špatná definice nebo přiřazení materiálů. Ta zahrnovala následující pochybení: špatnou hustotu, atomární složení nebo přiřazení materiálu špatné buňce (hliník jako materiál okénka detektoru). Mnoho z těchto chyb mělo zanedbatelný vliv na detekční účinnost a byly objeveny jen v důsledku detailní analýzy vstupních souborů. Chyby vznikají zpravidla v důsledku překlepů. Tři účastníci nesprávně normalizovali své výsledky. Touto chybou trpěly především výsledky programů MCNP/MCNPX. Nešlo o nedostatek programu, ale o chybu vyhodnocovatele výsledků. Tato skutečnost již byla řešena dříve [40]. Několik účastníků nepřesně definovalo geometrii, což zahrnovalo špatné umístění detektoru, nesprávný tvar nebo opomenutí části detektoru (vynechání obalu). V jednom případě došlo k špatné definici zdroje. Jde o nepříliš známou chybu, respektive vlastnost programu MCNP/MCNPX. Pokud je zdroj definován v opakované struktuře a je adresován do neexistující podoblasti (universe), simulace proběhne, ale výsledky nejsou správné. V případě že je adresována špatná pozice existující buňky, program zahlásí chybu a výpočet se ukončí.

Posledním zajímavým zjištěním bylo, kolik primárních částic účastníci použili ve výpočtech (viz tabulka 20). Žádný řešitel nepoužil méně fotonů, než kolik jich bylo emitováno za dobu měření z fyzikálního fantomu. Na druhou stranu 10^7 primárních fotonů nemusí být dostačující pro správné vzorkování fotonů s nízkou emisí. Pro toto množství a při reálném vzorkování zdroje (bez techniky zaujatého vzorkování, tzv. source biasing) s 51441 voxely připadne na 16 z 31 simulovaných energií méně než jeden foton na zdrojový voxel. Rozumně rovnoměrné pokrytí všech zdrojových voxelů lze očekávat při stonásobném, což vede k číslu počátečních částic $1,6 \times 10^8$ ($31 \times 100 \times 51441$). Žádné odevzdané spektrum nebylo viditelně deformováno, ale dostatečné vzorkování zdroje by mělo být zohledněno ve všech MC simulacích.

8 Závěr

Práce se věnuje problematice kalibrace in-vivo detekčního systému pro potřeby kvantitativního měření aktivity ^{241}Am v lidské lebce. Značná část výzkumu byla věnována dostupným fyzikálním kalibračním fantomům. Jejich značně rozdílné detekční účinnosti mají nemalý vliv na přesnost kalibrace. Ve snaze nalézt vysvětlení pozorovaných rozdílů byly vytvořeny čtyři voxelové modely. Simulací transportu záření metodou Monte Carlo s použitím voxelových fantomů byly identifikovány tři klíčové parametry ovlivňující detekční účinnost fyzikálních fantomů.

Nejvýznamnější z nich je závislost odezvy měřicího systému na velikosti fantomu. Relativní podíl mezi minimální a maximální detekční účinností se může pro některé geometrie vyšplhat, v rámci velikosti hlav mezi 1 a 99 percentilem, až na 1,6. Proto byla zavedena kalibrační křivka závislá na středním poloměru hlavy. Střední poloměr hlavy se zdá být dostatečně přesným měřítkem velikosti hlavy, a to i pro lebky různých proporcí. Použití kalibrační křivky místo kalibrační konstanty zřetelně snižuje nejistotu stanovené aktivity.

Druhým parametrem je rozložení aktivity ^{241}Am v lebce. Rovnoměrně rozložená aktivita na povrchu kostí vede přibližně k 20% nárůstu detekční účinnosti při porovnání s homogenně distribuovanou aktivitou v celém kostním objemu. Použití kalibračního fantomu s rovnoměrnou povrchovou distribucí ^{241}Am může vést k podhodnocení stanovené aktivity, zejména v případech měření prováděných dlouhou dobu od příjmu. Z tohoto důvodu je použití homogenní objemové distribuce aktivity v kostní tkáni fantomu bezpečnější volbou, neboť v nejhorším případě je stanovená aktivita nadhodnocena. Nabízejí se dvě možná řešení této situace. Použít ke kalibraci aritmetický průměr obou distribucí, nebo na základě měření stanovit distribuci aktivity ve vyšetřovaném subjektu. Odhadnout reálnou distribuci ^{241}Am teoreticky lze na základě poměru plochy píku s energií 26,34 a 59,54 keV ale předpokládá to u subjektu dostatečnou aktivitu radionuklidu, což zpravidla není splněno.

Poslední příčinou rozdílné odezvy fyzikálních fantomů je i jejich materiálové složení a konstrukční nedostatky. Jak fantom BfS, tak BPAM-001 jsou v mnoha ohledech vzdáleny skutečné hlavě. Oba fantomy především podhodnocují hustotu měkké tkáně. Odezvu zkoumaných fantomů BPAM-001 a BfS lze přiblížit skutečné hlavě korekčním faktorem. Korekční faktor se stanoví na základě MC simulace pro každou pozici detektoru.

Výše uvedená zjištění vedou k závěru, že zkoumané fyzikální fantomy nejsou vhodným nástrojem ke kalibraci in-vivo detekčního systému. Proto je třeba hledat jiný způsob kvantitativní kalibrace. Překonat omezení fyzikálních fantomů lze, mimo jiné, použitím voxelových modelů a výpočetní kalibrace pomocí metody MC.

Metoda MC je široce rozšířená a jako taková nepotřebuje hlubší prověření. Proto se následný výzkum zaměřil na vlastnosti voxelových fantomů. Jejich důležitými vlastnostmi, vzhledem k řešené úloze, jsou rozlišení, použité materiály a přesnost segmentace. Výsledky naznačují, že rozlišení fantomu není zdaleka tak významné jako zbylé uvedené faktory.

Zdá se, že fantomy s voxely o hraně do 2 mm plně postačují pro uvažované geometrie měření. Hrubší rozlišení není problematické z pohledu simulace, ale komplikuje nastavení vzdálenosti detektoru od fantomu. Vliv materiálového složení na detekční účinnost byl zkoumán změnou hustoty. Tento postup není na závadu, neboť jediným podstatným jevem v řešené úloze je zeslabení primárních fotonů. Stejná relativní změna v hustotě kostí a měkkých tkání ovlivňuje detekční účinnost srovnatelně. Celkový vliv na detekční účinnost uvažující změnu hustoty obou tkání o $\pm 10\%$ jen mírně překročil $\pm 6\%$. Patrně největším nebezpečím voxelových fantomů je zaujatá segmentace. Z uvedených pokusů je velmi obtížné stanovit její nejistotu, a tak hodnotu $\pm 15\%$ lze považovat za velmi hrubý odhad.

Srovnání vytvořeného fantomu Linda s detailněji segmentovanými částmi fantomů ICRP, které žel mají poměrně nízké rozlišení, přineslo očekávané výsledky. Pro většinu pozic detektoru byla pozorována dobrá shoda s ICRP-female. Fantom ICRP-male vykazoval o něco nižší detekční účinnosti, což je způsobeno jeho většími rozměry. Jedinou výjimkou z uvedeného tvrzení byla odezva pro detektor umístěný nad temenem, což lze zohlednit nedostatečnou vrstvou měkké krycí tkáně obou fantomů ICRP.

Jedna kapitola byla věnována odhadu celkové nejistoty stanovení kosterní aktivity ^{241}Am na základě in-vivo měření hlavy. V disertační práci použitý postup byl konfrontován s výpočtem nejistoty pomocí metody MC. Přes jistá omezení oba přístupy vedou ke stejné hodnotě nejistoty. Distribuce nejistoty získané simulací procesu stanovení kostní aktivity metodou MC měly lognormální charakter. Dalším přínosem bylo přesnější stanovení nejistoty v důsledku opravy měření na přítomnost ^{241}Am v krčních obratlích. Oba dva postupy poskytují realističtější odhady celkové nejistoty než dříve publikovaná hodnota.

Výsledky zkoumání měly i praktický dopad. Bylo provedeno první porovnání rozličných geometrií měření, na jehož základě byla navržena nová metodika měření aktivity ^{241}Am v lebce. Uvedená metodika, postavená na výpočtech MC s voxelovými fantomy, je v užívání v SÚRO až dodnes. Výsledky výpočetní kalibrace byly též aplikovány zpětně na dlouhodobě sledované případy vnitřního ozáření ^{241}Am , což vedlo ke změnám v odhadech kosterní aktivity i efektivních dávek. Přesnější hodnoty kosterní aktivity spolu s in-vitro měřeními byly použity k validaci biokinetického modelu americia. Ukázalo se, že aktuálně používaný model nedává dobré předpovědi kosterní aktivity v časech velmi vzdálených příjmu.

Poslední část práce se věnuje mezinárodnímu porovnání. Jeho struktura a úlohy vyšly z dříve získaných zkušeností. Pro toto porovnání vznikl nový částečně anatomický fantom CSR a jeho voxelový model. Zároveň byly použity dříve vyvinuté modely fantomů BfS a BPAM-001. Modely těchto fantomů byly zahrnuty i do nové verze programu Visual Monte Carlo⁵ a jsou dostupné všem zájemcům. V habilitační práci byla prezentována idea a první část tohoto mezinárodního porovnání. Primárním záměrem akce je zlepšení úrovně laboratoří v používání MC kalibrace, nicméně informace získané od účastníků mohou díky návrhu zadání a následné analýze přinést i nové poznatky. Například porovnání různých modelů detektoru postavených na základě jedné sady vstupních dat (úkol 2) umožní odhadnout vliv zkušenosti modelující osoby na vytvořený model, potažmo sledovanou veličinu.

⁵ <http://www.vmcsoftware.com/>

Habilitační práce poskytuje ucelený přehled aspektů souvisejících s účinností kalibrací in-vivo detekčního systému pro stanovování lebeční aktivity ^{241}Am . Dotýká se problematiky nejistot voxelových fantomů a vysvětluje značné rozdíly v kalibraci detekčního systému při použití různých fyzikálních fantomů. Většina prezentovaných výsledků je v této oblasti ojedinělá. To je mimo jiné způsobeno faktem, že většina pracovišť, která disponují detektory schopnými měřit aktivitu ^{241}Am v lebce, nedisponuje žádnými pozorovatelnými subjekty, nebo použila ke kalibraci jen jeden fyzikální kalibrační fantom. Zájem o tuto oblast nicméně roste, což dokládá probíhající mezinárodní porovnání. Řešenou problematiku nelze považovat za uzavřenou, neboť některé aspekty nebyly zatím detailně prozkoumány. K těm patří například nehomogenní distribuce radionuklidu v kostře a nejistota segmentace. Pozorované skutečnosti zatím nebyly uceleně prezentovány v podobě metodiky nebo obecného doporučení, což by jistě přineslo užitek celé komunitě zabývající se in-vivo měřením aktivity inkorporovaných radionuklidů.

9 Bibliografie

- [1] ICRP, „Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.,“ *Ann ICRP*, sv. 21, č. 1-3, pp. 1-201, 1991.
- [2] ICRP, „The Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103.,“ *Ann ICRP*, sv. 37, č. 2-4, pp. 1-332, 2007.
- [3] ICRP, „Limits for Intakes of Radionuclides by Workers,“ *Ann ICRP*, sv. 2, č. 3-4, 1979.
- [4] ICRP, „Human respiratory tract model for radiological protection. A report of a Task Group of the International Commission on Radiological Protection.,“ *Ann ICRP*, sv. 24, č. 1-3, pp. 1-482, 1994.
- [5] ICRP, „Human Respiratory Tract Model for Radiological Protection,“ *Ann. ICRP*, sv. 24, č. 1-3, pp. 1-482, 1994.
- [6] ICRP, „Human alimentary tract model for radiological protection. ICRP Publication 100. A report of The International Commission on Radiological Protection.,“ *Ann ICRP*, sv. 36, č. 1-2, pp. 25--327, iii, 2006.
- [7] R. W. Leggett, „A retention-excretion model for americium in humans.,“ *Health Phys*, sv. 62, č. 4, pp. 288-310, Apr 1992.
- [8] X. G. Xu, T. C. Chao a A. Bozkurt, „VIP-Man: an image-based whole-body adult male model constructed from color photographs of the Visible Human Project for multi-particle Monte Carlo calculations.,“ *Health Phys*, sv. 78, č. 5, pp. 476-486, May 2000.
- [9] J. Farah, D. Broggio a D. Franck, „EXAMPLES OF MESH AND NURBS MODELLING FOR IN VIVO LUNG COUNTING STUDIES,“ *Radiation Protection Dosimetry*, 2010.
- [10] C. Castellani, J. Marsh, C. Hurtgen, E. Blanchardon, P. Berard, A. Giussani a M. Lopez, „DEAS Guidelines (Version 2) for the Estimation of Committed Doses from Incorporation Monitoring Data,“ 2013.
- [11] H. Doerfel, A. Andrasi, M. Bailey, V. Berkovski, E. Blanchardon, C.-M. Castellani, C. Hurtgen, B. Le Guen, I. Malatova, J. Marsh a J. Stather, „General guidelines for the assessment of internal dose from monitoring data,“ 2006.
- [12] T. Vrba, „Vývoj přístupů pro realistické zpětné hodnocení efektivních a ekvivalentních dávek u vybraných případů vnitřní kontaminace,“ 2007.
- [13] I. Malátová a J. Foltánová, „Uncertainty of the Estimation of ²⁴¹Am Content of the Human Body,“ *Radiat Prot Dosimetry*, sv. 89, č. 3-4, pp. 295-299, 2000.
- [14] D. P. Hickman a N. Cohen, „Reconstruction of a human skull calibration phantom using bone sections from an ²⁴¹Am exposure case.,“ *Health Phys*, sv. 55, č. 1, pp. 59-65, Jul 1988.

- [15] ICRU, Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement, sv. 44, Bethesda, MD: ICRU, 1989, p. 188.
- [16] H. Spitz a J. Lodwick, „Design, Fabrication & Evaluation of a New Calibration Phantom for In vivo Measurement of Bone-seeking Radionuclides,“ *Radiat Prot Dosimetry*, sv. 89, č. 3-4, pp. 275-282, 2000.
- [17] J. Hunt, I. Malátová a S. Foltánová, „Calculation and Measurement of Calibration Factors for Bone-Surface Seeking Low Energy Gamma Emitters and Determination of ²⁴¹Am Activity in a Real Case of Internal Contamination,“ *Radiat Prot Dosimetry*, sv. 82, č. 3, pp. 215-218, 1999.
- [18] ICRP, „Adult Reference Computational Phantoms,“ *Ann. ICRP*, sv. 39, č. 2, pp. 1-165, 2009.
- [19] D. B. e. Pelowitz, „MCNPX User's Manual, Version 2.7.0,“ 2011.
- [20] M. Lépy, J. Plagnard a L. Ferreux, „Measurement of ²⁴¹Am L X-ray emission probabilities,“ *Applied Radiation and Isotopes*, sv. 66, č. 6-7, pp. 715-721, 2008.
- [21] „Nucléide Gamma and Alpha Library,“ [Online]. Available: <http://laraweb.free.fr>. [Přístup získán 9 2012].
- [22] T. Vrba, I. Malátová, P. Fojtík, M. Fülöp a P. Ragan, „A Simple Physical Phantom for an Intercomparison Exercise on ²⁴¹Am Activity Determination in the Skull,“ *Radiation Protection Dosimetry*, 2013.
- [23] T. Vrba, „Development and application of anthropomorphic voxel phantom of the head for in vivo measurement,“ *RADIATION PROTECTION DOSIMETRY*, sv. 127, č. 1-4, SI, pp. 201-204, 2007.
- [24] T. Vrba, „Head Calibration Phantoms of Actinides: Measurements and Simulations,“ *RADIATION PROTECTION DOSIMETRY*, sv. 144, č. 1-4, pp. 357-360, MAR 2011.
- [25] J. F. McInroy, H. A. Boyd, B. C. Eutsler a D. Romero, „The U.S. Transuranium Registry report of the ²⁴¹Am content of a whole body. Part IV: Preparation and analysis of the tissues and bones,“ *Health Phys*, sv. 49, č. 4, pp. 587-621, Oct 1985.
- [26] ICRP, „Report of the Task Group on Reference Man,“ *Ann ICRP*, sv. 4, č. 3-4, pp. 1-480, 1975.
- [27] ICRP, „Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values,“ *Ann. ICRP*, sv. 32, č. 3-4, pp. 1-277, 20002.
- [28] U. Schneider, E. Pedroni a A. Lomax, „The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning,“ *Phys Med Biol*, sv. 41, č. 1, pp. 111-124, Jan 1996.

- [29] I. Malatova, T. Vrba, V. Beckova a H. Pospisilova, „Twelve years of follow up of cases with old ^{241}Am internal contamination,“ *HEALTH PHYSICS*, sv. 99, č. 4, pp. 495-502, OCT 2010.
- [30] G. Gualdrini, P. Battisti, R. Biagini, P. De Felice, A. Fazio a P. Ferrari, „Development and characterisation of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides,“ *Appl Radiat Isot*, sv. 53, č. 1-2, pp. 387-393--, 2000.
- [31] M. Moraleda, J. M. Gomez-Ros, M. A. Lopez, T. Navarro a J. F. Navarro, „A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in vivo monitoring of ^{241}Am in skull,“ *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, sv. 526, č. 3, pp. 551-559, #jul# 2004.
- [32] J. M. Gómez-Ros, L. de Carlan, D. Franck, G. Gualdrini, M. Lis, M. A. López, M. Moraleda a M. Zankl, „Monte Carlo modelling for in vivo measurements of Americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison,“ *Radiat Prot Dosimetry*, sv. 127, č. 1-4, pp. 245-248, 2007.
- [33] T. Vrba, „Comparison of geometries for in vivo measurements of actinides in the skull,“ *Appl Radiat Isot*, sv. 68, č. 4-5, pp. 918-921, 2010.
- [34] O. Marzocchi, „Design and Setup of a New HPGe Detector Based Body Counter Capable of Detecting Also Low Energy Photon Emitters,“ 2011.
- [35] T. P. Lynch, R. L. Kathren, G. E. Dagle a J. F. McInroy, „Comparative skeletal distribution of Am and Pu in man, monkey, and baboon,“ *Health Phys*, sv. 57 Suppl 1, pp. 81-88, 1989.
- [36] T. P. Lynch, R. L. Kathren a J. F. McInroy, „Macrodistribution of plutonium and americium in four human skeletons,“ *Journal of Radiological Protection*, sv. 8, č. 2, p. 67, 1988.
- [37] V. Algazi, R. Duda, D. Thompson a C. Avendano, „The CIPIC HRTF database,“ v *Applications of Signal Processing to Audio and Acoustics, 2001 IEEE Workshop on the*, 2001.
- [38] J. M. Gomez-Ros, L. de Carlan, D. Franck, G. Gualdrini, M. Lis, M. A. Lopez, M. Moraleda, M. Zankl, A. Badal, K. Capello, P. Cowan, P. Ferrari, B. Heide, J. Henniger, V. Hooley, J. Hunt, S. Kinase, G. H. Kramer, D. Loehnert, S. Lucas, V. Nuttens, L. W. Packer, U. Reichelt, T. Vrba, J. Sempau a B. Zhang, „Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: Results of an international comparison,“ *RADIATION MEASUREMENTS*, sv. 43, č. 2-6, pp. 510-515, FEB-JUN 2008.
- [39] M. A. Lopez, D. Broggio, K. Capello, E. Cardenas-Mendez, N. El-Faramawy, D. Franck, A. C. James, G. H. Kramer, G. Lacerenza, T. P. Lynch, J. F. Navarro, T. Navarro, B. Perez, W. Rühm, S. Y. Tolmachev a E. Weitzenegger, „EURADOS intercomparison on

measurements and Monte Carlo modelling for the assessment of americium in a USTUR leg phantom,“ *Radiat Prot Dosimetry*, sv. 144, č. 1-4, pp. 295-299, Mar 2011.

- [40] D. Broggio, J. Bento, M. Caldeira, E. Cardenas-Mendez, J. Farah, T. Fonseca, C. Konvalinka, L. Liu, B. Perez, K. Capello, P. Cowan, J. A. Cruzate, L. Freire, J. M. Gomez-Ros, S. Gossio, B. Heide, J. Huikari, J. Hunt, S. Kinase, G. H. Kramer, O. Kurihara, A. Kyrieleis, A. L. Lebacqz, D. Leone, C. Li, J. Li, L. C. Mihailescu, M. Moraleda, J. F. Navarro, C. Oliveira, N. Puerta, U. Reichelt, C. Simoes, D. Sommer, M. Takahashi, P. Teles, F. Vanhavere, T. Vrba, D. Franck, G. Gualdrini a M. A. Lopez, „Monte Carlo modelling for the in vivo lung monitoring of enriched uranium: Results of an international comparison,“ *RADIATION MEASUREMENTS*, sv. 47, č. 7, pp. 492-500, JUL 2012.
- [41] T. Vrba, P. Nogueira, D. Broggio, M. Caldeira, K. Capello, K. FantÁnovÁ; C. Figueira, J. Hunt, D. Leone, M. Murugan, O. Marzocchi, M. Moraleda, A. Shutt, S. Suh, M. Takahashi, K. TymiÁska, M. A. Lopez a R. Tanner, „EURADOS intercomparison exercise on MC modeling for the in-vivo monitoring of Am-241 in skull phantoms (Part I),“ *Radiation Physics and Chemistry*, č. 0, pp. - , 2013.

10 Přílohy – publikované články

A SIMPLE PHYSICAL PHANTOM FOR AN INTERCOMPARISON EXERCISE ON ^{241}Am ACTIVITY DETERMINATION IN THE SKULL

T. Vrba^{1,*}, I. Malátová², P. Fojtík², M. Fülöp³ and P. Ragan⁴

¹Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering, Czech Technical University in Prague, Břehová 7, Prague 115 19, Czech Republic

²National Radiation Protection Institute, Bartoškova 28, Prague 140 00, Czech Republic

³Slovak Medical University in Bratislava, Limbová 12, Bratislava 833 03, Slovakia

⁴Public Health Authority of the Slovak Republic, Trnavská 52, Bratislava 826 45, Slovakia

*Corresponding author: tomas.vrba@fjfi.cvut.cz

Received April 12 2013, revised August 12 2013, accepted August 15 2013

A simple hemispherical phantom has been designed and prepared for the EURADOS intercomparison exercise on ^{241}Am activity determination in the skull (2011–13). The phantom consists of three parts that substitute bone and soft tissues. ^{241}Am is deposited on the surfaces of the bone-substituting part. The design and assumed composition of phantom parts are discussed. A preparation of the voxel representation of the phantom is described. The spectrum of a real measurement of the physical phantom agrees well with the simulation. The physical phantom, and its voxel representation, is provided to the participants of the intercomparison exercise.

INTRODUCTION

An *in vivo* skull measurement is one of the methods used for the estimation of ^{241}Am content in the human skeleton. An international exercise and intercomparison has been launched by the EURADOS working group WG7⁽¹⁾ late in 2011 in order to test the ability of participating laboratories to assess skull activity. The exercise was started for the purpose of measurement and extended to Monte Carlo (MC) simulation tasks in 2012. A simple hemispherical phantom was developed in order to provide a reliable link between measurements and simulations, since available physical head phantoms did not have a well-defined distribution of ^{241}Am . A simple shape and design of the hemispherical phantom together with the information on the material composition allow the testing of MC and measurement skills. The physical phantom was supplemented with its voxel representation based on CT images. The phantom was made by a collaboration of scientists from Czech Technical University in Prague, National Radiation Protection Institute in Prague and Slovak Medical University Bratislava and is therefore called a CSR phantom (an abbreviation of the former Czechoslovakia).

MATERIALS AND METHODS

Design of the physical phantom

The phantom is assembled from three parts prepared separately.

Bone substitute

This part of the phantom was made in Slovakia in 1996 as a simple calibration phantom for the activity estimation of persons contaminated with ^{241}Am . A fabric (gauze) and a plaster of Paris were modelled into a hemispherical cap; however, there are irregularities in the shape of the cap. The outer diameter of the cap rim is between 138 and 142 mm, the height of the cap is circa 72 mm and the thickness of the cap is between 4 and 7 mm. A regular mesh with 1 cm spacing covers the outer (convex) surface of the cap and consists of 228 pipetted droplets of ^{241}Am solution. Similarly, the concave (inward) surface contains 190 points of a deposited activity. Thus, the activity is distributed among 418 points on both surfaces and should simulate homogenous surface distribution. A total activity of ^{241}Am was 1007 Bq till 1st August 1996. The maximum loss of 1 Bq due to namely abrasion, and the phantom assembling, was estimated by a measurement of the fragments. Currently, the surface of the cap was fixed by a very thin lacquer coating and covered with one layer of food foil.

Soft tissue substitutes

Two additional parts intended to simulate soft tissues were casted from commercially available elastomeric polyurethane GAFORM P40, a product of Dawex Chemical (www.dawex.cz). The production has been discontinued and the material has been replaced by GAFORM E45 by the producer (<http://www.dawex>).

cz/userFiles/technicke-listy/lici-hmoty/pruzne-formy/gaform-e45.pdf). The material was chosen because flexibility of the casts was needed. The first part (the brain substituting one) fills the inner space of the cap and the second one covers the outer surface of the cap, substituting skin. Both parts were casted into gypsum moulds. The thickness of the outer layer is between 8 and 11 mm. It was intended to fit the inner part to the cap's shape as precisely as possible. Nevertheless, the CT scan identified air gaps between the bone-substituting part and polyurethane layers. Air bubbles also formed in the brain substituting part during the casting process.

Phantom assemble

The phantom was complemented with a cylindrical stand made of the same polyurethane resin. Parts of the phantom were put together without any adhesive or auxiliary material. Only the stand was fixed to the hemispherical part with a screw. The outer surface of the phantom was labelled in order to provide coordinates for the measurements. Individual parts and the assembled phantom are shown in Figures 1 and 2.

Materials and compositions

A precise composition of the individual materials is not known. The proportion of gypsum to cellulose is unknown and the density of the polyurethane is not uniform due to the air bubbles. Assumed densities and chemical compositions are given in Table 1 together with the properties of real tissues obtained from Schneider *et al.*⁽²⁾.

Activity distribution along the surface of the phantom

The uniformity of an activity distribution along the phantom was measured through the response of a high-purity germanium detector with a 70-mm



Figure 1. Parts of the phantom.

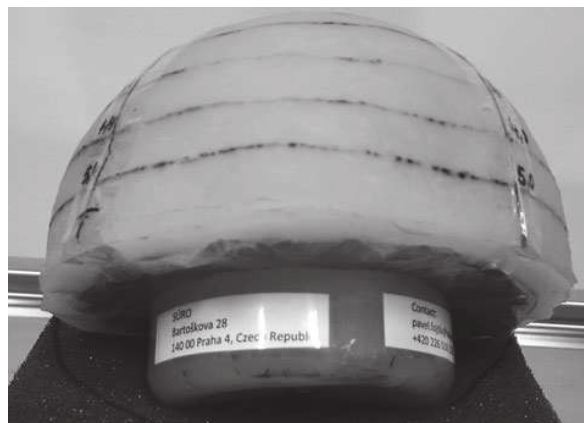


Figure 2. Assembled phantom.

crystal diameter and carbon window (ORTEC LO-AX 70450/30-P; http://www.envinet.cz/pt/files/ortec/lo_ax.pdf). The detector was shifted along the assembled phantom by a distance of 1 cm from the surface. The detector front was tangent to the phantom surface and coaxial with the measuring point. Response of the detector placed above the individual measuring points was recorded and plotted as shown in Figure 3. The first two rows have quite uniform activity distribution. An inhomogeneity is apparent in the bottom area of the phantom.

Voxel model of the physical phantom

Computational tomography (CT) scan of the phantom was performed on Siemens Somatom Sensation 16 CT Scanner in the Faculty Hospital Na Bulovce, Prague, Czech Republic. The original CT image resolution was 0.35×0.35 mm and the slice thickness was 0.75 mm. The phantom stood on a stand during the images acquisitions, and thus two coordinates (namely z and y) were swapped compared with a regular head study. The use of original resolution would produce a voxel phantom consisting of > 33 million volume elements (voxel). Such a number of voxels is not reasonable with regard to MC software capability. Thus, the size of the phantom was reduced to $241 \times 217 \times 162$ voxels (x, y, z) with a voxel resolution of $0.7 \times 0.75 \times 0.7$ mm. Raw data were segmented into four regions with compositions and densities given in Table 1. Additional labelling was made within the voxel phantom in order to avoid misorientation. The voxel phantom, shown in Figure 4, was provided to the participants of the intercomparison exercise in Analyze75 format⁽³⁾.

MC code and simulation

The MCNPX is a general-purpose transport code for modelling the interaction of ionising radiation with massive objects. The code is developed in Los

PHYSICAL PHANTOM FOR MC INTERCOMPARISON EXERCISE

Table 1. Assumed densities and chemical composition of used materials compared with real tissues.

Material	element mass fraction in %								density (g cm ⁻³)	HU ^a
	H	C	N	O	P	S	Ca	other ^d		
low density polyurethane ^b									0.36	-648
medium density polyurethane	9.1	64.4	6.0	20.6					1.05	34
high density polyurethane									1.10	45
brain	10.7	14.5	2.2	71.2	0.4	0.2			1.04	37
muscle	10.2	14.3	3.4	71.0	0.2	0.2		0.7	1.05	42
adipose tissue	11.4	59.8	0.7	27.8		0.1		0.2	0.95	-70
plaster	2.3			55.8		18.6	23.3		1.82 ^c	712
cranium	5.0	21.2	4.0	43.5	8.1	0.3	17.6	0.3	1.61	903

^aHounsfield units.

^bpartially filled volume and bubbles.

^cdensity reduced in order to respect gauze content.

^delements with small contribution not relevant to substituting materials.

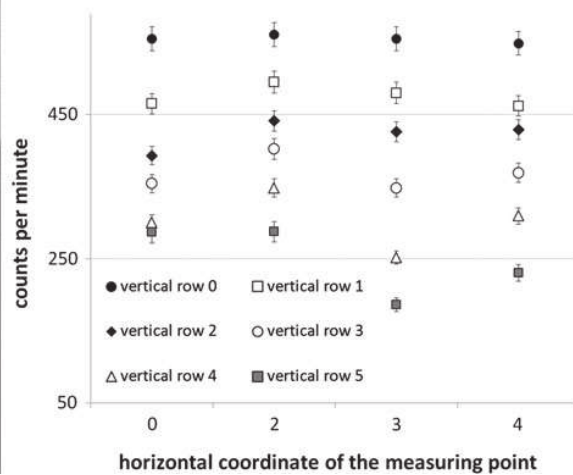
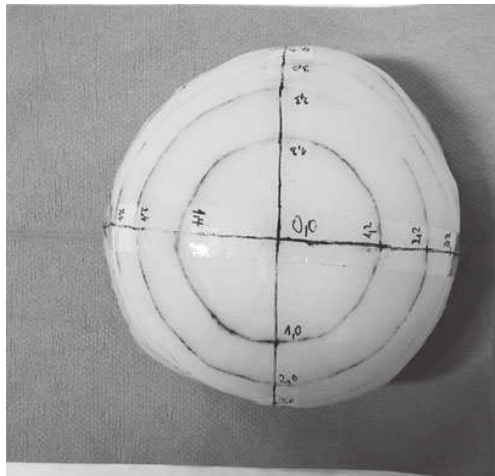


Figure 3. Check of homogeneity of ²⁴¹Am activity along the skull phantom surface.

Alamos National Laboratory and transports >30 different types of radiation including photons and electrons. The MCNPX in version 2.7⁽⁴⁾ was chosen for calculations since it was available to the authors, easily works with voxel geometries, offer parallel calculation and its results are widely accepted. The simulation presented here was obtained with default transport settings for photons and electrons. It means that photon transport includes also coherent scattering and production of a characteristic radiation after a photoeffect event. Electrons are transported with a condense history technique. The default cross-section libraries distributed with the code were used without any modification.

The simulated geometry was same as for a measurement, i.e. a detector positioned 1 cm above the point 0,0. The outer and inner layers of the plaster were the sources of photons in the simulation. The

use of such source is justified, since real distribution should simulate surface distribution and the position of the ²⁴¹Am droplets in the phantom is not known. The simulate photons covered all lines of characteristic X-ray radiation as well as gamma lines from 10 to 60 keV, while yields were taken from the most recent data sources^(5, 6). Characteristic radiation was simulated in detail, i.e. each line was indicated in the source description. Variation reduction methods were limited to the source biasing. The biasing was used in order to reduce the error of the energy lines with rather low yields. The number of primary particles (photons) was 2×10^9 , which provides results with a relative standard deviation of less than $\pm 5\%$ for the majority of bins. The simulation ran parallel (MPI) on a machine with six-core CPU (i7-3930K, <http://ark.intel.com/products/63697>) for 10 h. Gaussian energy broadening was done in MATLAB

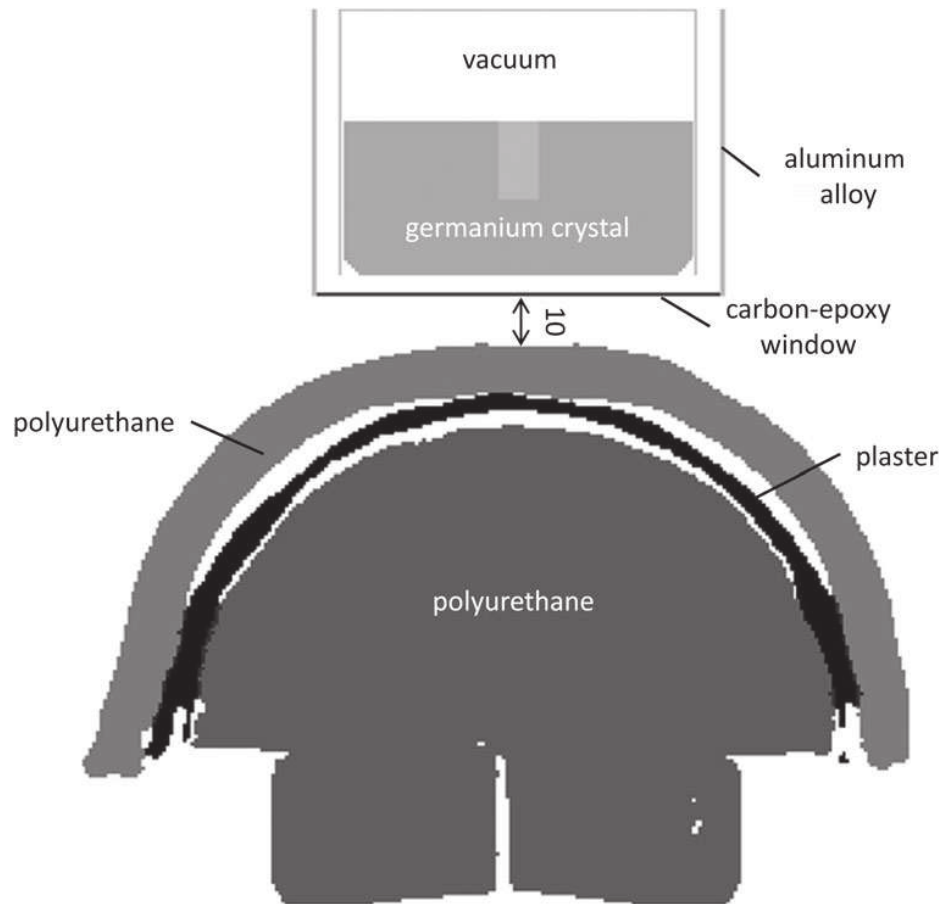


Figure 4. Geometry of the measurement.

(<http://www.mathworks.com/products/matlab/>) by a custom code once the calculation was finished (post-processing).

RESULTS

The comparison of the measured and simulated spectra is well illustrated in Figure 5. The spectra are in very good agreement at the peak area. The simulated Compton continuum is somehow under the measured one, especially between 30 and 40 keV. This could be explained by insufficient simulation of the crystal holder. The difference between simulated and measured detection efficiency for the energy line 59.54 keV is $\sim 1\%$, which is much lower than the assumed error related to the source (4%).

DISCUSSION

Standard-substituting materials for phantom and fabrication techniques are summarised in two ICRU reports^(7, 8) of International Commission on Radiation Units and Measurements. The most

questionable issue on the phantom is thus the materials used. Composition and density of plaster and polyurethane in Table 1 are a compromise due to the available knowledge on materials. The bone-substituting composite was treated as a pure gypsum (its composition was not altered due to the presence of cellulose), for the purpose of the intercomparison. The plaster density was adjusted in order to match the photon attenuation in the material indicated by the average Hounsfield unit (CT number). The density assumed was critically compared with the known mass and volume of the bone-substituting part. The volume was assessed from CT study data. The same approach was applied to the polyurethane parts and three different densities reflect the material inhomogeneity, while the lowest density is associated with visible air bubbles within the material. The use of the data from the CT study is not highly accurate. Thus, it is reasonable to assume the relative standard deviation of the density values from Table 1 is $\sim 10\%$.

Figure 5 shows good agreement of the simulation with the measurement, which proves that the current simplification in the material and source description

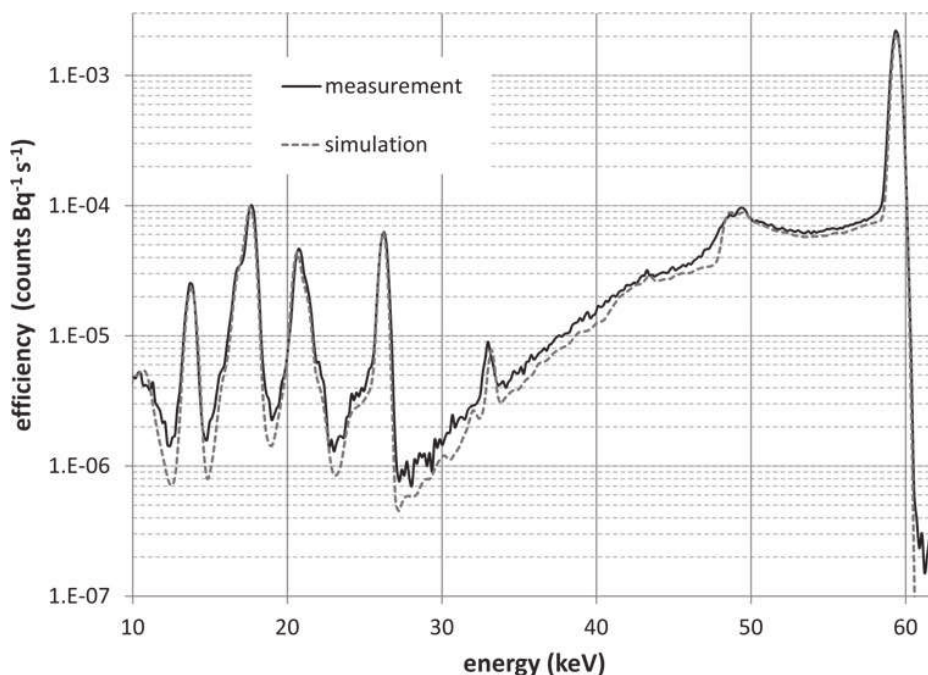


Figure 5. Comparison of the measurement and simulation.

has no significant effect on results. The authors are aware that the materials used were not perfect substitutes of the real tissue and thus investigated their possible effect on energetic spectrum. The polyurethane was replaced with the brain and muscle tissue in one simulation. Plaster was exchanged for cranial bone in the second calculation. Finally, all-substituting materials were replaced with real tissues. The study showed that material properties affect minimally the spectrum from 50 to 60 keV. Although denser, the polyurethane attenuates low-energy photons <25 keV significantly less than a real tissue. Such behaviour is expectable since polyurethane has a lower effective atomic number (Z_{eff}) than soft tissues and photoelectric effect whose cross section depends on the Z_{eff} and energy proportionally to Z_{eff}^4/E^3 or Z_{eff}^5/E^3 is the dominant interaction in low-energy region. The content of carbon and oxygen in the polyurethane is closer to the adipose tissue than to the skeletal muscle or brain. The plaster attenuates emitted photons more than the cranial bone. However, a combination of plaster and polyurethane provides quite a similar spectrum as real tissues do, except for very low photons with an energy <15 keV.

Inhomogeneity in the activity distribution visible in Figure 3 could be caused by two reasons. The first one is the irregular shape of the plaster and variation of the plaster cup thickness. The second reason lies in the source, since droplets with ^{241}Am end at a different height from the rim. Increasing inhomogeneity towards the rim is not of serious concern

because the phantom is intended to be measured from the top only.

CONCLUSION

The design and construction of a phantom is a rather difficult process. Only few head phantoms for the calibration of *in vivo* detection systems for actinide measurement are available. Some of the phantoms suffer from an inappropriate inner filling as a result of the manufacturing process or not exactly known activity distribution⁽⁹⁾. Comparing simulations and measurements of those phantoms is possible; however, limited information on a phantom affects the obtained results. Therefore, a simplified hemispherical phantom was manufactured and was used within EURADOS intercomparison exercise on ^{241}Am in the skull. The comparison of the measurement and the simulation shows a reasonable match in terms of the detection efficiency and shape/magnitude of the spectrum. The simple hemispherical shape is reasonably close to the upper part of the human skull. However, missing facial parts, base of the skull, mandible and other skull bones disable its use as a routine calibration phantom.

The authors realised that the use of commercially available polyurethane as a soft tissue surrogate is possible; however, attenuation of photon with an energy up to 25 keV is significantly lower than for real tissues. The developed physical and voxel phantom were available to the participants of the exercise. The

voxel version of the phantom, as well as the other two voxel phantoms, which were used during the inter-comparison exercise and published previously, are all available on request⁽⁹⁾.

FUNDING

Project of the Ministry of the Interior of the Czech Republic No. VF20102015014.

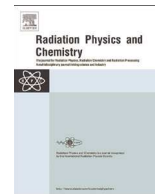
REFERENCES

1. Lopez, M. A. *et al.* EURADOS network on internal dosimetry. In: Proceedings of the 13th International Congress of the International Radiation Protection Association, Glasgow, Scotland, 13–18 May (2012).
2. Schneider, U., Pedroni, E. and Lomax, A. *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning.* Phys. Med. Biol. **41**, 111–124 (1996).
3. Format description. <http://csg.sourceforge.net/ANALYZE75.pdf> (online). (retrieved 3 September 2001).
4. Pelowitz, D. *MCNPX users manual 2.7.0. 2011.* Los Alamos National Laboratory Report LA-CP-11-00438. Los Alamos, NM (2011).
5. Lépy, M. C., Plagnard, J. and Ferreux, L. *Measurement of (241)Am L X-ray emission probabilities.* Appl. Radiat. Isot. **66**(6–7), 715–721 (2008).
6. *NUCLÉIDE-LARA.* <http://laraweb.free.fr> (3 September 2012).
7. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement.* ICRU Report 44. Bethesda MD, USA (1989).
8. International Commission on Radiation Units and Measurements. *Phantoms and computational models in therapy, diagnosis.* ICRU Report 48. Bethesda MD, USA (1992).
9. Vrba, T. *Head calibration phantoms for actinides: measurements and simulations.* Radiat. Prot. Dosim. **144**(1–4), 357–360 (2011).



Contents lists available at ScienceDirect

Radiation Physics and Chemistry

journal homepage: www.elsevier.com/locate/radphyschem

EURADOS intercomparison exercise on MC modelling for the in-vivo monitoring of AM-241 in skull phantoms (Part II and III).



Tomas Vrba^{a,*}, David Broggio^b, Margarida Caldeira^c, Kevin Capello^d, Karin Fantínová^{a,e}, Didier Franck^b, Jose Maria Gómez-Ros^f, John Hunt^g, Sakae Kinase^h, Debora Leoneⁱ, Pasquale Alessandro Lombardo^j, Murugan Manohari^k, Olaf Marzocchi^l, Montserrat Moraleda^f, Pedro Nogueira^{m,n}, Jakub Oško^o, Shutt Arron^p, Soheigh Suhl^q, Masa Takahashi^h, Pedro Teles^c, Marilyn Tremblay^d, Katarzyna Tymińska^o, Maria Antonia Lopez^f, Rick Tanner^p

^a Czech Technical University in Prague, Břehova 7, Prague 11519, Czech Republic

^b Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, PRP-HOM/SDI/LEDI, Fontenay-aux-Roses 92260, France

^c IST/CTN, Instituto Superior Técnico, Universidade de Lisboa, Campus Tecnológico e Nuclear, Estrada Nacional 10, ao km 139,7, 2695-066 Bobadela LRS, Portugal

^d Radiation Protection Bureau, 775 Brookfield Road, Ottawa, Ontario, Canada K1A 1C1

^e National Radiation Protection Institute in Prague, Bartoskova 1450/28, Prague 14000, Czech Republic

^f Centro de Investigaciones Energéticas, Medioambientales y Tecnológicas, Avd. Complutense 40, Madrid 28040, Spain

^g Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Av. Salvador Allende, Rio de Janeiro 22780-16, Brazil

^h Japan Atomic Energy Agency, Naka-gun, Ibaraki 3191195, Japan

ⁱ Institute for Nuclear Waste Disposal, Karlsruhe Institute of Technology, Hermann-von-Helmholtz-Platz 1 Eggenstein-Leopoldshafen 76344, Germany

^j Belgian Nuclear Research Centre, Boeretang 200, Mol 2400, Belgium

^k Radiological Safety Division, Indira Gandhi Centre for Atomic Research, Kalpakkam 603102, India

^l European Patent Office, Patentlaan 2, Rijswijk 2288EE, Netherlands

^m Helmholtz Center Munich – National Research Center for Environmental Health, Institute of Radiation Protection, Ingolstädter Landstraße 1, Neuherberg 85764, Germany

ⁿ Thünen Institute of Fisheries Ecology, Marckmannstraße 129 b, Hamburg 20539, Germany

^o National Centre for Nuclear Research, A. Sołtana 7, Otwock 05-400, Poland

^p Public Health England, CRCE, Didcot OX11 0RQ United Kingdom

^q National Institute of Radiological Sciences, 4-9-1 Anagawa, Inage-ku, Chiba 263-8555, Japan

H I G H L I G H T S

- Participants were able to model real detectors and geometries.
- Three head phantoms with different complexities were used.
- Typical difference between measured and simulated detection efficiency was less than $\pm 12\%$.
- Simulation with voxel phantom is suitable for calibration of partial body counters.

A R T I C L E I N F O

Article history:

Received 10 February 2015

Accepted 19 April 2015

Available online 23 April 2015

A B S T R A C T

An intercomparison on in-vivo monitoring for determination of Am-241 in three skull phantoms was launched by EURADOS in 2011. The project focused on measurement and estimation of the activity of Am-241 in the human skull. Three human skull phantoms of different complexity were used. A Monte Carlo (MC) intercomparison exercise with the voxel representations of the physical phantom was launched additionally in September of 2012. The main goals of the action were (1) to investigate the different methodologies for developing MC calibrations that might arise from a complex radiological assessment and (2) to compare individual approaches of the participating laboratories in order to determine international guidance for best practice. The MC exercise consisted of three tasks with increasing difficulty, in order to test the extent of skills needed by the participating laboratory. The first task was to simulate a given detector and a well-defined semi-skull phantom. The second and third tasks presented

* Corresponding author.

E-mail address: tomas.vrba@jfifi.cvut.cz (T. Vrba).

in this paper-introduced more complex simulations with individual geometry and real detector modelling. The paper provides an overview of the participant's results, analyses of the observed issues concerning tasks two and three, and a general evaluation of the whole project.

© 2015 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

An intake of alpha emitting radionuclides such as ^{241}Am and ^{239}Pu may occur in people from either occupational exposures or following a radiation incident involving a release of these radionuclides. The isotope ^{241}Am is found in both consumer products such as smoke detectors and industrial thickness gauges. Isotopes of plutonium are found in nuclear power generation and may be released in a serious reactor incident. These elements are a serious concern within radiation protection as inhalation or ingestion may occur through contaminated dust known as 'hot particles'. Even a small intake may deliver high committed effective and equivalent doses to organs. Direct *in vivo* measurement after such an intake remains a challenge for many organizations with suitable body monitoring facilities. *In situ* body monitoring of these actinides is an accurate and rapid technique for identification and quantification of radionuclides for dose assessment of affected persons. For radionuclides such as ^{241}Am and ^{239}Pu , there are additional difficulties in measuring low energy gamma rays and thus to obtain a quantitative efficiency calibration.

The technical requirements for calibration phantoms, i.e. objects with known activity and similar properties as the measured subjects causes difficulties in production and handling of physical phantoms. This is why physical phantoms are difficult to develop and expensive to produce accurately. The requirement to be representative of the human body is even more important for partial-body examination-such as assessment of actinides in the skeleton via a skull measurement. A possible method to overcome the limitations of the physical phantom is through the use of mathematical models and Monte Carlo (MC) simulations. There are three key prerequisites to demonstrate the applicability of the results. The first is a sufficiently accurate description of the problem: a model of the human body or of part of it, a model of the detector, a good description of the geometry and the source used, and the simulation parameters. The second is the proper interpretation of the results, including normalization and proper handling of uncertainties. The third and most crucial is the validation of the simulation using a reference measurement.

The project, organized by EURADOS Working Group 7, Internal Dosimetry (Lopez et al., 2012) and Working Group 6, Computational Dosimetry, consisted of three tasks. Results of the first one was already presented (Vrba et al., 2014b). In this task all the parameters needed for the MC simulation were described in the instructions to the participants. The main goal of this task was not

only to check the ability of the participating laboratories in using MC tools, but also to allow a comparison of the results obtained using various MC computer codes. In the second task the participants were asked to build a model of a real detector and compare its simulated response with the measurement. The third task was the most general: participants were required to simulate the geometry they would use in measuring the subject during a typical *in vivo* measurement.

2. Materials and methods

2.1. Physical and voxel phantoms

Two anthropomorphic head calibration phantoms were used in addition to the hemispherical CSR semi-anatomical phantom used in task 1 (Vrba et al., 2014a). One physical phantom (so called BfS skull) was borrowed from the Bundesamt für Strahlenschutz Germany. The BfS phantom was manufactured from non-active skull of a donor. This skull was artificially labelled with ^{241}Am and covered with a paraffin wax. Little is known about the BfS phantom construction apart from its activity (Laurer, 1993). The second phantom, denoted as BPAM-001, was borrowed from the United States Uranium and Trans-Uranium Registry (USTUR). The BPAM-001 head contains half of the skull of a donor (USTUR case no. 102) accidentally contaminated with ^{241}Am 25 years before the subject died. The active half of the skull was matched with a non-active skull from other human subject. The combined skull halves were filled and wrapped with a tissue equivalent material simulating skeletal muscle (Hickman and Cohen, 1988).

The voxel representation of BfS and BPAM-001 phantom were created from CT scans of the physical phantoms. The phantom in AnalyzeTM 7.5 file format, with material densities and compositions together with assumed activity distributions originates from previous work (Vrba, 2011). The voxel phantom was additionally labelled to indicate the correct orientation and a label specified a voxel reference point by which a detector should be positioned in task two.

2.2. Detectors

Laboratories which carried out their own measurements were asked to provide information on the detector used. Almost half of laboratories did not perform measurements, mainly due to late

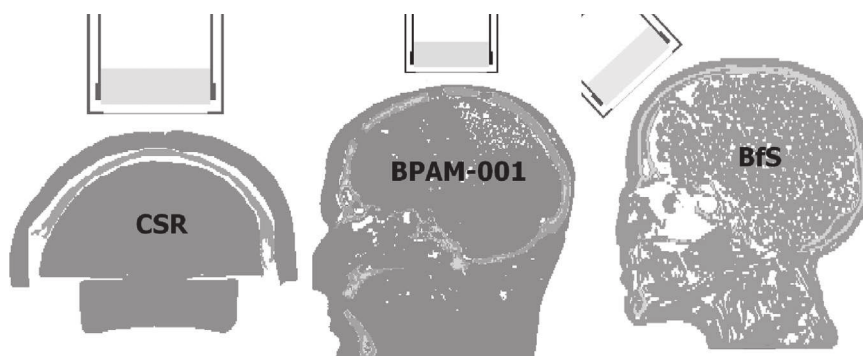


Fig. 1. Measurement geometries for task 2 (left: task 2A, middle: task 2B and right: 2C).

enrolment in the intercomparison or due to transport difficulties of the physical phantoms. A mathematical model of an Ortec low-energy photon detector (LX-70450-30-RB) from the National Radiation Protection Institute in Prague was developed in order to allow these laboratories to participate. This detector consists of a high purity germanium crystal with diameter 69.8 mm and height 30.5 mm built in a PopTop end-cap. This end-cap has a carbon-epoxy window to avoid attenuation of low energy gamma radiation. Participants without measurements obtained a datasheet of this detector containing the actual dimension of the crystal, calibration spectra with point sources placed on detector axis at the distance 10 cm from the window, ambient background spectrum and set of three spectra measured with each phantom. The calibration spectra supplied covered the following radioisotopes: ^{57}Co , ^{133}Ba , ^{152}Eu , ^{210}Pb and ^{241}Am . Participants were encouraged to obtain more data on the detector construction and performance elsewhere, but the supplied data set was sufficient for the model development.

2.3. Task two

The second task requires participants to simulate particular measurement geometry for each voxel skull phantom (CSR, BfS and BPAM-001). The mathematical calculation geometries were the same as the ones in the physical measurement part of the project and are shown in Fig. 1.

The distance between the outer surface of detector window and the designated calibration point on the phantom surface, collinear with the detector longitudinal axis, was 10 mm for all setups. Homogenous activity distribution in source voxels was assumed for all three phantoms. This means that only the radioactive bone in half of the BPAM-001 phantom was used for the source of the primary particles (photons). Yields and energy of the photons emitted during decay of ^{241}Am were stated in the main inter-comparison document and is same as for task one (Vrba et al., 2014b).

The participants were asked to simulated pulse height spectra and determine detection efficiencies. Simulated spectra were to be compared by participating laboratories with the measured spectra. For this spectrum to be comparable, the MC simulation would need to incorporate simulation parameters such as Gaussian energy broadening, proper energy range and binning. This was not explicitly mentioned in the exercise assignment to participants.

Table 1

Summary on used detectors and Monte Carlo code.

Participant ID	Detector manufacturer	Detector type	Germanium crystal dimensions (mm) ^a			Monte Carlo software	Revised results ^b
			Diameter	Thickness	Dead layer ^c		
P02	Ortec	GEM	84.50	30.00	0.2500	MCNPX 2.7.e	Y
P03	Canberra	LEGe	60.50	20.00	0.0003	MCNPX 2.7.0	N
P04	Canberra	BEGe	70.50	25.50	0.0004	MCNP 5.1.6	N
P05 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.50	0.0003	MCNPX 2.7.0	Y
P06 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.50	0.0003	MCNPX 2.7.0	Y
P07	Canberra	XtRa	75.00	72.00	0.0004	MCNPX 2.7.0	N
P11	Canberra	BEGe	80.00	30.00	0.0040	MCNPX 2.6.c	N
P12	Ortec	Gem-FX	71.00	23.35	0.7000	MCNPX 2.6.0	Y
P14	Eurisys Canberra	EGM2000	50.00	10.00	0.0005	GEANT4	N
P15	Canberra	LEGe	70.00	25.00	0.0070	MCNPX 2.6.0	N
P17 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.50	0.0003	VMC	Y
P18 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.50	0.0003	MCNPX 2.7.0	N
P19 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.50	0.0003	MCNPX 2.6.c	N
P20 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.38	0.0025	EGS4+UCWBC	N
P22 ^d	Ortec	LO-AX	69.80	30.50	0.0003	MCNP 4C3	N

^a What participants reported.

^b Indicated that participants had to amend or correct their results.

^c Thickness of inactive layer.

^d Participant without its own measurements.

The reason for this is the detection efficiencies should be calculated with the method regularly used in the laboratory. Both types of result, i.e. spectra and detection efficiency had to be normalized to counts per second per becquerel (CPS/Bq). Participants had to attribute uncertainty to the measurements and simulations according to their expertise but the estimates had to be expressed in scattering factors according methodology described in the IDEAS guidelines (Castellani et al., 2013).

2.4. Task three

Participants had to simulate a geometry which would be used for real subject measurements in task three. Laboratories without facilities could propose a desired detector geometry but the number of detectors in a setup was limited to four. All participants were requested to provide spectrum (or spectra if more than one detector was used) in the energy range from 10 to 65 keV simulated with BfS phantom only and compared with the actual

Table 2

Detection efficiency and assumed uncertainty – task 2A.

Participant ID	Simulation		Measurement		Simulation/ measurement
	Efficiency (CPS/Bq) ^b	SF ^c	Efficiency (CPS/Bq) ^b	SF ^c	
P02	1.23E–02	1.30	1.16E–02	1.32	1.06
P03	6.69E–03	1.12	6.79E–03	1.20	0.98
P04	9.34E–03	1.29	9.40E–03	1.26	0.99
P05 ^a	9.44E–03	1.07	Not given	Not given	n/a
P06 ^a	8.61E–03	1.32	8.97E–03	1.08	0.96
P07	9.37E–03	1.09	1.03E–02	1.09	0.91
P11	1.10E–02	1.05	1.11E–02	1.03	0.99
P12	7.35E–03	1.65	8.94E–03	1.20	0.82
P14	4.93E–03	1.20	5.50E–03	1.10	0.90
P15	8.61E–03	1.01	8.81E–03	1.01	0.98
P17 ^a	9.20E–03	1.07	Not given	Not given	n/a
P18 ^a	9.36E–03	1.00	9.30E–03	1.00	1.01
P19 ^a	8.52E–03	1.35	9.03E–03	1.35	0.94
P20 ^a	8.80E–03	1.25	9.10E–03	1.25	0.97
P22 ^a	8.55E–03	1.00	9.60E–03	1.02	0.89

^a Participant without its own measurements.

^b Counts per second per becquerel.

^c Scattering factor.

physical measurement supplied on a standard on-line form. The detailed description of detectors and their positions was also requested from participants.

3. Results

The general information on detectors in task two and MC code

used is given in Table 1. All detectors were equipped with germanium crystals, however some of them (P02 and P12) had a rather thick outer contact (which is often denoted as a dead layer). Detection efficiencies for task 2A (simulation with the CSR phantom) are summarized in Table 2 and the comparison of the simulations with measured spectra is shown in Figs. 2 and 3. Detection efficiencies for task 2B (simulation with the BfS phantom) are summarized in Table 3 and the comparison of the simulations

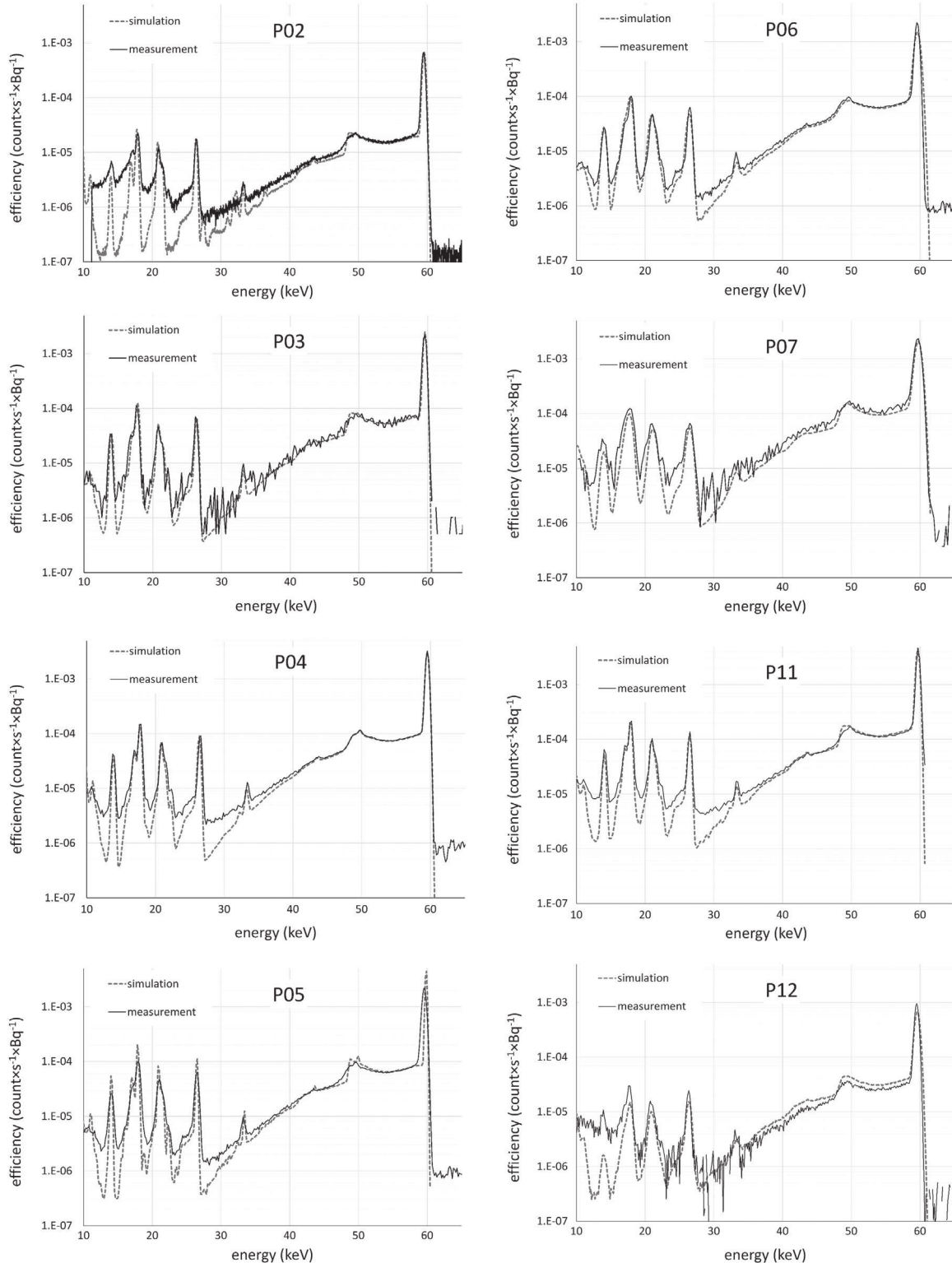


Fig. 2. Simulated and measured spectra for task 2A – part one.

with measured spectra is shown in Figs. 4 and 5. Detection efficiencies for task 2C (simulation with the BPAM-001 phantom) are summarized in Table 4 and the comparison of the simulations with measured spectra is shown in Figs. 6 and 7. The range of the simulated results compared to the reference spectrum of the participants without own measurements is shown in Fig. 8. Results for task 3 are summarized in Table 5 and majority of the

measurement geometry is shown in Fig. 9.

4. Discussion

The majority of the participants supplied results which suggested their simulations were correct, however some results

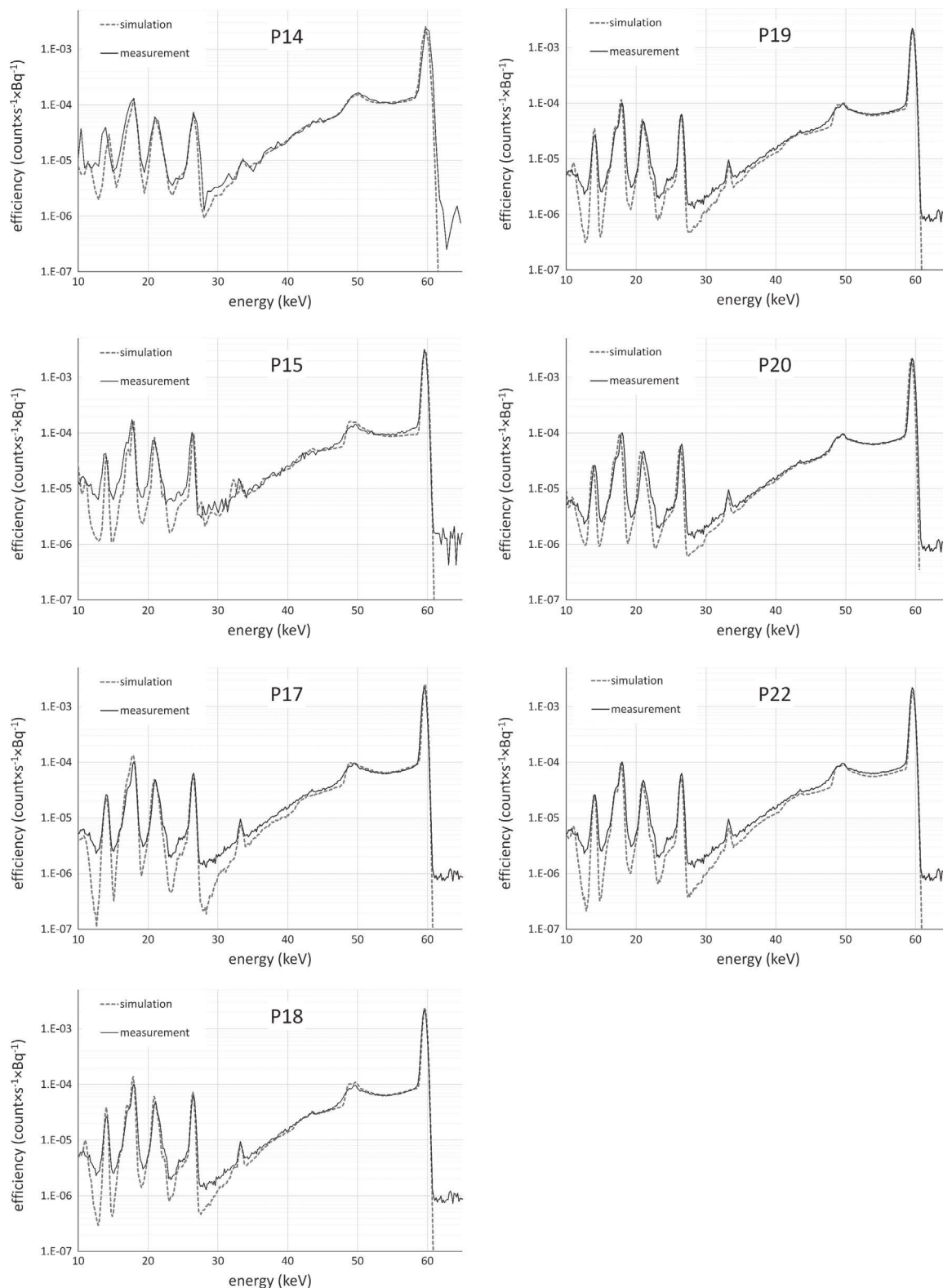


Fig. 3. Simulated and measured spectra for task 2A – part two.

Table 3
Detection efficiency and assumed uncertainty – task 2B.

Participant ID	Simulation		Measurement		Simulation/ measurement
	Efficiency (CPS/Bq) ^b	SF ^b	Efficiency (CPS/Bq) ^b	SF ^c	
P02	6.00E–03	1.30	4.50E–03	1.32	1.33
P03	2.84E–03	1.12	2.70E–03	1.20	1.05
P04	3.82E–03	1.29	3.63E–03	1.26	1.05
P05 ^a	4.19E–03	1.07	Not given	Not given	n/a
P06 ^a	3.75E–03	1.32	3.79E–03	1.08	0.99
P07	3.91E–03	1.09	3.96E–03	1.09	0.99
P11	4.91E–03	1.10	5.03E–03	1.50	0.98
P12	3.31E–03	1.45	3.37E–03	1.30	0.98
P14	2.19E–03	1.20	2.27E–03	1.20	0.97
P15	3.60E–03	1.00	3.60E–03	1.03	1.00
P17 ^a	4.22E–03	1.07	Not given	Not given	n/a
P18 ^a	4.32E–03	1.00	3.89E–03	1.00	1.11
P19 ^a	3.87E–03	1.35	3.76E–03	1.35	1.03
P20 ^a	3.95E–03	1.25	3.80E–03	1.25	1.04
P22 ^a	4.66E–03	1.00	4.10E–03	1.01	1.14

^a Participant without its own measurements.

^b Counts per second per becquerel.

^c Scattering factor.

identified there were issues with some simulations carried out. Communication with the participants revealed some mistakes. One participant had difficulty with the simulated detector, namely due to material errors. Another participant wrote an inaccurate scoring procedure and thus the results were shifted. Also one participant had positioned the mathematical detector incorrectly. Few participants reported different detection efficiencies in the online questionnaire and in the submitted files. Some participants did not complete the questionnaire or only did so partially. The most frequent errors in the submitted spectra were the unequal size of energy bins in the physical measurement and MC simulations. The cause was mostly due to participants used equidistant bins in the simulations, while the measured spectrum supplied to labs without physical measurements, follows a non-linear subdivision of the energy intervals. Such inaccuracy has no effect on correctness of the results, but prevents direct comparison of the simulated and the measured spectra. Some labs without measurements did not reported their measured detection efficiency despite access to the measurement spectrum and were asked for this evaluation in the intercomparison instructions. Some participants did not supply all the requested information and few of them did not supplement it even after further requests.

After revision the majority of results match the measurement spectra very well, although there are a few exceptions. It appears from data supplied by participant P02 and P11, they did not subtract the background radiation counts from the measured spectrum. This issue is most significant for task 2B as the BPAM-001 phantom activity (288 Bq) will be difficult to determine due to the detector system limit of detection if the background count is present. The most visible discrepancy between the measurement and simulation is within the low energy region up to 20 keV. The results for participant P05 were calculated without the correct parameters of the Gaussian energy broadening function in simulations and thus all simulated peaks are significantly narrower than the measured ones. A correction for this observed inaccuracy was not requested as it does not affect the detection efficiency. The majority of simulations for task 2 C overestimates the Compton contribution to the spectrum when compared with the measurement. This could be explained by error in the material description of paraffin wax or due to the simulated source. The source of the

BFS voxel phantom is in surface voxels of the bone region while the physical phantom has surface distribution originated from a labelling procedure.

Serious discrepancies, about 33%, between the simulated and measured detection efficiency was reported by participant P02 for task 2B, however the spectra looks similar. Other results of the participant, for task 2A and 2C, did not show the same discrepancy. This difference could be partially caused by detection efficiency assessment method and positioning inaccuracy. Both detection efficiencies were assessed by standard methodology used in the intercomparison document (the sum of all peak channels reduced by average background assessed from 4 bins on the left and right side of the peak) from the submitted spectra. Obtained values were 5.63E–03 CPS/Bq for simulation and 4.67E–03 CPS/Bq for the measurement and thus the ratio drops to 1.2. Moreover the sagittal division of the BPAM-001 phantom into an active and non-active part can contribute to positioning errors which may affects detection efficiency of the measurement.

4.1. Detector size and respond – task 2

Relationship between reported detector efficiency and diameter is shown in Fig. 10. The analysis of the data demonstrates an anticipated pattern, i.e. increasing detection efficiency with increasing detector diameter. The thickness of the detector is of less importance, at least for studied geometries, since most radiation comes through detector window and germanium half-layer for 59.54 keV photons is around 0.6 mm. The thinness of the detector is only 10 mm but such layer attenuates almost all radiation of interest. The data in Fig. 10 is compared with a theoretical function obtained via MC simulation for a bare germanium crystal of constant thickness of 30 mm with variable diameter (from 50 to 100 mm). The function was compensated for missing shell of the detector. A multiplicative correction factor of 0.87 was estimated based on a simulation without and with non-crystal part of the detector for photon energy of 59.54 keV. Measured and simulated detection efficiencies follows the theoretical function but there are substantial differences for participants P02 and P12 which had used detectors with a thick dead layer (more than 200 μ m). Such detectors exhibit large overall difference between the

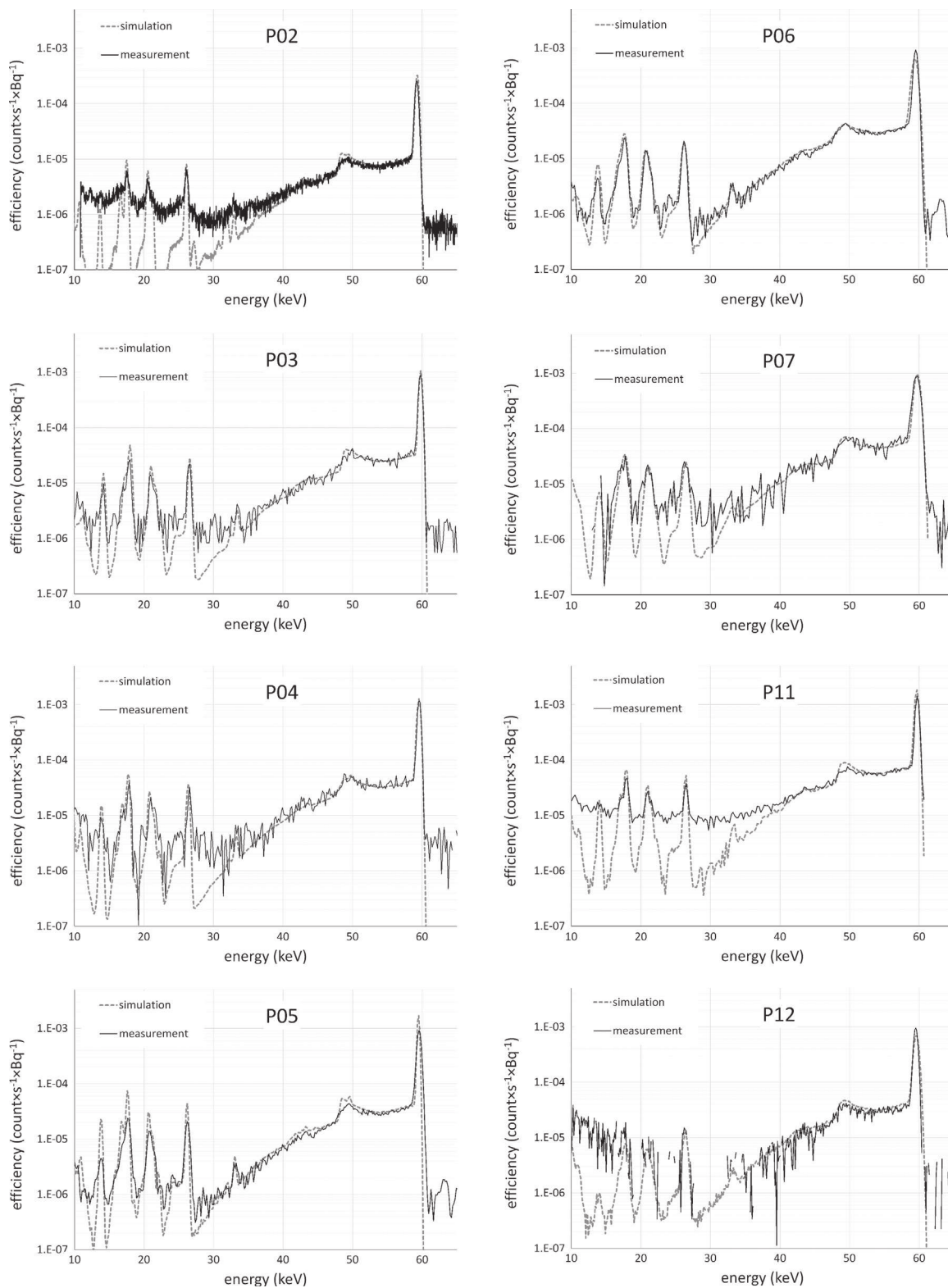


Fig. 4. Simulated and measured spectra for task 2B – part one.

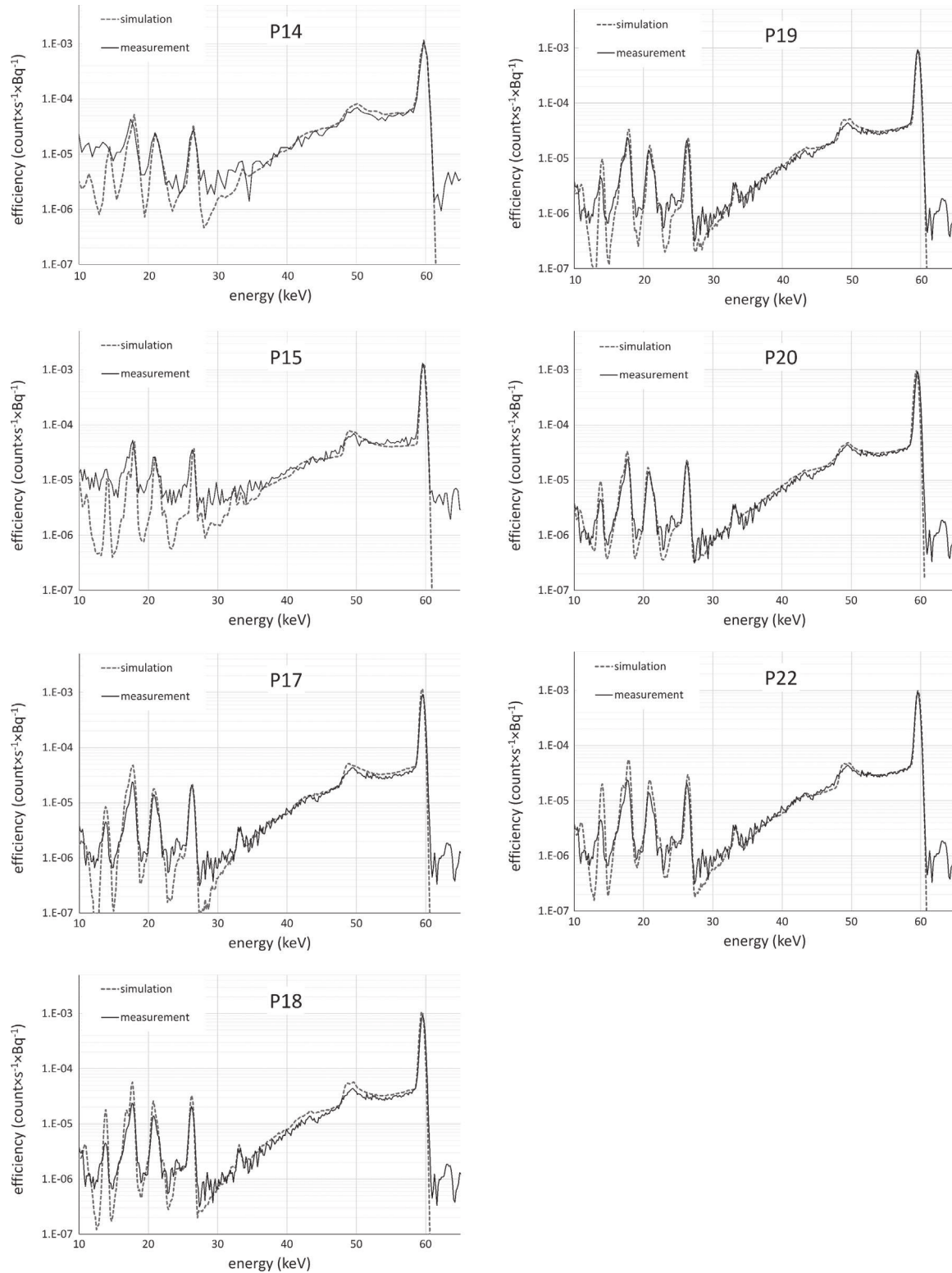


Fig. 5. Simulated and measured spectra for task 2B – part two.

Table 4
Detection efficiency and assumed uncertainty – task 2C.

Participant ID	Simulation		Measurement		Simulation/measurement
	Efficiency (CPS/Bq) ^b	SF ^c	Efficiency (CPS/Bq) ^b	SF ^c	
P02	7.80E–03	1.30	7.82E–03	1.32	1.00
P03	3.49E–03	1.12	3.72E–03	1.20	0.94
P04	4.38E–03	1.29	4.75E–03	1.26	0.92
P05 ^a	4.63E–03	1.07	Not given	Not given	n/a
P06 ^a	4.72E–03	1.37	4.67E–03	1.08	1.01
P07	5.14E–03	0.09	5.24E–03	0.09	0.98
P11	5.76E–03	1.05	5.96E–03	1.03	0.97
P12	3.83E–03	1.35	4.55E–03	1.20	0.84
P15	5.39E–03	1.00	5.20E–03	1.01	1.04
P17 ^a	4.57E–03	1.07	Not given	Not given	n/a
P18 ^a	5.00E–03	0.00	4.76E–03	0.00	1.05
P19 ^a	4.88E–03	1.35	4.65E–03	1.35	1.05
P20 ^a	4.57E–03	1.25	4.69E–03	1.25	0.97
P22 ^a	4.69E–03	1.00	4.90E–03	1.06	0.96

^a Participant without its own measurements.

^b Counts per second per becquerel.

^c Scattering factor.

measurements and simulations. However the data supplied by the participant did not suggest whether this was pure coincidence or a systematic issue.

4.2. Analysis of task three

The interpretation of the final task is rather difficult. The total detection area and dead layer are not only parameters influencing detection efficiency. Third and not of less importance is the distance of the detector window to the phantom surface. Some laboratories used specific distance for each detector and this would made evaluation rather complex. Thus effective distance for whole setup was introduced. It was calculated as a weighted sum

$$d_{ef} = \frac{1}{S} \sum_{i=1}^n s_i \times d_i$$

where S is total area of all used detectors and s_i and d_i is area respective distance of detector i . Different effective distance can explain, at least partially, the large difference between results of participants with nearly same setup area (P12, P15, P19, P22). The dependence of detection efficiency, normalized by the total setup area, on effective distance for all results is shown in Fig. 11. A vertical spread in Fig. 11 is partially caused by detector construction but mainly due to positioning of the detectors.

Setup efficiency, i.e. detection efficiency normalized to detector surface, is one of the key parameter especially for one detector setup. The highest setup efficiency for one detector setup was found for overtop position 10 mm of phantom surface (P18). About 20% less efficient was the reported setup with one detector in a contact with a forehead (P02), but the detector used had rather thick dead layer. Efficiency of P02 setup would be same or slightly better than for P18 if the detector had similar dead layer thickness.

A forehead position is probably better since there are no hair which may make detector arrangement somehow more complicated. Evaluation of the detection setups with more detectors is rather difficult since many laboratories had no possibility to move each detector separately or other restrictions existed in the detector mount due to the detector cooling or shielded room size. Substantial variability in detector to phantom distance is expected, since there are two opposing requirements for measurement geometry. The close detector arrangement will increase overall detection efficiency but it may give rise to a bias due to the inhomogeneous distribution of the transuranic element in a real

subject.

The most distant setups like P12 and P15 are due to detector mount geometry restraints mentioned above. Both laboratories used lung detector measurements which are mounted in pairs. The setup of P04 consists of two detectors with 70 mm diameter facing the foramen and crown of the head from a 10 mm distance and a pair of 50 mm diameter detector aimed at left and right temporal bone. The distance used was 30 mm from the phantom surface and chosen as the standard distance for past measurements. A similar geometry was used by participant P19, but all detectors have the same distance (10 mm) and same diameter (70 mm). A very close multi-detector setup was used by P07. Four detectors are arranged around head circumference as shown in Fig. 9. Participant P22 used four detectors at average distance 7 mm from the BFS phantom, while one was on the top of the skull, second aimed at the back of the phantom and last two detectors facing left and right side of the skull. The participant did not carry out physical measurements, and this geometry was used for a mathematical evaluation. The detector geometry setup had rather high overall detection efficiency, but its practicability is questionable as some detectors are closer than 5 mm i.e. it would restrain a human subject and the detector may be damaged by accidental movement.

5. Conclusion

The comparison exercise was finished by 15 of the 16 participants which solved task one (Vrba et al., 2014b). Five of the participants (one third) needed revision or help with their simulations. Human error rather than a lack of knowledge about the exercises was the main cause of the mistakes.

Task two represents the first results with use of detector defined by the participants. There is good agreement for the measured spectra with the simulated spectra for tasks 2A and 2B after revision of the results. Slightly worse agreement is observed for task 2C mostly in the Compton part of the spectra. This is probably caused by limited information on the BFS phantom composition.

The majority of simulated to measured detection efficiency ratios for tasks 2A, 2B and 2C differs about $\pm 6\%$ but practically all of them did not exceed $\pm 12\%$. This range is within a generally accepted uncertainty range for such kind of measurement. Only one result in task 2B (for participant P02), reported a large

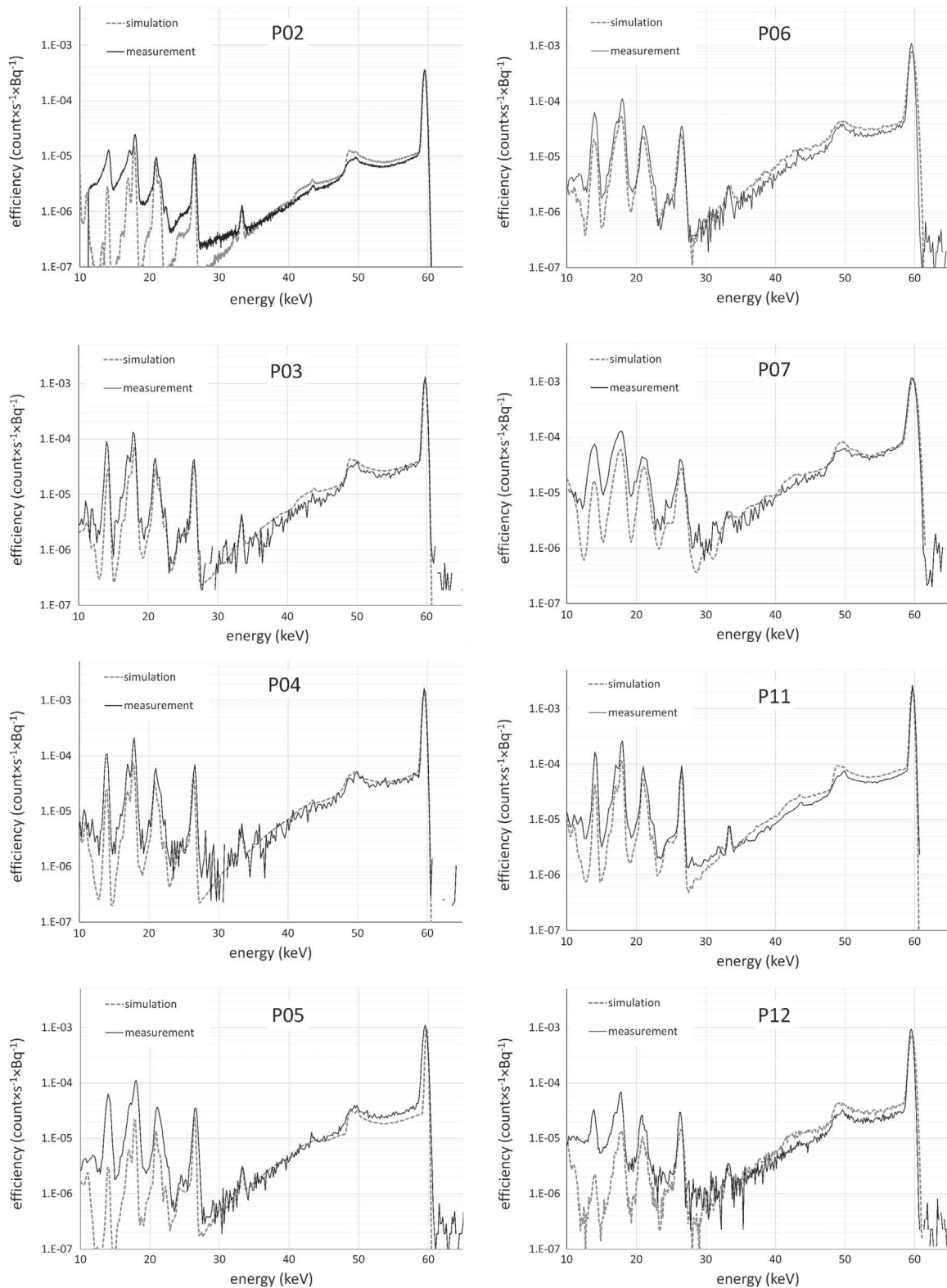


Fig. 6. Simulated and measured spectra for task 2C– part one.

difference, probably due to inaccurate detector positioning.

Observed results are comparable to other intercomparison exercises (Gómez-Ros et al., 2008) (Broggio et al., 2012). It indicates that building the mathematical model of the real detector, for the purpose of performing MC phantom calibrations, is not a large source of uncertainty. This finding is supported by the results of

laboratories which have used real detector system to validate their mathematical detector models. Another finding of this study is that there exists an easy way how to predict, with limited accuracy, detection efficiency of a potential detector. The average estimated uncertainty for their simulated detector expressed as a scattering factor was 1.20. This is a reasonable estimate

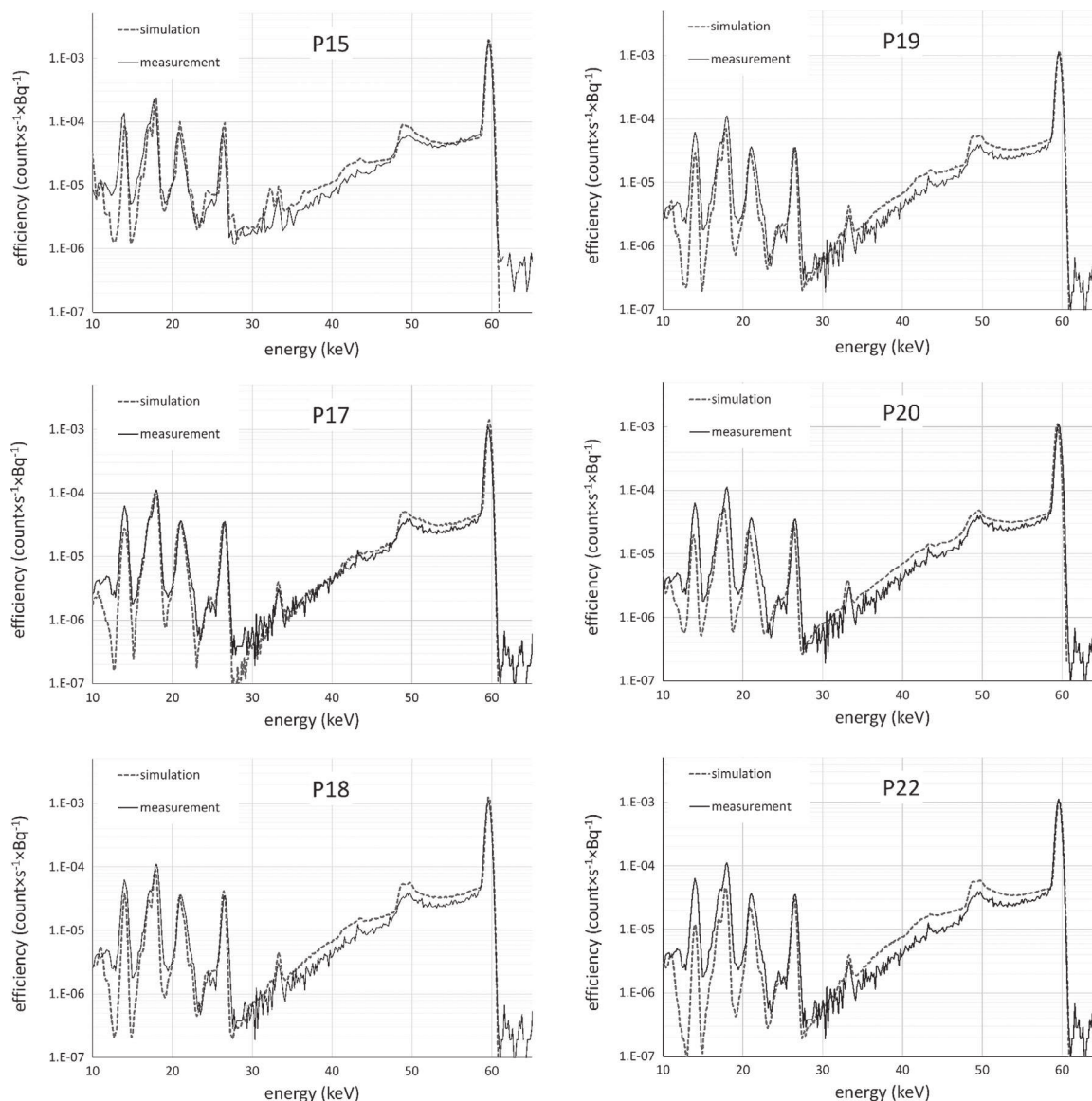


Fig. 7. Simulated and measured spectra for task 2C – part two.

Table 5
Summary of task three results.

Participant ID	No. of detector	Detection area ^a (mm ²)	Effective distance ^b (mm)	Simulated efficiency (CPS/Bq) ^c	Measured efficiency (CPS/Bq) ^c	Simulated/measured
<i>Participants with own measurement</i>						
P02	1	5153	0	7.80E-03	7.82E-03	1.00
P03	2	5750	10	8.52E-03	8.23E-03	1.04
P04	4	11,681	17	1.42E-02	1.44E-02	0.99
P07	4	18,091	~5	2.71E-02	2.92E-02	0.93
P12	4	15,837	~18	1.59E-02	1.66E-02	0.96
P14	3	5891	12	8.72E-03	6.39E-03 ^d	1.03 ^d
P15	4	15,394	~25	1.28E-02	1.20E-02	1.07
<i>Participants without own measurement</i>						
P05	2	7653	10	9.77E-03		
P18	1	3826	10	7.10E-03		
P19	4	15,306	10	2.49E-02		
P22	4	15,306	7	2.64E-02		

^a Sum of crystal faces of all detector in setup.

^b Sum of distances (from the detector window to the phantom surface) of each detector weighted by the detector surface fraction (detector surface divided by total detection area).

^c Counts per second per becquerel.

^d Value only for two detectors (no measured data for 3rd detector).

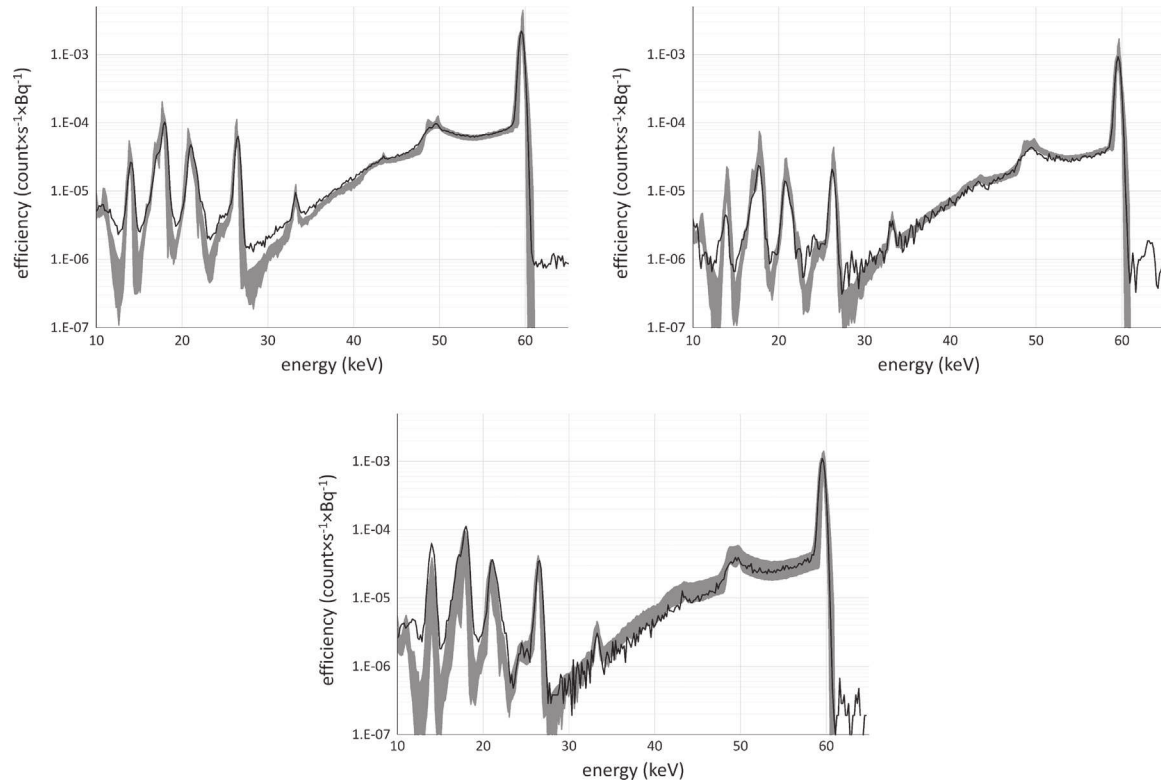


Fig. 8. Spread of the results for the solution with same detector (left-top: task 2A, right-top task 2B, and bottom: task 2C).

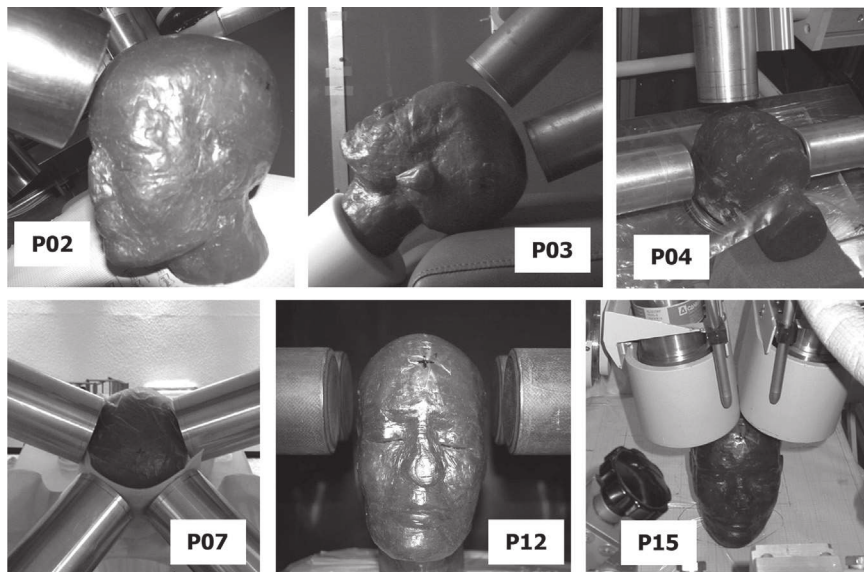


Fig. 9. Measurement geometries for task three.

considering the uncertainties related to detector position, material definition, phantom geometry and source distribution.

Task three adds another level of complexity by implementing real geometries. The use of same calibration phantom can eliminate or reduce issues of variability but it is still difficult to determine the optimal geometry based on the data supplied by participants. This is not only due to use of different detectors but also due to fact that the measurement geometry reflects other uncertainties such as reproducibility of the position and sensitivity to inhomogeneous distribution of the radionuclide in the skull.

Comparison of real geometries for in-vivo skull measurement of actinides have never had been performed in this way previously and thus this intercomparison has generated a unique opportunity to study the methodology and analysis of many laboratories across the world to identify key points for best practice for future radiological assessments. The assessment of area normalized detection efficiency and effective distance, can be used to explain the differences between various setups. Overtop and forehead geometries deliver high detection efficiencies for a single detector setup. A definitive solution from participants P19 and P07 using multi-

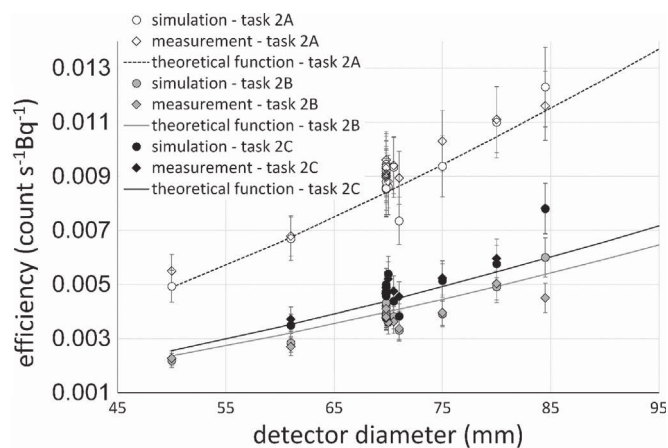


Fig. 10. Reported detection efficiency as a function of detector diameter for task 2A, 2B and 2C. Error bars represent generally accepted positioning uncertainty of 12%.

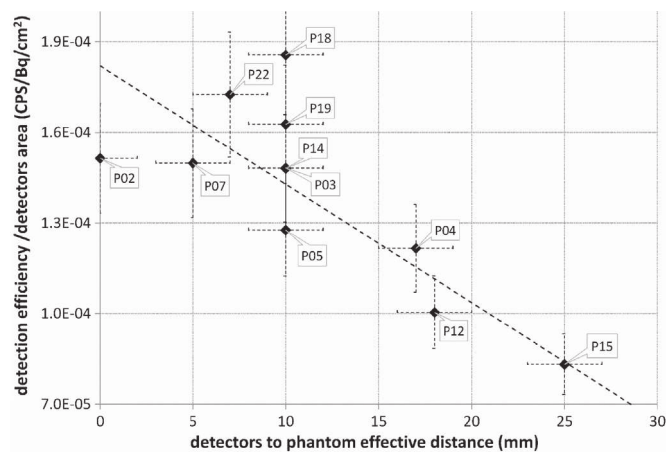


Fig. 11. Normalized detection efficiency from simulation as a function of detector to phantom effective distance for task 3. Vertical error bars represent generally accepted positioning uncertainty of 12%. Horizontal bar express assumed accuracy of ± 2 mm.

detector geometries is more difficult but two participants suggested an effective setup for a four detector system, with independently movable detectors.

Declaration

One of the authors is an employee of European Patent Office (EPO). The opinions expressed in this article are those of the author. They should not be construed as necessarily the policy of the EPO, or imply any commitment by the EPO to any particular course of action.

References

- Broggio, D., et al., 2012. Monte Carlo modelling for the in vivo lung monitoring of enriched uranium: results of an international comparison. *Radiat. Meas.* 47, 492–500.
- Castellani, C.M., Marsh, J.M., Hurtgen, C., et al., 2013. IDEAS Guidelines (Version 2) for the Estimation of Committed Doses from Incorporation Monitoring Data. EURADOS Report 2013-01, EURADOS Braunschweig Germany.
- Gómez-Ros, J., de Carlan, L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., et al., 2008. Monte Carlo modelling of germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison. *Radiat. Meas.* 43 (5), 510–515.
- Hickman, D.P., Cohen, N., 1988. Reconstruction of a human skull calibration phantom using bone sections from an ^{241}Am exposure case. *Health Phys.* 55 (1), 59–65.
- Laurer, G., 1993. Letter to W. Burkhart from 8th April 1993. New York University Medical Centre, Laboratory for Radiation Studies.
- Lopez, M.A., Balásházy, I., Bérard, P., et al., 2012. EURADOS coordinated action on research, quality assurance and training of internal dose assessments. *Radiat. Prot. Dosim.* 144, 349–352.
- Vrba, T., 2011. Head calibration phantoms for actinides: measurements and simulations. *Radiat. Prot. Dosim.* 144, 357–360.
- Vrba, T., Malatova, I., Fojtík, P., et al., 2014a. A simple physical phantom for an intercomparison exercise on ^{241}Am activity determination in the skull. *Radiat. Prot. Dosim.* 158 (2), 224–229.
- Vrba, T., Nogueira, P., Broggio, D., et al., 2014b. EURADOS intercomparison exercise on MC modelling for the in-vivo monitoring of ^{241}Am in skull phantoms (Part I). *Radiat. Phys. Chem.* 104, 332–338.

Contents lists available at [SciVerse ScienceDirect](http://www.sciencedirect.com)

Radiation Measurements

journal homepage: www.elsevier.com/locate/radmeas

Monte Carlo modelling for the *in vivo* lung monitoring of enriched uranium: Results of an international comparison

D. Broggio^{a,*}, J. Bento^b, M. Caldeira^b, E. Cardenas-Mendez^c, J. Farah^a, T. Fonseca^d, C. Konvalinka^e, L. Liu^f, B. Perez^g, K. Capello^c, P. Cowan^h, J.-A. Cruzateⁱ, L. Freire^j, J.-M. Gómez-Ros^g, S. Gossioⁱ, B. Heide^k, J. Huikari^l, J. Hunt^m, S. Kinaseⁿ, G.H. Kramer^c, O. Kurihara^o, A. Kyrieleis^h, A.-L. Lebacqz^d, D. Leone^k, C. Li^f, J. Li^f, L.-C. Mihailescu^d, M. Moraleda^g, J.-F. Navarro^g, C. Oliveira^b, N. Puertaⁱ, U. Reichelt^e, C. Simões^b, D. Sommer^e, M. Takahashiⁿ, P. Teles^b, F. Vanhavere^d, T. Vrba^p, D. Franck^a, G. Gualdrini^q, M.-A. Lopez^g

^a Institut de Radioprotection et de Sûreté Nucléaire, IRSN/DRPH/SDI/LEDI, BP-17, F92262 Fontenay-aux-Roses, France

^b Instituto Tecnológico e Nuclear, Estrada Nacional 10, 2686-953 Sacavém, Portugal

^c Human Monitoring Laboratory, 775 Brookfield Road, PL6302D, Ottawa, Ontario K1A 1C1, Canada

^d SCK-CEN, Boeretang 200, 2400 Mol, Belgium

^e Technische Universität Dresden, Helmholtzstraße 10, 01069 Dresden, Germany

^f Laboratory of Radiation Protection and Environmental Protection, Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China

^g CIEMAT, Avd. Complutense 22, 28040 Madrid, Spain

^h Serco, Thomson House, Birchwood Park, Warrington/Cheshire WA3 6GA, UK

ⁱ Autoridad Regulatoria Nuclear, Av. Libertador 8250, Buenos Aires, Argentina

^j Escola Superior de Tecnologia da Saúde de Lisboa, Av. D. João II, Lote 4.69.01, 1990 - 096 Lisboa, Portugal

^k Institut fuer Nukleare Entsorgung - Karlsruhe Institut fuer Technologie, Hermann-von-Helmholtz-Platz 1, 76344 Eggenstein-Leopoldshafen, Germany

^l Säteilyturvakeskus (STUK), Laippatie 4, FI-00881 Helsinki, Finland

^m IRD - Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Av. Salvador Allende s/n - Jacarepaguá, Rio de Janeiro, CEP - 22780-160, Brazil

ⁿ Japan Atomic Energy Agency, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken 319-1195, Japan

^o Japan Atomic Energy Agency, Nuclear Fuel Cycle Engineering Laboratories, 4-33 Muramatsu, Tokai-mura, Ibaraki 319-1194, Japan

^p CTU in Prague, Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering, FNSPE, Brehova 7, 11519 Praha, Czech Republic

^q ENEA Radiation Protection Institute, Via dei Colli 16, 40136 Bologna, Italy

H I G H L I G H T S

- ▶ We perform well-defined *in vivo* calibration measurements of enriched uranium in lungs.
- ▶ A voxel model of the phantom and other needed data are provided to participants.
- ▶ Participants perform Monte Carlo simulation of the counting efficiencies.
- ▶ For about half of the participants the agreement with experiment is within $\pm 5\%$.
- ▶ Other participants needed support to obtain this agreement.

A R T I C L E I N F O

Article history:

Received 21 October 2011

Received in revised form

16 February 2012

Accepted 24 April 2012

Keywords:

In vivo measurements

Monte Carlo computation

Internal dosimetry

Worker monitoring

Intercomparison

A B S T R A C T

In order to assess the reliability of Monte Carlo (MC)-based numerical calibration of *in vivo* counting systems the EURADOS network supported a comparison of MC simulation of well-defined experiments. This action also provided training for the use of voxel phantoms. *In vivo* measurements of enriched uranium in a thoracic phantom have been carried out and the needed information to simulate these measurements was distributed to 17 participants. About half of the participants managed to simulate the measured counting efficiency without support from the organisers. Following additional support all participants managed to simulate the counting efficiencies within a typical agreement of $\pm 5\%$ with experiment.

© 2012 Elsevier Ltd. All rights reserved.

* Corresponding author.

E-mail address: david.broggio@irsn.fr (D. Broggio).

1. Introduction

In vivo monitoring consists of measuring the radiations emitted from the body using specialised counting systems, mainly NaI(Tl) or germanium detectors, in order to assess the activity in the body or in an organ. *In vivo* monitoring is performed periodically for the routine monitoring of nuclear workers or occasionally when an incidental incorporation of radionuclides is suspected. To calibrate the counting systems, specific physical phantoms containing radioactive sources and representing the human body, or parts of it, are used. The use of calibration phantoms allows the count rate measured during the monitoring to be converted into retained activity that enables the assessment of dose (ICRP, 1997; ICRU, 2003).

However, the available physical phantoms are far from representing all the possible human body type; the distribution of activity in these phantoms is also fixed and it can be significantly different from the distribution predicted by the biokinetic modelling of radionuclides (Lamart et al., 2009). For these reasons, and others, efforts have been undertaken to develop numerical methods for calibrating *in vivo* counting systems (Hunt et al., 1998; Franck et al., 2001). For this purpose, numerical models of the human body are built, the counting system is modelled and calibration factors are obtained using Monte Carlo (MC) calculations. To assess the reliability of such calculations it must be verified that well-defined counting experiments can be simulated.

Although several teams have used such calibration methods for different cases (Hunt et al., 1999; de Carlan et al., 2003; Broggio et al., 2009; Malátová et al., 2010) their use is still quite limited. In order to assess the reliability of MC *in vivo* modelling, the Eurados network already recently supported a comparison of calculated counting efficiency in the case of a knee phantom contaminated with ^{241}Am (Gómez-Ros et al., 2007, 2008a,b). Due to the interest of participants for this comparison, and in order to provide training, a similar action was conducted about the MC modelling of enriched uranium *in vivo* lung monitoring. This project was supported by the working group 6 “computational dosimetry” (Lopez et al., 2011) and 7 “internal dosimetry” of the Eurados network.

Reference measurements have been carried out with the Livermore phantom and germanium detectors of the CIEMAT *in vivo* counting unit. Voxel phantoms of the Livermore phantom and reference data such as the counting positions, activity of the sources, etc were provided to the participants. Participants were asked to compute the spectra measured by the detectors and to give the counting efficiencies for energies of interest. A first round of analysis was carried out and when the disagreement with experimental quantities was larger than expected, as assessed by the organisers' MC simulations, participants were asked to review their results. For this purpose tutorials were distributed and personal advice given when appropriate.

This paper details the preparation of reference data and measurement, reports on the final agreement of calculated and experimental quantities and analyses the main source of errors and ambiguities that can lead to disagreement by orders of magnitude between experimental and calculated quantities.

2. Materials and methods

2.1. Experimental measurements

The measurements were carried out at the CIEMAT *in vivo* counting unit (Lopez Ponte and Bravo, 2000). The detection system consisted of two pairs of Canberra low energy germanium detectors (LE Ge) mounted in an ACTII cryostat. Each detector contains

a germanium crystal 25-mm thick and 70 mm in diameter and the entrance window is made of carbon fibre and epoxy resin. Reference spectra acquired during the experiments hereafter described are the sum of spectra of each individual detector.

A first measurement was made with a ^{241}Am point source (activity 38.4 kBq) located below the detectors and at about an equal distance of the four detectors. The positions of the source and of the detectors centres were measured on a reference frame designed for this experiment. The accuracy for the measured position of the source and detectors was estimated to be ± 3 mm.

Two measurements were then carried out using the Livermore phantom (Griffith et al., 1978) with lungs containing enriched uranium. The activity of uranium isotopes in each lung, as given by the manufacturer is shown in Table 1, the uncertainty for the activities is 5% ($k = 1$). For the first measurement (P0 measurement) the Livermore phantom was not equipped with an extra-thoracic plate; for the second one (P4 measurement) it was equipped with the biggest extra-thoracic plate (thickness 24 mm). These plates are used to obtain calibration factors corresponding to individuals of increasing chest-wall thickness. These plates are made of tissue equivalent materials simulating the absorption of a mixture of muscle and adipose tissue (Kramer and Hauck, 2002). The Livermore phantom was positioned on a reference frame made out of a large sheet of graph paper. The uncertainty for the measured positions of the detectors on this frame is the same as that for the point source experiment. The frame and the Livermore phantom were marked so that the phantom could be positioned in a reproducible manner on the frame. For the P0 measurement the counting time was 2 h, it was 5 h for the P4 measurements. After the measurements the spectra were analysed with the Abacos software¹ (Canberra company). The variation of the full width at half maximum (FWHM) of photopeaks with energy was fitted and recorded. The positioning of the detectors did not provide an optimum counting efficiency since the detectors were not covering the lungs as well as in routine measurements. However, the selected positioning allowed the detectors to remain vertical and enabled a more accurate measurement and simulation of detectors' positions than in the routine practice. The detectors, Livermore phantom and reference frame are shown in Fig. 3 (Section 3.3).

2.2. Voxel phantoms construction

CT scans of the Livermore phantoms were used to build voxel phantoms corresponding to the P0 and P4 cases. For this purpose, the left and right lungs, the bones, whole body and P4 plates were delineated with the Isogray Treatment Planning System (Isambert et al., 2007; Dosisoft, 2010). Isogray performs a mesh based 3D reconstruction of delineated organs; the mesh data were provided to the binvox² utility so that a voxel phantom was obtained. More details about a similar construction method are given in (Farah et al., 2011). Since the dimensions of the voxel model slightly disagreed with the measured dimensions of the physical phantom, a few voxel planes were added in the transverse and coronal directions so that the dimensions were finally equal.

The main characteristics of the P0 and P4 voxel phantoms are given in Table 2. For both phantoms the voxels are cubic and have a volume of 8 mm^3 , for the P4 case the total number of voxels is about 9×10^6 . As shown in Table 2 the obtained volume for lungs is not exactly the same for both voxel phantoms but the difference is small enough to be disregarded. The differences in volumes are

¹ <http://www.canberra.com/fr/pdf/produits/HP/ABACOS.pdf> (accessed February 2012).

² <http://www.cs.princeton.edu/~min/binvox/> (accessed February 2012).

Table 1
Activities of uranium isotopes for the lung sources.

	Left lung activity (Bq)	Right lung activity (Bq)
²³⁴ U	17,750	24,500
²³⁵ U	677.6	935.4
²³⁸ U	3401	4696

attributed to the differences in the contouring of the two sets of CT scan images (one image set for P0 and one for P4).

2.3. Requested simulation tasks and data provided to participants

The project was divided into three tasks but it was not mandatory for participants to take part in all of them.

The *first task* consisted of modelling the ²⁴¹Am point source measurement. Participants were asked to compute the pulse height spectrum between 7 and 64 keV using 214 energy bins, which corresponds to the experimental conditions. They were then asked to compute the counting efficiency for the 59.5 keV photopeak using the same region of interest than for the measurement. The requested units were counts/s for the spectrum and counts/s/Bq for the efficiency. A similar task was specified in the previous inter-comparison exercise (Gómez-Ros et al., 2007, 2008a,b) and it can be seen as a preparation for the second task since it helps in implementing the detector model in MC codes.

The *second task* consisted of modelling the P0 and P4 measurements. Participants were asked to compute the pulse height spectrum between 31 and 210.5 keV over 672 energy bins, the energy per channel being equal to the experimental one. They were then asked to compute the counting efficiency at 63.3, 143.8 and 185.7 keV. The first photopeak is due to ²³⁴Th and is used to assess the activity of ²³⁸U, the two other photopeaks are due to ²³⁵U and thus enable direct assessment of its activity. The requested units for the spectra and efficiencies were the same as that for task 1. Regions of interest, slightly different for the P0 and P4 cases (but as used in the experimental assessment of counting efficiency) were provided to compute efficiencies. Specifically, the participants were asked to detail the method to compute efficiency; particularly it was asked if the computed efficiencies were obtained from the simulated spectra. Indeed, with MC calculations it is not necessary to simulate all the details of the spectrum to obtain the counting efficiency at a given energy, for instance one can simulate only the requested energy in the source to save computing time or obtain better statistics. For the two tasks only the sum spectrum of the four detectors was requested.

The *third task* can be seen as an extra task. Participants were asked to carry out their own lung *in vivo* measurements and try to simulate them, participants were invited to contact the CIEMAT *in vivo* counting unit to schedule measurements or to carry out measurements in their own facility. This third task was intended to demonstrate one of the main difficulties in simulating *in vivo* counting experiments: reproducing in the simulation the relative positioning of detectors and measured subjects.

2.4. Data provided to participants

The information provided to participants consisted of a single text explaining the requested tasks and providing technical data³. It

³ The text is available on the Eurados web site (<http://www.eurados.org/>), in the menu "actions" and sub-menu "intercomparisons" (accessed February 2012). All data can be also obtained upon request to the corresponding author.

Table 2
Characteristics of the voxel phantoms provided to participants.

	P0 voxel phantom	P4 voxel phantom
Voxel phantom dimensions (number of voxels)	255 × 239 × 139	255 × 239 × 148
Left lung volume (L)	1.76	1.72
Right lung volume (L)	2.39	2.36
Body tissue volume (L)	27.54	27.62
Extra-thoracic plate volume (L)	–	4.73
Bone volume (L)	1.54	1.52

also consisted of the voxel phantom data that were provided separately.

The voxel phantoms were distributed in two formats. The first format was a single binary file containing the 3D matrix representing the phantom. The second format was a collection of ASCII files, each one defining the nature of voxels in the axial planes of the voxel model.

In the text explaining the requested tasks, apart from data described above the following information were available:

- definition of counting efficiency and indications on how to calculate it from a spectrum;
- the energy-dependent equation defining the FWHM of photopeaks;
- instructions on how to read and use the voxel phantoms;
- technical drawing of the detectors with associated materials, as already used in the previous exercise;
- technical drawing of the point source with associated materials' definition;
- definition of the materials for the voxel models, the material composition was assessed at best from a literature study (Griffith et al., 1978; Newton and White, 1978; Kramer and Hauck, 2002), data provided by the manufacturer, and preceding experience in simulation with the Livermore phantom (Pierrat, 2005).
- exact definition of the counting positions, given in a reference frame whose origin was a corner of the voxel phantom;
- values for the energy and yields of gamma ray of ²³⁴U, ²³⁰U, ²³¹Th, ^{234m}Pa, ²⁴¹Am, compiled and selected from different reference tables (Browne and Firestone, 1986; ICRP, 1983; ICRP, 2008).

The material specification for the Livermore voxel models is reproduced in Table 3.

2.5. Analysis of results

The organisers had performed the requested tasks and checked that their simulations were in a good agreement with the experimental results; it was thus expected that the agreement between efficiencies calculated by participants and the experimental

Table 3
Composition (in weight percent) and density recommended for the definition of voxel phantoms' materials.

	Lungs	Body tissue	P4 plate	Bones	Air
H	8	9.03	9.24	6.38	
C	60.8	59.37	60.73	47.2	
N	4.2	3.3	3.85	2.12	75.5
O	24.9	26.6	25.4	31.3	23.2
Ar					1.3
Ca	2.1	1.7	0.78	13	
Density (g/cm ³)	0.26	1.06	1.06	1.26	1.205 × 10 ⁻³

efficiencies would have similar agreement. The analysis of results for task 1 and 2 is based on the same method. Results of participants were classified as accepted or requiring revision.

If a reasonable agreement ($\sim 20\%$) was obtained for the efficiencies it was checked that the provided spectra were correct (in order to be sure that the provided efficiencies were not correct due to compensating errors) and the results were classified as accepted.

When several or all of the calculated efficiencies were in clear disagreement with experimental values (disagreement typically larger than $\pm 50\%$) the results were classified as demanding revisions. Some participants obtained efficiencies that seemed correct but the organisers identified that the calculation from the computed spectra could be improved, these results were also classified as requiring revision. Finally, some results were classified as requiring revision because the reported efficiencies were wrong due to inattention errors (i.e. efficiencies for the P4 case attributed to the P0 case, etc).

For results requiring revision, additional data were provided to participants. The first one consisted of a spreadsheet tutorial showing how to compute efficiency from a spectrum. The second one consisted of a personalised report. In this report one of the participant's spectra and a corresponding reference computational spectrum were plotted. Since in most cases there was only a scaling factor between the two spectra, this scaling factor was indicated in the report and it was asked to study the error leading to the scaling factor. In this report, the participant's method to compute the efficiency from a spectrum was also analysed and when it did not follow the expected method, the method provided in the tutorial.

In some cases both the spectra and the efficiency calculation method were incorrect; however, the organisers were able to trace the exact source of the error in most cases but it was not reported to the participants.

3. Results and discussion

3.1. Statistics about participants and used MC codes

Seventeen teams took part in this comparison initiative; it represented 14 institutes or companies since in 3 institutes two independent teams took part in the exercise. The 14 institutes are listed in the authors' affiliation. The ENEA did not participate but provided support for the organisation of this project. Since it was not mandatory to participate in all tasks, 15 answers were received for task 1 and 16 answers were received for task 2. For task 3, only two teams accepted to carry out their own experiment at CIEMAT and only one participant reported data from experiments carried out in his facility. As a result, only tasks 1 and 2 are discussed in this paper. To preserve anonymity each participant is hereafter defined by a letter (A to Q), which will be used in reporting the results.

Eleven participants used the MCNPX code (Pelowitz, 2005), other used codes were MCNP (Briesmeister, 1997), AMOS (Gabler et al., 2006), EGS4 in conjunction with the UCWBC code (Nelson et al., 1985; Kinase et al., 2007), MCBEND (Cowan et al., 2009), PENELOPE (Baró et al., 1995) and VMC (Hunt et al., 2003). MC codes are listed with the anonymous ID of participants in Table 4.

3.2. Point source experiment simulation (task 1)

From the 15 answers received for task 1, 8 were accepted and 7 needed revision. For the accepted results the agreement between experimental and computed efficiencies was within 3%. From the seven results needing revision it was concluded that for six of them the spectra were correct but the efficiency calculation was wrong, nevertheless this difficulty in calculating the efficiency lead to answers between 7.1×10^{-3} and 2.3×10^{-2} (supposed to be counts/

Table 4

Monte Carlo codes used by participants.

Participant ID	Used code	Participant ID	Used code
A	MCNPX 2.7a	J	MCNPX 2.6f
B	MCNPX 2.5–2.6	K	EGS4
C	MCNPX 2.7b	L	MCNP4c
D	MCNPX 2.5f	M	MCNPX 2.7b
E	MCNPX 2.6	N	MCBEND 10A
F	MCNPX 2.6d	O	MCNPX 2.6
G	PENELOPE	P	AMOS
H	MCNPX 2.6c	Q	MCNPX 2.6c
I	VMC		

s/Bq). For the last answer needing revision a scaling factor between the expected spectrum and the computed one was identified.

The accepted and corrected results, for efficiency at 59.5 keV, are shown in Table 5. Except for two participants, the agreement with the experimental efficiency is within 3%. In most cases the computed efficiency is higher than the experimental one.

A selection of computed spectra is compared with the experimental spectrum (normalised to 1 s counting time) in Fig. 1 where it can be seen that the 59.5 keV photopeak, Compton profile and back-scattered part of the spectrum are simulated with a good precision. As already discussed elsewhere (Ménard, 2004) the low-energy part of the spectrum is more difficult to simulate, this is probably mainly due to the transport of low-energy electrons and photons but also inaccuracy of material composition definition. Furthermore X-rays consist of several lines that were not simulated separately. Obtaining a better agreement for this part of the spectrum would require additional studies, which is not the purpose of the work presented here.

3.3. In vivo measurements simulation (task 2)

From the 16 answers received, 7 were accepted and 9 needed revisions. For the nine cases needing revisions, it was considered that in three cases the revisions were minor (misprint in reported results or slight improvement of the efficiency calculation needed). In the P0 case the experimental efficiency at 63.3 keV was 3.25×10^{-4} counts/s/Bq, before correction of results the received answers ranged between 1.3×10^{-6} and 7.9×10^{-1} . These values

Table 5

Comparison of experimental and simulated counting efficiencies for task 1 (modelling of 241Am point source counting).

Participant ID	Status	Efficiency @ 59.5 keV (counts/s/Bq)	Difference with experiment [%]
Experiment	–	8.13×10^{-3}	–
A	Corr.	6.72×10^{-3}	17.3
B	Acc.	8.35×10^{-3}	2.7
C	Corr.	8.20×10^{-3}	0.9
D	Acc.	8.21×10^{-3}	1.0
E	Corr.	8.16×10^{-3}	0.4
F	Corr.	8.64×10^{-3}	6.3
G	Acc.	8.27×10^{-3}	1.7
H	Acc.	8.30×10^{-3}	2.1
I	–	–	–
J	Corr.	7.90×10^{-3}	2.8
K	–	–	–
L	Acc.	8.25×10^{-3}	1.5
M	Corr.	8.26×10^{-3}	1.6
N	Corr.	8.24×10^{-3}	1.4
O	Acc.	8.34×10^{-3}	2.6
P	Corr.	8.38×10^{-3}	3.1
Q	Acc.	8.25×10^{-3}	1.5

The status "Acc." means that submitted results did not required corrections ("Corr."). Participants I and K only took part in task 2.

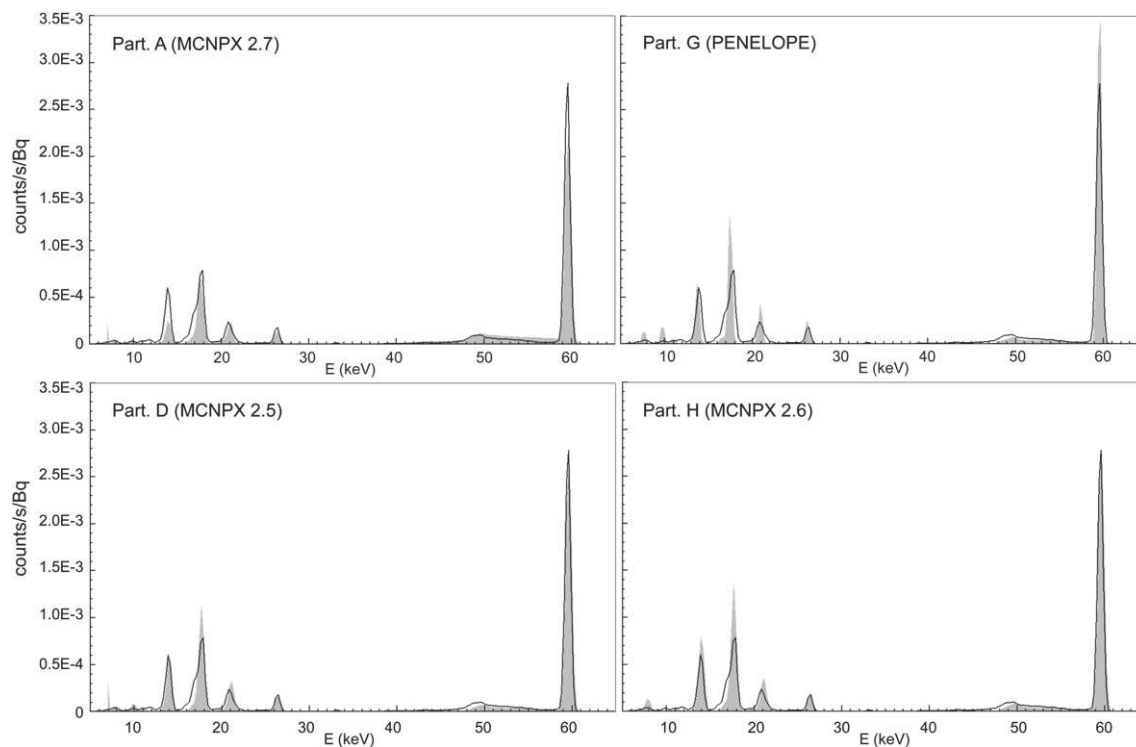


Fig. 1. Comparison of experimental (solid line) and simulated (filled area) spectra for ^{241}Am point source measurements.

were supposed to be efficiency in counts/s/Bq but, in fact, some participants misunderstood the meaning of counting efficiency or misunderstand the units provided by the Monte Carlo code they used (see Section 3.4 for more details).

The final results for the three requested efficiencies and the P0 and P4 cases are given in Table 6. From the data of Table 6 it was concluded that, for a given energy, participants have obtained about the same agreement in the P0 case as in the P4 case. Participant G who used the PENELOPE code reported that due to difficulties in defining the source the results might lack in precision for the P4 case and indeed he is the only participant whose results are significantly different between the P0 and P4 cases. The results of participant F were not reviewed by the participant but he agreed to apply the correction factor obtained during the analysis of results. Participants F and Q computed the requested spectra but did not use these spectra to calculate the efficiencies that were calculated in a more direct manner by simulating only the photopeak energy. To obtain a synthetic indicator of the agreement between calculation and experiment the average of the absolute value of participants' relative deviation was considered for all efficiencies. As illustrated in the last line of Table 6 the efficiency at 185.7 keV is usually in better agreement than that at 63.3 and 143.8 keV. Taking into account all participants and the P0 and P4 cases, the typical agreement at 185.7 keV was around 3% while it was around 7% for the other energies. These values are typical values that summarise the results but not an exact average performed over all results. At 63.3 keV underestimation of efficiency clearly dominates for the P0 and P4 cases. At 145.8 and 185.7 keV, for the P0 case overestimations of efficiency are more frequent than underestimates, and for the P4 case over- and underestimates are about the same. If calculated efficiencies are used for an activity assessment, an overestimate of efficiency will lead to an underestimate of the retained activity and thus an underestimate of the dose.

A selection of computed spectra is compared with the experimental spectra, from which the background was subtracted, in

Fig. 2. All codes reproduce well the relative heights of photopeaks and to a lesser extent the Compton scattering. In the P0 case, the Compton profile is quite well simulated for energies higher than 60 keV, for lower energies the simulation overestimates this component of the spectrum. In the P4 case the disagreement between simulated and experimental Compton components is more important, noticeable disagreements appear for energies below 100 keV, nevertheless the relative heights of main photopeaks are still well described and not too much affected by the height of the Compton components. Depending on the participants, the agreement of simulated and experimental spectra below 100 keV can be better, compare for example participants L and M in Fig. 2. Several reasons can account for these disagreements:

- more or less detailed electron transport can be used;
- uncertainties about the material composition of detectors and photons;
- the shielding of detectors is not simulated;
- small disagreement between the real and simulated volumes of lungs.

The influence of some of these parameters in the simulation has been illustrated in (Ménard, 2004).

All participants managed to implement the provided voxel phantoms in their MC codes without support from the organisers. Fig. 3 illustrates the implemented geometry in the MCBEND software.

3.4. Most frequent cause of errors and recommendation

3.4.1. Ambiguities due to the definition of tasks

In the text sent to participants, the point source activity was not given, thus computation of the experimental count rate and production of the spectrum in units of counts/s was not possible. Hopefully, most of time, participants provided results for a specified

Table 6
Comparison of experimental and simulated counting efficiencies for task 2.

Participant ID	Status	P0 case			P4 case		
		63.3 keV	143.8 keV	185.7 keV	63.3 keV	143.8 keV	185.7 keV
Experimental efficiency [counts/s/Bq]		3.25×10^{-4}	9.34×10^{-4}	4.220×10^{-3}	1.921×10^{-4}	6.07×10^{-4}	2.79×10^{-3}
Participant ID		Difference with experiment for calculated counting efficiencies ($100 \times (\text{calculated} - \text{experiment})/\text{experiment}$); %					
A	–	–	–	–	–	–	–
B	Corr.	–3.4	–3.7	–1.4	–4.7	–5.0	–1.3
C	Corr.	–6.8	6.4	–2.8	–9.9	3.9	–4.2
D	Acc.	–4.3	–4.0	–0.5	–6.3	–4.0	–2.0
E	Corr.	–13.2	1.0	1.8	–17.8	–0.2	1.2
F	Corr.	3.6	11.5	3.8	2.0	10.3	4.2
G	Acc.	–10.3	–3.2	1.4	11.5	15.5	20.5
H	Acc.	–1.6	20.3	2.8	–1.0	12.8	0.7
I	Corr.	–1.5	17.8	–0.9	0.6	13.8	–2.0
J	Corr.	–1.5	17.8	4.3	–1.1	13.6	4.1
K	Acc.	3.3	13.7	3.6	2.1	13.9	4.2
L	Acc.	0.9	1.2	4.3	–1.1	–6.3	3.0
M	Corr.	–4.3	–1.6	0.9	–6.9	–5.0	–2.2
N	Corr.	–6.0	0.0	5.6	–9.7	–3.7	3.3
O	Corr.	17.3	1.1	4.2	15.7	–7.1	1.3
P	Corr.	–6.9	–0.9	1.9	–10.2	–5.6	0.0
Q	Acc.	–7.9	–0.5	0.4	–13.1	–5.6	–1.3

The status “Acc.” means that submitted results did not required corrections (“Corr.”). Participant A only took part in task 1.

activity (1 Ci, 1 Bq, the true activity of the source for those who participated in the last exercises), and it was thus possible to compare the provided spectra, as shown in Fig. 1, where a normalisation for a 1 Bq source was applied.

In the text sent to participants the gamma rays of ^{230}Th were included, but since its half-life is 7.7×10^4 years, secular equilibrium with ^{234}U is not reached and it was not necessary to include it in the simulations. Some participants used their own database to simulate the gamma rays to be included, others used the provided data but noticed that ^{230}Th had not to be included, but some have included ^{230}Th , which results in a quite important photopeak at 67.7 keV (see participants I and K in Fig. 2).

Finally, although the counting efficiency was defined, a tutorial should have been given in the text sent to participants in order to homogenise the calculation methods.

3.4.2. Most frequent causes of errors

It is noteworthy that almost all computed spectra scaled with the experimental spectra, i.e. apart from normalisation factors the spectra were correct. This leads to two important conclusions. First, in MC calculations the source term was correctly described, that is to say that the relative importance of gamma rays corresponded to the physical reality and it means that the activities of uranium isotopes and their short-life daughters were correctly taken into account to weigh the gamma rays in the source term. Second, the scaling factor problem reveals difficulties in understanding the units provided by the MC codes. Indeed, the scaling factors identified during the first analysis showed that instead of calculating the spectrum corresponding to 1 s counting for the specified lung activities some participants have calculated:

- the spectrum corresponding to 1 s of counting for a 1 Bq source;
- the spectrum corresponding to 1 s of counting for a source emitting 1 photon/s;
- the spectrum corresponding to 1 s of counting for a source emitting the inverse of the photon emission rate.

Other participants normalised the calculated spectrum by the energy bin width or its inverse; others tried to introduce the number of simulated particles in their normalisation.

When such errors were made the calculated efficiencies are different from the measured one by orders of magnitude. If one has experience in the field of *in vivo* monitoring the calculated values are so different from laboratory practice that the error can be detected. However, the participants were not always directly involved in routine *in vivo* monitoring and thus not familiar with the expected counting efficiencies. It is noteworthy that most of teams involved in routine measurements have directly provided correct results.

3.4.3. Recommendations

The recommendations given here are mostly dedicated for the MCNP or MCNPX codes but are general enough to be extended to other codes.

It is needed to define a discrete probability density function for the energy of emitted gamma rays. For a gamma ray at energy E_i , the emitted photon flux (number of gammas/s) depends on the yield, $y(E_i)$ (number of emitted gamma per nuclear transition) and on the activity, $A(E_i)$ (in Bq):

$$\varphi(E_i) = y(E_i)A(E_i).$$

In the case where several radionuclides have gamma emission at the same energy or at very close energy a sum must be performed over radionuclides. In the case of the simulated experiment, the activity for the daughter radionuclide is the parent's one.

The total photon flux is simply:

$$\varphi = \sum_i \varphi(E_i)$$

and gives the total number of photon emitted by the specified source during 1 s.

To build the probability distribution one simply attributes the probability p_i to the energy E_i with:

$$p_i = \frac{\varphi_i(E_i)}{\varphi}.$$

The probability distribution for enriched uranium has been explicitly given by participant L to explain its calculation and is reproduced here in Table 7 (for readability the sum of probability is normalised to 100). The total photon flux, taking into account the

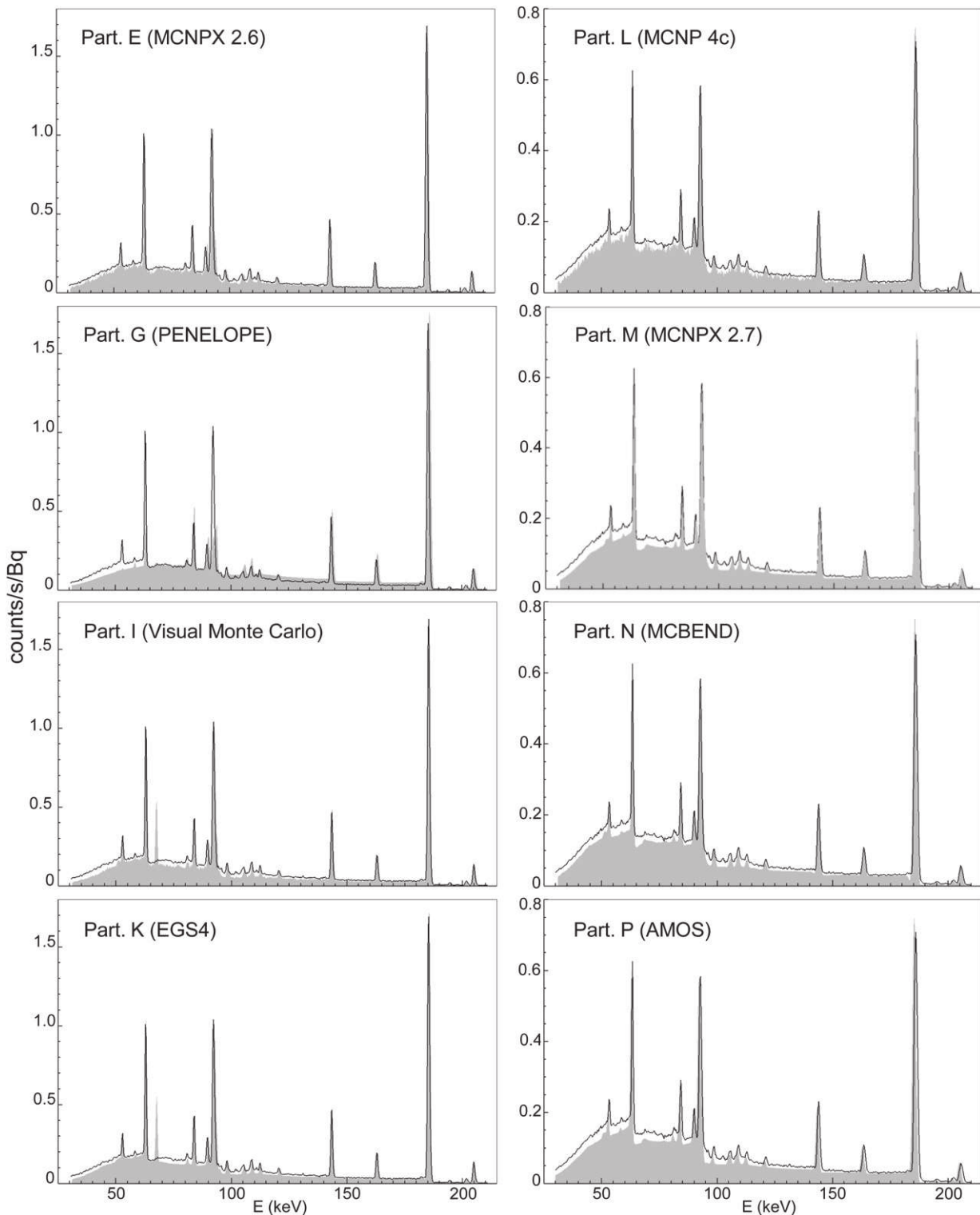


Fig. 2. Comparison of experimental (solid line) and simulated (filled area) spectra for *in vivo* measurements, on left side P0 case, on right side P4 case.

$^{234,231}\text{Th}$ and $^{234\text{m}}\text{Pa}$ is 2796 gamma/s, it is equivalent to 5.38×10^{-2} photon/s for 1 Bq of enriched uranium, taking into account the three isotopes listed in Table 1.

Once the probabilities for emission have been defined, one needs to normalise the output of the MC calculations to correspond to the requested physical units. Monte Carlo codes normalise their results to one emitted particle so that the result is independent of the number

of simulated particles. For a source with only gammas, the MCNPX F8 tally (pulse height tally) gives the number of events in the energy bins for one emitted gamma. If the F8 tally is multiplied by ϕ , the number of events for 1 s is obtained. If one further multiplies by the counting time the number of events during the counting time is simulated.

The definition of a complete source enables to obtain the full spectrum that can be processed like an experimental spectrum to

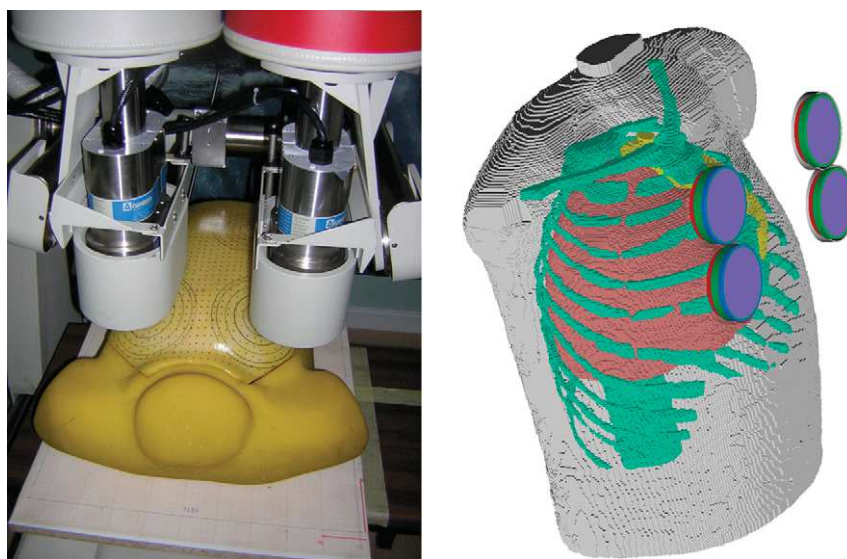


Fig. 3. Picture of the experiment showing the Germanium detectors, the Livermore phantom with the PO plate and the reference frame to report positions (left), voxel model of the phantom with detectors as provided by the MCBEND/Visual Workshop software (the detector shielding is not simulated).

deduce the counting efficiency at a given energy. However this method might not be the most suitable for efficiency calculation. Indeed, only one energy can be simulated and one thus obtains the number of events in the photopeak for one gamma emitted at the given energy. In MCNPX the number provided by the F8 tally in the energy bin of interest is thus the efficiency in units of counts per emitted gamma. Multiplying this number by the yield of the gamma ray gives the efficiency in units of counts/s/Bq. The advantage of such a method is the simplification of the source definition, the simplification of the output processing and the use of all of the simulated particles at a given energy, which gives a more reliable result than if the same number of particles had been used to simulate several gamma rays. This method meets the experimental practice since during the experimental processing of the spectrum the contribution of the Compton scattering is subtracted. Furthermore, it is not necessary to simulate the energy broadening since in the experiment the region of interest is chosen to take into account all the counts in the photopeak. Only participants G and Q calculated efficiencies using this method, and despite the spectrum provided by participant G is not satisfactory around 63 keV the calculated efficiency at 63.3 keV is in rather good agreement with experimental values.

Table 7
Recommended source definition for simulation of enriched uranium.

Energy (keV)	Radionuclide	Probability (%)	Energy (keV)	Radionuclide	Probability (%)
90.33	^{235}U	2.06	25.64	^{231}Th (^{235}U)	8.36
93.79	^{235}U	3.33	58.57	^{231}Th (^{235}U)	0.28
96.09	^{235}U	0.05	81.23	^{231}Th (^{235}U)	0.51
105.28	^{235}U	0.38	84.2	^{231}Th (^{235}U)	3.81
106.7	^{235}U	0.74	89.95	^{231}Th (^{235}U)	0.54
109.16	^{235}U	1.08	53.2	^{234}U	1.86
143.76	^{235}U	6.32	120.9	^{234}U	0.6
163.33	^{235}U	2.93	63.29	^{234}Th (^{238}U)	11.9
182.61	^{235}U	0.2	92.38	^{234}Th (^{238}U)	7.9
185.72	^{235}U	32.99	92.8	^{234}Th (^{238}U)	7.79
194.94	^{235}U	0.36	98.4	^{234}Th (^{238}U)	0.69
202.11	^{235}U	0.62	112.81	^{234}Th (^{238}U)	0.67
205.31	^{235}U	2.89	95.06	$^{234\text{m}}\text{Pa}$ (^{238}U)	0.43
			98.93	$^{234\text{m}}\text{Pa}$ (^{238}U)	0.69

3.5. Extra work performed by some participants

Only two participants contacted CIEMAT to carry out task 3 and took advantage of their visit to achieve experiments outside the scope of this paper. Participant H conducted task 3 with his own *in vivo* facility and had to carry out the full validation of the counting system modelling. As a result task 3 was not successful and no general conclusion can be given regarding the simulation of counting positions difficult to reproduce with accuracy. Nevertheless some participants performed extra work and provided noteworthy results, which might be presented in future separate communications.

Participant G has explored the advantages and drawbacks of using PENELOPE and Peneasy and MCNPX. When voxel phantoms are used, the default version of Peneasy cannot handle enough different materials, nevertheless with some modifications similar results are obtained than with other codes.

Participant F used home made tools to exchange the lungs of the P0 and P4 voxel phantoms because they did not have exactly the same volumes (see Table 2). Efficiencies calculated with the different voxel lungs were in agreement within 2%.

Participant H decided to benchmark his simulation method thanks to experiments carried out with his detectors. Namely, measurements with a point source and a Livermore phantom were carried out and simulated. As a result, participant H was sure to simulate the requested quantities and his results accepted without corrections.

Participants B and Q investigated the possible effect of the beta spectrum of $^{234\text{m}}\text{Pa}$. It was shown that through Bremsstrahlung photons a signal can be induced in the detector, it results in a small contribution with a peak around 50 keV. At this energy the contribution due to $^{234\text{m}}\text{Pa}$ could account at maximum for 5% of the signal. Since only two participants investigated this topic the provided results could not be checked, however if this result was confirmed it could, to some extent, explain the difference between simulated and experimental spectra around 50 keV.

4. Conclusions

The goal of this work was to simulate *in vivo* measurements of enriched uranium in the lungs of a thoracic phantom. Reference

measurements were carried out at the CIEMAT *in vivo* counting facility and then detector models, voxel phantoms and all relevant data needed for the simulation were provided to the participants. All the participants managed to implement voxel phantoms in their Monte Carlo, most of time without difficulty. Although a large number of voxels were used in this problem, no memory management problems were reported.

About half of the participants managed to simulate the spectra and counting efficiencies of the *in vivo* measurements without support from the organisers or only had to apply minor corrections. For other participants the spectra were correct up to a scaling factor that can be explained by misunderstanding of the output units of MC codes, or ambiguities in the directive provided by organisers, or inexperience in the field of *in vivo* counting. After analysis of results and corrections applied by participants, the typical agreement of experimental and counting efficiencies was around 5%.

Since application of routine calibration factors, obtained with physical phantoms, but used for the activity assessment of monitored people can result in uncertainty far larger than 5% it might be interesting in some special cases to use numerical calibration for *in vivo* measurements. However, as shown in this paper, careful benchmarking of the simulation must be performed. Before applying a numerical calibration factor, simple and well-defined experiments should be simulated in order to test the simulation methods.

Voxel phantoms are nowadays used in different fields such as nuclear medicine, radiotherapy and radiological protection. Most of time, they are used to calculate quantities that cannot be measured. However, as far as possible, simple experiments should be designed in order to assess the validity of the simulations, as highlighted in this study where measurements were available.

Acknowledgement

The organisers thank Begonia Pérez López and Juan Francisco Navarro Amaro for efficient and enthusiastic support during the measurements at CIEMAT.

References

- Baró, J., Sempau, J., Fernández-Varea, J.M., Salvat, F., 1995. PENELOPE: an algorithm for Monte Carlo simulation of the penetration and energy loss of electrons and positrons in matter. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B* 100 (1), 31–46.
- Briesmeister, J.F., 1997. MCNP – A general Monte Carlo N-particle Transport Code Version 4B. Oak Ridge National Laboratory Report.
- Broggio, D., Janeczko, J., Lamart, S., Blanchardon, E., Borisov, N., Molokanov, A., Yatsenko, V., Franck, D., 2009. New method based on Monte Carlo calculation and voxelized phantoms for realistic internal dosimetry: application to a complex and old actinide contamination. *Nuclear Technology* 168 (3), 824–831.
- Browne, E., Firestone, R.B., 1986. *Table of Radioactive Isotopes*. Wiley, New York.
- Cowan, P., Dobson, G., Wright, G., Cooper, A., 2009. Recent developments to the Monte Carlo code MCBEND. *Nuclear Technology* 168 (3), 780–784.
- de Carlan, L., Aubineau-Lanièce, I., Lemosquet, A., Borisov, N., Jourdain, J.R., Jeanbourquin, D., Le Guen, B., Franck, D., 2003. Application of new imaging and calculation techniques to activity and dose assessment in the case of a ¹⁰⁶Ru contaminated wound. *Radiation Protection Dosimetry* 105 (1–4), 219–223.
- Dosisoft, 2010. <<http://www.dosisoft.com/english/index.html>> (accessed July 2011).
- Farah, J., Broggio, D., Franck, D., 2011. Examples of mesh and nurbs modelling for *in vivo* lung counting studies. *Radiation Protection Dosimetry* 144 (1–4), 344–348.
- Franck, D., Laval, L., Borisov, N., Guillerme, P., Bordy, J.M., 2001. Development of voxelized numerical phantoms using MCNP Monte Carlo code: application to *in vivo* measurement. *Radioprotection* 36 (1), 77–86.
- Gabler, D., Henniger, J., Reichelt, U., 2006. AMOS – an effective tool for adjoint Monte Carlo photon transport. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section B* 251 (2), 326–332.
- Gómez-Ros, J.M., de Carlan, L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., López, M.A., Moraleda, M., Zankl, M., 2007. Monte Carlo modelling for *in vivo* measurements of americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison. *Radiation Protection Dosimetry* 127 (1–4), 245–248.
- Gómez-Ros, J.M., De Carlan, L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., López, M.A., Moraleda, M., Zankl, M., 2008a. Analysis of a computational problem involving complex voxel geometries. *Radiation Protection Dosimetry* 131 (1), 24–27.
- Gómez-Ros, J.M., de Carlan, L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., López, M.A., Moraleda, M., Zankl, M., Badal, A., Capello, K., Cowan, P., Ferrari, P., Heide, B., Henniger, J., Hooley, V., Hunt, J., Kinase, S., Kramer, G.H., Löhnert, D., Lucas, S., Nuttens, V., Packer, L.W., Reichelt, U., Vrba, T., Sempau, J., Zhang, B., 2008b. Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison. *Radiation Measurements* 43 (2–6), 510–515.
- Griffith, R.V., Dean, P.N., Anderson, A.L., Fisher, J.C., 1978. A tissue-equivalent torso phantom for intercomparison of in-vivo transuranic-nuclide facilities. In: *Proceedings of an IAEA Conference on Advances in radiation monitoring*. IAEA, Vienna, pp. 493–503. IAEA-SM-229/56.
- Hunt, J.G., Dantas, B.M., Lucena, E., 1998. Calibration of an *in vivo* measurement system using a voxel phantom. *Radiation Protection Dosimetry* 79 (1–4), 425–427.
- Hunt, J.G., Malátová, I., Foltánová, S., 1999. Calculation and measurement of calibration factors for bone surface seeking low energy gamma emitters and determination of ²⁴¹Am activity in a real case of internal contamination. *Radiation Protection Dosimetry* 82 (3), 215–218.
- Hunt, J.G., Dantas, B.M., Lourenço, M.C., Azeredo, A.M.G., 2003. Voxel phantoms and Monte Carlo methods applied to *in vivo* measurements for simultaneous ²⁴¹Am contamination in four body regions. *Radiation Protection Dosimetry* 105 (1–4), 549–552.
- ICRP, 1983. *Radionuclide Transformations – Energy and Intensity of Emissions*, ICRP Publication 38. In: *Annals of ICRP*, 11–13. ICRP.
- ICRP, 1997. *Individual Monitoring for Internal Exposure of Workers*, ICRP Publication 78. In: *Annals of ICRP*, 27. ICRP. 3–4.
- ICRP, 2008. *Nuclear Decay Data for Dosimetric Calculations*, ICRP Publication 107. In: *Annals of ICRP*, 38 (3). ICRP.
- ICRU, 2003. *ICRU Report 69: direct determination of the body content of radionuclides*. *Journal of the ICRU* 3 (1).
- Isambert, A., Beaudré, A., Ferreira, I., Lefkopoulou, D., 2007. Quality assurance of a virtual simulation software: application to IMago and SIMago (ISOgrayTM) (Assurance qualité d'un logiciel de simulation virtuelle: application à IMago et SIMago (ISOgrayTM)). *Cancer/Radiothérapie* 11 (4), 178–187.
- Kinase, S., Takagi, S., Noguchi, H., Saito, K., 2007. Application of voxel phantoms and Monte Carlo method to whole-body counter calibration. *Radiation Protection Dosimetry* 125, 189–193.
- Kramer, G.H., Hauck, B.M., 2002. Comparison of the 1st, 2nd and 3rd generation Lawrence Livermore National Laboratory Torso phantoms. *Radiation Protection Dosimetry* 102 (4), 323–332.
- Lamart, S., Blanchardon, E., Molokanov, A., Kramer, G.H., Broggio, D., Franck, D., 2009. Study of the influence of radionuclide biokinetics on the efficiency of *in vivo* counting using Monte Carlo simulation. *Health Physics* 96 (5), 558–567.
- Lopez Ponte, M.A., Bravo, T.N., 2000. A low energy Germanium detector system for lung counting at the WBC facility of CIEMAT. *Radiation Protection Dosimetry* 89 (3–4), 221–227.
- Lopez, M.A., Balásházy, I., Bérard, P., Blanchardon, E., Breustedt, B., Broggio, D., Castellani, C.M., Franck, D., Giussani, A., Hurtgen, C., James, A.C., Klein, W., Kramer, G.H., Li, W.B., Marsh, J.W., Malatova, I., Nosske, D., Oeh, U., Pan, G., Puncher, M., Telles, P.T., Schimmelpfeng, J., Vrba, T., 2011. Eurados coordinated action on research, quality assurance and training of internal dose assessments. *Radiation Protection Dosimetry* 144 (1–4), 349–352.
- Malátová, I., Vrba, T., Bečková, V., Pospíšilová, H., 2010. Twelve years of follow up of cases with old ²⁴¹Am internal contamination. *Health Physics* 99 (4), 495–502.
- Ménard, S., 2004. Summary of the P7 problem: peak efficiencies and pulse height distribution of a photon Ge spectrometer in the energy range below 1 MeV. In: Gualdrini, G., Ferrari, P. (Eds.), *Intercomparison on the Usage of Computational Codes in Radiation Dosimetry*. ENEA, Italy, pp. 289–303.
- Newton, D., White, D.R., 1978. Attenuation of 13–20 keV photons in tissue substitutes and their validity for calibration purposes in the assessment of plutonium in lungs. *Health Physics* 35 (5), 699–703.
- Nelson, W.R., Hirayama, H., Rogers, D.W.O., 1985. *The EGS4 Code System*. SLAC-265 (1985).
- Pelowitz, D., 2005. *MCNPX User's Manual*. Los Alamos National Laboratory Report, LA-CP-05-0368.
- Pierrat, N., 2005. Application des fantômes numériques voxelisés associés au code de Monte Carlo MCNP à la mesure in vivo réaliste des actinides dans les poumons et les plaies contaminées. Thesis, Université Paris XI, Faculté de Médecine Paris-Sud.

HEAD CALIBRATION PHANTOMS FOR ACTINIDES: MEASUREMENTS AND SIMULATIONS

T. Vrba*

Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering, Czech Technical University in Prague, Brehova 7, 11519 Prague, Czech Republic

*Corresponding author: tomas.vrba@fjfi.cvut.cz

The paper deals with the physical skull phantoms Bundesinstitut fuer Strahlenschutz and BPAM-001, which are used in order to calibrate *in vivo* detection systems for estimation of ^{241}Am activity in the skeleton. Their voxel models were made and used in the Monte Carlo simulations. The results of the simulation were compared with measurements and reasonable agreement was observed. Several aspects such as materials and source distributions used in the models were discussed.

INTRODUCTION

Detection systems for *in vivo* measurement of radionuclides incorporated in a human body have to be calibrated in order to provide quantitative results. Physical calibration phantoms were used for such a task in the past, however their production is rather complicated and the phantoms have many limitations. Application of the mathematical phantoms together with particle transport codes based on the Monte Carlo (MC) method is an alternative way⁽¹⁾. The use of the MC approach to calibration has many advantages, but requires benchmarking with the measurements.

Four different physical head calibration phantoms with ^{241}Am activity have been used at the National Radiation Protection Institute in Prague (NRPI) in the past. Their efficiencies for energy of 59.6 keV differ by a factor of 2, from 0.0055 to 0.122 counts per emitted photon⁽²⁾. At least two of these phantoms: Bundesinstitut fuer Strahlenschutz (BfS) and BPAM-001 were used in other laboratories^(3, 4) for calibration purposes too.

Simulations with a voxel phantom of a human head, based on a CT scan of a real person, were performed in order to find out the most reliable calibration. Results from the simulations with the voxel phantom were compared with the efficiencies obtained from the physical phantoms and significant differences were observed⁽⁵⁾. Discrepancies found were explained indirectly, i.e., without a comparison of the detection efficiencies of the physical phantoms and the ones calculated from the simulations with mathematical models. The present paper tries, by direct comparison, to examine a previously written hypothesis, that observed disagreement in efficiency is caused by activity distribution and imperfect construction of the physical phantoms.

MATERIALS AND METHODS

Phantoms

The comparison deals with two phantoms. The first, from the BfS, was labelled artificially with ^{241}Am on the inner and outer surfaces of the skull⁽⁶⁾. The second, BPAM-001, was borrowed from the United States Uranium and Trans-Uranium Registry (USTUR) and contains half of the skull of a donor (USTUR case No. 102)⁽⁷⁾. Their models, i.e. voxel phantoms, were based on CT studies⁽⁸⁾ of the physical phantoms and the segmentation process was as follows: raw selection of the different tissues was done by the threshold function. Application of morphologic operators and manual correction produce the final set of images, which were transformed into an MCNPX input file by a program written in Matlab (developed by MathWorksTM). Figure 1 displays the inner filling of the segmented phantoms.

The model of the BfS phantom has $234 \times 173 \times 137$ voxels with dimensions $0.78 \times 0.78 \times 1.5$ mm. Different attenuation of paraffin wax (soft tissue substitute in BfS) was simulated by the changes of its density in the model. The model of the BPAM-001 has $228 \times 204 \times 186$ voxels with size $0.95 \times 0.95 \times 1.25$ mm. There are two types of bone tissue in the phantom: hard (compact) and soft. The hard and soft bone in the phantom model can be understood as cortical and trabecular parts of the skull, but the anatomical accuracy is limited because differentiation was based mainly on attenuation of the CT study. Soft tissue of the phantom was divided into three regions according to attenuation.

The different voxel sizes of the models reflects resolution of the original CT studies. Tissue compositions and densities are based on available data or generally accepted values^(6, 7) and are summarised in Table 1.

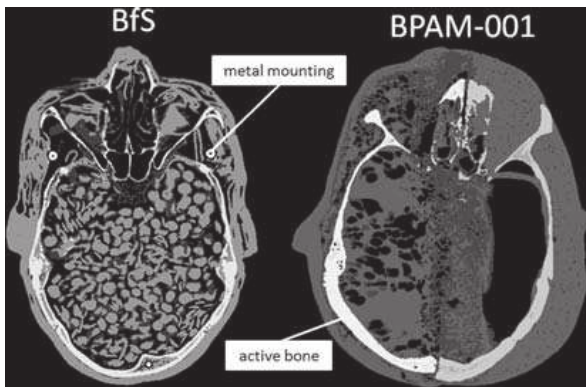


Figure 1. Segmented slice of the phantoms.

Table 1. Tissue density and composition in mass fractions used in simulations.

Element	BPAM-001			BfS	
	Soft tissue	Hard bone ^a	Soft bone ^a	Bone tissue	Paraffin wax
H	0.090	0.074	0.034	0.050	0.150
C	0.594	0.302	0.155	0.212	0.850
N	0.033	0.037	0.042	0.040	
O	0.266	0.438	0.435	0.435	
Ca	0.017	0.098	0.225	0.176	
P		0.045	0.103	0.081	
Na		0.001	0.001	0.001	
Mg			0.002	0.002	
S		0.002	0.003	0.003	
Cl		0.001			
K		0.001			
Fe		0.001			
Density (g cm ⁻³)	0.60 ^b				0.87
	1.00	1.29	1.62	1.7	
	1.27 ^b				0.44 ^b

^aBone class based on attenuation from the CT study.

^bUsed in order to reflect different tissue attenuation in the CT study.

Detectors

Four low-energy germanium detectors of different size and construction were used. Their models were based on the information from the manufacturer and real measurement data. Basic characteristics of the detectors are in Table 2. Inactive layers of detectors 13 and 20 were estimated via measurements with the point sources (²¹⁰Pb and ²⁴¹Am) emitting at least one photon in the low-energy region (up to 20 keV) and one in a region where inactive layer thickness has a marginal effect on detection efficiency. Net peak area ratios of low to high photon energy were calculated and the same set of the values were sought iteratively

Table 2. Basic detectors parameters.

Parameter	Detector number			
	36	35	20	13
Window material	Be	C ^a	C ^a	C ^a
Window thickness (mm)	0.5	0.76	0.5	0.5
Inactive layer (μm)	0.3	0.3	6 ^b	6 ^b
Crystal diameter (mm)	70.5	69.8	50.5	50.5
Window to crystal distance (mm)	4	4	5	5
Height of crystal (mm)	32.5	30.5	20	15

^aCarbon-epoxy composite.

^bEstimated experimentally.

in MC simulations while the inactive layer thickness was modified. The reliability of all models, even those with a known inactive layer, was set against a point source calibration.

Geometries of the measurement and simulations

There are two set-ups for the measurement of the skull activity. The older one, used in the past for BPAM-001, places two detectors with an active area of 2000 mm², each at a distance of 3 cm from the temporal bones⁽²⁾. A new set-up is more complex and adds another two detectors with active areas of 3903 and 3826 mm² ~1 cm from the crown of the head and the forehead. Both set-ups are depicted in Figure 2.

The simulations were performed in MCNPX version 2.6. Primary particles used in simulations were monoenergetic photons with energy of 59.6 keV (²⁴¹Am), because detection efficiencies for this energy were known from the measurements performed in NRPI^(2, 9). Other particles from ²⁴¹Am decay were omitted because they were not used for calibration purposes in NRPI. Default transport parameters for photons, i.e. detailed model, and the standard electron straggling algorithm were used. Gaussian energy broadening was not used in order to keep evaluation transparent, i.e. just histories from the 59.6-keV bin were taken in account. The border voxels of the bone tissue were sources of the photons in simulations with the BfS phantom model. Three different tissues were assumed and used as a homogenous source of photons in the model of BPAM-001: hard bone, soft bone and total bone tissue.

RESULTS

Results of the simulations are compared with the measurements in Tables 3 and 4. The maximal difference of the simulation to measurement is <7 %.

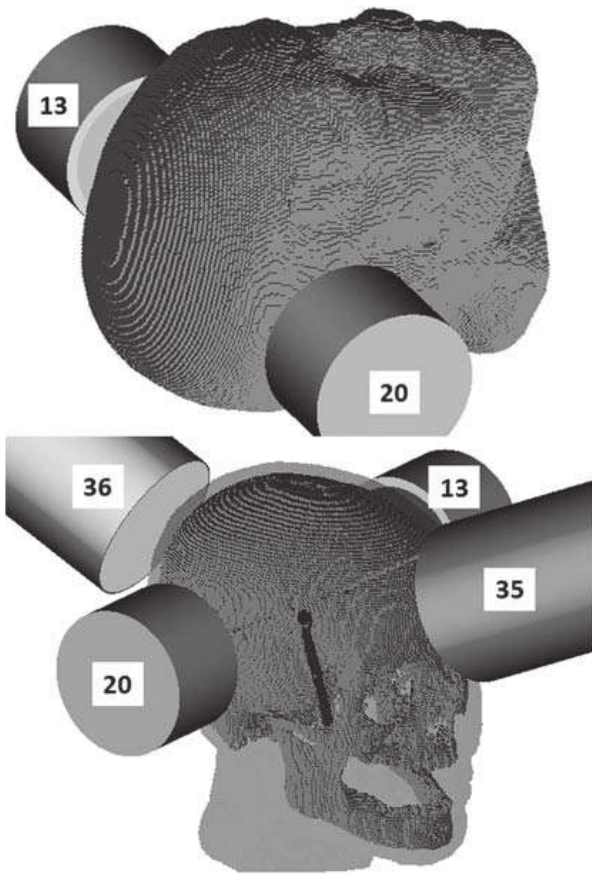


Figure 2. Measurement geometry: old setup with two detectors (top), new setup with four detectors and BfS voxel phantom (bottom). Numerical labels refer to detector numbers in Table 1.

DISCUSSION

There are some issues more or less questionable. The first such issue is composition of the physical phantoms. There is quite limited information on BfS. Owing to CT resolution and phantom construction (cranial cavity is filled with lens-like objects) there are many soft tissue voxels not totally filled. Two densities of the paraffin wax were used in order to simulate the effect. Composition of the wax was based on the general formula (H₄₂ C₂₀). A material used as a replacement of the soft tissue in BPAM-001 is also quite inhomogeneous. There are even larger differences in Hounsfield units (HUs), ranged from 400 to 1400; thus the filling was divided into three groups. The material modelling based on HU is not precise, because verified calibration of the HU scale for the studies is not available. On the other hand, the effect of soft tissue density, which is somewhat equivalent to the change of composition, on detection efficiency was studied. Soft tissue density variation within ± 10 % used in the simulations affects detection efficiency approximately by ± 4 %.

Table 3. Results for the BfS phantom.

Efficiency ^a	Detector number				Total
	13	20	35	36	
Measured ⁽⁹⁾	0.0067	0.0064	0.0124	0.0158	0.0420
Calculated	0.0066	0.0064	0.0126	0.0157	0.0414
Ratio ^b	0.99	1.01	1.02	0.99	0.99

^aCounts per emitted photon at 59.6 keV.

^bCalculated to measured.

Table 4. Results for phantom BPAM-001.

Data type	Source	Total efficiency (counts per emitted photon at 59.6 keV)
Measured	Real distribution	0.0055 ^a
Calculated	All bone volume	0.0059
Calculated	Hard bone volume	0.0061
Calculated	Soft bone volume	0.0051
Ratio ^b		1.065

^aPublished in Malatova and Foltanova⁽²⁾.

^bCalculated with the source in all bone volume to measured.

A more serious issue is activity distribution in the phantoms. The situation for BfS is a little bit easier; however, there is no information if the mandible was labelled too. On the other hand, the homogeneousness of the activity distribution is given by the production method and has been proved experimentally⁽¹⁰⁾.

Serious uncertainty is connected with the BPAM-001. The phantom data sheet states that phantom activity distribution can differ from fresh activity distribution due to the long time since intake (25 y prior to death of the subject) and bone remodelling. The data sheet mentions inhomogeneous distribution in the phantom too.

Use of homogeneous activity distribution in the whole bone volume for BPAM-001, presented in the paper, stands on the following basis. Phantoms labelled artificially on inner and outer surfaces of the skull give ~20 % higher detection efficiencies than those with a homogeneous distribution in all bone volume⁽⁵⁾. Size of BPAM-001 head phantom is close to the UCIN (University of Cincinnati) skull phantom⁽¹¹⁾, but the efficiencies of BPAM-001 is ~20 % less than for the UCIN skull phantom⁽²⁾. Thus, it can imply that ²⁴¹Am activity distribution in BPAM-001 is not of the same type as for UCIN or BfS, which were manufactured in a similar way (labelling on skull surface). Moreover, the paper by Roessler *et al.*⁽¹²⁾ provides microdistribution of the ²⁴¹Am for the USTUR case No. 102 whose bones were used in

the BPAM-001 phantom set. Activity per wet tissue mass is 0.83 Bq g^{-1} for the occipital, parietal and a major part of the frontal bone; 0.78 Bq g^{-1} for the temporal bone, maxilla and portion of frontal bone and 0.55 Bq g^{-1} for the mandible. Activity concentration variance in the skull bones exists, but is rather insignificant for most of them, except for the mandible.

The mandible represents $\sim 9\%$ of the skull mass and is quite distanced from the detectors in both setups shown in Figure 2. Detection efficiency was changed approximately by 1% when the lower activity of the mandible was simulated in a calculation with the voxel phantom. Thus, lower activity in the mandible can decrease the detection efficiency minimally. Given facts and uncertainty of detectors placement, which account for typically $\sim 10\%$, lead to opinion that homogeneous activity distribution in the bone volume is a reasonable approximation of the rather complex and not exactly known distribution in BPAM-001.

CONCLUSION

MC simulations with two voxel models of the physical calibration phantoms provided detection efficiencies close to those obtained from the measurements. The maximal difference between measurements and simulations was $< 7\%$. The observed result can be interpreted as a good agreement, because measurements and simulations are affected by many sources of uncertainty, namely detector position reproducibility.

In conclusion, new results support the previous hypothesis that difference in the efficiency of the head voxel phantom based on real person and physical calibration phantoms (namely BfS and BPAM-001) is due to imperfect construction and activity distribution of the physical phantoms. Homogeneous distribution in the bone volume seems to be a reasonable approximation of that in BPAM-001 when an arrangement of two detectors was used. The general assumption on homogeneous distribution of americium activity in the bone volume of the skull is a conservative approach and thus will not underestimate the true activity at times long after the intake.

Additionally, the usage of BPAM-001 and BfS head phantoms for calibration purposes is not optimal, because their imperfect filling introduces a bias which leads to underestimation of the real activity in the skull.

Finally, two voxel models of the real skull phantoms were developed and are available to anyone on request.

ACKNOWLEDGEMENTS

The author thanks Karl König from BfS, and Dr Werner Rühm and Vladimir Mares from The

Helmholtz Zentrum München for lending and transport of the BfS phantom. They also thank Matej Navratil from The Faculty Hospital Na Bulovce for help in obtaining of the CT study of the BfS phantom. Their special thanks to Dr Anthony C. James from the United States Uranium and Trans-Uranium Registry for sharing CT studies of the whole phantom set.

FUNDING

This project has been supported by the research plan of the Ministry of Education, Youth and Sports of the Czech Republic No. MSM 6840770040.

REFERENCES

- Gomez-Ros, J. M., de Carlan, L. and Franck, D. *et al.* Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison. *Radiat. Meas.* **43**(2–6), 510–515 (2008).
- Malatova, I. and Foltanova, J. *Uncertainty of the estimation of ^{241}Am content of the human body.* *Radiat. Prot. Dosim.* **89**(3–4), 295–299 (2000).
- Truckenbrodt, R. *et al.* Application of recent ICRP models to estimate intake and dose from in vivo and excretion measurements of a single ^{241}Am inhalation case. *Radiat. Prot. Dosim.* **89**(3–4), 287–293 (2000).
- Kathren, R. L., Lynch, T. P. and Traub, R. J. *Six-year follow-up of an acute ^{241}Am inhalation intake.* *Health Phys.* **84**(5), 576–581 (2003).
- Vrba, T. *Development and application of anthropomorphic voxel phantom of the head for in vivo measurement.* *Radiat. Prot. Dosim.* **127**(1–4), 201–204 (2007).
- Laurer, G. Letter to W. Burkhart from 8th April 1993. New York University Medical Center. Laboratory for Radiation Studies (1993).
- Hickman, D. P. and Cohen, N. *Reconstruction of a human skull calibration phantom using bone sections from an ^{241}Am exposure case.* *Health Phys.* **55**(1), 59–65 (1988).
- Tabatadze, G., Brey, R. R., James, A. C. and Neba, N. R. *USTUR case 0102 voxel phantom for external radiation detector response simulation.* 53rd Annual Meeting of the Health Physics Society, Pittsburgh, PA, July 13–17 (2008).
- Pfeiferova, V. Personal communication. National Radiation Protection Institute in Prague (2010).
- Rühm, W., König, K. and Malatovava, I. *et al.* Intercomparison exercise for the determination of ^{241}Am in the human skeleton. *Radiat. Prot. Dosim.* **79**(1–4), 517–521 (1998).
- Spitz, H. and Lodwick, J. *Design, fabrication and evaluation of a new calibration phantom for in vivo measurement of bone-seeking radionuclides.* *Radiat. Prot. Dosim.* **89**, 275–282 (2000).
- Roessler, G. S. and Magura, B. *The US transuranium registry report on the ^{241}Am content of a whole body.* *Health Phys.* **49**(4), 565–612 (1985).

RESULTS OF AN INTERNAL DOSE ASSESSMENT INTERCOMPARISON EXERCISE AFTER A EURADOS/IAEA TRAINING COURSE

C.-M. Castellani^{1,*}, M. A. Lopez², A. Luciani¹, J. W. Marsh³, T. Vrba⁴ and R. Cruz-Suarez⁵

¹ENEA, Radiation Protection Institute, Via dei Colli 16, 40136 Bologna, Italy

²Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT, Avda Complutense 22, 28040 Madrid, Spain

³Radiation Protection Division, HPA, Chilton, Didcot, Oxon OX11 0RQ, Oxford, UK

⁴Czech Technical University in Prague, Brehova 7, 11519, Praha 1, Czech Republic

⁵IAEA, Wagramerstrasse 5, PO Box 100, A-1400 Vienna, Austria

*Corresponding author: carlomaria.castellani@enea.it

A training course named 'European Radiation Dosimetry Group/International Atomic Energy Agency Advanced Training Course on Internal Dose Assessment' was held in Czech Technical University in Prague from 2 to 6 February 2009. The course, jointly organised by the two organisations, had the aim of providing guidance on the application of IDEAS guidelines and of disseminating the results of EC CONRAD Project in relation to internal dosimetry (Work Package 5). At the end of the course a dose assessment exercise was proposed to participants. Four artificial cases, named exercises left to participants, were used to check the capabilities of application of the IDEAS guidelines, gained by participants during the event. The participants had to use both hand calculations and dedicated software, in limited time (7 h). Forty per cent of participants had solved all four cases in the allotted time. The results of the dose assessment were analysed to gain experience in types of errors assessors may make during the evaluations. The result of this intercomparison exercise was promising: half of the results in each case were equal to the 'reference evaluation estimate', which was obtained by applying the guidelines correctly.

INTRODUCTION

At the end of the 'European Radiation Dosimetry Group/International Atomic Energy Agency Advanced Training Course on Internal Dose Assessment' performed in the Czech Technical University in Prague (Czech Republic) from 2 to 6 February 2009, a dose assessment exercise was proposed to participants. Four artificial cases, named exercises left to participants (ELP), were used to check the skills and knowledge of the participants in applying the IDEAS guidelines⁽¹⁾ to assess cases. Different characteristics were introduced in the case descriptions:

- routine (ELP1 for ¹²⁵I repeated measurements) and special monitoring (other ELP exercises),
- mixture of radionuclides, and measurements on reference radionuclide (ELP2 for enriched uranium inhalation),
- different types of data sets: chest and urine for ELP2, lung, urine and faeces for ELP3,
- different intake scenarios: inhalation of vapour (ELP1), inhalation of particulate aerosols (ELP3 and ELP2) and ingestion (ELP4),
- presence of one outlier data value (ELP4),
- default parameter values (ELP1, ELP2, ELP4) and specific material parameter values (ELP3),
- request to perform calculations on the basis of the IDEAS guidelines either by using tabulations and spread sheets (ELP1 and ELP2) or using dedicated software (ELP3 and ELP4),

- limited time allocated for carrying out all assessments (7 h).

The results were collected by means of a dedicated web page on the Czech Technical University web site. An empty spreadsheet file, for each ELP exercise, with the record format of the requested information was downloaded by each participant. At the end of the evaluation, each participant was asked to fill in the file and to upload it inside the dedicated web page.

The evaluation of outliers for each set of results was performed in the same way as was done for the IDEAS/IAEA Intercomparison Exercise⁽²⁾ by discarding values that were out of the interval $GM/GSD^{2.5} - GM * GSD^{2.5}$, where GM is the geometric mean of all results and GSD is the corresponding geometric standard deviation. An iterative procedure of identification of outliers was used.

The statistical values of the overall results are reported in this paper so that comparisons with the other intercomparison exercises can be made. In general outliers in the results arose because of errors or wrong assumptions.

AIM OF THE ANALYSIS

The analysis of the results of the four ELP cases provided useful information to improve the application of IDEAS guidelines and to gain experience in the types of errors that evaluators can make, which can be easily avoided.

GENERAL FEATURES OF THE CASES

The characteristics of the different proposed case studies are reported. The case scenarios have been developed by the authors as artificial cases to simulate routine or accidental realistic cases and to highlight aspects in internal dose assessment that can be tackled using the IDEAS guidelines.

For each case a 'reference solution' following the guidelines was performed by one of the authors.

The lecturers suggested performing the evaluation with spread sheets for two of the cases (ELP1 and ELP2), and for the other two cases (ELP3 and ELP4) with all the available software tools: AIDE⁽³⁾, IDEA-System⁽⁴⁾ and IMBA Professional⁽⁵⁾ codes.

Case ELP1

A routine monitoring case of ¹²⁵I with five thyroid measurements. The intake and the committed effective dose, $E(50)$ for each monitoring period were requested. In this case, the assessor should take account of the contribution of previous intakes to each measurement value.

Case ELP2

A special monitoring case following the inhalation of enriched uranium. Five lung monitoring data and five urine measurements of ²³⁵U were given as well as the isotopic composition of the material. The intake and $E(50)$ of each uranium isotope were requested.

Case ELP3

A special monitoring case following the inhalation of ²⁴¹Am with seven chest, six urine and seven faecal data. The participants were requested to assess the case by calculating the effective AMAD and changing the f_r and s_s absorption parameter values. The best estimate of the intake and $E(50)$ were required.

Case ELP4

A special monitoring following the ingestion of ¹³⁷Cs with eight WBC data. A second intake was known to have occurred within a given period but the exact time of intake was unknown. Evaluation of the two intakes and $E(50)$ were requested.

OVERALL RESULTS

In Table 1, the overall results of the ELP exercise are reported. As can be seen, the four cases have been assessed, respectively, by 94, 47, 65 and 41 % of the 34 participants. So more than 40 % of participants assessed all four cases in the allotted time.

The number of outliers identified for each case is small compared with the total number of evaluations (results) except for case ELP2 ²³⁴U. In this case, the relatively large number of outliers resulted from errors in using the isotopic ratios in terms of mass instead of activity, and from the use of an incorrect dose coefficient. In all other cases, the percentage of outliers does not exceed 40 %, and on average is around 20 % of the 'accepted results'. Generally the GM values for each case are very close to the reference value evaluated by the lecturer following the IDEAS guidelines: in some cases the values are equal. The spread in the results is relatively large for ELP2-²³⁵U— $E(50)$ due to the use of a dose coefficient related to absorption Type S (as default for U₃O₈) and not for Type M, as can be derived from the fitting of measurement data.

ANALYSES ON ERRORS PERFORMED DURING ASSESSMENT

An analysis of the type of errors made during the assessment of the cases has been done. The aim is to focus on common errors made by participants, which can help in revising the guidelines.

Three main types of errors were identified:

- trivial errors,
- conceptual errors,
- errors related to the application of the IDEAS guidelines.

Trivial errors

The main error was to express the $E(50)$ result in sievert instead, as required, in millisievert. This introduces an underestimation of the $E(50)$ value by three orders of magnitude (see Figure 1 point at about 37 kBq intake and 5×10^{-4} mSv $E(50)$). Errors in writing down the correct value from several columns of numbers in the output of dosimetry code have also been highlighted.

Conceptual errors

The main errors were related to different assumptions for the choice of the $m(t)$ values (retention–excretion values) and for the choice of the dose coefficient. For example, some participants used a retention function related to vapour to estimate the intake and then used an aerosol dose coefficients (either for 1 or 5 μ m AMAD) to calculate the dose (case ELP1). Some of the participants even used a dose coefficient for a different radionuclide (e.g. ¹³⁷Cs instead of ¹²⁵I for case ELP1).

In routine monitoring, the change of the dose coefficient between one monitoring period and subsequent monitoring periods, has been also highlighted, as if the physical phase or the compound of the

Table 1. Overall results of the provided evaluations.

Case	Parameter	Intake	$E(50)$
ELP1, First three monitoring periods	Number of results ^a	29	29
	Reference value ^b	105.6 kBq	1.48 mSv
	GM ^c	107.0 kBq	1.27 mSv
	GSD ^d	1.04	1.42
	Number of outliers ^e	3	3
ELP2, ²³⁵ U	Number of results	15	15
	Reference value	667 Bq	1.20 mSv
	GM	733 Bq	1.97 mSv
	GSD	1.24	2.32
	Number of outliers	1	1
ELP2, ²³⁴ U	Number of results	9	5
	Reference value	15.5 kBq	33.2 mSv
	GM	16.1 kBq	34.0 mSv
	GSD	1.08	1.03
	Number of outliers	3	7
ELP3	Number of results	17	16
	Reference value	525 Bq	11.5 mSv
	GM	506 Bq	10.9 mSv
	GSD	1.04	1.13
	Number of outliers	5	6
ELP4, first intake	Number of results	12	10
	Reference value	94.0 kBq	1.28 mSv
	GM	94.0 kBq	1.28 mSv
	GSD	1.01	1.01
	Number of outliers	2	4
ELP4, second intake	Number of results	13	13
	Reference value	479 kBq	6.51 mSv
	GM	488 kBq	7.13 mSv
	GSD	1.05	1.10
	Number of outliers	0	0

^aNumber of reported values not considering outliers (accepted values).
^bReference value as evaluated by lecturers team following IDEAS guidelines.
^cGeometric mean of accepted values.
^dGeometric standard deviation of accepted values.
^eNumber of outliers.

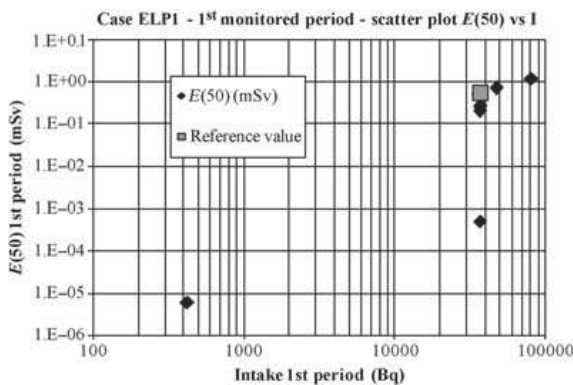


Figure 1. Scatter plot of ELP1 case 1st monitoring period results.

radionuclide might change during different monitoring periods.

One participant adopted the assumption of the intake time at the beginning of the monitored period

and not, as recommended either in the guidelines or in the publication ICRP 78⁽⁶⁾, at the mid-point of the monitored interval.

Another participant provided a value of intake that was one order of magnitude below the retained thyroid measured quantity (Figure 1 point at around 400 Bq of intake), which is incorrect from the standpoint of biokinetic behaviour.

In case ELP3, one participant assumed a ‘bound’ state with infinite retention for the absorption parameter values of americium, which resulted in an overestimation of $E(50)$ of one order of magnitude (see Figure 2 value at 500 Bq intake and 100 mSv $E(50)$). ICRP assumes no binding for its default absorption types and in its Publication 66⁽⁷⁾ states that in general for most materials there will be insufficient information to justify a bound state. Therefore, the assumption of a bound state can only be assumed if it can be justified on the basis of good quality data.

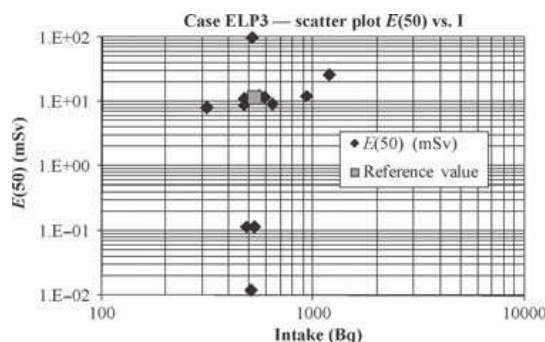


Figure 2. Scatter plot of ELP3 case results.

Errors connected to the application of IDEAS guidelines

Some common errors made during the application of the IDEAS guidelines have been highlighted.

- Use of a default absorption Type S based only on the chemical composition and not evaluating it by means of the suggested fitting procedure (ELP2).
- Assumption of the default AMAD value of 5 μm instead of calculating the 'effective AMAD' value by means of early lung and faecal data, as requested in the case scenario and indicated in the IDEAS guidelines (ELP3).
- Not considering the presence of an outlier in the measurement data for case ELP4, which resulted in an underestimation of the first intake and $E(50)$ value.

Errors in use of SF values

In the IDEAS guidelines, the overall uncertainty on a measurement value is described in terms of a log-normal distribution and the scattering factor (SF) is defined as the geometric standard deviation. The guidelines consider the measurement uncertainty consisting of two categories: Type A and Type B. Type A uncertainties are due to counting statistics and Type B uncertainties are due to all other sources such as those relating to calibration. Values of SF_B are recommended in the guidelines for different types of monitoring data and a formula is given to combine SF_A and SF_B to calculate SF. The formula is a reasonable approximation when Type A uncertainties are relatively small (i.e. when the counts are relatively high).

For routine monitoring, the IDEAS guidelines propose a test to decide whether or not a measurement value is due to a new intake or due to previous intakes. The test is in terms of the SF.

For the routine monitoring case ELP1, some of the participants did not apply the test to see if a new intake had occurred. Others used an inappropriate value for the SF and/or did not consider Type A errors.

CONCLUSIONS

The four ELP cases have been assessed, respectively, by 32, 16, 22 and 14 participants (of 34) and so more than 40 % of all participants have assessed all four cases.

Due to the limited time provided (7 h), the results can be considered promising. Half of all who have made the assessment in each case have provided 'correct results', after having applied the correct IDEAS guidelines procedure. It should be pointed out that in a real situation, which is not time limited to such an extent, one would expect a much higher percentage to obtain the 'correct result'.

Several suggestions can be derived from the analysis of results, for the further refinement of the IDEAS guidelines.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work would not have been possible without the commitment, the interest and the dedication of participants who the authors warmly thank.

FUNDING

The activity has been partially supported by CONRAD: Coordinated Network for Radiation Dosimetry; EC Project Num. FP6-12684; EURATOM (2005-2008) and, for two authors, was also partially supported by the International Atomic Energy Agency under project No. C7-RER-9.089-004.

REFERENCES

1. Doerfel, H. *et al.* *General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data (project IDEAS)*. Report FZKA7243 Forschungszentrum Karlsruhe in der Helmholtz-Gemeinschaft ed (2006).
2. Hurtgen, C. *et al.* *Application of IDEAS guidelines: the IDEAS/IAEA intercomparison exercise on internal dose assessment*. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**(1–4), 317–320 (2007).
3. Bertelli, L. *et al.* *AIDE: internal dosimetry software*. *Radiat. Prot. Dosim.* **130**(3), 358–367 (2008).
4. Doerfel, H. *IDEA system—a new computer-based expert system for incorporation monitoring*. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**(1–4), 425–429 (2007).
5. Birchall, A. *et al.* *IMBA Professional Plus: a flexible approach to internal dosimetry*. *Radiat. Prot. Dosim.* **125**(1–4), 194–197 (2007).
6. ICRP. *Individual monitoring for internal exposures of workers. Replacement of ICRP Publication 54*. ICRP Publication 78. *Ann. ICRP* **27**(3/4) Pergamon Press (1997).
7. ICRP. *Human respiratory tract model for radiological protection*. ICRP Publication 66. *Ann. ICRP* **24**(1–3) Pergamon Press (1994).

EURADOS COORDINATED ACTION ON RESEARCH, QUALITY ASSURANCE AND TRAINING OF INTERNAL DOSE ASSESSMENTS

M. A. Lopez^{1,*}, I. Balásházy², P. Bérard³, E. Blanchardon⁴, B. Breustedt⁵, D. Broggio⁴, C. M. Castellani⁶, D. Franck⁴, A. Giussani⁷, C. Hurtgen⁸, A. C. James⁹, W. Klein⁵, G. H. Kramer¹⁰, W. B. Li⁷, J. W. Marsh¹¹, I. Malatova¹², D. Nosske¹³, U. Oeh⁷, G. Pan⁴, M. Puncher¹¹, J. Schimmelpfeng⁵ and T. Vrba¹⁴

¹Departamento de Medio Ambiente, CIEMAT, Dosimetría Interna, Avda Complutense 22, 28040 Madrid, Spain

²MTA, KFKI, Atomic Energy Research Institute, PO Box 49, H-1525 Budapest, Hungary

³CEA/PROSITON Route du Panorama, BP6 F-92265 Fontenay-aux-Roses Cedex, France

⁴IRSN, Internal Dose Assessment Lab., DRPH/SDI/LEDI, B^P-17, F-92262 Fontenay-aux-Roses Cedex, France

⁵KIT, Institute of Radiation Research, Hermann-von-Helmholtz-Platz 1, 76344 Eggenstein-Leopoldshafen, Germany

⁶ENEA, Radiation Protection Institute, Via dei Colli 16, 40136 Bologna, Italy

⁷Helmholtz Zentrum München, Institute of Radiation Protection, Ingolstädter Landstrasse 1, 85764

Neuherberg, Germany

⁸SCK-CEN, Environmental, Health and safety, Boeretang 200, 2400 Mol, Belgium

⁹U.S. Transuranium and Uranium Registries, Washington State University, 1845 Terminal Drive, Richland, WA 99354, USA

¹⁰HML, Radiation Protection Bureau, 775 Brookfield Road, Ottawa, ON, Canada K1A 1C1

¹¹Radiation Protection Division, HPA, Chilton, Didcot, Oxon OX11 0RQ Oxford, UK

¹²NRPI, National Radiation Protection Institute, Bartoskova 28, 14000 Prague 4, Czech Republic

¹³Department of Radiation Protection and Health, BfS, Ingolstädter Landstr. 1, 85764 Oberschleißheim, Germany

¹⁴Czech Technical University in Prague, Brehova 7, 11519 Praha 1, Czech Republic

*Corresponding author: ma.lopez@ciemat.es

EURADOS working group on ‘Internal Dosimetry (WG7)’ represents a frame to develop activities in the field of internal exposures as coordinated actions on quality assurance (QA), research and training. The main tasks to carry out are the update of the IDEAS Guidelines as a reference document for the internal dosimetry community, the implementation and QA of new ICRP biokinetic models, the assessment of uncertainties related to internal dosimetry models and their application, the development of physiology-based models for biokinetics of radionuclides, stable isotope studies, biokinetic modelling of diethylene triamine pentaacetic acid decorporation therapy and Monte-Carlo applications to *in vivo* assessment of intakes. The working group is entirely supported by EURADOS; links are established with institutions such as IAEA, US Transuranium and Uranium Registries (USA) and CEA (France) for joint collaboration actions.

INTRODUCTION

The EURADOS working group on internal dosimetry (WG7, coordinated by CIEMAT, Spain) is operating as a network, whose main aims are the promotion and implementation of quality assurance (QA) on internal dose assessments. Other objectives are the coordination of research on internal dosimetry and the dissemination of scientific knowledge through training actions and organisation of inter-comparisons and publications. Joint collaborations with other EURADOS working groups (WP6 ‘Computational Dosimetry’) and institutions (US Transuranium and Uranium Registries (USTUR)-USA, IAEA and CEA-France) are also within the scope of WG7 work plan.

EURADOS WG7 is formed by 25 institutes from 16 countries of Europe and America, with a total of 25 full members and 45 corresponding members collaborating in the different tasks and events. After the end of the CONRAD Project⁽¹⁾ (EC, VI FP, EURATOM), the group is entirely supported by EURADOS.

QA ON INTERNAL DOSE ASSESSMENTS

The objective here is to provide internal dosimetry experts with guidance for using the appropriate methodology (IDEAS Guidelines⁽²⁾, ICRP recommendations) and available tools (biokinetic models published by ICRP and NCRP) for the

assessment of intakes and committed effective doses in the cases of internal exposures. The following tasks are being carried out:

- (1) *Update of IDEAS Guidelines to generate a reference document* for the internal dosimetry community (coordination: ENEA, Italy). The objective is the harmonisation of the methodology for the assessment of intakes of radionuclides to be applied by internal dosimetry services, as an indispensable element of its QA System.

The new Guidelines document implements the results of CONRAD Work Package 5^(1, 3) and the developments achieved within EURADOS WG7, taking also into consideration the forthcoming ISO Standard 27048⁽⁴⁾ (2010) 'Dose Assessment for Occupational Exposures' and the ICRP OIR Documents on 'Occupational Intakes of Radionuclides'.

- (2) *Implementation and QA of biokinetic models* (coordination: BfS, Germany) to support ongoing developments of ICRP Committee 2 (DOCAL/INDOS task groups)⁽⁵⁾. ICRP models are implemented by different WG7 members and results are compared with check the quality of the implementation and the consistency of the model formulation [e.g. QA procedures (including inter-comparison of the results as well as quality assurance of model formulation) of the new ICRP human alimentary tract model during CONRAD Project, before its publication) (ICRP100)^(1, 6)].

New studies have been carried out on the implementation and comparison of three systemic iodine models, implementation of the new ICRP caesium systemic model and evaluation of the influence of new default absorption parameters for the ICRP Human Respiratory Tract Model (⁹⁰Sr, ¹³¹I, ²¹⁰Po, ²³⁸U). Finally, the application of NCRP Wound Model⁽⁷⁾ is being tested using real cases of wound contamination included either in USTUR registries or in IDEAS Databases.

- (3) *Uncertainty studies on internal dose assessments* (coordination: IRSN, France). IDEAS Guidelines provided the scattering factor (SF)⁽¹⁻³⁾ approach to express uncertainties associated with the monitoring data (IDEAS Project and CONRAD Project). SF is taken into account when calculating the intake and committed effective dose associated with internal exposures.

The objective from now on is the assessment of uncertainties in the internal dosimetry models and in their application. The first attempt is focused on the sensitivity of the biokinetic parameters and the formulation for the newly proposed ICRP caesium model.

Specific uncertainty studies have been performed by HPA (UK) and HMGU (Germany), associated

with Bayesian methods for calculating uncertainties of lung doses and the application of sensitivity analysis techniques to identify the most influential parameters in the biokinetic models, respectively.

COORDINATION OF RESEARCH

EURADOS working group on internal dosimetry identified some tasks for coordinating research to improve aspects of internal dose assessment that are not fulfilled by current methods.

- (1) *Towards a DTPA therapy model* (coordination: KIT, Germany and IRSN, France). The objective here is the generation of a model for the interpretation of monitoring data for workers that have been treated with diethylene triamine pentaacetic acid (DTPA) after internal exposure to Pu/Am.

The CONRAD approach for biokinetic modelling of DTPA decorporation therapy^(1, 8) will be developed further in order to improve estimates of plutonium intake and dosimetric benefit for workers treated with DTPA. Results of ongoing animal experiments as well as a more realistic representation of DTPA biokinetics will contribute to the improvement of the model. EURADOS WG7 and the USTUR have established a scientific collaboration, permitting the access of WG7 members to the USTUR health physics and autopsy database of internally exposed workers, in order to compare the model prediction with actual monitoring and tissue content data. The results from application of the model to these USTUR cases and data taken from IDEAS Databases were used to improve the model. In future, a more realistic physiology-based model of the actinides will be implemented in the model.

An important agreement has been achieved for a joint collaboration of the EURADOS DTPA therapy modelling task group and CEA (France) for the development of the international version of MADOR (MANagement of DOse Reduction after DTPA therapy) code, as well as for the QA of this important tool that applies when DTPA decorporation therapy is used in workers exposed to intake of plutonium or americium.

- (2) *Tracer kinetic studies with stable isotopes* of cerium are performed by Helmholtz Zentrum München (Germany) to validate and, if necessary, improve the current biokinetic model, which is applied in case of intakes of the corresponding radionuclides.
- (3) *Monte-Carlo (MC) applications to in vivo assessment of intakes*. This task is related to the use of voxel phantoms and MC techniques as powerful tools for *in vivo* assessment of internal radionuclide body burdens, being a valid alternative

for calibration purposes. Two main activities are considered here:

- (a) *Intercomparison of measurements and MC calculations with the USTUR leg phantom containing real contaminated bone* (coordination: CIEMAT, Spain). A collaboration of EURADOS WG7 and USTUR has taken place to carry out an intercomparison on measurements and MC modelling determining americium deposited in the bone of a USTUR leg phantom. A protocol was proposed by a group of *in vivo* laboratories from Europe (CIEMAT-Spain, IRSN-France and Helmholtz Zentrum München-Germany) and Canada (HML). Results are presented in this IM2010 Special issue⁽⁹⁾.
- (b) *Intercomparison on MC modelling of in vivo measurements of enriched uranium in the lungs of a Livermore torso phantom* (coordination: IRSN, France). This task represents a step forward from the previous CONRAD Intercomparison exercise^(1, 10) using a more complex source and phantom. The main goal here is to go from measurements to MC simulations of the *in vivo* detection of enriched uranium using germanium detectors for a complex human-like lung counting geometry (Figure 1).

As a result of this exercise, the task group will evaluate the capability of participants in the use of voxel phantoms and MC codes for *in vivo* measurement applications. The simulated results of counting efficiency for ²³⁵U and ²³⁴Th were compared with the reference measured values. A workshop is planned to be organised at the end of the exercise, for final discussion of results among participants.

- (4) *New topics*. The development of physiology-based models for biokinetics of radionuclides (KIT, Germany) is considered. The recent ICRP physiology-based models for biokinetics are not based on mathematical criteria only but are also

based on human and animal data. The first application of this study is the physiological plutonium model based on a pharmacokinetic model, using similarities of chemical and biological transport of Pu⁴⁺, Fe³⁺ and Al³⁺⁽¹¹⁾.

Tracer kinetic studies with *stable isotopes of cerium* are performed by Helmholtz Zentrum München (Germany) to validate and, if necessary, improve the current biokinetic model, which is applied in case of intakes of the corresponding radionuclides.

Microdosimetry is a new task proposed by AEKI (Hungary) because of its potential as a tool in the research of low-dose effect for internal emitters. In internal dosimetry, dose distributions are frequently inhomogeneous even on cellular or cell surrounding level; the following matters should be taken into account:

- Health effects primarily depend on local doses, and thus, the knowledge of local doses is important.
- Biological responses of different cells and tissues to the same amount and type of radiation are usually different; thus, knowledge of cellular and tissue structures is important.
- Cells and tissues are communicating, and thus, biokinetic information and physiology are important.
- Microdosimetry describes the local, cellular doses; thus, the application of microdosimetry might help in the description of biological answers.

TRAINING ON INTERNAL DOSIMETRY

A training action for disseminating the scientific results of WG7 was the ‘EURADOS/IAEA Advanced Training Course on Internal Dose Assessment’⁽¹²⁾ organised at TU Prague in February 2009, having as objectives the application of IDEAS Guidelines and the dissemination of the results of EC FP6 CONRAD Project.

Based on this course, two important training actions have taken place: A training course on Advanced Methods for internal dosimetry, application of IDEAS Guidelines (IM2010) in Buenos Aires, Argentina (August 2009) and the training course on internal dosimetry and IDEA System software in Karlsruhe, Germany (November 2009).

The EURADOS Winter School on Radiological Emergencies-Internal Exposures (February 2010) was organised by WG7 as part of the EURADOS Annual Meeting AM2010, in Rome (Italy).

CONCLUSIONS

One of the outcomes of EURADOS WG7 actions is the maintenance of the Internal Dosimetry Network beyond CONRAD Project, with the actual

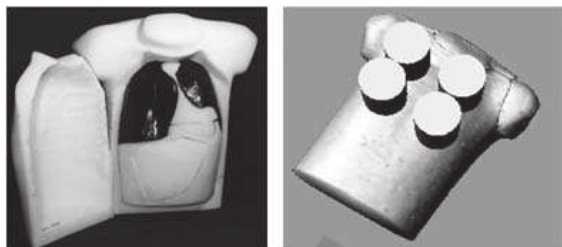


Figure 1. EURADOS intercomparison on MC calculations for the assessment of enriched Uranium in the lungs of a Livermore voxel phantom using four germanium detectors (www.eurados.org).

participation of 20 European Laboratories and 3 American Institutes (USTUR, LANL, HML). This working group on 'Internal Dosimetry' represents a perfect frame to develop activities in the field of internal exposures as coordinated actions on QA, research and training.

FUNDING

This work was carried out under the frame of EURADOS (European Radiation Dosimetry Group) program for developing actions related with the dosimetry of ionizing radiations.

REFERENCES

1. Lopez, M. A. *et al.* *Final Report of CONRAD WP5: coordination of research on internal dosimetry*. EC Project Num. FP6-12684. EURATOM 2005–2008. CIEMAT Report (Editorial CIEMAT) (2008).
2. Doerfel, H. *et al.* *General Guidelines for the estimation of the committed effective dose from incorporation monitoring data (Project IDEAS EU Contract No. FIKR-CT2001-00160)*. Report FZKA 7243 (Forschungszentrum Karlsruhe in der Helmholtz-Gemeinschaft Wissenschaftliche Berichte) (2006).
3. Marsh, J. W. *Internal dose assessments: uncertainty studies and update of IDEAS Guidelines and databases within CONRAD project*. *Radiat. Prot. Dosim.* **131**, 34–39 (2008).
4. Henrichs, K. *Concepts of ISO for the monitoring of workers for internal exposure and the present approach for the dose assessment*. *Radiat. Prot. Dosim.* **124**(3), 266–273 (2007).
5. Noßke, D. *et al.* *New developments in internal dosimetry models*. *Radiat. Prot. Dosim.* (2010). doi:10.1093/rpd/ncq311.
6. International Commission on Radiological Protection. *Human alimentary tract model for radiological protection*. ICRP Publication 100. *Ann. ICRP* **36**(1/2) (Oxford: Elsevier) (2006).
7. National Council of Radiation Protection & Measurements. *Development of a biokinetic model for radionuclide-contaminated wounds and procedures for their assessment, dosimetry and treatment*. NCRP Report No. 156. National Council of Radiation Protection and Measurements (2007).
8. Breustedt, B. *et al.* *Biokinetic modelling of DTPA decorporation therapy: the CONRAD approach*. *Radiat. Prot. Dosim.* **134**, 38–48 (2009).
9. Lopez, M. A. *et al.* *EURADOS intercomparison on measurements and Monte Carlo modeling for the assessment of Americium in a USTUR leg phantom*. *Radiat. Prot. Dosim.* IM2010 special issue.
10. Gomez-Ros, J. M., de Carlan, L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., Lopez, M. A., Moraledam, M. and Zankl, M. *Monte Carlo modeling for in vivo measurements of Americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison*. *Radiat. Prot. Dosim.* **127**(1–4), 245–248 (2007).
11. Schimmelpfeng, J. *Physiology-based modelling in radiation research—the biokinetics of plutonium*. *Radiat. Prot. Dosim.* **136**(2), 74–81 (2009).
12. Castellani, C. M. *et al.* *Results of internal dose assessment intercomparison exercise after the 2009 EURADOS/IAEA advanced training course*. ENEA report RT/2010/13/ENEA (Radiation Protection Institute) (2010).



Comparison of geometries for in vivo measurements of actinides in the skull

T. Vrba

Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering, Czech Technical University in Prague, Brehova 7, 115 19 Prague, Czech Republic

ARTICLE INFO

Keywords:

Monte Carlo
In vivo measurement
Actinides
Skull

ABSTRACT

In vivo measurement of actinide activity in the skeleton is a valuable source of information on human internal contamination. Estimates of skeleton activity are based on measurements of the knee, elbow or skull. Different laboratories use different measurement geometries. Different calibration phantoms and detectors are used, making a comparison of detection efficiencies rather difficult. This paper compares various head measurement geometries when using MC simulations with a voxel head phantom.

© 2010 Elsevier Ltd. All rights reserved.

1. Introduction

In vivo measurements of skeletal activity of transuranic elements (e.g. ^{241}Am) are an important source of data on internal contamination of human subjects. The measurements are performed on the skull or on bigger joints, such as the knee or elbow. It is necessary to calibrate the detection system with an anthropomorphic phantom in order to determine the activity belonging to the measured part. Low energy germanium (LEGe) detectors with large active areas are used, but the arrangement of the detector and the quantity or calibration phantoms differ from one laboratory to another. This paper compares Monte Carlo simulations of various skull measurement geometries for the same detectors.

2. Material and method

2.1. Detectors

Low energy HPGe detectors are used in whole body counters allowing measurements of actinides. The properties of these detectors provided by the manufacturers are summarized in Table 1. The model of the Canberra detector was taken from a paper by Moraleda et al. (2004). The Ortec detector was modeled according materials from the manufacturer, and the reliability of the model was tested against data from point source measurements. The computational models of the two detectors were compared in the following way: the geometry of an ^{241}Am point source at a distance 30 cm from the center of the detector window was simulated in the test. The results of the calculations and the efficiencies for gamma energy 59.6 keV of the two simulated detectors differ by less than 0.6%. The equal response

of the detectors, for energy of the interest, enables the results to be transferred between them, and the pair of Ortec detectors was therefore used for the rest of the simulation.

2.2. Phantom

An anthropomorphic voxel phantom of a human head and neck was used for the calculation. The phantom was based on a high resolution CT of a 38-year-old woman. The skeletal tissue of the phantom is divided into three subparts that reflect the attenuation (in Hounsfield units) in the original study. The brain and spine, skeletal muscle, adipose, skin and air fill the remainder of the volume of the phantom. The composition and density of the individual substances were based on ICRP Recommendation 89 (ICRP, 2003); the space resolution of the voxel is $1 \times 1 \times 1 \text{ mm}^3$. Further information about the phantom can be found in Vrba (2007).

2.3. Geometries

Five geometries are considered in this paper. Three of them were taken from the literature (Gualdrini et al., 2000; Moraleda et al., 2004; Malatova Foltanova, 2000). The last two were obtained from a fluence study in which photons with energy 59.6 keV were emitted from the bone voxels of the phantom and scored in a cubic flux mesh tally (MCNPX mesh tally type 1) consisting of cells with sides of 0.5 cm.

The first geometry, labeled A, originates from the paper by Gualdrini et al. (2000). Although there is no detailed description, a graphic representation can be found (Gualdrini, 2004). The detector positions are shown in Fig. 1A, and the distance between the detectors and the head is circa 1 cm (Gualdrini et al., 2000). The second geometry B is the vertical geometry from the paper written by Moraleda et al. (2004). The detectors are placed over the top of the head and the angle between them is 16

E-mail address: vrba@fjfi.cvut.cz

degrees. Their windows are 4 cm from the closest part of the head. Third geometry (marked C_o) was used at the National Radiation Protection Institute (NRPI) in Prague (Malatova Foltanova, 2000). The two detectors are placed 3 cm from the center of the temporal bone. The modified version of this geometry C_m shifts the detector 3 cm cranially and 2 cm dorsally (to the occiput) of the original NRPI position, and the distance is unchanged. The last geometry places the detectors 1 cm from the head, with the axis of the first detector pointing to the center of the frontal bone and the second detector aiming at the center of the sagittal suture. All geometries are shown in Fig. 1, and the distances between the head and the detectors were measured collinear to the detector axis with accuracy ± 2 mm.

2.4. Simulations

MCNPX 2.5 Monte Carlo code (Pelowitz 2005) with default photon and electron transport, running down to 1 keV (energy cut-off), was used for the simulations. The active volume of the detectors was scored by tally F8 (pulse height). The tally covers the energetic interval from 10 to 60 keV, divided into 100 bins (excluding zero and epsilon bins), and Gaussian broadening

energy (GBE) was not used. All bone voxels of the phantom except those in the neck vertebra were (homogeneous) volume sources of photons with energy 59.6 keV. The lower photon radiation emitted during the decay of ^{241}Am was not simulated, because such photons are not ordinarily used for determining head activity. The number of primary simulated particles was 2×10^7 , which leads to statistical uncertainty expressed by relative standard deviation less than 0.5%.

3. Results

The first set of simulations determines the efficiencies, in term counts per emitted photon, for the default positions of the geometries. Table 2 compares the results for selected geometries, also using the efficiencies taken from the original articles. In the next step, the distance between the head and the detectors was varied within the range from 1 to 4 cm. The distance of 1 cm was not set for geometries B, C_o and C_m because part(s) of the detector(s) would interfere with the mass of the phantom. The influence of the distance of the detectors on detection efficiency is shown in Fig. 2. The sensitivity of the detection efficiency to displacement was studied in the planes parallel to the detector windows. The center of the detector window was changed with steps of 1 cm, and the maximum distance from the described position was ± 2 cm. The results for the front detector of geometry D are given in Table 3. The geometric mean and the geometric standard deviation were determined from the calculated values. The geometric mean was chosen because the data were assumed to have a lognormal character. The uncertainty expressed as scattering factors SF (Table 4), was calculated according to Eq. (1)

Table 1
Specifications of the detectors.

Property	Canberra (GL3825R)	Ortec (LX-70450-30P4)
Diameter (mm)	70	70
Depth (mm)	25	30
Thickness of the window (mm)	0.6	0.6
FWHM @ 5.9 keV (eV)	475	450
FWHM @ 122 keV (eV)	750	725
Crystal to window distance (mm)	5	4

$$SF = \exp \left[\sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n \left(\frac{x_i - \bar{x}}{\bar{x}} \right)^2} \right] \quad (1)$$

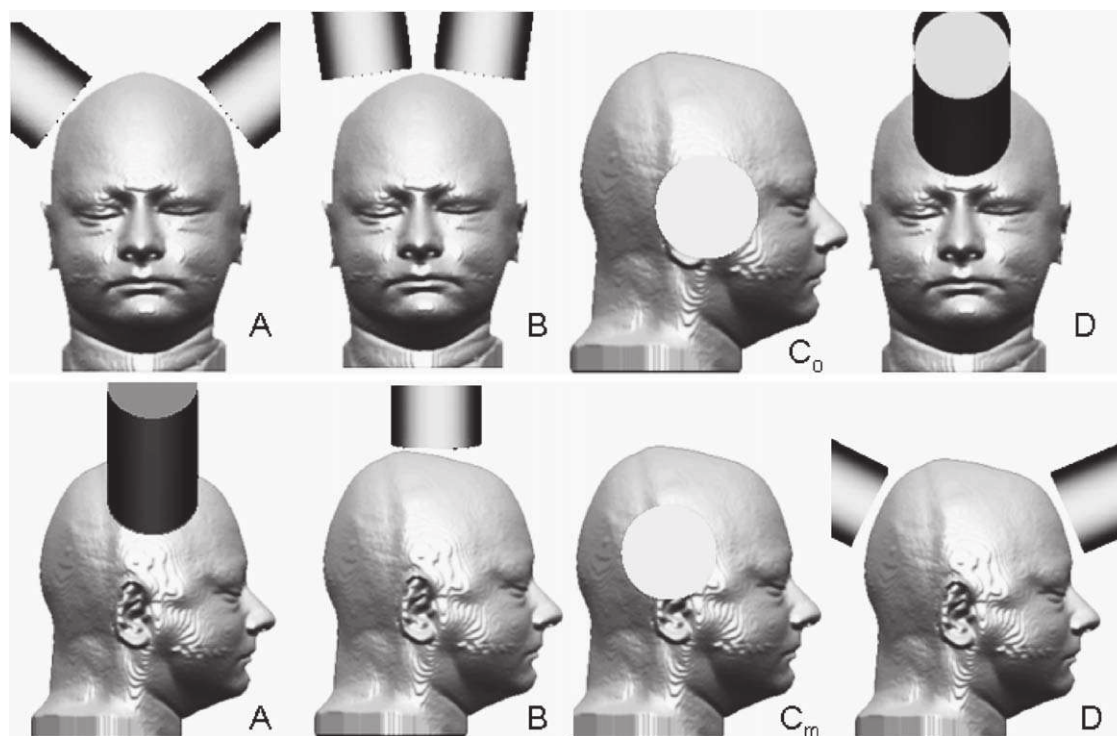


Fig. 1. The geometries for two HPGe detectors. A—(Gualdrini et al., 2000), B—vertical geometry (Moraleda et al., 2004), C_o —NRPI geometry (Malatova Foltanova, 2000), C_m —modified NRPI geometry, D—Front and back geometry.

Table 2
Comparison of efficiencies for various geometries.

Geometry	Current study		Original study	
	Detectors to head distance (cm)	Efficiency (count/photon)	Efficiency (count/photon)	Note
A	~1	0.0206	0.0187	2 detectors, Alderson phantom
B	4	0.0140	0.0192	4 detectors, Zubal phantom
C _o	3	0.0119	0.0055	2 detector with active area 2000 mm ²
C _m	3	0.0135		
D	1	0.0197		

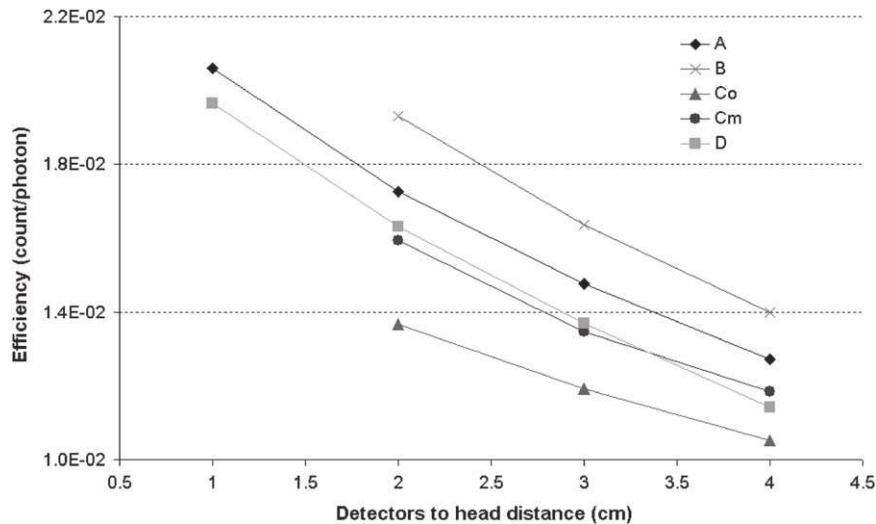


Fig. 2. Dependence of efficiency on detector-to-head distance.

Table 3
Influence of detector position in the plane parallel to the detector window—front detector of geometry D.

Z' axis (cm)	X' axis (cm)				
	-2	-1	0	1	2
-2	9.62E-03		9.88E-03		9.41E-03
-1		1.01E-02		9.92E-03	
0	9.79E-03		1.00E-02*		9.56E-03
1		9.78E-03		9.68E-03	
2	9.17E-03		9.39E-03		8.96E-03

*Original position.

Table 4
Efficiency uncertainty due to detector position.

Geometry	Uncertainty (SF)
A	1.05
B	1.12
C _o	1.09
C _m	1.04
D	1.05

where x_i is the efficiency at position i , \bar{x} the geometric mean, and n the number of all simulated positions.

4. Discussion

The calculated efficiency for geometry A differs by about 10% from the originally published value. The observed difference may be due to

inaccuracy of the detector arrangement or due to the dissimilarity of the phantoms. Geometry B was originally designed for four detectors, but gives practically the same efficiency as geometry A with two detectors, when the original efficiencies are compared. The efficiency, for geometry B, per one detector is somewhat better for the current study than in the original study. This is most probably due to the different measurement method. The original distance was measured from the center of the detector window to the nearest part of the head, and thus differs from the way used in the current paper. It means that distance 4.5 cm in the current study is equivalent to 4 cm in the original paper. It should be pointed out that the version of the Zubal phantom used in the original article (Moraleda et al., 2004) had a cubic voxel with sides of 4 mm, and the accuracy of the measured distances may be related to this fact. Geometry C_o, used in NRPI, exhibits the lowest efficiency, due to the relatively large distance of the detectors from the head and due to the presence of soft tissue. The modified version C_m is somewhat better, and it is close to geometry D. However, it disallows placement of the detectors 1 cm from the head. Geometry D provides efficiencies comparable with those of geometry A, but the person being measured has the detector close to her forehead, which is not convenient.

5. Conclusion

The geometry published by Gualdrini et al. (2000) has the highest efficiency, which is relatively insensitive to the positioning of the detectors. The front and back geometry is quite similar to geometry A, but requires a rather complicated setup. The vertical geometry can provide quite good efficiency with a distance of 2 cm between the detector and the head, but it is quite sensitive to the positioning of the detector. The modified NRPI geometry can be used for systems that

do not allow rotation of the detectors, but the detectors need to be closer to the head (2 cm or less). The original NRPI geometry has quite low efficiency and thus minimal detectable activity occurs much more frequently than in the case of the other geometries considered here. It can be concluded that for a two-detector system it is a good choice to use geometry A, while for a four-detector system a combination of geometry A and D provides the highest efficiency and thus the lowest MDA. Finally, it should be mentioned that some factors were not considered in our study, e.g., limited movement of the detectors and risks of damage to the detector, though these could have a significant influence on the measurement geometry.

References

- Gualdrini, G., 2004. Monte Carlo studies In The Field Of Internal Dosimetry Of Incorporated Radionuclides. In: National Accounts of OECD Countries Volume II, Detailed Tables 1991–2002 (2004 Edition), OECD Publishing, p.140. ISBN:9789264017221.
- Gualdrini, G., Battisti, P., Biagini, R., De Felice, P., Fazio, A., Ferrari, P., 2000. Development and characterization of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides. *Applied Radiation and Isotopes* 53 (1), 387–393, doi:10.1016/S0969-8043(00)00174-3.
- International Commission on Radiological Protection, 2003. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values, ICRP Publication 89, pp. 1–280.
- Moraleda, M., Gómez-Ros, J.M., López, M.A., Navarro, T., Navarro, J.F., 2004. A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in vivo monitoring of ^{241}Am in skull. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research* 526 (3), 551–559, doi:10.1016/j.nima.2004.02.037.
- Malatova, I., Foltanova, S., 2000. Uncertainty of the estimation of ^{241}Am content of the human body. *Radiation Protection Dosimetry* 89 (3), 295–299.
- Pelowitz, D., (Ed.), 2005. MCNPX User's Manual Version 2.5.0, Los Alamos National Laboratory report LA-CP-05-0369.
- Vrba, T., 2007. Development and application of anthropomorphic voxel Phantom of the head for in vivo measurement. *Radiation Protection Dosimetry* 127 (1–4), 201–204, doi:10.1093/rpd/ncm271.

TWELVE YEARS OF FOLLOW UP OF CASES WITH OLD ^{241}Am INTERNAL CONTAMINATION

Irena Malátová,* Tomáš Vrba,*† Věra Bečková,* and Helena Pospíšilová*

Abstract—A group of workers internally contaminated with ^{241}Am have been followed for about 12 years. The source of contamination was AmO_2 powder used for production of AmBe neutron sources and other applications. The production of some radionuclide sources included chemical treatment of the original material, which transformed the americium into the nitrate, but mostly powder metallurgy was used for production of sources for smoke detectors. In vivo measurement of the workers was performed with two LEGe detectors placed near the head of the measured person. Calibration was performed with four different physical skull phantoms of different origin and a voxel phantom with Monte Carlo simulation, which was developed to fit the head sizes of individual persons. Samples of urine and feces were analyzed by means of radiochemical separation followed by alpha-spectrometry. Separation of ^{241}Am from mineralized excreta was performed by combined anion exchange and extraction chromatographic techniques. As a tracer, ^{243}Am was used. When the measured data (83 data on skeletal activity, activity in 389 bioassay samples) were compared with International Commission on Radiological Protection's and Leggett's biokinetic models of americium, it was found that in most cases, after more than 15 y since the intake, the excretion rate was lower (or skeletal activity higher) than predicted. On the other hand, the ratio of excreted activity in urine and feces agrees well with model predictions.

Health Phys. 99(4):495–502; 2010

Key words: bioassay; biokinetics; exposure, internal; whole body counting

INTRODUCTION

SINCE THE early 1970's, ^{241}Am has been used for many applications in the Czech Republic, especially for production of AmBe neutron sources, radionuclide sources for smoke detectors, radionuclide sources for the discharge arresters, and standard sources for alpha

and gamma spectrometry. The original material was AmO_2 powder, imported from the then Soviet Union. The production of radionuclide sources included chemical treatment of original AmO_2 powder; for some purposes, the americium nitrate was the base. The production of sources for smoke detectors was performed by means of powder metallurgy. Briquettes of americium oxide were encapsulated by rolling into gold and silver foil, which were then cut to provide activity levels for individual radionuclide sources. During these operations, internal contamination of people occurred from time to time.

Workers with internal contamination with ^{241}Am were measured with a whole body counter in early the 1970's. However, as the whole body counter was equipped with NaI(Tl) scintillation detectors and no special calibration for ^{241}Am was performed, the results of measurements were only interpreted very roughly. No excretion analysis was performed at that time. Data from those measurements were stored in a database of the whole body counting laboratory. When the detection technique for in vivo measurement had been improved, an effort was undertaken in 1995 by the National Radiation Protection Institute (NRPI) to invite people with internal ^{241}Am contamination for follow up in vivo counting and for excreta bioassay. These workers had, with some exceptions, retired by then. The active ones were no longer working with radionuclides. Altogether, 14 workers with internal contamination with ^{241}Am were identified, and 7 of them agreed to cooperate with the NRPI.

Partial results, which were obtained from in vivo measurement and bioassay of these workers, were published in the past (Malátová et al. 2003, 2004); however, the whole sets obtained for each individual through the entire period of follow up have not yet been published. In some cases the follow up covers more than 11 y. Such data are a unique source of information for models describing kinetics of a radionuclide in the body.

* National Radiation Protection Institute, Prague, Czech Republic; † Czech Technical University, Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering, Prague, Czech Republic.

For correspondence contact: I. Malátová, National Radiation Protection Institute, Prague, Czech Republic, or email at irena.malatova@suro.cz.

(Manuscript accepted 27 December 2009)

0017-9078/10/0

Copyright © 2010 Health Physics Society

DOI: 10.1097/HP.0b013e3181d18e2e

One person from the group of internally contaminated people volunteered not only for measurements in Prague, but also in laboratories in Germany (BfS Munich, Helmholtz Centre, Munich, KfK Karlsruhe, and BfS Berlin) for intercomparison of *in vivo* skeleton measurements (Rühm et al. 1998; Dettmann and Scheler 1998) and excretion analyses (Truckenbrodt et al. 2000). It followed from these measurements that it is necessary to use more head/skull phantoms for *in vivo* calibration and eventually to seek the dependence of efficiency on the size of the head.

The radiochemical laboratory of NRPI, which performed excretion analysis of internally contaminated workers, has participated in the PROCORAD intercomparisons each year since 1996 (Filgas et al. 1998). Good results of ^{241}Am activity analysis in excretion samples could thus serve, together with bioassay results of one volunteer in BfS Munich (Truckenbrodt et al. 2000), as a quality assurance for the bioassay of the whole group.

MATERIALS AND METHODS

Internally contaminated workers

Altogether, 7 workers have been followed in this study. Worker JH was measured *in vivo* since 1995, with urine and fecal bioassays performed since 1996. The other workers have undergone *in vivo* measurements and excreta bioassay since 1998. In 2005, JH and PV passed away from causes not connected to the exposure.

The time of exposure was estimated mainly using records of the whole body counting laboratory from the 1970's and from interviews with individual workers. Worker JH was removed from work with all unsealed sources to administration after massive internal contamination had been found. As no such exact information existed about the other workers, the time of exposure was usually set in the middle of the monitoring interval.

In vivo counting and calibration

Skeletal counting was performed with two LEGe detectors placed near the head of the measured person. The detectors have an active area $2,000\text{ mm}^2$ and carbon epoxy window of thickness 0.5 mm; the thickness of one detector is 15 mm, and the other one is 20 mm. Calibration of the detection system was performed with head/skull phantoms of different origin [NRPI Prague, U.S. Transuranium and Uranium Registry (USTUR), University of Cincinnati, BfS Munich—origin New York University]. An overview of the phantoms used together with their measured efficiency for the ^{241}Am 59.6 keV photons was published previously (Malátová and

Foltánová 2000). The main issue related to the calibration was a serious difference (about a factor of two) among efficiencies obtained from the phantoms, probably in dependence on their size. The Monte Carlo simulation with voxel phantom was used to provide an answer. The results from the simulation with modified voxel size showed that the influence of the head size should not cause such difference in efficiency (Vrba 2007a). More precise analysis revealed that two of the phantoms had serious imperfections in construction. The simulations and measurements were in very good agreement when the properties of the physical phantoms were imitated (i.e., imperfect filling, bone density) (Vrba 2007a). Based on these facts, calibration with the voxel phantom was used for evaluation of *in vivo* data.

The *in vivo* measured activity of the skull is partially affected by other skeletal parts, namely neck vertebrae. The measured activity was corrected in order to provide unbiased values, and the correction reduced the activity by about 5% (Vrba 2007a).

An assumption that 12.5% of the content of ^{241}Am in skeleton is contained in the skull was used to estimate the overall activity in the skeleton; this assumption is based on four cases analyzed by USTUR (Lynch et al. 1988, 1989).

Bioassay

Samples of excreta were analyzed by means of radiochemical separation followed by alpha-spectrometry measurements. Separation of ^{241}Am from mineralized excreta was performed by combined anion exchange and extraction chromatographic techniques (Ham 1995; Dulaiová et al. 1999). Urine samples were partially wet ashed after spiking with an ^{243}Am tracer and subsequently dry ashed at 550°C . Feces were dried at 550°C , the ash spiked with an ^{243}Am tracer, then treated with HNO_3 , and the insoluble residue was treated with HF and HNO_3 . Americium was then separated according to the protocol and electrodeposited onto a steel disc for alpha-spectrometry with PIPS (Passivated Implanted Planar Silicon) detectors.

RESULTS

Table 1 presents an overview of the results, for all 7 cases, gained in the study up to now. Individual results are presented in Tables 2 to 8. The ^{241}Am contents in skeleton presented here differ from the earlier publications (Malátová et al. 2003), as subsequent to the earlier work a voxel phantom was constructed that took into consideration head size of individual subjects, and also an assumption that the ratio of skull to whole skeletal activity is 0.125 (Lynch

Table 1. Overview of data from the cases under study.

Subject	Year of assumed intake	Years in study	Number of measurement/samples			Note
			Skeleton	Urine	Feces	
JH	1973	1995–2004	23	47	42	†2004
PV	1976	1998–2004	10	35	n/a	†2004
SS	1981	1998–2009	12	37	24	
HV	1980	1998–2009	12	44	36	
PP	1980	1998–2009	12	32	25	
FK	1987	1998–2009	12	35	27	
PS	1973	1998–2001	3	8	n/a	Abroad
Total number of the measurements			83	237	152	

Table 2. Subject JH, male, born 1935, date of assumed intake 1 January 1973.

Urine				Feces				Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
8,994	43.9	10,497	26.0	9,043	8.2	10,497	4.8	8,592	7,819
8,995	35.1	10,498	27.9	9,044	12.3	10,498	4.9	8,802	8,117
8,996	36.7	10,499	28.5	9,045	3.9	10,499	14.5	8,866	7,390
9,128	45.5	10,636	21.0	9,301	8.3	10,637	9.8	8,896	7,726
9,210	42.2	10,637	33.4	9,414	11.3	10,638	8.5	8,944	8,743
9,299	33.5	10,638	39.1	9,415	21.6	10,901	10.7	8,966	7,653
9,300	31.0	10,901	29.6	9,416	9.1	10,902	4.2	8,992	8,854
9,301	30.9	10,902	25.1	9,476	9.4	10,903	11.4	9,230	8,117
9,414	31.0	10,903	23.1	9,477	10.9	11,026	6.7	9,293	8,288
9,415	37.0	11,026	31.4	9,478	11.7	11,027	5.5	9,449	9,068
9,416	23.6	11,027	33.3	9,517	7.6	11,028	16.5	9,572	8,772
9,476	28.1	11,028	46.8	9,518	7.9	11,417	3.2	9,761	8,451
9,477	31.5	11,238	30.4	9,519	5.2	11,418	6.7	9,817	8,885
9,478	21.2	11,417	18.6	9,758	4.7	11,419	7.0	9,957	8,506
9,517	35.9	11,418	14.6	9,759	13.1	11,582	1.5	10,281	8,181
9,518	32.4	11,419	8.5	9,827	2.6	11,644	4.6	10,490	7,740
9,519	21.2	11,582	22.0	9,828	10.3	11,645	9.2	10,632	7,010
9,758	32.4	11,644	15.5	9,829	10.4	11,740	11.7	10,904	7,740
9,759	28.4	11,645	22.1	9,963	16.4			11,029	8,378
9,760	26.3	11,646	19.3	9,964	4.7			11,239	6,639
9,963	45.1	11,739	16.2	9,965	7.5			11,420	7,219
9,964	40.6	11,740	20.1	10,278	10.4			11,583	7,364
9,965	29.3	11,741	16.0	10,279	2.9			11,742	7,856
10,279	37.1			10,280	3.5				

et al. 1988) instead of 0.157 (Malátová and Foltánová 2000).

Uncertainty of data

Excreta bioassay. There are two main sources of uncertainty related to in vitro measurements of excreta: that arising from the measurement and that from biological variation. The total uncertainty was derived from the data directly, according to methodology described in Marsh et al. (2007). Uncertainty for urine data was 1.36 and 1.77 for feces.

In vivo measurements. Estimate of the uncertainty of the skeletal activity includes: measurement uncertainty, uncertainty due to reproducibility of the

detector position, activity distribution in skull, uncertainties related to Monte Carlo simulations, and the skull to skeleton ratio used for calculation of the whole skeletal content. The uncertainties were combined according IDEAS Guidelines methodology (Doerfel et al. 2006) with scattering factors of 1.31 when the size of head is known and 1.37 for unknown size.

DISCUSSION

The discrepancies between the measured data and prediction of the americium model from International Commission on Radiological Protection Publication 78 (ICRP 1997) with default parameters were found for all cases (Malátová et al. 2004; Vrba 2007b). Data for each individual case were evaluated separately with

Table 3. Subject SS, male, born 1940, date of assumed intake 27 February 1981.

Urine				Feces				Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
6,392	6.7	8,308	0.9	6,937	1.2	9,541	0.3	6,234	329
6,617	7.1	8,399	3.1	6,938	1.2	9,543	0.5	6,613	291
6,937	4.8	8,400	1.7	6,939	1	9,758	0.7	6,933	315
6,938	6.6	8,401	1.5	7,564	1.1	9,759	0.5	7,285	289
6,939	3.9	8,908	1.6	7,565	0.6	9,941	0.8	7,563	246
7,564	5.1	8,909	2.3	7,566	1.3			7,675	273
7,565	3.3	8,910	2.2	7,673	1.1			7,895	241
7,566	2.6	9,380	0.9	7,674	1			8,165	307
7,673	3.9	9,381	1.6	7,896	0.8			8,306	278
7,674	2.5	9,382	2.3	7,897	1.1			8,398	246
7,675	2.9	9,541	1.8	7,898	0.5			8,908	302
7,896	4.2	9,542	1.4	8,166	7.1			9,761	223
7,897	5.8	9,543	1.3	8,167	0.6				
7,898	3.7	9,758	0.8	8,306	0.9				
8,165	3.1	9,759	1.3	8,400	0.3				
8,166	3.1	9,939	1.3	8,401	0.6				
8,167	2.9	9,940	1.0	8,908	0.6				
8,306	4.5	9,941	1.2	8,909	0.3				
8,307	3.6			8,910	0.5				

Table 4. Subject PP, female, born 1932, date of assumed intake 25 August 1980.

Urine				Feces				Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
6,598	5.1	8,080	4.1	7,127	1.6	9,731	0.6	6,414	495
6,599	5.4	8,263	3.7	7,128	1.1	9,732	0.4	6,794	407
6,600	6.9	8,486	2.0	7,129	1.2	9,733	0.4	7,122	556
6,801	6.7	8,584	2.2	7,480	0.9	9,944	2.5	7,476	493
6,802	8.2	9,060	1.8	7,481	1.1	9,945	0.7	7,744	400
6,803	9.1	9,571	2.2	7,482	1.0	9,946	0.6	7,857	532
7,124	4.4	9,572	2.3	7,746	2.1	1,014	0.7	8,079	471
7,480	3.9	9,731	1.8	7,747	0.5			8,263	440
7,481	4.9	9,732	2.1	7,748	0.5			8,485	534
7,482	4.8	9,733	2.6	7,859	0.7			8,583	372
7,746	4.7	9,944	2.1	7,860	1.3			9,059	484
7,747	4.3	9,945	1.2	8,080	1.1			9,947	385
7,748	1.8	1,014	2.3	8,263	1.1				
7,858	5.4	1,015	3.0	8,584	0.7				
7,859	5.5	1,016	2.5	9,571	1.0				
7,860	4.5			9,572	1.1				

modified model parameters thus obtaining better fits, but such modifications lack robustness. This is due to the lack of other information (like activities in the liver or other organs) and due to the complexity of the model. Up to now, data had not been grouped together, because each case needed different parameters and therefore normalization by intakes was not possible.

The relative values, i.e., ratios of values, from different datasets were used in order to normalize measured values. Such an approach allows combining data from individual cases; however, one degree of freedom is lost. As the times of the measurements are

not exactly the same, interpolation of relevant data was used to calculate the ratio according to eqn (1):

$$p_{ij} = \frac{M_i(t)}{f_j(t)} \quad i \neq j, \quad (1)$$

where $M_i(t)$ is measured value at time t since the intake belonging to dataset i and $f_j(t)$ is value for time t of a function that fits data from the dataset j . A more stable dataset (activity in skeleton, excreted activity in urine), with lower scattering factor (excluding the systematic part of uncertainty), was used for the denominator in

Table 5. Subject HV, male, born 1939, date of assumed intake 24 May 1980.

Urine				Feces				Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
6,673	10.5	8,588	6.4	7,219	2.5	8,677	1.5	6,512	610
6,674	9.6	8,589	4.9	7,220	3.2	9,148	1.2	6,887	605
6,675	13.2	8,590	5.7	7,221	3.0	9,149	1.9	7,213	631
6,884	12.2	8,675	5.1	7,569	2.5	9,822	1.2	7,566	566
6,885	10.8	8,676	3.8	7,570	8.5	9,823	1.7	7,837	555
6,886	9.5	8,677	9.0	7,571	2.4	9,824	2.1	7,954	555
7,211	9.4	9,148	4.7	7,834	0.6	10,045	1.6	8,172	521
7,563	7.8	9,149	4.9	7,835	1.2	10,046	1.3	8,354	584
7,564	8.7	9,150	3.3	7,836	3.5	10,047	1.9	8,586	608
7,565	6.7	9,659	5.5	7,951	3.8	10,200	1.0	8,678	712
7,834	8.0	9,660	5.2	7,952	1.3	10,201	1.0	9,152	600
7,835	9.8	9,661	6.6	7,953	2.1	10,202	0.8	10,048	608
7,836	9.8	9,822	5.6	8,169	1.0	10,416	2.2		
7,951	8.6	9,823	4.8	8,170	1.7	10,418	1.2		
7,952	6.1	9,824	5.2	8,171	3.2				
7,953	9.1	10,045	6.5	8,351	1.5				
8,169	8.5	10,046	5.7	8,352	2.5				
8,170	6.1	10,047	7.0	8,588	3.0				
8,171	7.2	10,200	6.3	8,589	1.0				
8,351	8.9	10,202	6.6	8,590	1.1				
8,352	7.1	10,416	7.3	8,675	1.3				
8,353	9.5	10,417	3.4	8,676	2.0				

Table 6. Subject FK, male, born 1936, date of assumed intake 24 October 1987.

Urine				Feces				Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
4,035	8.9	5,470	3.2	4,506	5.9	7,127	2.9	3,798	385
4,036	6.3	5,641	4.1	4,507	16.7	7,128	0.9	4,184	375
4,037	5.9	5,642	2.6	5,131	2.7	7,129	1.3	4,504	340
4,181	10.8	5,643	2.9	5,133	3.9	7,335	3.1	4,856	358
4,182	10.5	5,869	2.6	5,251	3.8	7,336	1.9	5,134	380
4,183	6.5	5,973	2.7	5,252	5.3	7,337	1.5	5,254	308
4,501	7.5	6,443	3.5	5,253	2.2	7,498	1.9	5,465	350
4,502	7.5	6,961	3.7	5,468	1.8	7,499	2.0	5,644	333
4,503	5.0	6,962	2.3	5,469	1.3	7,500	2.1	5,870	293
4,853	6.6	7,127	3.7	5,470	1.1			5,968	355
4,854	8.4	7,128	2.6	5,641	1.5			6,444	377
4,855	5.8	7,129	1.5	5,643	0.6			7,338	370
5,131	4.0	7,335	5.1	5,869	1.9				
5,132	4.6	7,336	4.8	5,972	1.1				
5,133	4.9	7,337	4.5	5,973	2.2				
5,251	3.3	7,498	5.0	6,443	0.4				
5,252	3.2	7,499	6.4	6,961	3.8				
5,253	3.3			6,962	3.1				

order to minimize the difference between the measured and fitted values. A single exponential function was chosen for fitting, because it corresponded to the observed data trend and fit the data well.

Figs. 1 to 3 provide comparison of the measurements and the model prediction. The numerical value of the feces to urine ratio derived from the data presented in Fig. 1 was 0.308, when the geometric mean due to the

lognormal character of the data was used, which is in good agreement with model prediction. Observed ratios of excreted activity in feces and urine to skeletal activity (Figs. 2 and 3, respectively) decrease more than predicted by the ICRP model.

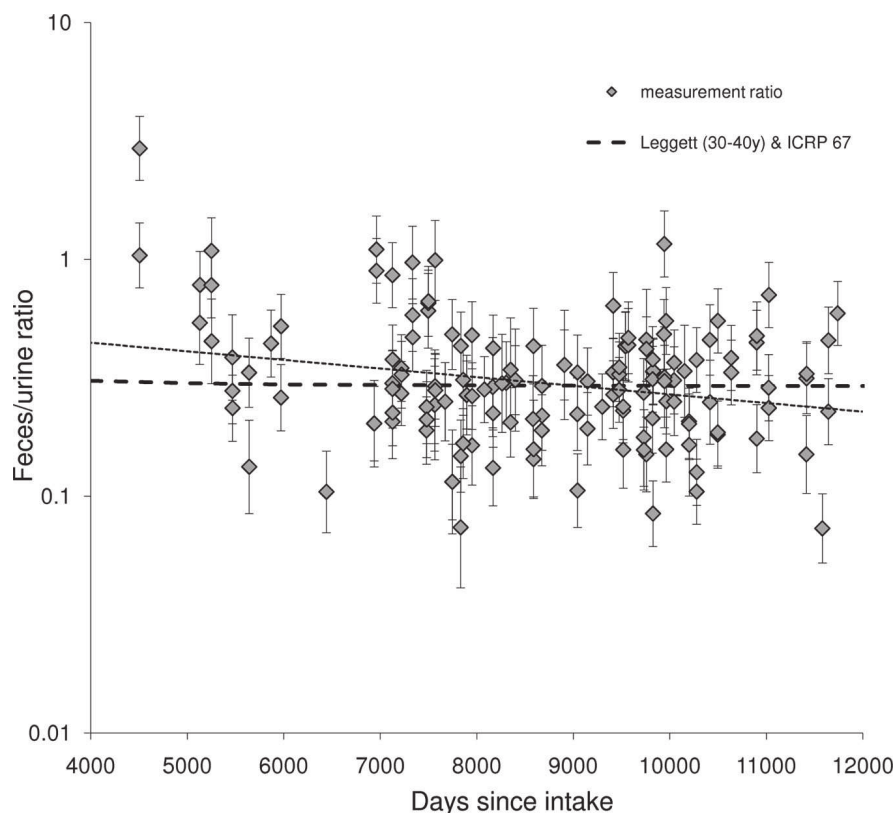
To compare the observed data with model prediction, the following procedure was performed: The skeletal data of each case were fitted with a single exponential function.

Table 7. Subject PV, male, born 1935, date of assumed intake 19 December 1976.

Urine						Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
7,930	62.4	8,456	59.6	9,421	16.8	7,764	5,270
7,931	73.9	8,457	52.3	9,422	28.0	8,149	4,825
7,932	59.1	8,825	21.3	9,602	27.2	8,458	4,542
8,155	57.8	8,826	28.1	9,603	29.0	8,817	3,997
8,156	61.5	8,827	12.5	9,604	24.4	9,083	4,338
8,157	48.2	9,080	20.5	9,793	23.1	9,203	3,876
8,236	57.5	9,081	14.5	9,794	21.5	9,423	4,705
8,237	52.3	9,082	13.8	9,795	25.1	9,605	4,261
8,238	56.8	9,200	27.4	9,913	24.3	9,796	4,375
8,239	63.3	9,201	18.6	9,914	20.9	9,915	4,625
8,240	47.7	9,202	7.8	9,915	13.6		
8,455	34.7	9,420	27.9				

Table 8. Subject PS, male, born 1946, date of assumed intake 10 June 1973.

Urine						Skeleton	
Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Daily excretion (mBq × d ⁻¹)	Days since intake	Activity (Bq)
9,171	12.2	9,191	11.3	9,486	14.2	9,173	1,776
9,172	22.5	9,484	23.2	9,487	19.8	9,489	1,613
9,187	17.6	9,485	8.8			10,211	1,591

**Fig. 1.** Observed excreted ²⁴¹Am activity ratio in feces to urine.

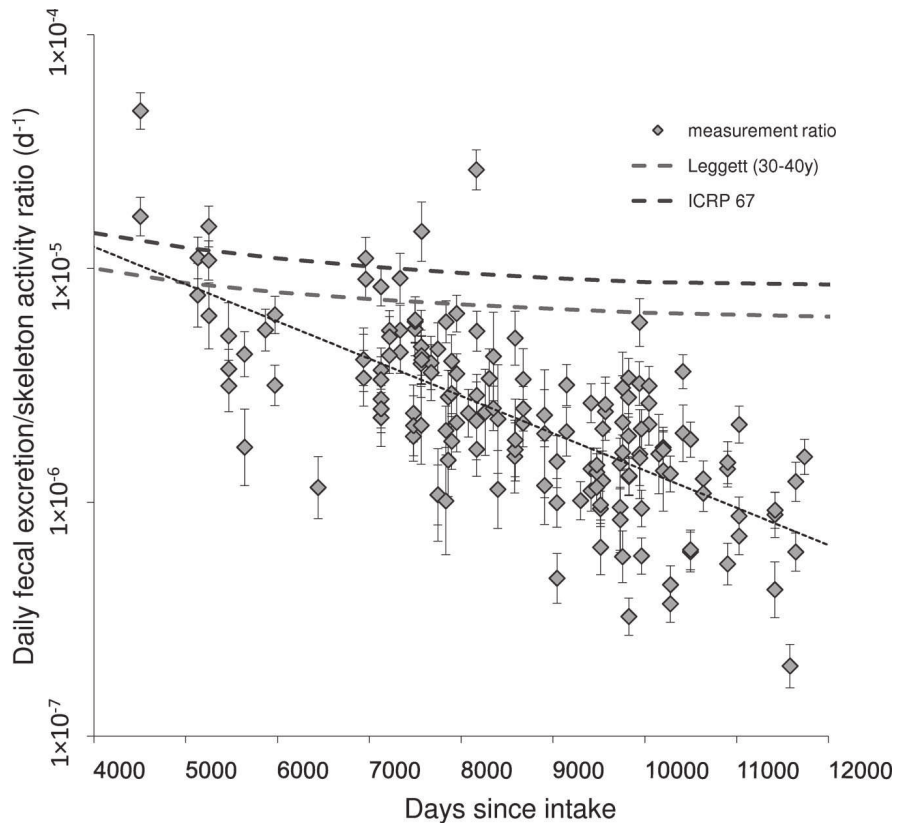


Fig. 2. Observed daily excreted ^{241}Am activity in feces to activity in skeleton.

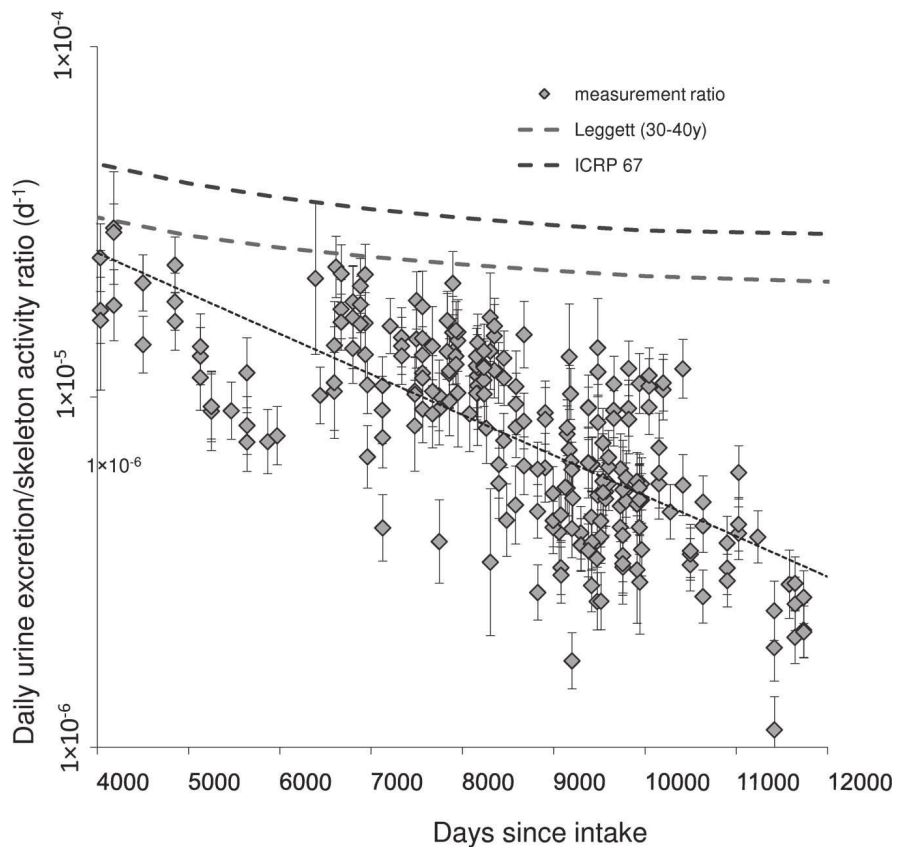


Fig. 3. Observed daily excreted ^{241}Am activity in urine to activity in skeleton.

The ICRP model prediction of metabolic retention in skeleton (sum of bone-related compartments) in the time interval from 5,000 to 10,000 d after the intake was fitted with a single exponential function as well. Experimentally obtained exponents ranged from -7.44×10^{-5} (d^{-1}) to -2.45×10^{-6} (d^{-1}) with a geometric mean of -2.47×10^{-5} (d^{-1}), which differs from the exponent value of -4.07×10^{-5} (d^{-1}) derived from the ICRP model. This could indicate that in the given time period the ICRP model prediction underestimates the skeletal retention.

Most of the workers were contaminated at an age of about 40 y, and thus Leggett's model (Leggett 1992) with parameters for this age was used. The trend of the exponential function that fits the model in the same age range as above is -3.24×10^{-5} (d^{-1}) and thus closer to the one observed.

When the same approach as for skeleton was applied for the time course of excreted activity with urine and feces, the agreement of trends was poorer. The geometric means of real data exponents are -3.14×10^{-4} (d^{-1}) for urine and -2.32×10^{-4} (d^{-1}) for feces, whereas the ones from the standard ICRP 78 model are -1.02×10^{-4} (d^{-1}) and -1.08×10^{-4} (d^{-1}), respectively. Leggett's model gives values of -8.48×10^{-5} (d^{-1}) and -8.97×10^{-5} (d^{-1}).

CONCLUSION

It follows from the presented results of analysis of about 400 samples of excreta, collected in the time period from 4,000 to nearly 12,000 d after intake of ^{241}Am , that the ratio of activity excreted in feces to the activity excreted in urine is in a good agreement with both ICRP Publication 78 and Leggett model predictions. The ratios of excreted activity in urine and feces relative to skeletal activity are lower than model predictions and have decreased significantly during the study, contrary to model predictions. The decrease in skeletal activity of all cases (83 measurements) is very moderate with a half-time of about 77 y.

Acknowledgments—The work on this project was funded by projects of the SUJB 2/2008, SSUJ200572004, and the Grant Agency of the Czech Republic 202/05/H031.

The authors would like to express their sincere gratitude to the volunteers participating in the study. The help of many colleagues from NRPI during the whole term of the study is greatly appreciated.

REFERENCES

Dettmann K, Scheler R. Der Einsatz des LEGe Teilkörperses-systems für die in vivo Bestimmung von ^{241}Am in menschlichem Skelett. Berlin: Bundesamt fuer Strahlenschutz; BfS Annual Report 1997:50–51; 1998 (in German).

- Doerfel H, Andradi A, Bailey V, Berkovski V, Blanchardon E, Castellani CM, Hurtgen C, Le Guen B, Malatova I, Marsh J, Stather J. General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data. Karlsruhe: Forschungszentrum Karlsruhe GmbH; Project IDEAS—EU Contract No FIKR—CT 2001—00160; FZKA 7243; 2006.
- Dulaiova H, Bečková V, Bučina I. Determination of americium by extraction chromatography in urine samples. Budapest: International Radiation Protection Association; IRPA Regional Congress on Radiation Protection in Central Europe; 1999.
- Filgas R, Bečková V, Fojtík P, Michálek V, Pešková V. Participation of National Radiation Protection Institute in PROCORAD intercomparisons. Acta Polytechnica 38:207–208; 1998.
- Ham GJ. Determination of actinides in environmental materials using extraction chromatography. Sci Total Environ 173/174:19–22; 1995.
- International Commission on Radiological Protection. Individual monitoring for internal exposure of workers. New York: Elsevier Science; ICRP Publication 78, Vol. 27, No. 3/4; 1997.
- Leggett RW. A retention-excretion model for americium in humans. Health Phys 62:288–310; 1992.
- Lynch TP, Kathren RL, McInroy JF. Macrodistribution of plutonium and americium in four human skeletons. J Radiol Prot 8:67–76; 1988.
- Lynch TP, Kathren RL, Dagle GE, McInroy JF. Comparative skeletal distribution of Am and Pu in man, monkey, and baboon. Health Phys 57(Suppl 1):81–88; 1989.
- Malátová I, Foltánová Š. Uncertainty of the estimation of ^{241}Am content of the human body. Radiat Protect Dosim 89:295–299; 2000.
- Malátová I, Foltánová Š, Bečková V, Filgas R, Pospíšilová H, Hölgge Z. Assessment of occupational doses from internal contamination with ^{241}Am . Radiat Protect Dosim 105:325–328; 2003.
- Malátová I, Bečková V, Vrba T, Pospíšilová H. Exposure of workers from intake of ^{241}Am in the Czech Republic. 11th International Congress of the IRPA, 24–28 May 2004, Madrid, Spain P-3a-30. Available at: <http://irpa11.irpa.net/>. Accessed 15 April 2009.
- Marsh JW, Andradi A, Bailey MR, Berkovski V, Birchall A, Blanchardon E, Bonchug Y, Castellani CM, Desai AD, Doerfel H, Dorrian M-D, Hurtgen C, Koukoulidou V, Lopez, MA, Luciani A, Malatova I, Molokanov A, Puncher M, Ratia H. Evaluation of scattering factor values for the internal dose assessment following IDEAS guidelines: preliminary results. Radiat Protect Dosim 127:339–342; 2007.
- Rühm W, König K, Malátová I, Doerfel H, Foltánová S, Sahre P, Schütz R, Wahl W. Intercomparison exercise for the determination of ^{241}Am in the human skeleton. Radiat Protect Dosim 79:517–521; 1998.
- Truckenbrodt R, Rühm W, Nosske D, König W. Application of recent ICRP models to estimate intake and dose from in vivo and excretion measurements of a single ^{241}Am inhalation case. Radiat Protect Dosim 89:287–294; 2000.
- Vrba T. Development and application of anthropomorphic voxel phantom of the head for in vivo measurement. Radiat Protect Dosim 127:201–204; 2007a.
- Vrba T. Development of realistic retrospective evaluation of effective and equivalent doses of some cases of internal contamination. Prague: Czech Technical University, Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering; 2007b. Thesis.



Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons in internal dosimetry: results of an international comparison

J.M. Gómez-Ros¹, L. de Carlan², D. Franck³, G. Gualdrini⁴, M. Lis¹, M.A. López¹, M. Moraleda¹,
M. Zankl⁵, A. Badal⁶, K. Capello⁷, P. Cowan⁸, P. Ferrari⁴, B. Heide⁹, J. Henniger¹⁰, V. Hooley⁸,
J. Hunt¹¹, S. Kinase¹², G.H. Kramer⁷, D. Löhnert¹⁰, S. Lucas¹³, V. Nuttens¹³, L.W. Packer¹⁴,
U. Reichelt¹⁰, T. Vrba¹⁵, J. Sempau⁶ and B. Zhang^{3,16}

¹ CIEMAT, Av. Complutense 22, E-28040 Madrid, Spain

² CEA DRT/LIST/DETECS/LNHB/LMD, Bât 534, F-91191 Gif sur Yvette, Cedex, France

³ IRSN DRPH/SDI/LEDI, BP6, F-92262, Fontenay-aux-Roses, Cedex, France

⁴ ENEA ION-IRP, Via dei Colli 16, I-40136 Bologna, Italy

⁵ GSF – National Research Center for Environment and Health, D-85764 Neuherberg, Germany

⁶ INTE, UPC, Barcelona, Spain

⁷ Human Monitoring Lab., Canada

⁸ Serco Assurance, Bld. A32, Winfrith Tech. Centre Winfrith, Dorchester, Dorset, DT2 8DH, U.K.

⁹ Forschungszentrum Karlsruhe, Hermann-von-Helmholtz-Platz 1, 76344 Eggenstein-Leopoldshafen, Germany

¹⁰ Techn. Univ. Dresden, 01062 Dresden, Germany

¹¹ IRD, Av. Salvador Allende, s/n, Recreio, Rio de Janeiro, Brazil

¹² Japan Atomic Energy Agency, Tokai-mura, Naka-gun, Ibaraki-ken, 319-1195, Japan

¹³ LARN Laboratory, Univ. of Namur, Rue de Bruxelles 61, B-5000 Namur, Belgium

¹⁴ AWE, Dosimetry and Radiolo. Metrology Services, Aldermaston, Berkshire, RG7 4PR, U.K.

¹⁵ NRPI, Srobarova 48, 100 00 Prague 10, Czech Republic

¹⁶ CIRP - China Institute for Radiation Protection, China

Received DATE; received in revised form DATE; accepted DATE

Abstract

This communication summarizes the results concerning the Monte Carlo modelling of Germanium detectors for the measurement of low energy photons arising from the “International comparison on MC modelling for in vivo measurement of Americium in a knee phantom” organized within the EU Coordination Action CONRAD (Coordinated Network for Radiation Dosimetry) as a joint initiative of EURADOS working groups 6 (computational dosimetry) and 7 (internal dosimetry).

© 2006 Elsevier Ltd. All rights reserved.

Keywords: Keyword 1; Keyword 2; Keyword 3

1. Introduction

The use of Germanium detectors for direct measurement of the gamma emission from the body is an effective method to assess the radionuclide body burdens in case of internal contamination (ICRU 2003). This technique requires the use of the appropriate anthropomorphic phantom with a known distribution of the considered radionuclide for calibration of the detection system. In addition to those physical phantoms, the combined use of numerical voxel phantoms and Monte Carlo (MC) methods to simulate radiation transport and detection is becoming an increasingly used alternative (Zankl et al. 2003, Gómez-Ros et al. 2007a).

In order to investigate the capabilities of different MC codes and the variations in the results when different approaches are applied to simulate such an experimental in vivo measurement, an “International comparison on MC modelling for in vivo measurement of Americium in a knee phantom” has been organized within the EU Coordinated Action CONRAD (Coordinated Network for Radiation Dosimetry), partly supported by the Sixth Framework Programme.

The purpose of this action (Gómez-Ros et al. 2007b) has been to analyze the results of the MC simulations by comparison with the reference experimental measurement, paying special attention to achieve an accurate modelling of

both, detection system and calibration phantom, according to the specifications provided by the manufacturers.

Thirteen laboratories and research groups of ten countries from Europe, America and Japan participated in this initiative. In the following, the experimental details and some important results concerning the simulation of Ge detectors for the measurement of low energy photons (below 60 keV for ^{241}Am) are outlined and discussed.

2. Materials and methods

2.1. Ge Detectors

The detection system consists of a pair of Canberra Low Energy Germanium detectors (LE Ge) mounted in an ACTII cryostat. Each detector contains a germanium crystal 25 mm thick and 70 mm in diameter. An entrance window made of carbon fibre and epoxy resin of thickness 0.6 mm is separated from the Ge crystal by a 5 mm vacuum gap. The detectors and the calibration phantom to be measured were placed inside the shielded room of the CIEMAT whole body counter (López and Navarro 2000).

The modeling of the detectors for the MC simulation is based on the technical specifications provided by the manufacturer (Moraleda et al. 2004). To prevent discrepancies usually found when using manufacturer's nominal value for the thickness of the Ge dead layer (Clouvas et al. 1998), such value has been adjusted by comparison of the measured and simulated detection efficiencies for a calibration ^{241}Am source located 30 cm from the detector along the main axis (Moraleda et al 2007).

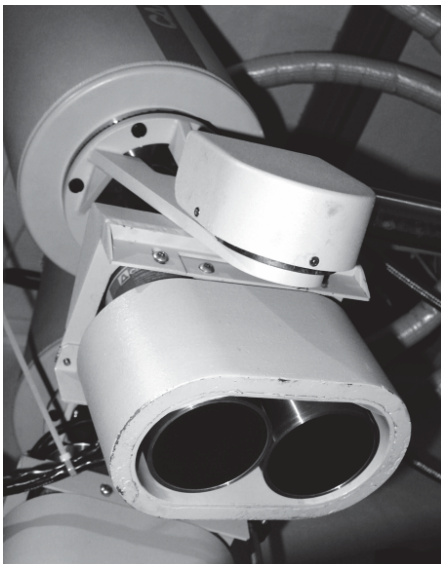


Figure 1. Detection system consisting of a pair of Canberra LE Ge detectors mounted in an ACTII cryostat.

2.2. The anthropometric knee phantom and the knee voxel phantom for Monte Carlo simulations

The Spitz anthropometric knee phantom (Spitz et al. 2000; Spitz and Lodwick 2000) is an accurate model of a human left knee made in a polyurethane-based substitute for muscle tissue and a similar polyurethane-based material adjusted to the calcium content of trabecular bone by addition of a 33% in weight of CaCO_3 (Spitz and Lodwick 2000). The phantom (Fig. 2a) consists of three sections that can be disassembled to remove the skeletal components: femur, patella, tibia and fibula. During fabrication, a given activity of ^{241}Am has been uniformly incorporated to the bone material in order to use the phantom for calibration of in-vivo measurement of Americium in the knee.

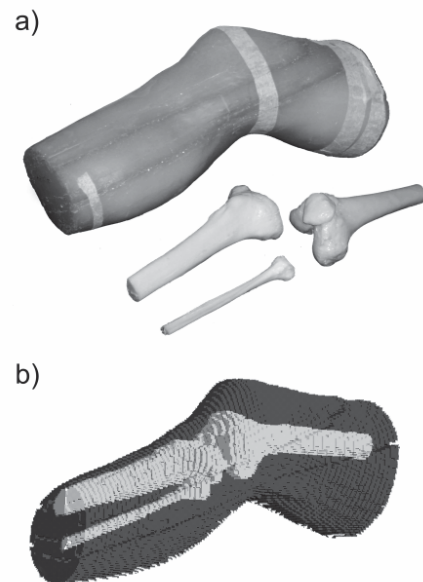


Figure 2. Experimental and numerical calibration phantoms: a) the Spitz anthropometric knee phantom; b) knee voxel phantom $2 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ voxel size (the Y axis is directed along the leg) built by automatic thresholding segmentation and filtering of a CAT of the Spitz knee phantom.

For the MC simulations, a knee voxel phantom has been built based on a computerised axial tomography (CAT) of the Spitz knee phantom described above. The original images stack (5 mm slice thickness, 0.53125 mm pixel spacing) was first shrunk to a stack of 75 slices by excluding those slices at the beginning and at the end of the stack partially shaded due to the flexion angle of the phantom and then processed by automatic thresholding segmentation and filtering to distinguish air and bones from muscle tissue (Sezgin and Sankur 2004). Finally, pixel spacing have been rescaled to 2 mm to produce a voxel phantom with 3 materials (air, muscle tissue, bone) and voxel size $2 \times 5 \times 2 \text{ mm}^3$ (Figure 2b).

3. Results and discussion

3.1. Point source measurements

Before broaching the more complex situation of in vivo measurement in the knee phantom, the simulation of a “point source measurement” with an Amersham ^{241}Am calibration source has been considered. The Amersham source (Figure 3) consists of a 1 mm diameter ^{241}Am bead between 0.5 mm polystyrene windows in a plastic (acrylonitrile butadiene-styrene) surrounding case ($11 \times 23.5 \times 2 \text{ mm}^3$) so the active bead is visible in a cylindrical hollow at the geometric centre of the source. The source was located on a wood table ($20 \times 20 \times 1 \text{ cm}^3$) at 30 cm from the centre of the carbon entrance window of the detector, along its main axis.

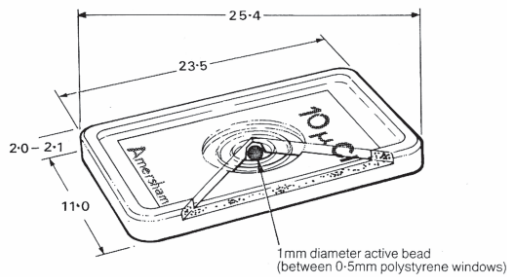


Figure 3. Schematic geometry and dimensions (in cm) of the Amersham ^{241}Am calibration source.

Figure 4 shows the measured and simulated pulse height spectra, obtained using two different MC codes, and considering both a mathematical point source and the actual Amersham source.

Although the measured and simulated peak areas at 59.54 keV agrees within a 5%, major differences can be appreciated in the region between 30-58 keV where the main contribution arises from scattered photons coming from the encapsulation. As it can be seen in Figure 4b, backscattering contribution due to the wood table is especially significant in the region closer to the main peak (around 55 keV). Some additional discrepancies have been found depending on the assumed density for the wood table and the active bead in the source, thus indicating that a more accurate determination of such values (in the case of the source, not directly available from the technical information provided by the manufacturer) would improve the agreement between the simulated and measured spectra.

Nevertheless, and for the practical purposes of efficiency calibration, the position and shape of the ^{241}Am peaks at 17.6, 21.0, 26.35 and 59.54 keV (Wahl 2006) are well reproduced in the simulations, once the complete geometry of the source and the gaussian energy broadening (Gómez-Ros et al. 2007a) in the detector have been appropriately modelled.

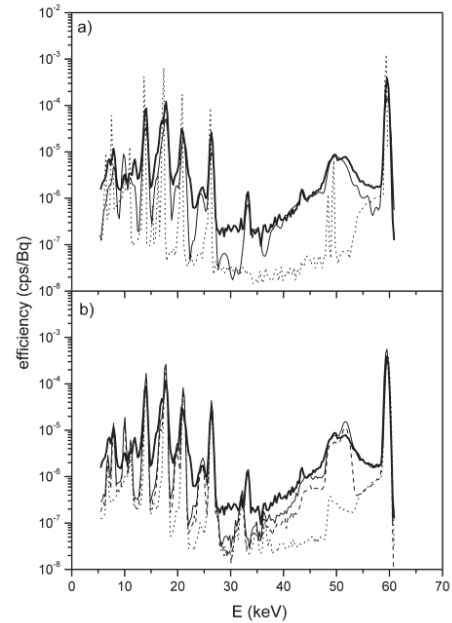


Figure 4. Pulse height spectrum of an Amersham ^{241}Am source measured with a LE Ge detector (thick solid line) and simulated (thin solid line) with two Monte Carlo codes: a) AMOS-PE; b) MCNPX 2.5. The source has been also modelled without the supporting wood table (dashed line, only in case b) and as a mathematical point source (dotted line, both in cases a and b).

3.2. Knee measurements

A simple and reproducible counting geometry with the two Ge detectors vertically located above the knee phantom was employed for the experimental measurements (Figure 5). The relative positions were accurately determined with photographs and all the geometric specifications were provided to the participants together with voxel phantom data (both the original images files and the segmented data in ASCII format).

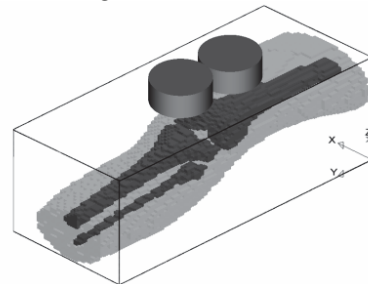


Figure 5. Axonometric 3D view of the pair of LE Ge detectors located above the knee voxel phantom to calculate pulse height spectrum and peak efficiency.

As it can be seen in Figure 6, the simulated pulse-height spectra reproduces very accurately the shape of the main peak at 59.54 keV as well as the region above 30 keV, thus indicating the accurate modelling of scattered photons in the voxel phantom. For the lower energy peaks, all the codes tend to produce slightly narrower peaks and a certain underestimation in the region between peaks. This effect does not affect the peak efficiency regions and it is related to the electrons transport models considered by the different MC codes (Menard 2004).

Detailed transport models (e.g. Penelope code, Figure 6e) provide a better agreement with the experimentally measured spectrum although this is not essential for those applications when only peak area values need to be considered.

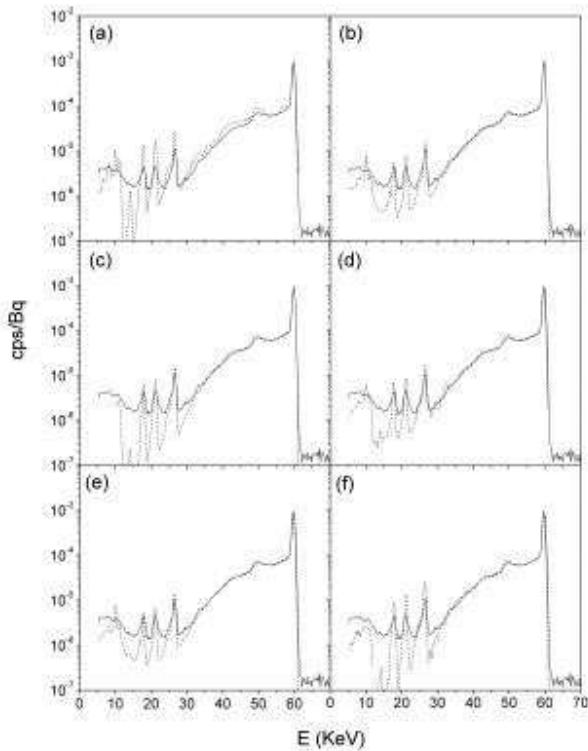


Figure 6. Comparison of the pulse height spectrum of ^{241}Am , measured in the Spitz knee phantom with the two LE Ge detectors (solid line) and simulated (dashed line) with the corresponding knee voxel phantom and different Monte Carlo codes: a) AMOS-PE; b) EGS4; c) MCBEND; d) MCNPX 2.5; e) PENELOPE; f) Visual MC.

4. Conclusions

Due to the complexity and the huge amount of information provided by the thirteen participants in this international comparison, only the most relevant results related with the simulation of the Ge detectors have been summarized above.

The simulation of the pulse-height spectrum in the Ge detectors proved to require a detailed knowledge of the complete specifications in order to accurately reproduce the experimentally measured values. This involved not only dimensions, materials composition and densities of the elements in the detectors but a realistic modelling of the counting geometry and the source (either a calibration source or a phantom) for the contribution of backscattered photons.

Despite the differences found for energies below 30 keV among the spectra simulated with different MC codes, mainly arising from the different modelling of secondary electrons transport, all the calculated peak efficiency values agree well with the measured one at 59.541 keV, thus confirming the applicability for calibration purposes.

Acknowledgements

This activity has been partially supported by the European Commission (EC) contract FP6-12684 within the 6th Framework Programme. The authors also wish to thank Dr Luis Nuñez (Hospital Puerta de Hierro, Madrid, Spain) for his assistance to perform the CAT of the Spitz knee phantom and Dr Henry B. Spitz (University of Cincinnati, USA) for the information provided about the knee anthropometric phantom.

References

- Clouvas, A., Xanthos, S., Antonopoulos-Domis, M. and Silva, J., 1998. Monte Carlo based method for conversion of in-situ gamma ray spectra obtained with a portable Ge detector to an incident photon flux energy distribution Health Phys. 74, 216-230.
- Gómez Ros, J.M., Moraleda, M., López, M.A., Navarro, T. and Navarro, J.F., 2007a. Monte carlo based voxel phantoms for in vivo internal dosimetry. Radiat. Prot. Dosim. doi:10.1093/tpd/nem199
- Gómez-Ros, J.M., de Carlan L., Franck, D., Gualdrini, G., Lis, M., López, M.A., Moraleda, M. and Zankl, M., 2007b. Monte Carlo modelling for in vivo measurements of Americium in a knee voxel phantom: general criteria for an international comparison. Radiat. Prot. Dosim. (in press).
- ICRU, 2003. Direct Determination of the body content of radionuclides. ICRU Report 69 (Bethesda, USA).
- López, M.A. and Navarro, T., 2000. A low energy Germanium detector system for lung counting at the WBC facility of CIEMAT. Radiat. Prot. Dosim. 89, 221-227.
- Ménard, S., 2004. Summary of the P7 problem: peak efficiencies and pulse height distribution of a photon Ge spectrometer in the energy range below 1 MeV. In: Gualdrini, G. and Ferrari, P. (Editors) Intercomparison on the usage of computational codes in radiation dosimetry, pp. 289-303, ENEA, Italy, ISBN 88-8286-114-7.
- Moraleda, M., Gómez-Ros, J. M., López, M. A., Navarro, T. and Navarro, J.F., 2005. A Monte Carlo-based knee phantom for in vivo measurements of ^{241}Am in bone. Nucl. Instrum Meth. A 538, 731-737.
- Moraleda, M., Lis, M., Gómez-Ros, J.M. and López, M.A., 2007. A specific voxel phantom for in vivo measurements of ^{241}Am in the knee. Radiat. Prot. Dosim. doi:10.1093/tpd/nem279
- Sezgin, M. and Sankur, B., 2004. Survey over image thresholding techniques and quantitative performance evaluation. J. Electronic Imaging 13, 146-165.
- Spitz, H.B., Jenkins, M., Lodwick, J.C. and Borschein, R., 2000. A new anthropometric phantom for calibrating in vivo measurements of stable lead in the human leg using X-ray fluorescence. Health Phys. 78, 159-169.
- Spitz, H.B. and Lodwick, J.C., 2000. Design, fabrication and evaluation of a new calibration phantom for in vivo measurement of bone-seeking radionuclides. Radiat. Prot. Dosim. 89, 275-282.
- Wahl, W. 2006. Radionuclide handbook for laboratory workers in spectrometry, radiation protection and medicine. Institute for Spectrometry and Radiation Protection. Schliersee, Germany.
- Zankl, M., Petoussi-Hens, N., Fill, U. and Regulla, D., 2003. The application of voxel phantoms to the internal dosimetry of radionuclides. Radiat. Prot. Dosim. 105, 539-547.

INTERNAL DOSE ASSESSMENTS: UNCERTAINTY STUDIES AND UPDATE OF IDEAS GUIDELINES AND DATABASES WITHIN CONRAD PROJECT

J. W. Marsh^{1,*}, C. M. Castellani², C. Hurtgen³, M. A. Lopez⁴, A. Andrasi⁵, M. R. Bailey¹, A. Birchall¹, E. Blanchardon⁶, A. D. Desai¹, M.-D. Dorrian¹, H. Doerfel⁷, V. Koukoulidou⁸, A. Luciani², I. Malatova⁹, A. Molokanov⁶, M. Puncher¹ and T. Vrba⁹

¹Health Protection Agency, Radiation Protection Division, Chilton, Didcot, UK

²ENEA, Radiation Protection Institute, Bologna, Italy

³SCK CEN, Belgian Nuclear Research Centre, Mol, Belgium

⁴CIEMAT, Centro de Investigaciones Energéticas Medioambientales y Tecnológicas, Avda Complutense 22, 28040 Madrid, Spain

⁵KFKI, Atomic Energy Research Institute, Budapest, Hungary

⁶Institut de Radioprotection et de Sécurité Nucléaire, Fontenay-aux-Roses, France

⁷Forschungszentrum Karlsruhe GmbH, Karlsruhe, Germany

⁸GAEC, Greek Atomic Energy Commission, Athens, Greece

⁹National Radiation Protection Institute, Praha, Czech Republic

The work of Task Group 5.1 (uncertainty studies and revision of IDEAS guidelines) and Task Group 5.5 (update of IDEAS databases) of the CONRAD project is described. Scattering factor (SF) values (i.e. measurement uncertainties) have been calculated for different radionuclides and types of monitoring data using real data contained in the IDEAS Internal Contamination Database. Based upon this work and other published values, default SF values are suggested. Uncertainty studies have been carried out using both a Bayesian approach as well as a frequentist (classical) approach. The IDEAS guidelines have been revised in areas relating to the evaluation of an effective AMAD, guidance is given on evaluating wound cases with the NCRP wound model and suggestions made on the number and type of measurements required for dose assessment.

INTRODUCTION

The project, 'A Coordinated Network for Radiation Dosimetry' (CONRAD)⁽¹⁾, started in April 2005 and ended in February 2008 and was funded within the EURATOM 6th Framework Programme for research and training in nuclear energy (contract no. FI6R-012684).

Work Package 5 of the CONRAD project, headed by Lopez, was dedicated to the coordination of research on internal dosimetry⁽¹⁾. This work package was sub-divided into five task groups and the work of Task Groups 5.1 and 5.5 are described in this paper.

TASK Group 5.1 covered uncertainty studies and the revision of the IDEAS guidelines⁽²⁾. Seventeen scientists from nine European countries worked within this task group, jointly coordinated by Marsh and Castellani. Task Group 5.5 dealt with the update of the IDEAS Internal Contamination Database⁽³⁾ and this task group was headed by Hurtgen.

UNCERTAINTY STUDIES

Evaluation of measurement uncertainties for internal dose assessment

The recently developed guidelines⁽²⁾ for the assessment of internal doses from monitoring data (IDEAS guidelines) suggest default measurement uncertainties (i.e. scattering factors, SF) to be used for different types of monitoring data.

The guidelines consider the measurement uncertainty as consisting of two categories: Type A and Type B. Type A uncertainties are due to counting statistics alone and Type B uncertainties are due to all other sources of uncertainty such as those relating to calibration.

The IDEAS guidelines assume that the overall uncertainty on an individual monitoring value can be described in terms of a log-normal distribution and the SF is defined as its geometric standard deviation. This approximation is applicable to cases where the counts are relatively large (i.e. when $SF_A < 1.4$). Miller⁽⁴⁾ considers this lognormal approximation to be reasonable if the ratio $\ln(SF_A) : \ln(SF_B)$ is less than one-third. In cases where the counts are low (i.e. SF_A is high) then Miller

*Corresponding author: james.marsh@hpa.org.uk

Table 1. Suggested default SF values for various types of measurements (Type B errors). Ranges are given in parentheses.

Quantity	Type B SF, SF _B
True 24 h urine	1.1 ^a
Activity concentration of ³ H in urine	1.1 ^b
Simulated 24 h urine, creatinine or specific gravity normalised.	1.6 ^b (1.3 ^c – 1.8 ^d)
Spot urine sample	2.0 ^a
Faecal 24 h sample	3 (2–4) ^b
Faecal 72 h sample	1.9 (1.5 – 2.2) ^e

^aValues given by Moss *et al.*⁽⁷⁾ based on plutonium in urine measurements of workers at Los Alamos. The SF values for true 24 h urine samples is based on the samples collected and processed under special, closely controlled, conditions.

^bValues based on judgement and on values calculated here⁽⁶⁾.

^cAt Los Alamos, Type B uncertainties, in terms of the coefficient of variation, for urine samples normalised using volume and specific gravity have been found to be 30% (i.e. a SF of 1.3)⁽⁹⁾.

^dValues given by Riddell and Britcher⁽⁸⁾ based on plutonium in urine measurements of Sellafield workers. Because sampling procedures and measurement techniques have improved over the years, recent measurements are likely to have a SF < 1.8.

^eThe SF values for 72 h faecal samples were calculated from the SF values for 24 h faecal samples.

et al.⁽⁵⁾ consider that the exact likelihood function they describe should be used. The exact likelihood function is the probability distribution of measurements, given an intake.

As part of this project, work was carried out to calculate SF values for different radionuclides and types of monitoring data using real data contained in the IDEAS Internal Contamination Database⁽³⁾. The results of this work have already been published by Marsh *et al.*⁽⁶⁾

The SF values for different types of measurements given in Table 1 were suggested by the CONRAD group as default values where information specific to the case is not available. These values are based upon the work carried out here⁽⁶⁾, the values suggested by the IDEAS project⁽²⁾ and upon the studies of Moss *et al.*⁽⁷⁾, Riddell and Britcher⁽⁸⁾ and Miller⁽⁹⁾.

The SF values suggested in the IDEAS guidelines for *in vivo* measurements are applicable to chest and total body *in vivo* measurements and are consistent with the values determined here⁽⁶⁾. It is noted that specialised *in vivo* measurements such as knee and head measurements to determine skeleton activity may have larger uncertainties compared with chest and total body activity measurements^(2, 10).

Classical statistics

Within the group, there was a great deal of debate on how to interpret probability and how to apply classical statistics to retrospective internal dosimetry. This was then compared with a Bayesian approach.

In the frequentist method, probability is interpreted as a limiting frequency of the outcome of a repeatable experiment. The uncertainty of a given parameter value is expressed in terms of a confidence interval with a specified level of confidence, for example, the 95% confidence interval. It is important to realise that the parameter value is unknown but has a fixed true value, whereas the ends of the confidence interval are variables. This means that, for example, the 95% confidence interval is interpreted as follows: if the experiment is repeated many times, calculating a confidence interval each time, then 95% of the intervals would include the true fixed parameter value. In the frequentist method, one cannot, therefore, define a probability for a hypothesis or a probability density function (p.d.f.) for a parameter. However, the p.d.f. for a parameter *estimate* can be inferred from the frequency distribution of the outcome. For example, the p.d.f. for the intake *estimate* can be inferred from the frequency distribution of the measurements for a given true intake. This approach was used to investigate the effects of different intake assumptions for the assessment of routine monitoring data.

Intake pattern assumptions for the assessment of routine monitoring data

To estimate intakes from routine monitoring data, ICRP recommends an assumption that the intake occurs at the mid-point of the monitoring period. Puncher *et al.*⁽¹¹⁾ and Birchall *et al.*⁽¹²⁾ showed that this mid-point method leads to biased estimates of intake. That is, if this method is applied over a long period of time it will tend to, on average, overestimate the worker's real intake. In order to avoid this biasing, the authors suggested that a constant chronic intake throughout the monitoring interval should be assumed. This was shown to lead to unbiased estimates of intake, i.e. if this constant chronic method is applied over a long period of time, on average it will tend to estimate the worker's total true intake. Work carried out within this project has also shown this to be true when the measurement uncertainty is assumed to have a normal distribution (i.e. the measurement itself is unbiased). It was also shown using an example of a tritiated water (HTO) contamination case that >50% of the workers will have their intake underestimated compared with the true value if the constant chronic method is applied. However, the expected (i.e. mean) value of the intake *estimates* was equal

to the true value indicating that the method is unbiased. For the mid-point method, >50% of the workers will have their intake overestimated. For routine monitoring of HTO with a monitoring period of 30 d, any overestimation or underestimation introduced by the unknown time of intake is no more than a factor of about 3 for both methods.

Bayesian statistics

In the Bayesian approach, the interpretation of probability is more general and includes a *degree of belief*. One can then speak of a p.d.f. for a parameter, which expresses one's state of knowledge about where its true value lies. Using Bayes' theorem, the prior degree of belief (i.e. what is known about a parameter value before the measurements are observed) is updated by the data to give a posterior p.d.f. for the parameter given the measurement data. The interpretation of the 90% credible interval obtained from the posterior p.d.f. is that there is a 90% probability that the true value is within the interval.

For a single measurement, the posterior p.d.f. depends on the prior distributions. However, as the number of measurements increase, the posterior p.d.f. becomes less dependent upon the prior distributions, and it is therefore more justifiable to infer conclusions from the posterior distribution.

Within the group, the Bayesian approach was implemented⁽¹³⁾ and applied to a tritiated water contamination case for comparison purposes. Good agreement between group members was obtained for the posterior distributions of the intake and the time of intake.

REVISION OF IDEAS GUIDELINES

A new webpage, <http://www.bologna.enea.it/attivita/ideas.html>, has been developed as an internal dosimetry site, providing details of the status of the IDEAS guidelines and the work related to tasks 5.1 and 5.5 of the CONRAD project.

Number and type of data required for assessment

The IDEAS guidelines suggested the minimum number and type of monitoring data required for dose assessment for some selected radionuclides based upon experience and expert judgement. Its main purpose was to illustrate the point that more measurements should be taken the greater the dose estimate. This work has been extended for different categories of radionuclides (Table 2). It should not be seen as being prescriptive at all and is intended to stimulate discussion and further work on this topic.

Effective AMAD evaluation

The guidelines suggests evaluating the effective AMAD by calculating the ratio of cumulative faecal excretion over the first 3 d to lung retention on day 3 for relatively insoluble materials⁽²⁾. This ratio is approximately equal to the initial amount deposited in the upper respiratory tract divided by the amount in the lower respiratory tract. This work has been extended to deal with ⁶⁰Co cases when there are no direct lung data but whole body data instead. In this case, the whole body measurement on day 10 is used to infer the initial amount deposited in the lower respiratory tract⁽¹⁴⁾. The ratio as a function of effective AMAD has also been expressed as a polynomial function and displayed graphically for Type M and S materials of ⁶⁰Co and ²⁴¹Am—see website <http://www.bologna.enea.it/attivita/ideas.html>.

Application of NCRP wound model

Recently, the NCRP has developed a biokinetic model for radionuclide contaminated wounds⁽¹⁵⁾. In this model, wound retention is described by five compartments and the material is removed from the wound site by transport into blood directly or via the regional lymph nodes. The NCRP model defines seven default wound retention categories relating to the chemical and physical properties of the material. There are four categories for soluble material (weak, moderate, strong and avid) and categories for particles, fragments and colloids. The particle category contains material, typically relatively insoluble, whose individual sizes are $\leq 20 \mu\text{m}$, whereas the fragment category includes larger particles and fragments whose size and/or quantity of material are sufficient to cause a foreign body tissue reaction. The colloid category consists of radionuclides that exist as frank colloidal material prior to deposition, and typically have small fractions of the deposited amount that clear rapidly from the wound site (< 20%).

No guidelines exist on how to assess wound cases. Before such guidelines can be developed, it is necessary to gain some experience in assessing wound cases. So it was agreed to use the NCRP wound model to evaluate some plutonium wound cases contained in the IDEAS Internal Contamination Database⁽³⁾. Cases where decorporation therapy was used were not considered. The following six wound cases were selected: case numbers 42, 234, 235, 236, 237 and 238. Case 42 is described by Bramson *et al.*⁽¹⁶⁾, and the other cases are described by Falk *et al.*⁽¹⁷⁾. For each case, the urine data were used to evaluate the intake.

As suggested in the IDEAS guidelines⁽¹⁸⁾, the χ^2 test was used as a measure of the goodness of fit and the fit is rejected at the 5% level of significance. A SF value of 1.7 was assumed for the urine data⁽⁶⁾.

CONRAD (INTERNAL DOSE ASSESSMENTS)

Table 2. Suggested minimum number and type of data required for the assessment of dose for some categories of radionuclides.

Category of radionuclide	Type of monitoring	Number of required monitoring data		
		$D < 1$ mSv (minimum requirement)	1 mSv $< D < 6$ mSv ^a	$D > 6$ mSv ^b
All type of alpha emitters with significant gamma component (U-235, Am-241, etc.)	Urine	—	2	3
	Faeces	1	2	3
	Whole body, critical organ or wound site, respectively.	—	2	4
All type of alpha emitters without significant gamma component (Po-210, Pu-239, etc.)	Urine	—	3	5
	Faeces	1	3	5
All type of beta emitters with significant gamma component (Co-60, I-131, Cs-137, etc.)	Whole body, critical organ or wound site, respectively.	1	2	4
	Urine	—	2	4
F-type beta emitters without significant gamma component (H-3, C-14, etc.)	Urine	1	4	8
	Urine	—	4	8
M/S-type beta emitters without significant gamma component (Sr-90, etc.)	Urine	1	2	4
	Faeces	—	2	4
Pure gamma emitters (I-123, etc.)	Whole body or critical organ	1	2	4
	Urine	—	2	4

^aThe monitoring data should cover a time range of 30 d; if the effective half-life is < 30 d, the monitoring data should cover a time range corresponding to the effective half-life.

^bThe monitoring data should cover a time range of 60 d; if the effective half-life is < 30 d, the monitoring data should cover a time range corresponding to twice the effective half-life.

The daily urinary excretion function per unit activity deposited in wound for plutonium have been provided by Ishigure⁽¹⁹⁾ for each of the default retention categories. Ishigure derived these functions by implementing the NCRP wound model and the ICRP Publication 67 systemic biokinetic model for plutonium⁽²⁰⁾. These functions were used in the assessment of these cases.

Table 3 shows a summary of the results for all the evaluations. In cases 42, 235 and 237, rogue data were identified using the procedure described in the IDEAS guidelines⁽²⁾, and these outliers were excluded from the data set. Good fits to the urine data have been obtained for four cases (case numbers 42, 234, 235 and 236). Figure 1 shows the model fit to the urine data of case 42 assuming the soluble strong default category.

For case 235, the soluble strong category gave a poor fit to the early urinary excretion data but a good fit to the data after 10 days. To improve the fit, the overall output transfer rate from the 'soluble' compartment of the NCRP wound model was reduced by a factor of 10. The resulting fit was not rejected by the χ^2 test.

It was not possible to obtain a good fit with default wound retention categories for cases 237 and 238. This is because of the large scatter of the data and because the daily urinary excretion remains practically constant during a protracted time range (up to more than 10 000 days). Further investigation is required.

Discussion inside the group covered problems on how to deal with cases where it is not possible to obtain a good fit to the data with one of the default retention categories. One suggestion was to assume a mixture of two default retention categories, either inside the 'soluble category' (weak, moderate, strong and avid) or inside the 'insoluble category' (colloid, particles or fragment). Another option would be to vary model parameter values. However, which parameters should be varied and to what extent are questions that still need to be answered.

IDEAS DATABASES

During the IDEAS project⁽²⁾, three databases: the Bibliographic Database, the Internal Contamination

Table 3. Summary of the results for the assessment of wound cases

Case number	No. of outliers	Urinary excretion behaviour	Wound retention category	Fit ^a (p -value) ^b
42	1	Decreasing	Soluble strong	Accepted (0.4)
234	0	Nearly constant	Colloid	Accepted (0.08)
235	1	Decreasing	Modified soluble Strong ^c	Accepted (0.26)
236	0	Nearly constant	Colloid	Accepted (0.27)
237	4	Nearly constant	Colloid	Rejected ^d (10^{-9})
238	0	Nearly constant	Colloid	Rejected ^d (10^{-4})

^aThe χ^2 test was used as a measure of goodness of fit and the fit was rejected at the 5% level of significance (i.e. if p -value < 0.05). A SF of 1.7 was assumed for the urine data⁽⁶⁾.

^bThe p -values are given in parentheses.

^cThe overall output transfer rate from the 'soluble' compartment of the NCRP wound model was reduced by a factor of 10.

^dNot possible to obtain a good fit with any of the default wound retention categories assuming a SF of 1.7⁽⁶⁾.

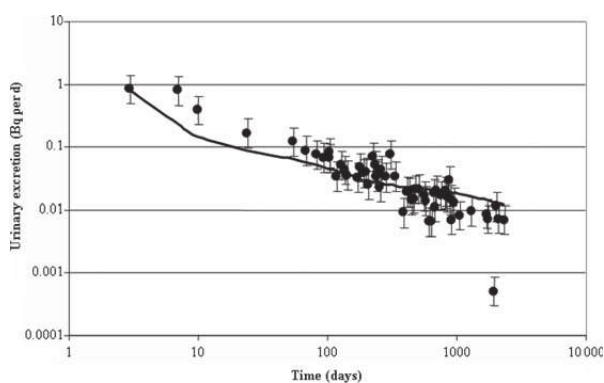


Figure 1. Model fit (—) to urine data (•) of case 42 assuming the default wound soluble strong retention category. The data point below 0.001 Bq per d was identified as an outlier.

Database and the Evaluation Database have been developed^(3, 21).

The Bibliographic Database is a compilation of publications from the literature, which contain information on cases of internal contamination from which intake and committed doses could be assessed. During the CONRAD project, new references have been added to the database, some references have been corrected and repeated references have been removed.

The Internal Contamination Database⁽³⁾ contains cases of internal contamination compiled from references of the previous database. For each case, the case description and the monitoring results are given. During the CONRAD project, new cases have been added to the database, so it now contains 255 cases.

Also available is the Evaluation Database. In Work Package 3 of the IDEAS project⁽²¹⁾, evaluations provided by the contractors were collated in an Evaluation of Cases Database.

All these databases are available for download at <http://www.sckcen.be/ideas/>. Contact Hurtgen

(churtgen@sckcen.be) if you have a contamination case with intake of radionuclides as we would like to add it to the database.

CONCLUSIONS

It was very important to draw on the group members' expertise especially in the revision of the guidelines. The CONRAD group has suggested (i) default SF values for various types of measurements and (ii) minimum numbers and types of monitoring data required for reliable dose assessment for different categories of radionuclides. However, these suggestions are open for discussion. More work is still required on developing guidelines, especially with regard to the assessment of wound cases.

Discussions among members of the group were useful in understanding the concepts of classical statistics and Bayesian statistics applied to retrospective dosimetry. In the future, it is planned to use the Bayesian approach to estimate the conditional probability of the intake or dose given the measurement data for special monitoring programmes. Such studies can be used to determine the minimum number of measurements required to estimate an intake and dose with a given uncertainty.

ACKNOWLEDGEMENTS

This work was financially supported by the European Commission, contract number FP6-12684. The authors would like to thank Eric Chojnacki (IRSN, France) and Colin Muirhead (HPA, UK) for useful discussion regarding statistics.

REFERENCES

1. Lopez, M. A., Etherington, G., Castellani, C. M., Franck, D., Hurtgen, C., Marsh, J. W., Nosske, D., Breustedt, B., Blanchardon, E. and Andrasi, A. *et al.* *Internal dosimetry: towards harmonisation and*

CONRAD (INTERNAL DOSE ASSESSMENTS)

- coordination of research. Radiat. Prot. Dosim. this volume (2008).
2. Doerfel, H. *et al.* General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data. Project IDEAS-EU Contract No. FIKR-CT2001-00160. Forschungszentrum Karlsruhe in der Helmholtz-Gemeinschaft. Wissenschaftliche Bericht FZKA 7243. (2006). Available at: <http://www.bologna.enea.it/attivita/ideas.html>.
 3. Hurtgen, C. *et al.* IDEAS internal contamination database: a compilation of published internal contamination cases. A tool for the internal dosimetry community. Radiat. Prot. Dosim. **125**, 520–522 (2007). IDEAS database available at: <http://www.sckcen.be/ideas/>.
 4. Miller, G. Statistical modelling of Poisson/log-normal data. Radiat. Prot. Dosim. **124**, 155–163 (2007).
 5. Miller, G., Martz, H. F., Little, T. and Guilmette, R. Using exact Poisson likelihood functions in Bayesian interpretation of counting measurements. Health Phys. **83**(4), 512–518 (2002).
 6. Marsh, J. W., Blanchardon, E., Castellani, C. M., Desai, A. D., Dorrian, M.-D., Hurtgen, C., Koukouliou, V., Lopez, M. A., Luciani, A. and Puncher, M. *et al.* Evaluation of scattering factor values for internal dose assessment following the IDEAS guidelines: preliminary results. Radiat. Prot. Dosim. **127**, 339–342 (2007).
 7. Moss, W. D., Campbell, E. E. and Schulte, H. F. *et al.* A study of the variations found in plutonium urinary data. Health Phys. **17**, 571–578 (1969).
 8. Riddell, A. E. and Britcher, A. R. Pluto—a software package using the maximum likelihood method to fit plutonium in urine data to an excretion function. Radiat. Prot. Dosim. **53**(1–4), 199–201 (1994).
 9. Miller, G. Los Alamos National Laboratory, MS-E546, Los Alamos, NM 87545. Private communication.
 10. Vrba, T. Development and application of anthropomorphic voxel phantom of the head for in-vivo measurement. Radiat. Prot. Dosim. **127**, 201–204 (2007).
 11. Puncher, M., Marsh, J. W. and Birchall, A. Obtaining an unbiased estimate of intake in routine monitoring when the time of intake is unknown. Radiat. Prot. Dosim. **118**(3), 280–289 (2006).
 12. Birchall, A., Puncher, M. and Marsh, J. W. Avoiding biased estimates of dose when nothing is known about the time of intake. Radiat. Prot. Dosim. **127**, 343–346 (2007).
 13. Puncher, M. and Birchall, A. Estimating uncertainty on internal dose assessments. Radiat. Prot. Dosim. **127**, 544–547 (2007).
 14. Davis, K. and Marsh, J. W. *et al.* Assessment of intakes and doses to workers followed for 15 years after accidental inhalation of ^{60}Co . Health Phys. **92**(4), 332–344 (2007).
 15. National Council of Radiation Protection & Measurements. Development of a biokinetic model for radionuclide-contaminated wounds and procedures for their assessment, dosimetry and treatment. NCRP Report No. 156. National Council on Radiation Protection and Measurements (2007).
 16. Bramson, P. E., Jech, J. J. and Andersen, B. V. Comparison of manual and computer evaluation of systemic plutonium burden. Health Phys. **22**(6), 911–920 (1972).
 17. Falk, R. B., Daugherty, N. M., Aldrich, J. M., Furman, F. J. and Hilmas, D. E. Application of multi-compartment wound models to plutonium-contaminated wounds incurred by formers at Rocky Flats. Health Phys. **91**(2), 128–143 (2006).
 18. Doerfel, H. *et al.* A structured approach for the assessment of internal dose: the IDEAS guidelines. Radiat. Prot. Dosim. **127**, 303–310 (2007).
 19. Ishigure, N. Prediction of monitoring data for ^{239}Pu accidentally injected via wound site based on the proposed NCRP wound model. Radiat. Prot. Dosim. **127**, 108–113 (2007).
 20. ICRP Publication 67. Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides: part 2. Ingestion dose coefficients. Ann. ICRP **23**(3/4) (1993).
 21. Castellani, C.-M. *et al.* IDEAS work package 3, evaluation of incorporation cases. RT/2004/2/ION, ENEA (2004).

DEVELOPMENT AND APPLICATION OF ANTHROPOMORPHIC VOXEL PHANTOM OF THE HEAD FOR *IN VIVO* MEASUREMENT

T. Vrba*

National Radiation Protection Institute, Bartoskova 28, 140 00 Prague 4, Czech republic

The *in vivo* measurement of the activity deposited in the skeleton is a very useful source of information on human internal contaminations with transuranic elements, e.g. americium 241, especially for long time periods after intake. Measurements are performed on the skull or the larger joints such as the knee or elbow. The paper deals with the construction of an anthropomorphic numerical phantom based on CT scans, its potential for calibration and the estimation of the uncertainties of the detection system. The density of bones, activity distribution and position of the detectors were changed in individual simulations in order to estimate their effects on the result of the measurement. The results from simulations with the numerical phantom were compared with the results of physical phantoms.

INTRODUCTION

The *in vivo* measurements of skeletal activity of transuranic elements (e.g. ^{241}Am) are made on the skull or bigger joints such as the knee or elbow. Calibrations with physical anthropomorphic phantoms are usually performed, but such phantoms are expensive and non-modifiable. The recent papers by Moraleda *et al.*⁽¹⁾ and Gualdrini *et al.*⁽²⁾ deal with the application of the voxel head phantom for calibration purposes, however, they use different detectors and geometries, so it is not possible to compare their results with the ones in the present article. The main goal of this paper is the application of the voxel phantom in order to distinguish the strength of the various effects influencing the detection efficiency for the gamma line of ^{241}Am (59.6 keV) of the whole body counter used in the National Radiation Protection Institute in Prague.

VOXEL PHANTOM

The source CT images of a 38-year-old woman's head and neck were acquired on a SOMATOM Sensation 64 at The Institute for Clinical and Experimental Medicine. The original study, in DICOM format, contained 880 slices with a thickness of 0.6 mm and was scanned with 0.3 mm steps. The original plane resolution was 0.466×0.466 mm per pixel. Since the slices overlap, every other slice was processed for this study. The selected data were resized with a bilinear interpolation to cubic voxels with a side of 1 mm. Three bone tissues with different densities and four soft tissues were segmented by various techniques. The external voxels in contact with the air were assumed to be skin tissue. Adipose

tissue was segmented by a threshold filter when minimal and maximal value in Hounsfield units (HU, 0 for air and 1000 for water) were 843 and 956 HU, respectively. The mean value of the selected pixels was 930 HU. The brain and spine were segmented manually. The bone tissues were divided into three subclasses according to their density. The threshold filter, with boundaries from 1275 to 1584, from 1585 to 2209 and from 2210 to maximal observed value, was used. All bone voxels were also manually corrected because high-density artefacts were observed in the CT study. The rest of the head volume, except the parts filled by air, was assumed to be skeletal muscle. Chemical compositions and densities of the tissues were taken from the literature^(3,4).

The segmented phantom was transformed from graphic form to input file for MCNPX⁽⁵⁾ software by a program written for this purpose. All skull voxels were assumed to be homogenous sources of photons with an energy of 59.6 keV in the simulations. The other photons from ^{241}Am decay were not simulated because very low detection efficiencies were observed with the measurements and physical phantoms. The simulation of two LEGe detectors, manufactured by Canberra, with an active area of 2000 mm² and a thickness of 15 and of 20 mm, was based on information provided by the manufacturer. Their inactive layers were determined experimentally. The simulated detectors were placed 3 cm off the temporal regions of the head, as in experiments. The number of primary simulated particles was 2×10^7 for all simulations. The transport of photon and electron was performed down to an energy of 1 keV and the Gaussian energy broadening (GBE) was not used. All statistical checks were passed at the ends of the simulations and the relative errors at photopeak energy bin were less than 1 per cent for each detector.

*Corresponding author: tomas.vrba@jfifi.cvut.cz

PHYSICAL PHANTOMS

Four different head phantoms were used for the calibration of the detection system. The phantom BPAM-0001⁽⁶⁾ contains a half of the skull from USTUR case No. 102⁽⁷⁾. The missing part of the skull was compensated by non-active bone. The Bfs⁽⁸⁾ and UCIN⁽⁹⁾ skull phantoms had their inner and outer surfaces labelled with ²⁴¹Am. All the mentioned phantoms were covered and filled by tissue-equivalent materials. The detection efficiency of the NRPI phantom⁽¹⁰⁾ was obtained by the movement of the planar source over the inner and outer surfaces of the inactive skull. Corrections for the missing tissues were made subsequently.

RESULTS

The effect of the detector position on detection efficiency can be described by two components. The first one is connected with the uncertainty of position in the plane parallel to the temporal bone. The second component is related to the reproducibility of the distance from the head to the window of the detector. Both components can be treated as independent and this allows them to be simulated separately. The positions of the detector's centre in the plane were changed about ± 1 cm along the Z-axis and about ± 2 cm along the Y-axis against the standard position. The results of the simulations are given in Table 1. The mean of the efficiencies is 0.0050 with relative standard deviation 9%. Results of distance variation ranging from 2.4 to 3.6 cm with a step size of 3 mm are given in Table 2. The arithmetic mean of the simulations with changed distance between the head and the detector is 0.0051 with relative standard deviation of 6%. The use of the quadratic rule for propagation of uncertainties gives a total value of 11%.

The composition and density varies among the bones in the body, but bone composition changes are not as significant as the variation in the density. The mean density of all bone tissue voxels in the phantom was determined as 1.67 g cm^{-3} . The density variation $\pm 10\%$ was assumed as maximal

Table 1. Detection efficiency for energy 59.6 keV as a function of detectors position in the plain.

Axis Z (cm)	Axis Y (cm)		
	-2	0	2
1	0.0058	0.0054	0.0049
0	0.0054	0.0051 ^a	0.0046
-1	0.0050	0.0047	0.0043

^aStandard position.

Table 2. Detection efficiency for energy 59.6 keV as a function of the detector distance from temporal region of the head.

Distance (cm)	2.4	2.7	3.0 ^a	3.3	3.6
Efficiency	0.0055	0.0053	0.0051	0.0049	0.0048

^aStandard distance.

variation due to data processing and biological variations and leads to values of average density from 1.48 to 1.84 g cm^{-3} . The modification of the density in this interval leads to a variation in detection efficiency of about $\pm 4\%$.

The overall activity obtained from the measurement of the person is also affected by contribution from other bone tissue than the skull. The most significant contribution, for the used geometry, is activity in the vertebrae of the neck, which leads to systematic overestimation of measured activity. The importance of this effect is related to the geometry of measurement and the head size. Sampling of active voxels of the skull or of the vertebrae separately allows calculation of the contribution in the simulations. The estimation of the relative contribution is expressed, under the assumption of homogeneous distribution of activity, by equation (1),

$$q = \frac{V_v \times \eta_v}{V_s \times \eta_s} \quad (1)$$

where q is the relative contribution of neck vertebrae to skull activity, V_v and V_s are volumes of vertebrae and the skull and η_v and η_s are detection efficiencies for vertebrae and skull obtained from the simulations. The simulations with three cubic voxel sizes of 0.8, 1 and 1.2 mm lead to relative overestimations of the efficiency by 5.6, 5.3 and 4.4%, respectively.

There was some evidence that head size influences the detection efficiency for the setup⁽¹¹⁾; therefore, the effect was studied by the set of simulations. In order to change the head size, the original cubic voxel side of 1 mm was changed in the range from 0.8 to 1.2 mm. This scaling covers all sizes of the head in the population. The lowest value represents a head with a perimeter measuring 44.5 cm (newborn or children) and the highest one corresponds to a head perimeter of 66.7 cm. The change of voxel side influences the thickness of the covering tissues and leads to overestimated or underestimated detection efficiency. The importance of the effect is about $\pm 5\%$ for the voxel side 1.2 and 0.8 mm, when the change of the distance between the head and the detector and of the thickness of the attenuation layer (covering soft tissues) were considered. The head

DEVELOPMENT AND APPLICATION OF ANTHROPOMORPHIC VOXEL PHANTOM

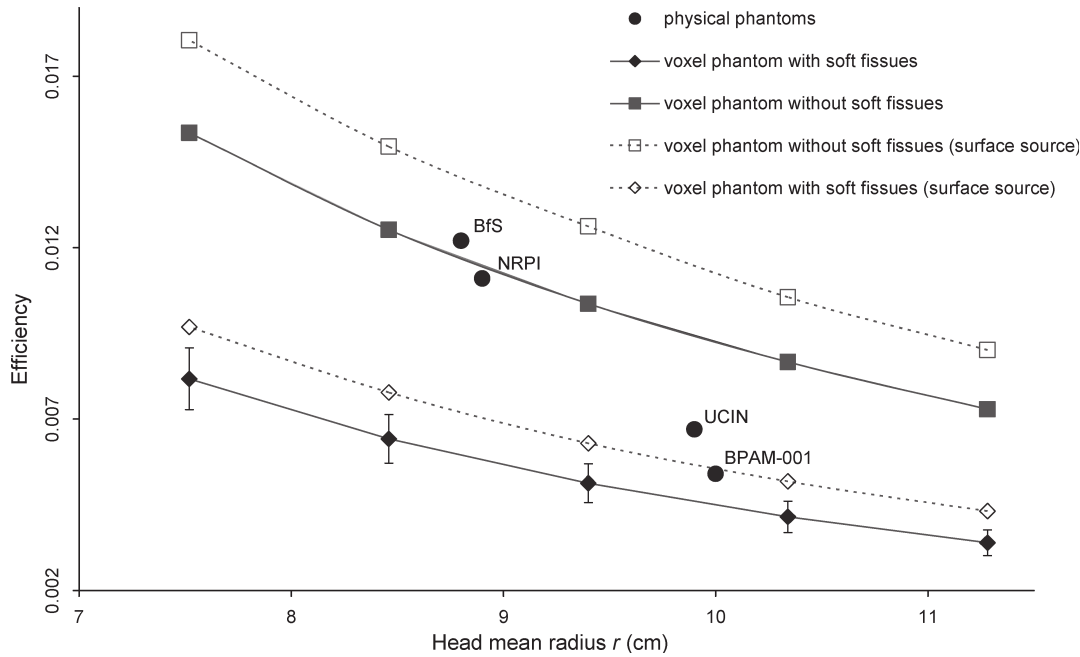


Figure 1. Dependency of detection efficiency for energy 59.6 keV on mean head radius r (cm).

size was characterised by equation (2)

$$r = \frac{A/2\pi + B/\pi + C/\pi}{3} \quad (2)$$

where r is the mean head radius, A the skull perimeter, B the half-perimeter defined from one ear to the other over the head and C the half-perimeter from the centre of the forehead sagittally to the point where the skull adjoins the neck⁽¹⁰⁾. The detection efficiency of physical and scaled voxel phantom as a function of mean skull radius is shown in Figure 1, when the correction to the increased or decreased thickness of covering tissues was applied to the efficiency of simulated phantoms with a changed voxel side. The numerical values of efficiencies (measured and computed) and sizes of the phantoms are given in Table 3.

It is generally supposed that the activity of ²⁴¹Am is homogeneously distributed in the bone volume, but artificially made phantoms as UCIN, BfS and NRPI have activity just on the inner and outer surfaces of the skull, and this fact could influence the efficiency. The set of simulations with active voxels on the surfaces of the bones were performed in order to characterise the effect. The efficiency with this sampling was from 0.0043 to 0.0097 and the graphic representation is in Figure 1.

DISCUSSION

The efficiency of voxel phantom is lower than for a physical one of comparable size. The difference,

between physical and simulated phantoms, for a relatively large head is not very important, but it becomes more significant for smaller ones, as shown in Figure 1. The efficiency discrepancy between voxel and physical phantoms has several causes, but two are important: the difference in density of soft tissue and also the activity distribution in the skull.

A CT study of the phantom BPAM-0001 was made recently⁽¹²⁾. It shows that the effective radio-density of head filling (brain) is ~540 HU in comparison to a value for the brain, which is 1037 HU⁽⁴⁾. Also, the density of the covering is lower by about 50 HU for the phantom. The simulation with soft tissues and mean radius equivalent to BPAM-001 phantom gives a detection efficiency of 0.0049, when the estimated uncertainty expressed by the relative standard deviation is 12%. The measured efficiency of the BPAM-001 is 0.0054 with

Table 3. Characteristics of the phantoms.

Phantom	r (cm)	Efficiency ^a
BPAM-0001	10.0 ^b	0.0055
UCIN	9.9	0.0067
Voxel	9.4	0.0051 ^c
NRPI	8.9	0.0110
BfS	8.8	0.0122

^aFor energy 59.6 keV.

^bValue based on CT study.

^cObtained from the simulation.

the uncertainty due to the measurement position and counting statistics of about 6%, and thus is in a good agreement with the simulation. The efficiencies for the simulations with surface activity distribution are about 22% greater than the calculations with a homogeneously distributed source. It could explain the difference between the efficiencies of the BPAM-001 and UCIN phantoms, but more information about the UCIN phantom is needed for quantitative analysis.

The measurements on the NRPI phantom were performed 3 cm from the skull and, therefore, the thickness of covering tissues, which is about 1 cm, was not taken into account. This fact also affects the head size of the phantom, which must be greater than that considered originally. The measured efficiency of NRPI phantom without any correction is 0.0179, which is comparable with the efficiency of 0.0171 obtained from the simulation adapted to the conditions of the measurement. No explanation for the very high efficiency of the BfS phantom is possible as the data about construction and composition of the phantom are not available.

CONCLUSION

Based on a CT study, a semi-anatomical voxel phantom of the head and neck with cubic voxels of 1 mm^3 was built. The uncertainty of the efficiency due to the position and distance of the detectors was estimated and was about 11%. The relative contribution of neck vertebrae to the measured activity determined by simulations with different sizes of the head is from 4.4 to 5.6%. The calculated detection efficiency for energy 59.5 keV is from 0.0031 to 0.0082 for heads with homogeneously distributed activity in the skull and perimeters (hat sizes) from 44.5 to 66.7 cm. Simulations with surface distribution of the activity lead to efficiency from 0.0043 to 0.0097, when the same perimeters were used. The changes in the bone density of about $\pm 10\%$ affect the efficiency of the phantom by about $\pm 4\%$. The efficiency of the voxel phantom is in good agreement with the BPAM-001 and NRPI phantoms, when the simulations were adapted to the true conditions of the measurements. This fact implies that the simulations with the voxel phantom are reliable and shows the weaknesses of the physical phantoms. The discrepancy for the UCIN phantom could be explained by the surface distribution of the activity, but the data are needed for quantitative analysis. More research is needed in order to find out the

reason for the big difference between the voxel phantom and BfS.

ACKNOWLEDGEMENTS

The work on this project was supported by the grant of Grant Agency of the Czech Republic 202/05/H031 and by grant of CTU Internal Grant Agency CTU0611714. The author thank D. Kautznerová M.D., director of Department of Computational Tomography in the Institute for Clinical and Experimental Medicine, for CT study.

REFERENCES

1. Moraleda, M., Gomez-Ros, J., Lopez, M. A., Navarro, T. and Navarro, J. F. *A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in vivo monitoring of ^{241}Am in skull*. Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A, Accel. Spectrom. Detect. Assoc. Equip. **526**, 551–559 (2004).
2. Gualdrini, G., Daffara, C., Burn, K. W., Battisti, P., Ferrari, P. and Pierotti, L. *Monte Carlo modelling of a voxel head phantom for in vivo measurement of bone-seeker nuclides*. Radiat. Prot. Dosimetry **115**, 320–323 (2005).
3. ICRP. *Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values*. ICRP Publication 89. Ann. ICRP **32**, 1–277 (2002).
4. Schneider, U., Pedroni, E. and Lomax, A. *The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning*. Phys. Med. Biol. **41**, 111–124 (1996).
5. Pelowitz, D. B. (ed). *MCNPX User's Manual Version 2.5.0*. Los Alamos National Laboratory report (2005).
6. Hickman, D. P. and Cohen, N. *Reconstruction of a human skull calibration phantom using bone sections from an ^{241}Am exposure case*. Health Phys. **55**, 59–65 (1988).
7. Roessler, G. S. and Magura, B. *The US transuranium registry report on the ^{241}Am content of a whole body*. Health Phys. **49**(4), 565–612 (1985).
8. Laurer, G. Letter to W. Burkhart from 8th April 1993. New York University Medical Center. Laboratory for Radiation Studies (1993).
9. Spitz, H. and Lodwick, J. *Design, fabrication and evaluation of a new calibration phantom for in vivo measurement of bone-seeking radionuclides*. Radiat. Prot. Dosimetry **89**, 275–282 (2000).
10. Malátová, I., Bečková, V., Vrba, T. and Pospíšilová, H. *Exposure of workers from Intake of ^{241}Am in the Czech Republic*. In: 11th International Congress of the IRPA, Madrid, Spain, 24–28 May 2004. 3a30 (<http://irpa11.irpa.net/papers/papers.php>).
11. Malátová, I. and Foltánová, J. *Uncertainty of the estimation of ^{241}Am content of the human body*. Radiat. Prot. Dosimetry **89**, 295–299 (2000).
12. United States Transuranium and Uranium Registries. *Annual report July 1, 2005–September 30, 2006*. USTUR - 0224-06 (Washington State University) (2007).

EVALUATION OF COMMITTED EFFECTIVE DOSES FROM INTERNAL CONTAMINATION OF ^{241}Am USING EXPERIMENTALLY DETERMINED PARAMETERS OF THE CONTAMINANT

I. Malátová*, V. Bečková and T. Vrba

National Radiation Protection Institute, Šrobárova 48, 100 00 Prague 10, Czech Republic

Internal contamination of workers with ^{241}Am has occurred a few times since the beginning of the 1970s, mainly in the workplace where radionuclide sources were produced, and later on, also during liquidation of radioactive waste. Contamination in workers was measured *in vivo* and bioassay was performed. Solubility of aerosol in lungs was studied by *in vitro* dissolution test with a simulant solution of the extracellular airway lining fluids. Model calculation for the estimation of intakes was done with the experimentally obtained parameters of aerosol, with modified times of intake, with scattering factors, including Types A and B errors, and with corrections on skull size for *in vivo* measurements. For most cases, an acceptable fit to the experimental data was obtained; for two cases with intakes taking place long time ago (~ 30 y), some changes in the model are necessary.

INTRODUCTION

Internal contamination of workers with ^{241}Am has occurred a few times since the beginning of the 1970s, mainly in the workplace where radionuclide sources were produced, and later on, also during liquidation of radioactive waste. When evaluating intakes of ^{241}Am and committed effective doses (CEDs) with the Am model from ICRP 67⁽¹⁾, different data sets were used—activity excreted with urine and faeces and measured retention in skeleton through measurement of head *in vivo*; however, some discrepancies occurred between intakes calculated from individual data sets^(2,3). Therefore, an effort was undertaken to improve model calculation with experimentally found specific parameters for absorption in lungs, with proper scattering factors for the statistical weight of individual data sets, with corrected efficiency for measurement of the head *in vivo* depending on size of the head and with more precise dates of intakes.

DESCRIPTION OF THE GROUPS OF CONTAMINATED WORKERS

Group A, which originally consisted of seven retired workers with intakes of ^{241}Am occurring in the time period from 1972 to 1987, has been tested from 1996 to 2004; at present there are four persons in the group. As a rule, each person has been measured *in vivo* twice a year and three samples of urine and three samples of faeces have been collected from each person. AmO_2 was probably the source

of contamination. Group B, consisting of seven workers, was followed for 2 y (2001–03). This group of workers from the waste department dismantled, dismounted and fragmented hermetic boxes coming from the company, in which ^{241}Am sources were produced and where internal contamination with ^{241}Am took place in the 1970s and 1980s. When internal contamination was detected, two doses of 1 g of DTPA were administered intravenously to six workers; one was not interested in the treatment. Workers were tested *in vivo* and a bioassay was performed. All the *in vivo* measurements, performed a short time after the intake, had, however, to be discarded as persistent surface contamination was observed. Later on, the activities measured *in vivo* were found to be below the limit of detection. Contaminated workers were not allowed to their workplace for 3–4 weeks, but later returned to work. It was found from smear samples and aerosol samples collected in the workplace ~ 1 y after the incident that the contamination was still present and further small intakes of ^{241}Am by workers could not be excluded.

In vivo and excretion analysis and evaluation of data

The *in vivo* counting of skeleton was performed with two low-energy germanium (LEGe) detectors placed near the head of the person undergoing test. Originally, calibration was performed with a head phantom from the US Transuranium and Uranium Registry, with the assumption that the skull is 15.7%⁽⁴⁾ of the whole skeleton mass. Activities of ^{241}Am in the excreta of Group A were determined by means of radiochemical separation followed by

*Corresponding author: irena.malatova@suro.cz

alpha spectrometry. Am was separated from totally dissolved dry-ashed faeces or wet-ashed urine spiked with the standard activity of ^{243}Am by means of ion-exchange and extraction chromatography. In the cases of recent contamination (Group B), activity of ^{241}Am in faeces was high enough and the samples were measured by gamma spectrometry in native state. When activity decreased <3 Bq per sample, samples were dried and ashed at $<550^\circ\text{C}$ and then activity was measured by gamma spectrometry. Activities of ^{241}Am in urine were determined in the same way in both groups. Intakes and CEDs were calculated using a biokinetic model for ^{241}Am ⁽³⁾, with default parameters for absorption in lungs (class M) for individual data sets separately. For Group A⁽³⁾, fairly large differences in intakes, calculated from individual data sets, were found. The data sets of experimental values for individual workers from Group B were processed simultaneously by IMBA software; however, the statistics of fitting was rather poor⁽¹⁾. It follows from the literature^(5,6) that cases with inhalation of AmO_2 or unspecified compounds were described by lung model ICRP 66⁽⁷⁾ with aerosols of combined Types M and S or by Type S. Therefore, a more exact specification of inhaled material was sought.

Uncertainty of the data

The overall uncertainty of measured values in individual data sets are given by scattering factor SF ⁽⁸⁾ (geometric standard deviation of log-normal distribution), which includes the uncertainty of the Types A and B errors with the assumption that their distribution is log-normal. The resulting scattering factor is given by

$$\text{SF} = \exp \sqrt{[\ln(\text{SF}_A)]^2 + [\ln(\text{SF}_B)]^2} \quad (1)$$

where SF_A and SF_B are the scattering factors for Type A and Type B errors, respectively.

DETERMINATION OF SOLUBILITY OF AEROSOL COLLECTED ON THE FILTER AT THE WORKPLACE

The kinetics of americium dissolution was studied by means of an *in vitro* dissolution test with a simulant solution of the extracellular airway lining fluid [simulant serum lung ultrafiltrate (SUF)]^(9,10). Preliminary experiments consisting of sequential extraction of ^{241}Am from aerosol collected from the workplace and from AmO_2 of the same origin as that processed in the boxes had shown that the aerosol contained not only AmO_2 , but also other, more soluble, americium compounds.

Material

A sample of an aerosol was collected at the waste treatment department ~ 1 y after the internal contamination of workers with ^{241}Am in 2001. Total activity of ^{241}Am on the filter was 420 Bq. SUF of composition described by Eidson and Mewhinney⁽⁹⁾ and Ansoberlo *et al.*⁽¹⁰⁾, but containing NaN_3 instead of alkylbenzyltrimethylammonium chloride as an antibacterial agent, was used to test ^{241}Am dissolution.

Dissolution

The dissolution was performed under static conditions^(11,12) at room temperature. Four discs of diameter 3.6 cm cut from the filter ($\sim 600 \text{ cm}^2$) and covered with a clean membrane filter of 0.1 μm pores on both sides to form a filter–aerosol–filter sandwich were immersed in a beaker holding appropriate volume of an SUF, and the SUF solution was changed at certain intervals. Discs D1 and D2 were immersed in the solution kept under air, which caused a rise of pH value of >7.4 , whereas D3 and D4 were dissolved in the solution in which the pH value of 7.3 was maintained by keeping it under carbon dioxide gas. After each change, the old solution was evaporated with concentrated nitric acid, and the residue was taken into diluted nitric acid and transferred to the test tube used for measurements. After the test period, the filter disc was transferred into the test tube used for measurements and immersed in diluted HNO_3 . Starting activities on the discs were calculated as sums of dissolved portions and of the residues. For the discs D1–D4, they amounted to 8.22, 9.07, 9.93 and 16.0 Bq, respectively. Activities of ^{241}Am were measured by a well-type high purity germanium detector. Detection efficiency of the well geometry and the gamma energy 59.6 keV of ^{241}Am was 0.68 for a 4-ml sample. Measurement times were governed by the demand of $<10\%$ relative error.

Results and discussion of the dissolution experiment

After the measurements, the dissolution data were fitted to a two-element exponential equation (2), which defines the dissolution fractions and dissolution rates (half times), using ‘gnuplot’ software, in which the fit command can fit a user-defined function to a set of data points (x, y) or (x, y, z) , using an implementation of the nonlinear least-squares Marquardt–Levenberg algorithm:

$$N = a_1 e^{-\lambda_1 t} + a_2 e^{-\lambda_2 t}, \quad (2)$$

where N is the undissolved fraction; a_1 and a_2 the rapid and slow dissolving fractions, respectively; λ_1 and λ_2 the dissolution rate of rapid and slow

fractions (d^{-1}), respectively; and t the elapsed time (d). Fractions a_i and dissolution rates λ_i and their standard errors were derived from the fit. Dissolution half-times were calculated from the dissolution rates. Figure 1 shows the solubility profile of ^{241}Am in the aerosol, and Table 1 gives the dissolved fractions and dissolution half-times.

Values given in Table 1 show good conformity for discs D3 and D4 and less consistency between the pairs D1 and D2 and D3 and D4. This discrepancy can be explained by the changes of pH that occurred during the test with the former pair of discs, whereas in the second test pH of the solution was maintained at a constant value of 7.3. As shown by Guilmette *et al.*⁽¹³⁾, dissolution of Pu, Am, Co and Cs is considerably affected by acidity. Further discrepancies can be caused by irregularities of aerosol deposition on the original filter. Relative consistency of D2–D4 results led us to choose D2–D4 mean for the calculations.

CORRECTIONS FOR THE SKULL SIZE

It was found that in the geometric configuration with two LEGe detectors, there is a significant dependence on the size of the skull⁽¹⁴⁾. Absolute detection efficiency for the peak 59.6 keV of ^{241}Am varied for different phantoms from 0.0055 to 0.0122.

RESULTS AND DISCUSSION

Experimentally found parameters from Table 1 were used for characterisation of the Am aerosol. As the results from discs D2 to D4 are quite close to each other—only results from D1 differ—average values from D2 to D4 were used for the model calculation. The following parameters were used for characterisation of aerosol: $f_r = 0.18$ (fraction of material with rapid absorption), $s_r = 4.2 \text{ d}^{-1}$ (rapid dissolution rate), $s_s = 0.0016 \text{ d}^{-1}$ (slow dissolution rate). In Group A, when using new parameters for the

absorption of aerosol in lungs, their influence on the resulting values of intakes was negligible, and therefore, default values for Type M aerosol were used. Correction of the efficiency of detection of ^{241}Am *in vivo* for the skull size was done; as a result, the estimated content of ^{241}Am in the skeleton generally decreased and agreement with the model improved⁽¹⁵⁾. However, activities in the skeleton in relation to excreted activity were still higher than according to model prediction. Results are given in Table 2. Similar results were found by Bull *et al.*⁽⁵⁾ and Kathren *et al.*⁽⁶⁾. The average of the period in which an intake of ^{241}Am took place is considered as the date of intake. Such intervals were known from whole-body counting, which had been performed usually once a year in which internal contamination with ^{241}Am had been found but not quantitatively evaluated then. Two cases (J.H. and P.V.) were not fitted with acceptable quality of the fit; there are serious discrepancies between measured activities in skeleton and in excretion. Data imply that the residence time in the skeleton is longer and daily excreted activity is smaller than those predicted by the biokinetic model. Further study of the change of parameters in systemic model is envisaged. For Group B, data of intakes were chosen according to work diary; in this frame, data were varied and combinations of acute and chronic intakes chosen so as to find the best-fit with the experimental data. In nearly all cases, experimentally found parameters of aerosol were used. The basis for the replacement of acute intakes at the beginning of the incident by chronic intakes was the fact that, at first, only one worker was suspected of internal contamination, and only later on, a widespread contamination all over the workplace, including clothing, hairs and skin of the workers, was revealed.

Even with the change of aerosol parameters and finding the best combination of acute and chronic intakes, in nearly all cases poor fit to the urine data was found. The fit significantly improved when all values of urine activity from samples collected ~ 1 month after the administration of DTPA were deleted, which is in agreement with La Bone⁽¹⁶⁾.

An example for the case (M.S.) is in Figure 2. Results for Group B are summarised in Table 3. The last but one column of the table gives CEDs obtained with experimentally established parameters of aerosol and the exclusion of urine activities from the time period ~ 30 d after the administration of DTPA. The last column shows the original CED⁽²⁾, obtained with default parameters, and only urine activities a short time after the DTPA administration data were deleted. The scattering factors used were rather greater than generally recommended⁽⁸⁾, as it was possible that samples of excretion sometimes didn't cover the whole 24 hours interval. For individual cases, scattering factor was decreased stepwise to

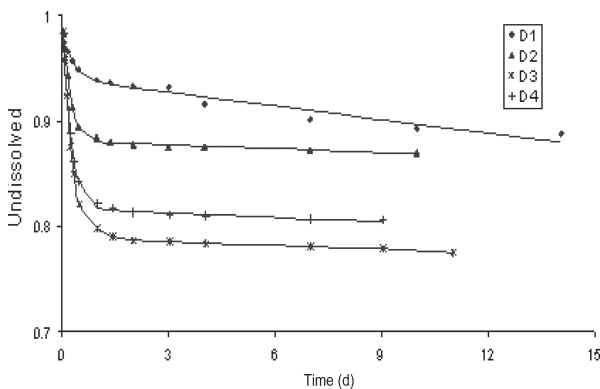


Figure 1. Dissolution of ^{241}Am from aerosol samples expressed as undissolved fraction versus elapsed time.

Table 1. Soluble fractions and respective dissolution half-time of Am from the aerosol.

Disc	a_1	T_1 (d)	a_2	T_2 (d)
D1	0.047 ± 0.006	0.230 ± 0.070	0.939 ± 0.003	152 ± 19
D2	0.127 ± 0.003	0.154 ± 0.007	0.881 ± 0.001	498 ± 99
D3	0.230 ± 0.003	0.174 ± 0.004	0.791 ± 0.001	373 ± 57
D4	0.197 ± 0.002	0.165 ± 0.004	0.817 ± 0.001	421 ± 55

Table 2. Intakes and CED for workers of Group A.

Case	Assumed year of intake	Follow-up period	Number of experimental values			Intake (kBq)	P	CED (Sv)
			Skull	Urine	Faeces			
FK	1987	1998–2004	11	24	16	4.9	0.44	0.13
PP	1980	1998–2005	11	20	14	6.0	0.51	0.16
PS	1973	1998–2004	3	8	n/a	23.8	0.57	0.64
SS	1981	1998–2005	11	24	19	4.2	0.74	0.11
HV	1980	1998–2004	11	30	22	9.1	1.00	0.25
PV	1976	1998–2001	10	32	n/a	50.6	<0.05	1.4
JH	1972	1995–2004	23	47	44	63.2	<0.05	1.7

Scattering factors used: skeleton 1.4, urine 1.5, faeces 1.95.

P , significance of goodness-of-fit between the data and the model.

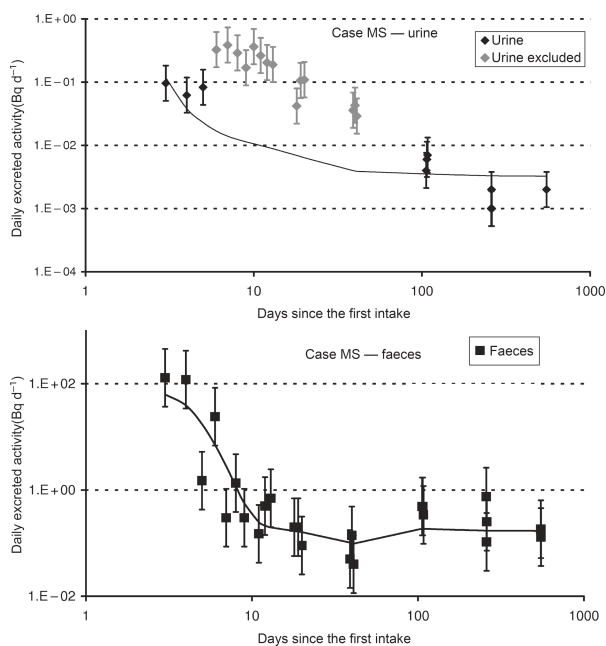


Figure 2. Worker M.S.—observed activity in urine and faeces with fitted curves by maximum-likelihood method (IMBA software). DTPA was administered on days 5 and 8, urine data excluded from the fit are from days 6 to 41.

obtain good statistics and reasonable agreement with the measured data. Also, the real-time pattern of intakes was probably much more complicated than

constant chronic intake through some time interval. In two cases (V.V. and F.H.) for some intakes, Type S aerosol parameters were used. It was possible that during different operations and during different time periods of intakes, characteristics of the aerosol differed. The continuous intakes were estimated to be approximately from 0.06 to 0.7 Bq d^{-1} in most cases. This means that even after a thorough investigation and cleaning of the workplace, some workers obtained up to 10 mSv y^{-1} due to chronic intakes.

CONCLUSIONS

It has already been proved many times that for the realistic estimates of the dose from intake of radionuclides, knowledge of the time pattern of intake is the most important. Experimentally found parameters of the aerosol play only a secondary role; when new parameters were used for the same intake pattern and same number of experimental data of activities in urine and faeces, there was no significant change in the dose; only a better fit to the model expressed in greater value of P (significance of goodness-of-fit between the data and model). Significant improvement of fit of the data with model occurred when activities excreted with urine from ~ 30 d after the administration of DTPA were deleted from the fit. For *in vivo* measurement of ^{241}Am content in the skeleton, correction for the size of skull is an important factor too.

INTERNAL CONTAMINATION OF ²⁴¹AM

Table 3. Calculated Intakes and CEDs for workers of Group B.

Worker	1st intake		Later intakes		Statistics			CED [mSv]	CED orig. ⁽²⁾ [mSv]
	Date (2001)	Activity [Bq d ⁻¹]	days since the 1st intake	Activity [Bq d ⁻¹]	SF urine	SF faeces	P		
MS	9–10 July	223	60–550	0.38	1.9	3.5	0.66	11.5	33
PVe	9 July inhalation	135	30–118	0.06	1.3	3.5	0.67	2.8	3.7
	7 August ingestion	1150							
VV	10–20 July	180*	40–600	0.66	1.9	4	0.43	22.2	20.7
KH	12–15 July	197	40–600	0.17	1.8	4	0.29	12.5	34.2
VS	15–19 July	37	30–170	0.29	1.7	3	0.76	3.4	4.9
LZ	18 July	334	30–120	0.21	1.5	3	0.62	6.4	16.2
FH	13–18 July	123	30–60	2.0	2.2	5	0.49	25.7	36.3
			61–155	4.2					
			156–605	1.6*					

In all cases, experimental parameters for the absorption in lungs were used with the exception of cases, marked by asterisk.

SF, scattering factor used for the set of the data.

P, significance of goodness-of-fit between the data and the model.

FUNDING

The work was supported by the Grant Agency of the Czech Republic 2092/05/H031 and projects SSUJ 200572004 and SUJ/99/VK of state office of nuclear safety of the Czech Republic.

REFERENCES

- International Commission on Radiological Protection. *Age-dependent doses to members of the public from intake of radionuclides, Part 2. Ingestion dose coefficients*. ICRP Publication 67. Ann. ICRP **23**(3–4) (Oxford: Pergamon Press) (1993).
- Malátová, I., Bečková, V., Pospíšilová, H. and Filgas, R. *Contamination of seven workers with ²⁴¹Am*. Radioprotection, **40**, 447–461 (2005).
- Malátová, I., Foltánová, Š., Bečková, V., Filgas, R., Pospíšilová, H. and Hölgge, Z. *Assessment of occupational doses from internal contamination with ²⁴¹Am*. Radiat. Prot. Dosim. **105**(1–4), 325–328 (2003).
- International Commission on Radiological Protection. *Report of the task group on reference man*. Report 23 (Oxford: Pergamon Press) (1975).
- Bull, R.K., Morrison, R.T., Talbot, R. and Roberts, G.A. *An intake of americium oxide powder: implications for biokinetic models for americium*. Radiat. Prot. Dosim. **105**(1–4), 369–373 (2003).
- Kathren, R.L., Lynch, T.P. and Traub, R.J. *Six-year follow up of an acute ²⁴¹Am inhalation intake*. Health Phys. **84**(5), 576–581 (2003).
- International Commission on Radiological Protection. *Human respiratory tract model for radiological protection*. ICRP Publication 66. Ann. ICRP **24**(1–3) (Oxford: Pergamon Press) (1994).
- Doerfel, H. *et al. General guidelines for the estimation of committed effective dose from incorporation monitoring data*. Project IDEAS—EU Contract No FIKR- CT2001-00160, FZKA 7243 (2006).
- Eidson, A.F. and Mewhinney, J.A. *In vitro dissolution of respirable aerosols of industrial uranium and plutonium mixed-oxide nuclear fuels*. Health Phys. **45**(6), 1023–1037 (1983).
- Ansoborlo, E., Hengé-Napoli, M.H., Chazel, V., Gilbert, R. and Guilmette, R.A. *Review and critical analysis of available in vitro dissolution tests*. Health Phys. **77**(6), 638–645 (1999).
- Eidson, A.F. and Mewhinney, J.A. *In vitro solubility of yellowcake samples from four uranium mills and the implications for bioassay interpretation*. Health Phys. **39**, 893–902 (1980).
- Khokhryakov, V.F., Suslova, K.G., Tsevelyova, I.A., Aladova, E.E. and Filipy, R.E. *Classification of alpha-active workplace aerosols based on coefficient of transportability as measured by the dialysis method*. J. Radioanal. Nucl. Chem. **234**(1–2), 209–212 (1998).
- Guilmette, R.A., Hoover, M.D., Newton, G.J., Howard, R.J., Ortiz, R.N., Thomas, J.M. and Trotter, S.M. *The effect of in vitro dissolution system parameters for measuring the solubility of uranium aerosols*. In: 10th Congress of the IRPA, Hiroshima, P-3a-158, 14–19 May, 2000 (2000).
- Malátová, I. and Foltánová, Š. *Uncertainty of the estimation of ²⁴¹Am content of the human body*. Radiat. Prot. Dosim. **89**(3–4), 295–299 (2000).
- Malátová, I., Bečková, V., Vrba, T. and Pospíšilová, H. *Exposure of workers from intake of ²⁴¹Am in the Czech Republic*. In: 11th International Congress of the IRPA, Madrid, Spain, 24–28 May 2004. Available at <http://irpa11.irpa.net/papers/papers.php>.
- La Bone, T.R. *Evaluation of intakes of transuranics influenced by chelation therapy*. In: Internal Radiation Dosimetry. Raabe, O.G., Ed. (Madison, WI: Medical Physics Publishing) (1994).