České vysoké učení technické v Praze
Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská

Czech Technical University in Prague
Faculty of Nuclear Sciences and Physical Engineering

Ing. Tomáš Vrba, Ph.D.

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

Application of Monte Carlo method to in-vivo measurements of actinides activity in the skeleton

Summary

The lecture deals with the calibration of in-vivo detection system used for quantitative measurement of ^{241}Am activity in the human skull. A large section is devoted to an explanation of the very different detection efficiencies of the physical calibration phantoms. Radiation transport employing Monte Carlo method and voxel phantoms have identified three key parameters affecting the detection efficiency. The efficiency depends on the size of the phantom, the distribution of ^{241}Am activities and the material composition of phantoms. The second part of the lecture is trying to find an alternative approach to calibration of the detection system. Properties of voxel phantoms, with respect to the intended application, are the main scope. Three potential sources of uncertainty are discussed there: the geometric accuracy (resolution), the uncertainty due to segmentation process and material composition. The acquired knowledge is practically applied to the detection system of the National Radiation Protection Institute in Prague at the end of the lecture.

Souhrn

Přednáška se věnuje problematice kalibrace in-vivo detekčního systému pro potřeby kvantitativního měření aktivity ^{241}Am v lidské lebce. Značná část je věnována vysvětlení rozdílným detekčních účinnosti různých fyzikálních kalibračních fantomů. Simulací transportu záření metodou Monte Carlo s použitím voxelových fantomů byly identifikovány tři klíčové parametry ovlivňující detekční účinnost: závislost na velikosti fantomu, rozložení aktivity ^{241}Am a materiálovém složení fantomů. Druhá část přednášky se snaží nalézt alternativní přístup ke kalibraci detekčního systému. Hlavní náplní je zkoumání vlastností voxelových fantomů vzhledem k uvažované aplikaci. Jsou zde diskutovány tři potenciální zdroje nejistot: geometrická přesnost (rozlišení), nejistota segmentace a materiálové složení. V závěru přednášky jsou poznatky prakticky použity na detekčním systému Státního ústavu radiační ochrany v Praze.

Klíčová slova

voxelové fantomy, americium 241, in-vivo měření, výpočetní kalibrace, Monte Carlo

Keywords

the voxel phantoms, americium 241, in-vivo measurement, computational calibration, Monte Carlo

Obsah

1 Úvod 6
1.1 Hodnocení interního ozáření 6
1.1.1 Kalibrace in-vivo detekčního systému 7
1.1.2 Voxelové fantomy 7
1.2 Stanovování kostní aktivity transuranů 8
2 Užité materiály a metody 8
2.1 Standardní metody a vybavení 9
2.1.1 Fyzikální fantomy 9
2.1.2 Transport záření – MCNPX 10
2.2 Vyvinuté materiály a metody 10
2.2.1 Střední poloměr hlavy 10
2.2.2 Voxelové fantomy 11
2.2.3 Modely detektorů 11
3 Fyzikální kalibrační fantomy 11
4 Studium vlastností voxelových fantomů hlavy 14
4.1 Geometrická přesnost 14
4.2 Nejistota segmentace 15
4.3 Materiálové složení 17
4.4 Celková nejistota 18
5 Použití výpočetních metod v praxi 18
5.1 Staré případy vnitřního ozáření 18
5.2 Studium geometrie měření 19
6 Závěr 22
7 Citovaná literatura 24
Ing. Tomáš Vrba, Ph.D. – odborný životopis 26

1 Úvod

Radiační ochrana dělí ozáření lidí na externí a interní. Externí ozáření pochází ze zdrojů ionizujícího záření (IZ) mimo lidské tělo a dobrým příkladem je například diagnostické rentgenové vyšetření. Naproti tomu interní ozáření způsobují radionuklidy (RN), které se nacházejí nebo do těla jedince vstupují. Ozáření ze zdrojů vně i uvnitř těla je třeba kvantitativně hodnotit. Znalost absorbované dávky v tkáních nebo orgánech je nezbytným krokem k odhadu ekvivalentní nebo efektivní dávky.

Výpočty potřebné k stanovení absorbovaných dávek z externího ozáření uvažují geometricky různé expoziční situace. Tyto výpočty a odezva vhodného detektoru zpravidla postačují ke stanovení dávkových veličin. U interního ozáření se každý orgán lidského těla může v důsledku přítomnosti RN 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←S; E). Absorbovaná frakce je podíl energie absorbované v cílovém orgánu T z celkově uvolněné energie v orgánu S. Ekvivalentní dávka z jedné přeměny RN v orgánu S je dána specifickou efektivní energií

$$SEE(T \leftarrow S) = \sum_i \mathrm{w}_{R,i} \times Y_i \times E_i \times AF(T \leftarrow S; E_i) / M_T \ , \qquad \textit{Rovnice 1}$$

kde Y_i je výtěžek částice i-tého typu (na jednu přeměnu), E_i je energie i-té částice (v joulech), M_T je hmotnost orgánu T v kilogramech, AF(T←S;E_i) je absorbovaná frakce a w_R její radiační váhový faktor. Úvazek efektivní dávky se vypočte z rovnice 2

$$E(\Delta t) = \sum_T w_T \times \sum_S \sum_j SEE(T \leftarrow S; t)_j \times \int_{t_0}^{t_0+\Delta t} q_{S,j}(t) dt \ , \qquad \textit{Rovnice 2}$$

kde $q_{j,s}(t)$ je aktivita RN j přítomná v orgánu S v čase t, a SEE je specifická efektivní energie, Δt je buď 50 nebo 70 let a w_T je tkáňový váhový faktor.

1.1 HODNOCENÍ INTERNÍHO OZÁŘENÍ

Stanovení úvazku efektivní nebo ekvivalentní dávky je závislé na počtech přeměn RN v jednotlivých orgánech lidského těla. Zdroj IZ ozařuje subjekt s časem proměnnou intenzitou, která odráží nejen fyzikální přeměnu RN, ale i biologické procesy. Prvním krokem k odhadu úvazku efektivní dávky je stanovení tělem přijaté aktivity, tzv. příjmu v becquerelech (Bq). V nukleární medicíně jsou podávané 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.

Měření potřebná ke stanovení příjmu se dělí do dvou skupin, na přímá a nepřímá. Mezi nepřímá měření patří především stanovování aktivity v biologických vzorcích (moč, stolice). Přímá měření, označovaná výrazem in-vivo, se provádí pomocí detektorů IZ umístěných okolo subjektu tak, aby zaznamenávaly záření vycházející z celého těla nebo některé jeho části. Mezi přednosti in-vivo měření patří rychlost a informace o aktuální distribuci RN. Na druhé straně mají i značná omezení, mezi které patří jejich nižší použitelnost. Lze jimi stanovovat aktivity jen takových RN, které emitují pronikavé záření. Za dostatečně pronikavé lze považovat fotony s energií více než cca 20 keV[1]. Dostatečná energie elektronů pro tvorbu detekovatelného brzdného záření je v řádu stovek až tisíců keV.

V oblasti fotonového záření s energií desítek keV je odezva detekčního systému silné 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 mimo jiné ^{241}Am a ^{239}Pu. Stanovování jejich aktivity pomocí in-vivo měření je poměrné obtížné, neboť jsou v těle distribuovány velmi nehomogenně [1].

1.1.1 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 (fantomů), které mají známou aktivitu RN a tvarem a složením se podobají měřenému subjektu nebo jeho části. Kalibrace pomocí fyzikálních fantomů je sice přímočará, ale má i svá úskalí. Konstrukce a výroba fyzikálních fantomů není snadná a zapůjčení nebo pořízení fantomu je finančně a časově náročné. Hlavní slabinou fyzikálních fantomů je jejich neměnná velikost, svázanost s jedním užitým RN jakož i omezená přesnost. Nejslibnější alternativou fyzikálních fantomům se ukázala aplikace matematických modelů (voxelových fantomů) a softwaru simulujícího transport záření metodou Monte Carlo (MC).

1.1.2 Voxelové fantomy

Voxelová geometrie je zpravidla definována pomocí trojdimenzionální mříže. Mříží se prostor rozdělí na elementární objemy, tzv. voxely. Libovolný objekt lze definovat skupinou voxelů s patřičnými vlastnostmi. Geometrická přesnost takto reprezentovaného objektu je závislá na velikosti elementu. Zmenšováním voxelu se model objektu blíží skutečnosti, ale zároveň roste

[1] 1 eV =1,602×10^{-19} J

množství voxelů, a tedy potřeba paměti a výpočetního výkonu. Voxelové fantomy lidského těla se vytvářejí na základě dat z medicínských zobrazovacích modalit. 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. Finálním produktem bez ohledu na segmentační metodu je trojdimenzionální matice, v níž každému elementu je přiřazeno konkrétní číslo definující příslušnost k nějakému orgánu.

1.2 STANOVOVÁNÍ KOSTNÍ AKTIVITY TRANSURANŮ

Stanovení kostní aktivity transuranů je komplikováno nehomogenní distribucí a poměrně nízkou energii 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 3

$$A_{skel} = A_{lebka} \times w = \frac{n_E(\Delta t)}{\eta \times Y_E \times \Delta t} \times w, \qquad \textit{Rovnice 3}$$

kde η je spektrometrická účinnost detekčního systému na jeden emitovaný foton, Y_E je výtěžek fotonů s energií E na 1 Bq radionuklidu, Δt je délka 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 nejvzdálenější od ostatních orgánů akumulujících nebo obsahujících měřené radionuklidy (např. játra, plíce). Těmto kritériím z lidské kostry nejvíce vyhovuje lebka, loket a koleno.

Výše byly načrtnuty obrysy in-vivo měření v kontextu radiační ochrany. Ústředním téma přednášky je zpřesnění kalibrace pro stanovení lebeční aktivity ^{241}Am. Přesnější kalibrace a znalost její 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.

2 Užité 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.

2.1 STANDARDNÍ METODY A VYBAVENÍ

V přednášce jsou prezentována data, která byla naměřena pracovníky Státního ústavu radiační ochrany (SÚRO) v Praze. Celotělový počítač SÚRO byl v době habilitační práce vybaven čtyřmi detektory, které popisuje 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	kompozita	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
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.

2.1.1 Fyzikální fantomy

Ke kalibraci celotělového počítače bylo postupně použito celkem čtyř fyzikálních hlavových fantomů. Užité fantomy lze rozdělit podle realističnosti do tří skupin. Nejblíže realitě je fantom BPAM-001, který byl vytvořen na základě případu 102 pozorovaného v United States Transuranium and Uranium Registries (USTUR) [2]. V druhé skupině jsou fantomy UCIN (University of Cincinnati) [3] a BfS (Bundesamt für Strahlenschutz), které vznikly uměle nanesením známé aktivita ^{241}Am na neaktivní lidské lebky. Poté byly lebky vyplněny a obaleny tkáňově ekvivalentními materiály (UCIN) nebo parafínem (BfS). Kalibrační konstanta fantomu SÚRO vznikla jako superpozice odezev plošného zdroje ^{241}Am posouvaného po vnitřním a vnějším povrchu reálné lebky. Získaná detekční účinnost byla opravena na zeslabení v měkkých tkáních hlavy [4]. Fotografie všech fantomů jsou na obrázku 1.

Obrázek 1 Fotografie fyzikálních fantomů (zleva: BPAM-001, UCIN, BfS, SÚRO)

Souhrnné informace o všech použitých fyzikálních fantomech lze nalézt v tabulce **2**.

Tabulka 2 Označení a základní parametry fyzikálních fantomů

fantom	distribuce aktivity	aktivita (Bq)[b]	náhrada měkkých tkání	voxelový model
BPAM-001	skutečná, 25 let po příjmu	303	TE[c]	Ano
UCIN	povrchová[a]	59000	TE[c]	Ne
BfS	povrchová[a]	5400	parafín	Ano
NRPI	plošný zdroj	-	není	Ano

[a] omezená informace, [b] aktivita k datu výroby, [c] tkáním ekvivalentní

2.1.2 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 v četně 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 [5].

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 (v cm): obvod hlavy (A), vzdálenost od ucha k uchu přes temeno (B) a vzdálenost od půle čela po týlní hrbol (C). Střední poloměr hlavy se vypočte z rovnice 4.

$$r = (A/2 + B + C)/3\pi \qquad \textit{Rovnice 4}$$

2.2.2 Voxelové fantomy

V průběhu práce byly vytvořeny celkem čtyři voxelové fantomy. Primární data pro tvorbu fantomů pocházela z výpočetní tomografie. Souhrnné informace o voxelových fantomech poskytuje tabulka 3. Materiálové složení fantomů lze nalézt v publikacích [6] [7].

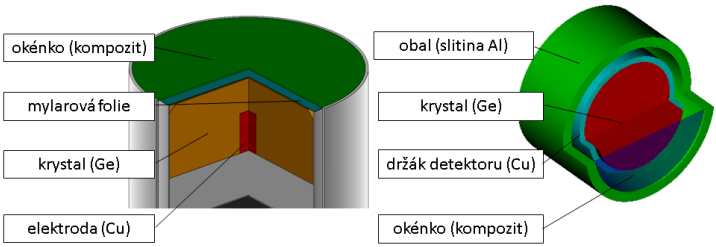
Tabulka 3 Přehled vytvořených voxelový fantomů

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

[a] střední poloměr hlavy

2.2.3 Modely detektorů

Reálné detektory z kapitoly 2.1.1 byly modelovány na základě dostupných dat od výrobce a některé jejich parametry byl stanoveny experimentálně. Trojdimenzionální modely detektorů jsou znázorněny na obrázku 2.

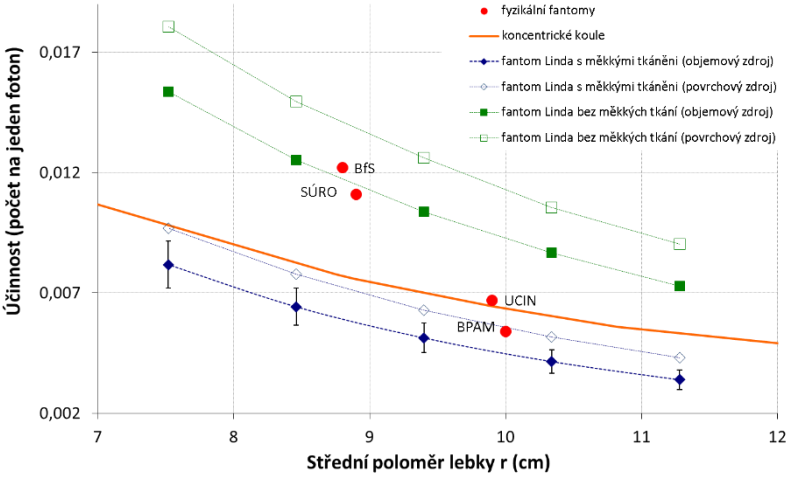


Obrázek 2 Modely reálných detektorů (Ortec LX-70450-30P4- vlevo, Canberra GL2020R – vpravo)

3 Fyzikální kalibrační fantomy

Původní geometrie měření využívala dva detektory (13 a 20), které byly umístěn 3 cm od spánkových kosti měřené osoby. Pro toto uskupení existovaly čtyři rozdílné kalibrační konstanty stanovené pomocí fantomů BfS, UCIN, BPAM-001 a SÚRO. Minimální a maximální hodnota kalibrační konstanty se lišila více než dvojnásobně. Pozorovaný nesoulad byl publikován již v práci Malátové a kol. [8], ale žádné daty podložené vysvětlení nebylo podáno. 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. Tento přístup nevedl k vysvětlení, a proto byl vytvořen voxelový fantom Linda [6]. Simulace s tímto fantomem uvažovaly různou velikost lebky, distribuci RN a nepřítomnost měkkých tkání. Uvažované konfigurace představují mezní stavy fyzikálních fantomů a výsledky jsou vykresleny na obrázku 3. Z obrázku je patrný nemalý vliv zkoumaných parametrů na detekční účinnost. Na druhé straně neposkytuje přímé vysvětlení rozdílné účinnosti fyzikálních fantomů BfS a BPAM-001.



Obrázek 3 Závislost sumární detekční účinnosti detektorů 13 a 20 pro energii fotonu 59,54 keV na středním poloměru hlavy

Teprve uvolnění CT dat fantomu BPAM-001 a zapůjčení fantomu BfS otevřelo cestu k přímé konfrontaci těchto fantomů s jejich voxelovými reprezentacemi. Již letmý pohled na CT řezy obou fantomů ukázal na nedostatečnou výplň nahrazující mozek nebo na nerovnoměrnou tloušťku povrchové krycí vrstvy fantomu BPAM-001. Detailnější studium odhalilo, že některé užité materiály mají nižší zeslabení, než by odpovídalo reálným tkáním (fantom BfS je obalen a vyplněn parafínem). U fantomu BPAM-001 se přišlo na rozdílnou velikost a nepřesné sesazení dvou polovin lebek.

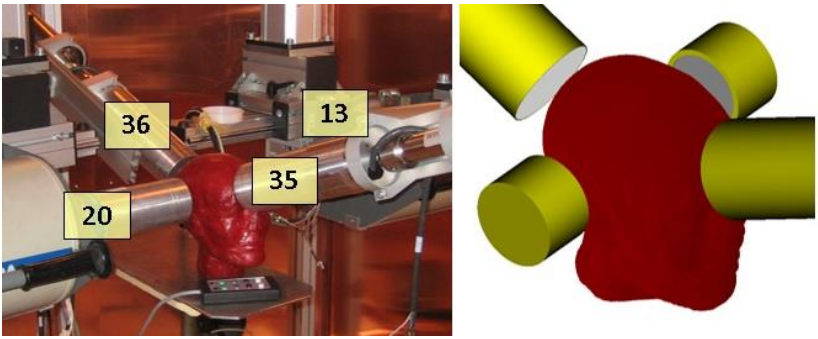
Fantom BPAM-0001 byl simulován a měřen jen s detektory 13 a 20. V simulacích se uvažovaly tři distribuce aktivity v kostře ve snaze zjistit, do jaké míry tento parametr ovlivňuje detekční účinnost.

Tabulka 4 Srovnání měřené a simulovaných detekčních účinností, 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 aktivy v celé kostře/měření)		1,065

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

Zapůjčený fantom BfS byl nejprve měřen pomocí všech čtyř detektorů v geometrii z obrázku 4 a stejná konfigurace byla též simulována pomocí vytvořeného voxelového modelu.



Obrázek 4 Geometrie měření fantomu BfS, čísla označují detektor (vlevo) a její reprezentace v simulaci (vpravo)

Ve snaze zjistit vil užitého materiálu byl v simulacích parafín nahrazen skutečnou tkání. Výsledky měření a simulací shrnuje tabulka 5

Tabulka 5 Srovnání měřené a simulované detekční účinnosti, fantom BfS

účinnost[a]	označení detektoru				celkem
	13	20	35	36	
měření	0,0067	0,0064	0,0124	0,0158	0,0420
simulace – parafín	0,0065	0,0063	0,0127	0,0152	0,0407
simulace – skutečná tkáň	0,0055	0,0051	0,0098	0,0126	0,0335

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

Z uvedeného vyplývá, že detekční účinnosti získané simulacemi se neliší od měření více než o ±7%. Pozorovaný rozdíl u obou fantomů spadá do nejistoty nastavení pozice detektorů, která byla odhadnuta z dlouhodobých měření subjektů na cca 10% [9]. Uvedený výsledek indikuje, že rozdíl v odezvě obou fantomů musí být způsoben jejich konstrukcí. Hlavní příčiny

rozdílné odezvy fantomů jsou: nestejná distribuce ^{241}Am 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.

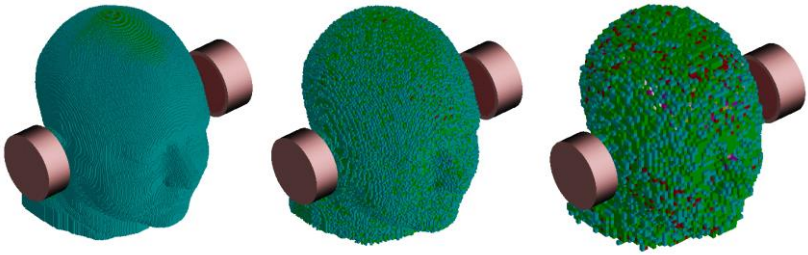
Na základě těchto poznatků lze konstatovat, že ani jeden ze zkoumaných fantomů není ideálním nástrojem pro kalibraci detekčního systému. Tuto situaci lze řešit buď vytvořením věrnějšího fyzikálního modelu hlavy, nebo použitím výpočetní kalibrace. Ideálním řešením by mohla být součinnost obou přístupů. Přesnější fyzikální fantom se střední velikostí hlavy by sloužil k navázání simulací na realitu, případně poskytl základní kalibraci 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: geometrická přesnost (rozlišení), nejistota segmentace a materiálové složení.

4.1 GEOMETRICKÁ PŘESNOST

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 užito spline funkce, jak je obvyklé. 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 který se přenesl do zmenšeného fantomu a vzorkovací matice se posunula na novou pozici v původním fantomu. Rozdíl ve vykreslení fantomu s různou velikosti voxelu je znázorněn na obrázku 5. Pro každou velikost voxelu bylo vygenerováno 100 reprezentací fantomu. V simulacích se vypočetly detekční účinnosti a průměrnou hodnotu a její směrodatnou odchylkou shrnuje tabulka 6. Z tabulky 6 je patrné, že průměrná detekční účinnost s růstem velikosti voxelu mírně roste. Roste i hodnota směrodatné odchylky (nejistota stanovení), ale její relativní velikost nepřekračuje ±1%.



Obrázek 5 Vykreslení fantomu s voxely o hraně 1, 2 a 4 mm

Tabulka 6 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

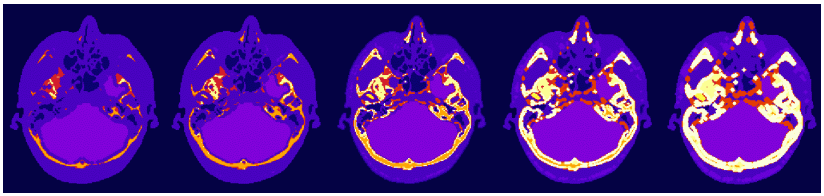
[c] v důsledku náhodného výběru a záměnou velikosti voxelu

Simulované výsledky jsou zatíženy statistickou nejistotou výpočtů. Jejich relativní chyba, při 5×10^7 primárně simulovaných fotonech, byla přibližně ±0,2%. Nejistota spojena se statistickou povahou výsledků MC má Gaussovské rozdělení, a tak by neměla ovlivňovat střední hodnotu simulované veličiny. To neodpovídá výsledkům z tabulky 6, a tak lze předpokládat, že posun střední hodnoty je způsobem náhodným výběrem a zhoršeným rozlišením. Maximální relativní rozdíl krajních hodnot detekčních účinností získaných na fantomu s hranou voxelu 4 mm a výchozím fantomem (hrana voxelu 1 mm) nepřekračuje ±3%.

4.2 NEJISTOTA SEGMENTACE

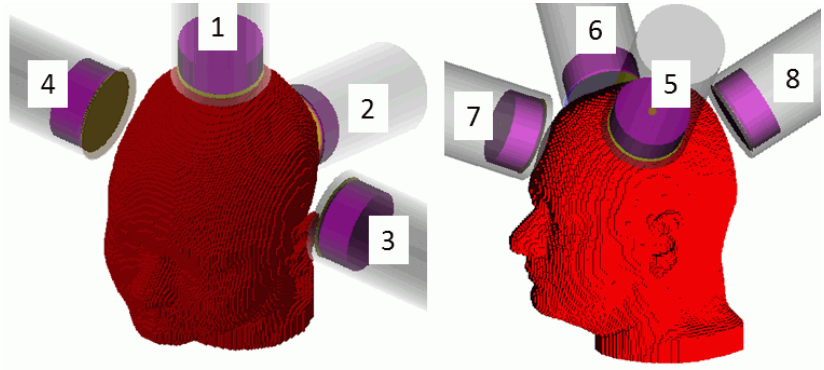
Přímý odhad této nejistoty předpokládá vytvoření více verzí fantomu z jednoho souboru vstupních dat. Vzhledem k pracnosti a časové náročnosti není takové řešení příliš reálně proveditelné, proto byl učiněn pokus, jak v hrubých obrysech odhadnout systematickou nejistotu segmentace.

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 6 ukazuje změny v zastoupení jednotlivých regionů pro jeden vybraný řez.



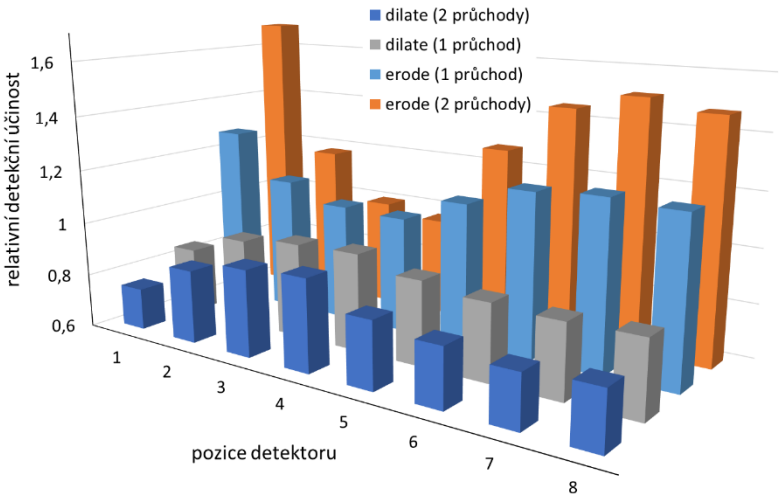
Obrázek 6 Vliv morfologických operátorů na vybraný řez fantomu Linda (zleva: erode 2x, erode 1x, původní, dilate 1x, dilate 2x)

V simulacích bylo okolo lebky rozmístěno osm stejných detektorů (detektor č. 36 z tabulky 1), jak demonstruje obrázek 7.



Obrázek 7 Rozmístění detektoru 36 okolo fantomu Linda

Detekční účinnosti pro fotony s energií 59,54 keV získané na takto upravených fantomech s objemovou distribucí ^{241}Am v lebce byly porovnány s hodnotami z původního fantomu. Relativní srovnání přináší obrázek 8. 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, přesto lze odhadnout chybu systematicky špatné segmentace zhruba na ±15%.



Obrázek 8 Vliv morfologických operátorů (simulujících zaujatou segmentaci) na detekční účinnost. Relativní hodnoty se vztahují k odezvě z původního fantomu Linda.

4.3 MATERIÁLOVÉ SLOŽENÍ

Skutečné tkáně jsou ve fyzikálních fantomech nahrazovány tkáňově ekvivalentními materiály [10]. U voxelových fantomů se materiálové složení a hustota jednotlivých tkání přebírá z doporučení International Commission on Radiological Protection (ICRP) [11] [12]. 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. Z praktických důvodů modifikována hustota. Analýza uvažovala změnu hustoty nejen pro kosti, ale i pro měkké tkáně. Hustoty měkkých tkání a kostry byly modifikovány v nezávislých simulacích v rozmezí ±10% s krokem 5%. Ve výpočtech byla simulována odezva detektoru č. 36 umístěného v osmi pozicích rozmístěných okolo hlavy (viz obrázek 7). Výsledky provedených výpočtů shrnuje tabulka 7, z které je velmi dobře vidět, že změna hustoty obou tkání ovlivňuje detekční účinnost srovnatelně. 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 praktický lineární, tj. mezi

hodnotami lze interpolovat. Nejpodstatnější informací je, že nové výsledky velmi dobře souhlasí s těmi, které byly vypočteny a publikovány dříve [6].

Tabulka 7 Vliv hustoty kosti a měkké tkáně na detekční účinnost

pozice[a]		1	2	3	4	5	6	7	8
účinnost[b]		0,0086	0,0051	0,0061	0,0058	0,0094	0,0079	0,0088	0,0083
materiál	ρ(rel)[c]	relativní detekční účinnost[d]							
kost	0,90	1,05	1,04	1,04	1,04	1,05	1,05	1,05	1,04
	0,95	1,03	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02	1,02
	1,05	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98	0,98
	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
	0,95	1,02	1,03	1,02	1,02	1,01	1,02	1,01	1,02
	1,05	0,99	0,97	0,98	0,98	0,99	0,98	0,99	0,98
	1,10	0,97	0,95	0,96	0,96	0,98	0,97	0,97	0,97

[a] pozice detektoru č. 36 podle obrázku 7, [b] počet na jeden emitovaný foton, [c] podíl použité a výchozí hustoty, [d] podíl pozorované a výchozí četnosti

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 detekční účinnosti správně segmentovaného fantomu, jenž je vyplněn materiály s maximální nejistotou v jejich hustotě do ±10%, je ±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.

5 Použití výpočetních metod v praxi

5.1 STARÉ PŘÍPADY VNITŘNÍHO OZÁŘENÍ

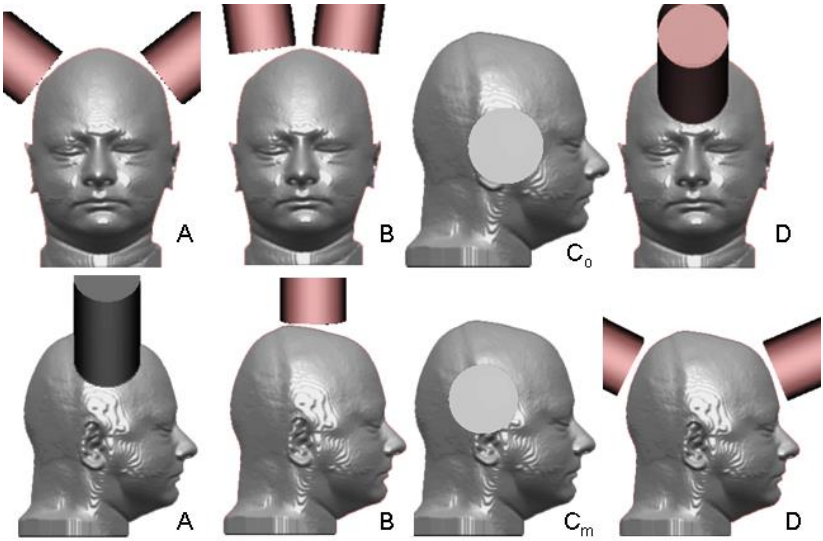
Výpočetní kalibrace byla použila pro zpřesnění výsledků in-vivo měření. V SÚRO je sledována skupina pracovníků s příjmem ^{241}Am kteří v 70. a 80. letech 20. století zpracovávali AmO_2. Celkový počet in-vivo měření od roku 1995 do roku 2009 přesáhl 80. Navíc byla prováděna in-vitro měření aktivity vylučované 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 a dobře známa, aby vyvozené výsledky měly nějaký smysl.

In-vivo měření byla prováděna s detektory 13 a 20. 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 3, 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 [9]. 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 [13].

5.2 STUDIUM GEOMETRIE MĚŘENÍ

Celotělový počítač SÚRO byl původně vybaven jen dvěma detektory. Jejich stáří a především malé detekční plochy vedly k zakoupení dvou větších detektorů. Nové a staré detektory bylo třeba nastavit do měřicí geometrie. Vhodné rozestavění detektorů okolo hlavy vyšetřovaného subjektu bylo zkoumáno pomocí MC simulací. Simulace braly v potaz nejen co nejvyšší detekční účinnost, ale zohledňovaly i citlivost pozice k dislokaci.

První informace o možných geometriích měření pocházely z publikací jiných pracovišť [14] [15]. 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. Souhrn všech pěti geometrií, včetně dvou nově navržených, ukazuje obrázek 9. Následné výpočty byly prováděny jen s modelem detektoru č. 36 (viz tabulka 1). Nejprve byly simulovány výchozí vzdálenosti detektorů od fantomu. Získané detekční účinnosti jsou uvedeny v tabulce 8. Dále byla vzdálenost fantom-detektor měněna s krokem 1 cm v obou směrech, pokud to geometrie povolovala. Největší vzdálenost nepřesahovala 4 cm, neboť umístění detektoru dále vede již k velmi malým detekčním účinnostem. Výsledky těchto simulací poskytuje obrázek 10. Nejvyšší detekční účinnosti mají geometrie A a D s detektory 1 cm od hlavy. Naopak původní 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.



Obrázek 9 Uvažované umístění dvou detektorů vzhledem k fantomu Linda: A – dle [14], B – vertikální geometrie dle [15], C_o – SÚRO geometrie dle [8], C_m – modifikovaná geometrie SÚRO, D – předozadní geometrie

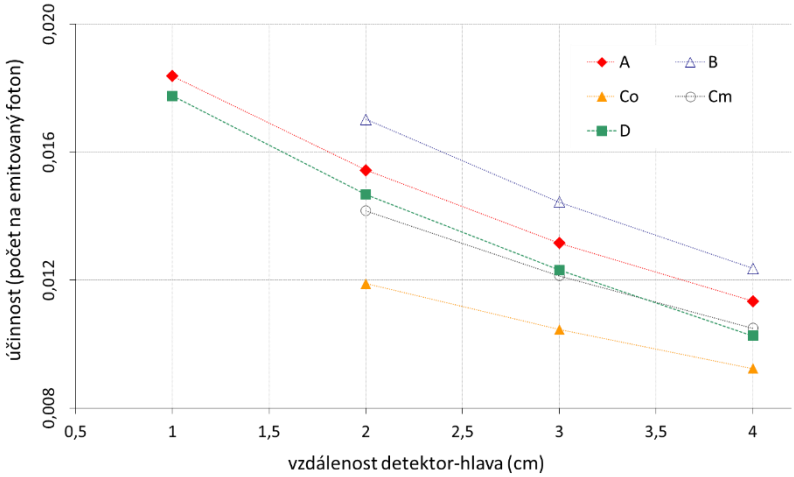
Tabulka 8 Porovnání navrhovaných geometrií

označení geometrie	vzdálenost[a] (cm)	detekční účinnost
A	~ 1	0,0184
B	4	0,0124
C_o	3	0,0105
C_m	3	0,0121
D	1	0,0178

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

Data z obrázku 10 byly proloženy exponenciální funkcí a z její směrnice byla odhadnuta nejistota v důsledku posunutí detektoru o ±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. 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. Závislost detekční účinnosti na vzdálenosti byla přibližně stejná pro všechny

geometrie. Naopak vliv posunutí detektoru v rovině jeho okénka se značně lišil. Nejvíce byla ovlivněna geometrie B (11%) a C0 (9%), zbylé geometrie měli relativní standardní odchylku blízko hodnoty 5%.



Obrázek 10 Závislost detekční odezvy na vzdálenosti dvou detektorů 36 v geometriích z obrázku 9.

Spojením informací o detekční účinnosti a její poziční citlivosti 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 (C_0) je nejméně závislá na změně vzdálenosti, ale posun v rovině je spojen s přílišnou variabilitou v detekční účinnosti. 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.

Nejen na základě zde uvedených dat byla pro novou geometrii měření v SÚRO vybrána kombinace C_0 (detektory 13 a 20) a D (detektory 35 a 36), viz obrázek 4. 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 C_0 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.

6 Závěr

Přednáška se věnovala problematice kalibrace in-vivo detekčního systému pro potřeby kvantitativního měření aktivity ^{241}Am v lidské lebce. Značná část 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, která snižuje nejistotu stanovované 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. 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.

Výše uvedená zjištění vědou 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 výklad zaměřil na vlastnosti voxelových fantomů. Jejich důležitými vlastnostmi, vzhledem k řešené úloze, jsou rozlišení, použité materiály a přesnost segmentace. Výsledky naznačují, že vliv rozlišení fantomu není zdaleka tak významný jako zbylé uvedené faktory.

Získané výsledky byly prakticky aplikovány na detekčním systému SÚRO. Výše uvedená geometrie měření a sní související 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.

Většina prezentovaných výsledků je 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.

7 Citovaná literatura

1. LEGGETT, R. W. A retention-excretion model for americium in humans. Health Physics, v. 62, n. 4, p. 288-310, Apr 1992.

2. HICKMAN, D. P.; COHEN, N. Reconstruction of a human skull calibration phantom using bone sections from an 241Am exposure case. Health Physics, v. 55, n. 1, p. 59-65, Jul 1988.

3. SPITZ, H. B.; LODWICK, J. Design, Fabrication & Evaluation of a New Calibration Phantom for In vivo Measurement of Bone-seeking Radionuclides. Radiat Prot Dosimetry, v. 89, n. 3-4, p. 275-282, 2000.

4. HUNT, J. G.; MALÁTOVÁ, I.; FOLTÁNOVÁ, S. 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, v. 82, n. 3, p. 215-218, 1999.

5. PELOWITZ, D. B. E. MCNPX User's Manual, Version 2.7.0. Los Alamos National Laboratory. 2011.

6. VRBA, T. Development and application of anthropomorphic voxel phantom of the head for in vivo measurement. Radiation Protection Dosimetry, v. 127, n. 1-4, SI, p. 201-204, 2007.

7. VRBA, T. Head Calibration Phantomsf Actinides: Measurements and Simulations. Radiat Prot Dosimetry, v. 144, n. 1-4, p. 357-360, MAR 2011.

8. MALÁTOVÁ, I.; FOLTÁNOVÁ, J. Uncertainty of the Estimation of 241Am Content of the Human Body. Radiat Prot Dosimetry, v. 89, n. 3-4, p. 295-299, 2000.

9. VRBA, T. Vývoj prístupu pro realistické zpetné hodnocení efektivních a ekvivalentních dávek u vybraných prípadu vnitrní kontaminace. Ceské vysoké ucení technické v Praze, 2007.

10. ICRU. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. Bethesda, MD: ICRU, v. 44, p. 1-188, 1989.

11. ICRP. Report of the Task Group on Reference Man. Ann. ICRP, v. 4, n. 3-4, p. 1-480, 1975.

12. ICRP. Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection Reference Values. Ann. ICRP, 32, n. 3-4, p. 1-277, 2002.

13. MALATOVA, I. et al. Twelve years of follow up of cases with old 241Am internal contamination. Health Physics, v. 99, n. 4, p. 495-502, 2010.

14. GUALDRINI, G. et al. Development and characterisation of a head calibration phantom for in vivo measurements of actinides. Appl Radiat Isot, v. 53, n. 1-2, p. 387-393, 2000.

15. MORALEDA, M. et al. A MCNP-based calibration method and a voxel phantom for in vivo monitoring of 241Am in skull. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment, v. 526, n. 3, p. 551-559, 2004.

Ing. Tomáš Vrba, Ph.D. – odborný životopis

Datum narození: 7. 6. 1978,
Místo narození: Mělník
Email: tomas.vrba@fjfi.cvut.cz

Vzdělání:

2003 – 2007	České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, Jaderné inženýrství, Ph.D.
1997 – 2003	České vysoké učení technické v Praze, Fakulta jaderná a fyzikálně inženýrská, Radiační fyzika v medicíně, Ing.

Historie zaměstnání:

2005 – dosud	ČVUT v Praze, FJFI, Katedra dozimetrie a aplikace ionizujícího záření
2003 – 2010	Státní ústav radiační ochrany Praha

Odborná a pedagogická činnost:

Zavedení dvou nových předmětu do studijního plánu. Přednášky a cvičení v předmětech: Základy radiační ochrany, Základy práce s počítačem a Radiační ochrana. Výuka na Electric Power University Hanoi. (2010-2011). Školitel 2 obhájených bakalářských a diplomových prací.

Výzkumná činnost:

Interní ozáření, biokinetické modely, měření in-vivo, modelování transportu metodou Monte Carlo, experiment DIRAC (CERN) a NOvA (FERMILAB). Autor nebo spoluautor 16 článků v impaktovaném časopise s dvanácti citacemi v uznávané mezinárodní databázi (bez autocitací).

Členství v profesních organizacích:

European Radiation Dosimetry Group (EURADOS), Společnost ochrany před zářením (člen IRPA), Česká společnost fyziků v medicíně (ČSFM)