

**KARLOVA UNIVERZITA V PRAZE**

**1. LÉKAŘSKÁ FAKULTA**

---

**Studijní program: Zdravotnická technika (BZT 3501)**

**Studijní obor: Specializace ve zdravotnictví**



**ZÁVISLOST LINEARITY ODEZVY SCINTILAČNÍCH  
SPEKTROMETRŮ NA AKTIVITĚ**

**DEPENDENCE OF LINEAR RESPONSE FOR SCINTILLATION  
SPECTROMETERS ON ACTIVITY**

**(bakalářská práce)**

Autor:

**Ladislava Chromá**

Vedoucí práce:

**RNDr. Olga Nováková, CSc.**

Pracoviště:

**Ústav nukleární medicíny 1. LF UK**

**Praha 2008**



## Čestné prohlášení

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem ZÁVISLOST LINEARITY ODEZVY SCINTILAČNÍCH SPEKTROMETRŮ NA AKTIVITĚ vypracovala samostatně, všechny použité prameny jsem uvedla v seznamu literatury a souhlasím s případným použitím své práce pro potřeby školy.

V Praze dne

.....

podpis autorky

## **Poděkování**

Bakalářská práce byla vypracována pod odborným vedením RNDr. Olgy Novákové, CSc, které tímto děkuji za mimořádnou ochotu, trpělivost, cenné připomínky, rady a především čas, jenž mi věnovala při konzultacích nad tématem bakalářské práce. Dále děkuji Ing. Daniele Kotalové, jež mi s ochotou vysvětlila principy práce a měření s přístroji.

# OBSAH

Souhrn.....	6
Abstract.....	6
TEORETICKÁ ČÁST.....	7
1. ÚVOD.....	7
1.1 Nukleární medicína.....	7
1.2 Radionuklidy.....	7
1.3 Interakce ionizujícího záření gama s hmotou.....	9
1.4 Přístroje pro měření aktivity radionuklidů.....	11
1.5 Scintilační detektory.....	13
1.6 Přístrojová technika.....	15
1.7 Způsoby vyhodnocení.....	15
1.8 Základní parametry detekčních soustav.....	17
1.9 Kontrola správné funkce přístroje.....	20
1.10 Metodika stanovení časové rozlišovací schopnosti.....	21
EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST.....	23
2. METODIKA A POSTUP PŘI VYHODNOCENÍ.....	23
2.1 Zvolená metodika měření.....	23
2.2 Postup při měření.....	24
3. VÝSLEDKY MĚŘENÍ A DISKUZE.....	26
3.1 Diskuze výsledků měření.....	26
3.1.1 Hodnocení metody stanovení limitní četnosti impulzů.....	27
3.1.2 Hodnocení metody měření polohy maxima píku úplné absorpce.....	27
3.1.3 Hodnocení metody výpočtu ztrát (chyb).....	28
4. ZÁVĚR.....	29
5. PŘÍLOHY.....	31
Seznam obrázků.....	32
Seznam tabulek.....	32
Seznam grafů.....	33
6. LITERTURA.....	50

## **Souhrn**

Použití scintilačních spektrometrů v nukleární medicíně vyžaduje pečlivou kontrolu parametrů. Ve této práci se zabývám časovou rozlišovací schopností (mrtvou dobou). Jsou zde uvedeny výsledky měřené četnosti impulzů na aktivitě zdroje pro dva radionuklidy  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$  a dva typy spektrometrů, lišící se vstupní časovou konstantou zesilovače. V tabulkách jsou vypočítány ztráty (chyby), kterých se můžeme dopustit, pokud měříme aktivity zdroje mimo správný rozsah. Výsledky umožňují zvýšit přesnost při měření jak absolutní tak relativní aktivity vzorku.

*Klíčová slova:* Program zabezpečení jakosti, časová rozlišovací schopnost, scintilační spektrometry

## **Abstract**

The use of scintillation spectrometers in nuclear medicine requires careful quality control. In this paper is discussed one of controlled parameter – pulse resolving time (dead time). There are given the results of observed counting rate in dependance of source activity for two radionuclides  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$  and two spectrometers with different input time constant of the amplifier. In tables are calculated losses (errors) when are observed counting rate outside the correct range of source activity. The results can improve the quantitative accuracy when the absolute or relative activity is measured.

*Key words:* qualite control, pulse resolving time (dead time), scintillation spectrometer

# TEORETICKÁ ČÁST

## 1. ÚVOD

### 1.1 Nukleární medicína

Nukleární medicína je obor zabývající diagnostikou a léčbou pomocí otevřených radioaktivních zářičů aplikovaných do vnitřního prostředí organismu. [2]

Nukleární medicína má své počátky ve světě ve čtyřicátých letech dvacátého století, v Česku v padesátých letech dvacátého století. K jejímu rozvoji nesmírně přispělo jak objevení mnoha umělých radionuklidů, tak i poznatky jaderné fyziky a technické objevy. Prudký rozvoj oboru závisel také na vypracování postupů přípravy značených látek použitelných v humánní medicíně - radiofarmak. Úkolem nukleární medicíny je využití otevřených radioaktivních zářičů zejména v diagnostice, ale také v terapii a v lékařském výzkumu. Důležitým rysem nukleární medicíny jako diagnostické metody je její neinvazivní charakter a vysoká citlivost. [1]

Převážná většina přístrojů v nukleární medicíně využívá principů scintilační techniky.

### 1.2 Radionuklidy

Je všeobecně známo, že hmota se skládá z atomů. Každý atom se skládá z jádra obsahujícího kladně nabitě částice – protony a částice bez náboje – neutrony. Kolem jádra se pohybují elektrony – záporně nabitě částice. *Nuklidem* nazýváme množinu atomů, které se od sebe neliší počtem protonů a neutronů. Nuklidy, které mají stejný počet protonů v jádře, ale různý počet neutronů nazýváme izotopy. Každý nuklid je charakterizován *protonovým (atomovým) číslem*  $Z$  (rovným počtu protonů v jádře) a *hmotnostním číslem*  $A$  (daným součtem počtu protonů a neutronů v jádře). Obecné značení nuklidu je  ${}_Z^AX$ . Jádro atomu může být buď v „základním“ stavu nebo

v tzv. „metastabilním“ stavu, pro který se užívá značení indexem  $m$  např.  $^{99m}\text{Tc}$ . Izotopy mohou být stabilní nebo nestabilní, pro nestabilní se používá název *radionuklid*. [3]

Radionuklidy emitují při přeměně jádra záření alfa, beta (elektrony, pozitrony), záření gama a X-záření. Záření alfa a beta jsou částice (říkáme, že jde o korpuskulární záření). Záření gama nebo charakteristické rentgenové záření (X-záření) je elektromagnetické záření s krátkou vlnovou délkou a tedy velkou energií od jednotek kiloelektronvoltů (keV) do desítek megaelektronvoltů (MeV). Základní charakteristikou každého radionuklidu je *poločas přeměny*, který je definován jako střední doba, za kterou dojde k přeměně poloviny atomů radionuklidu. Poločas přeměny nelze ovlivnit žádnými fyzikálními či chemickými podmínkami. [3]

Je to proces náhodný, který se uskutečňuje s určitou pravděpodobností. Nejsme schopni předpovědět, které jádro se v daném okamžiku přemění. [1]

Veličina, která kvantitativně vyjadřuje množství radioaktivní látky je *aktivita*, což je počet přeměn za jednotku času. Jednotkou aktivity je  $\text{s}^{-1}$  se zvláštním názvem becquerel (Bq). V praxi se užívá větších jednotek a to 1 kBq, 1 MBq a 1 GBq. Dříve se užívala jednotka curie (Ci).

$$1 \text{ Ci} = 37 \text{ GBq}$$

Aktivita klesá exponenciálně s časem.

Změny aktivity radionuklidu lze vyjádřit vztahem:

$$A_t = A_0 e^{-\lambda t} \quad (A_t = A_0 (1/2)^n \quad \text{kde } n = t/t_{1/2})$$

kde:  $A_t$  je aktivita radionuklidu v čase  $t = t$

$A_0$  je aktivita radionuklidu v čase  $t = 0$

$e$  je základ přirozených logaritmů ( $e = 2,7183$ )

$\lambda$  je přeměnová konstanta radionuklidu ( $\text{s}^{-1}$ ) – charakterizuje rychlost rozpadu radionuklidu a udává úbytek počtu atomů za 1s; (čím je  $\lambda$  větší, tím rychleji se prvek rozpadá)



Používání radionuklidů a práce s nimi se musí řídit řadou vyhlášek Státního úřadu pro jadernou bezpečnost (SÚJB), z nichž nejdůležitější je vyhláška č. 307/2002 Sb. O radiační ochraně tzv. „atomový zákon“. Prováděcí předpisy k atomovému zákonu upravují podrobnosti ke způsobu radiační ochrany při práci na pracovištích, kde se vykonávají radiační činnosti. Vyhláška se nevztahuje na ozáření z přírodních zdrojů a z kosmického záření. [3]

Radionuklidovým *zářičem* je zdroj ionizujícího záření, jehož aktivita přesahuje určitou ve vyhlášce definovanou hodnotu. Typy zářičů:

- *Uzavřený* - zářič, jehož úprava zabezpečuje zkouškami ověřenou těsnost a vylučuje tak možnost, že za předvídatelných podmínek použití a opotřebování, dojde k úniku radionuklidů ze zářiče
- *Otevřený* - zářič, který není uzavřeným zářičem [3]

Na odděleních nukleární medicíny se pracuje s otevřenými zářiči, které emitují převážně záření gama.

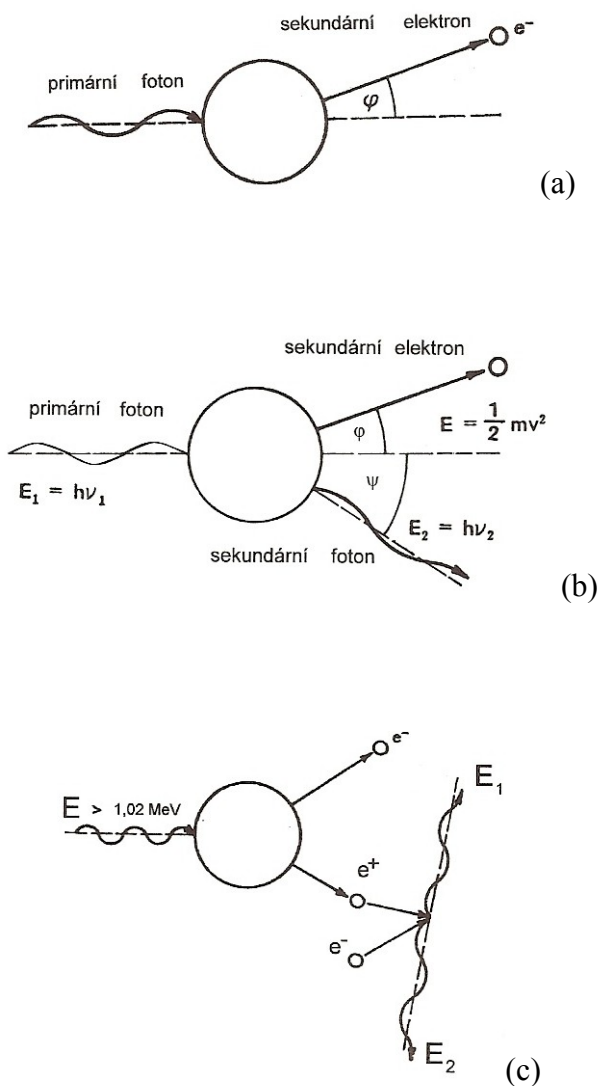
### 1.3 Interakce ionizujícího záření gama s hmotou

Záření gama ztrácí energii při průchodu hmotným prostředím třemi různými mechanismy:

- *Fotoefektem* (kvantum gama předá svou energii elektronu z vnitřní slupky elektronového obalu atomu absorbujícího prostředí; elektron vyražený z atomu ztrácí svou energii ionizací nebo excitací prostředí; uvolněné místo na vnitřní slupce elektronového obalu je obsazeno elektronem z vyšší slupky elektronového obalu za současného vyzáření charakteristického rentgenového záření; prostředí se předá celá energie kvanta gama)
- *Comptonovým rozptylem* (primární kvantum gama předá část své energie elektronu z elektronového obalu a zbylou část energie nese nově vzniklé sekundární kvantum gama, které může následně ztratit svou energii fotoefektem nebo opět Comptonovým rozptylem; prostředí je předána

buď celá energie kvanta gama nebo jen její část v závislosti na počtu opakovaných rozptylů, velikosti detekčního prostředí apod.)

- *Tvorbou elektron-pozitronových párů* (při energii primárního kvanta gama větší než 1MeV zaniká toto kvantum v blízkosti jádra tvorbou elektron-pozitronového páru) [3] (viz. obr. 1) [1]



Obr. 1: Schématické znázornění fotoefektu (a), Comptonova rozptylu (b) a tvorby elektron - pozitronových párů (c)

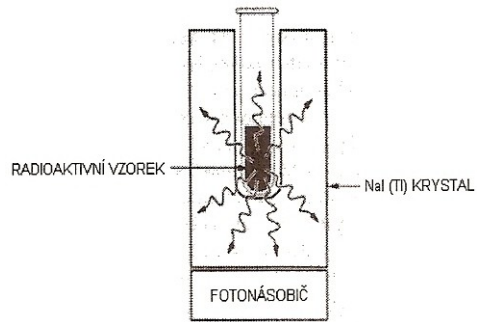
## 1.4 Přístroje pro měření aktivity radionuklidů

Přístroje pro měření aktivity radionuklidů v nukleární medicíně jsou jednak přístroje pro měření aktivity radiofarmak před jejich dalším zpracováním a použitím (ředění, aplikace), jednak přístroje pro měření relativní aktivity vzorků biologického materiálu. Měřiče aktivity (v Bq) jsou přístroje založené převážně na principu ionizačních komor nebo scintilačního detektoru a jsou určeny pro měření aktivity vzorků emitujících záření  $\gamma$  či  $\beta$ .

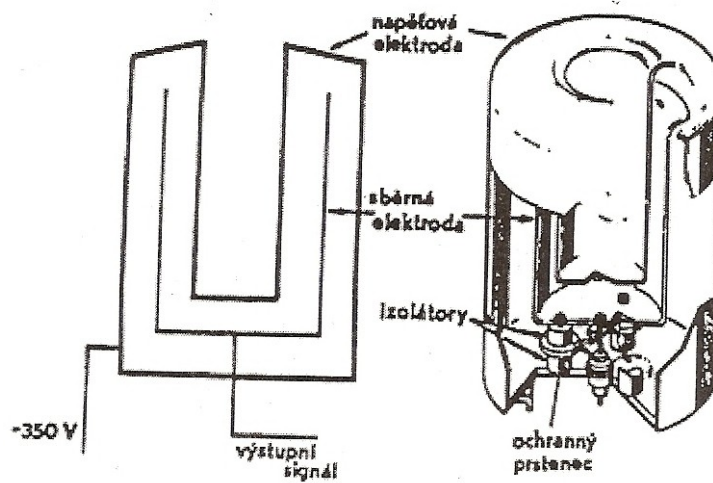
Jako detektor se při měření aktivity používají většinou *studnové detektory*, jejichž výhodou je dobrá reprodukovatelnost měření (díky „definované“ geometrii vzorku a detektoru) a citlivost, neboť vzorek je ze všech stran (kromě shora) obklopen citlivým detektorem, takže se při měření využívá velké procento paprsků  $\gamma$ , vysílaných měřeným vzorkem. (viz. obr. 2) [1]

U měřičů aktivit s *ionizační komorou* má komora tvar válce, v jehož středu je válcový otvor – studna. Do studny se vkládá měřený vzorek (radionuklid v penicilince, injekční stříkačce). Sběrná elektroda má tvar válce sousedícího s válcovou napěťovou elektrodou. Jako plynová náplň se používá obvykle argon pod přetlakem. Proudová odezva se převádí analogově číslicovým převodníkem na numerické hodnoty, které se zobrazují na číslicovém displeji přístroje.

Rozsah měřených aktivit je od několika kBq do několika desítek GBq. Parametry, které je nutno znát a v definovaném časovém rozmezí kontrolovat, jsou rozsah měřitelných aktivit, objemová závislost, krátkodobá reprodukovatelnost (chyba měření) a dlouhodobá stabilita. (viz. obr. 3) [3]



Obr. 2: Schéma scintilačního studnového detektoru



Obr. 3: Studnová ionizační komora měřiče aktivity

## 1.5 Scintilační detektory

Scintilační detektor se principiálně skládá ze scintilátoru a fotonásobiče. Celá scintilační detekční souprava pak navíc obsahuje zdroj vysokého napětí, předzesilovač, zesilovač, amplitudový analyzátor impulzů a příslušné registrační či paměťové zařízení.

Ve *scintilátoru* dochází k přeměně absorbovaného ionizujícího  $\gamma$  záření nebo rentgenového záření ve fotony viditelného světla (procesem excitace elektronů a jejich následné deexcitace). Scintilační (velice slabé) záblesky jsou na fotonásobiči přeměněny na elektrické impulsy. V nukleární medicíně se rutinně užívají zejména pevné anorganické scintilační krystaly, zajišťující dobrou absorpci záření gama. Scintilační krystaly NaI(Tl) jsou hermeticky uzavřeny v hliníkovém obalu.

*Fotonásobič* transformuje světelné fotony ze scintilátoru na tok elektronů. Skládá se z fotokatody přiložené přes dobrý světlovodič na scintilátor, dále ze soustavy elektrod (dynod) a z anody. Registrace jednotlivých scintilací (světelných záblesků) se uskutečňuje tak, že část fotonů viditelného světla, uvolněných ve scintilátoru, dopadne na fotokatodu fotonásobiče, ze kterého se uvolní malé množství fotoelektronů. Za fotokatodou následuje několik, vůči katodě kladně nabitých elektrod (tzv. dynod), jejichž kladné napětí se postupně zvyšuje.

Dopadem elektronů na dynody se uvolňují z jejich povrchu další elektrony ve větším množství, a to v konečném rozsahu  $10^6$ - $10^7$ násobném. Nakonec dopadne tato „salva“ elektronů na anodu, aby tu vytvořily dobře měřitelný náboj, který se vhodným elektronickým obvodem převádí na proud nebo napěťový impuls. Mezi fotokatodu a anodu je přivedeno vysoké napětí kolem 1000V. Vše je uzavřeno v evakuované skleněné baňce.

Elektrické impulsy registrované na anodě jsou dále tvarovány v předzesilovači tak, aby amplituda elektrického impulsu byla úměrná počtu světelných fotonů dopadajících na fotokatodu. Impulsy jsou poté zesíleny v zesilovači, ten propouští signál do analyzátoru impulzů ke třídění v závislosti na jeho amplitudě.

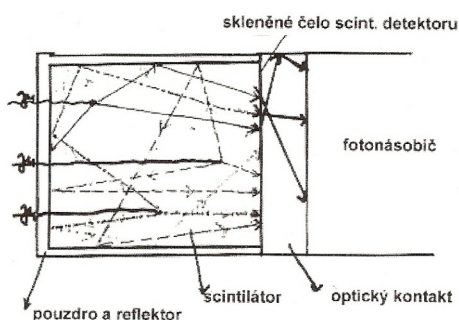
Celé amplitudové spektrum získaných impulzů lze zjistit tak, že posunujeme diskriminační úroveň a měříme počty impulsů v jednotlivých energetických úrovních. Měření tímto způsobem bylo zdoluhavé, proto byly sestaveny vícekanálové amplitudové analyzátoři, které měří počty impulsů současně, avšak každý v jiném

kanálu. Umožňují tak změřit celé spektrum současně. Poté jsou impulzy registrované v konečné jednotce, jímž může být čítač (počet impulsů zaregistrovaných za předvolený čas), integrátor (udávající průměrovanou průběžnou četnost impulsů/čas) nebo paměťová jednotka.

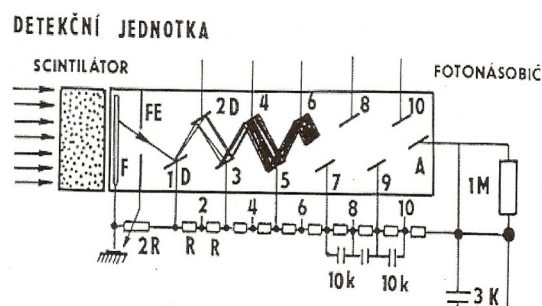
Speciálně vybaveným scintilačním detekčním systémem lze získat energetické spektrum zářiče, tj. distribuci četnosti impulsů v závislosti na výšce všech registrovaných impulsů. V ideálním případě by energie  $\gamma$  záření vytvořila jedno či více čárových spekter v důsledku registrované energie záření  $\gamma$ . Reálně však vždy místo čáry registrujeme širší „pík“ tvaru gaussovské křivky. Je to způsobeno mnoha různými náhodnými procesy v celém průběhu detekce a registrace energie, neboť jak radioaktivní přeměna, tak celý systém měření má statistický charakter. [1]

Činnost jakékoliv scintilační detekční jednotky (dále SDJ) je možno v zásadě rozdělit na několik po sobě jdoucích procesů:

- absorpci měřeného záření scintilátorem
- vlastní scintilační proces tj. převod absorbované energie ionizujícího záření na energii emitovaných scintilačních fotonů (v oblasti viditelného záření)
- přenos fotonů emitovaných scintilátorem na fotokatodu fotonásobiče nebo fotocitlivou diodu
- emisí fotoelektronů fotoelektrickým jevem z katody fotonásobiče a jejich násobení v zesilovacím systému fotonásobiče a sběr na anodě nebo ke vzniku sběru elektron-pozitronového páru u fotocitlivé diody (viz. obr. 4, 5) [3]



Obr. 4: Uspořádání detektoru NaI(Tl)



Obr. 5: Uspořádání scintilační detekční jednotky

## 1.6 Přístrojová technika

Každý detekční přístroj obsahuje detekční a vyhodnocovací část. Elektronická vyhodnocovací část přístroje sestává z napájecího zdroje pro detektor, zesilovače impulzů, diskriminátoru nebo analyzátoru impulzů, čítače impulzů a elektronických stopek. Jako záznamové zařízení se používá tiskárna. Zesilovač impulzů tvaruje a zesiluje impulzy, které přicházejí z výstupu detektoru na takovou velikost, která umožní jejich zpracování dalšími elektronickými obvody (pro GMT stačí 10 krát, u ostatních detektorů se volí zesílení 100 až 600 krát). Jednotlivé zesílené impulzy jdou do diskriminátoru nebo analyzátoru impulzů.

*Diskriminátor* je elektronický obvod, který propouští jen impulzy s amplitudou (výškou impulzu) vyšší než je nastavená diskriminační hladina. Impulzy, jejichž amplituda je nižší než diskriminační hladina, diskriminátorem neprojdou.

*Analyzátor impulzů* sestává ze dvou diskriminátorů, jejichž výstupy jsou připojeny k antikoincidenčnímu obvodu. Tento obvod má tu vlastnost, že na výstup nepropustí ty impulzy, které projdou oběma diskriminačními hladinami současně. Impulz, jehož amplituda je vyšší než dolní diskriminační hladina, ale nižší než horní diskriminační hladina, projde antikoincidenčním obvodem. Na výstupu analyzátoru budou jen takové impulzy, jejichž amplituda se nachází mezi oběma zvolenými diskriminačními hladinami určujícími tzv. šíři okna analyzátoru. [3]

## 1.7 Způsoby vyhodnocení

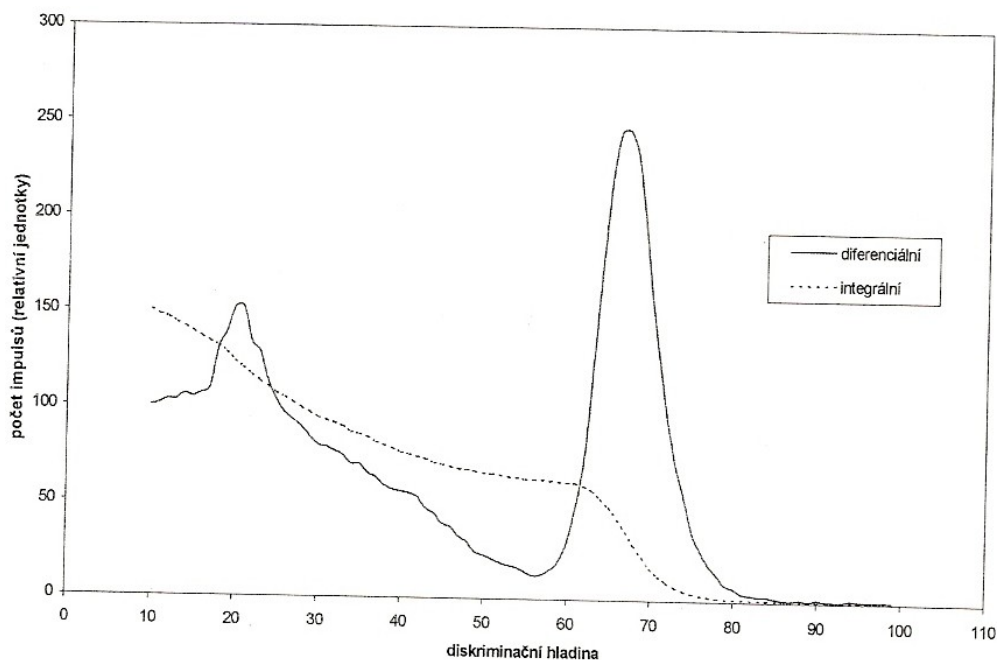
Způsob impulsního vyhodnocení může být buď *spektrometrický* nebo *nespektrometrický – integrální*. Při spektrometrickém způsobu vyhodnocení obsahuje výška (amplituda) impulzu informaci o velikosti absorbované energie v detektoru a součástí přístroje musí být spektrometrický detektor a analyzátor impulzů. Způsob vyhodnocení může být:

- *diferenciální* – měříme postupně počet impulzů mezi dvěma diskriminačními hladinami → *diferenciální spektrum*

- *integrální* – měříme počet impulzů nad jednou diskriminační hladinou → *integrální spektrum* (viz. obr. 6)
- *širokokanálový* – měříme počet impulzů mezi dvěma diskriminačními hladinami

Počet impulzů v integrálním režimu je vždy větší než v diferenciálním nebo širokokanálovém při shodné dolní diskriminační hladině. Diferenciální spektrum umožňuje určení energie neznámého radionuklidu na základě kalibrace diskriminační hladiny radionuklidem o známé energii. V diferenciálním spektru je oblast, kterou nazýváme „pík úplné absorpce“ (fotopík), ve kterém výšky impulzů odpovídají absorpci kvant gama, které předaly celou svou energii.

Integrální režim (způsob vyhodnocení) je vhodný pro měření aktivity na základě kalibrace etalonem o známé aktivitě téhož radionuklidu. Širokokanálový způsob vyhodnocení se používá při vyhodnocení relativní aktivity známého radionuklidu a jeho výhodou je dosažení větší citlivosti při měření.



Obr. 6: Diferenciální a integrální spektrum  $^{137}\text{Cs}$



Dalším způsobem vyhodnocení je *impulzní a proudové vyhodnocení*. Při impulzním vyhodnocení odpovídá každý impulz absorpci jednoho kvanta gama. Platí, že počet impulzů  $N$  měříme za dobu  $t$ . Četnost impulzů  $n$  je počet impulzů za jednotku času.

$$n = N / t$$

Proudové vyhodnocení se používá zejména u přístrojů, kdy je třeba zpracovávat četnosti impulsů v rozsahu několika řádů (např. měřič aktivit s ionizační komorou, kde se požaduje rozsah 6 až 7 řádů).

V nukleární medicíně rozdělujeme dále přístroje podle způsobu vyšetření:

- *přístroje in vivo* (měří rozložení aktivity radiofarmaka v organismu)
- *přístroje in vitro* (měří odebrané vzorky tělních tekutin nebo exkrementů v laboratoři s tím, že radioaktivní látka byla podána pacientovi před vyšetřením nebo se dodává až do odebraného vzorku) [3]

## 1.8 Základní parametry detekčních soustav

SÚJB požaduje ve všech odděleních nukleární medicíny vypracování Programu zabezpečení jakosti (PZJ), ve kterém je obsažen výčet parametrů, které musí přístroje podle typu použití splňovat a která je třeba v předepsaných intervalech kontrolovat. Dále pak v souladu s Vyhláškou 214/1997 Sb. o zabezpečení jakosti při činnostech vedoucích k ozáření je na oddělení nukleární medicíny vypracován PZJ pro klinický provoz zdrojů ionizujícího záření. [6]

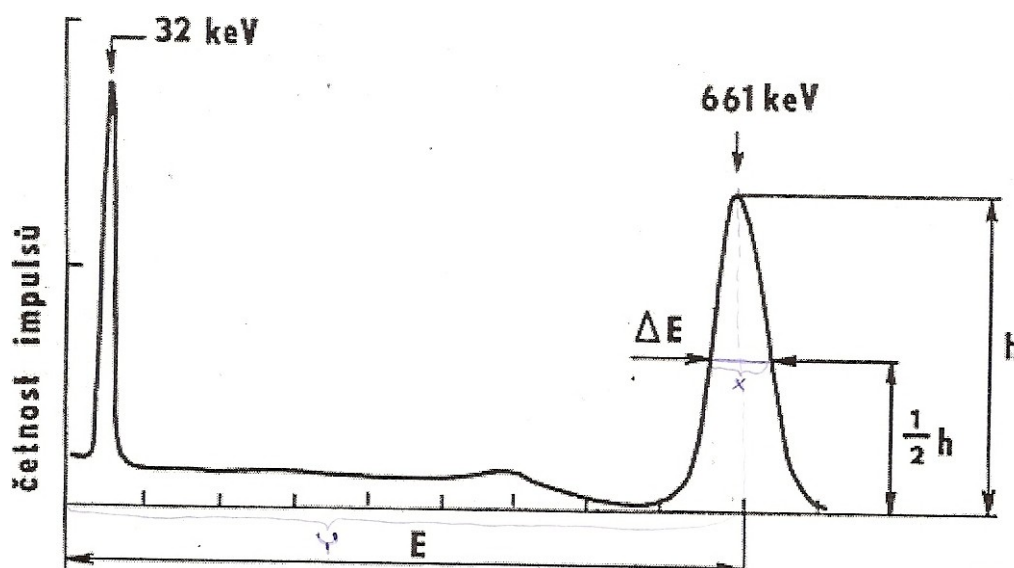
*Pozadí* přístroje je odezva, kterou přístroj zaznamená bez přítomnosti měřeného zdroje záření. Pozadí přístroje má dvě složky. Radiační pozadí, způsobené všudypřítomností přírodních zdrojů záření a kosmického záření. Druhá skupina impulzů pozadí jsou tzv. nežádoucí impulzy způsobené u scintilačních detektorů šumem fotonásobiče, falešnými impulzy u GMT nebo elektronickými obvody. Radiační pozadí lze snížit mechanickým stíněním (např. olověným stíněním o tloušťce 9cm).

*Celková detekční účinnost* je počet zaznamenaných signálních impulzů k počtu částic nebo kvant gama emitovaných zdrojem za stejnou dobu.

*Energetická rozlišovací schopnost R* charakterizuje schopnost detektoru odlišit od sebe záření gama dvou blízkých energií. Obvykle se R vyhodnocuje z diferenciálního spektra  $^{137}\text{Cs}$  (energie 661 keV). R je definovaná v % jako poměr pološířky  $\Delta E$  píku 661 keV v polovině ( $1/2 h$ ) maximální četnosti ( $h$ ) píku úplné absorpce. (viz. obr. 7)

$$R = (\Delta E / E) * 100 (\%)$$

Hodnoty R pro kvalitní scintilační detektory válcového tvaru se pohybují v rozmezí 6.5 – 7,5%.



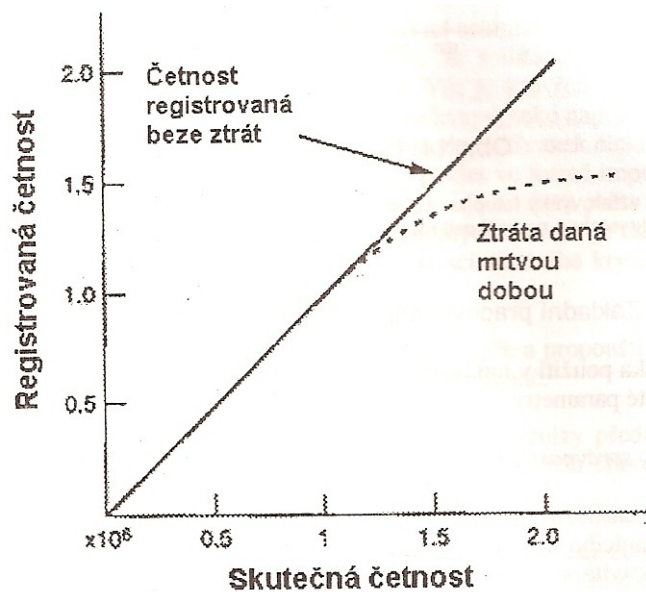
Obr. 7: Diferenciální spektrum  $^{137}\text{Cs}$  s vyznačením způsobu výpočtu energetické rozlišovací schopnosti.

*Objemová závislost* je závislost odezvy detektoru na vzájemném prostorovém a tvarovém uspořádání měřeného vzorku a detektoru. Závisí na tloušťce stěny a velikosti studny detektoru. [3]

*Časová rozlišovací schopnost* je schopnost přístroje odlišit od sebe dvě částice, které byly postupně absorbovány detektorem. Požaduje se vlastně, aby odezva přístroje (měřená četnost impulsů) byla nezávislá na aktivitě vzorku. Pro přístroje pak mluvíme

o (dynamické) linearitě, definované jako lineární závislost odezvy přístroje na aktivitě zdroje. U GMT se rozlišovací schopnost nazývá mrtvou dobou, což je časový interval po průchodu jednoho impulsu, během kterého není detektor schopen zaznamenat další impuls. Mrtvá doba je u GMT cca 400  $\mu$ s. (viz. obr. 8) [4]

U scintilačních souprav dochází při registraci větší četnosti impulsů k superpozici impulsů, která může ovlivnit výšku impulsu a tím i změnu měřené četnosti impulsů podle způsobu vyhodnocení. Superpozice je závislá na typu radionuklidu (hodnotě emitované energie gama a počtu emitovaných energií), na době uhasínání scintilátoru, časových konstantách předzesilovače a zesilovače nebo „vnucené“ mrtvé době amplitudového analyzátoru. Stanovení časové rozlišovací doby u scintilačních souprav se proto stanovuje experimentálně pro konkrétní aplikace používané na daném pracovišti.



Obr. 8: Ztráta registrované četnosti v důsledku mrtvé doby

## 1.9 Kontrola správné funkce přístroje

U každého přístroje nás zajímá, zda přístroj ukazuje správně a zda jsou měřené údaje reprodukovatelné a to nejen krátkodobě, ale i dlouhodobě. V nukleární medicíně požadujeme dobrou reprodukovatelnost u všech přístrojů, správnost jen u některých.

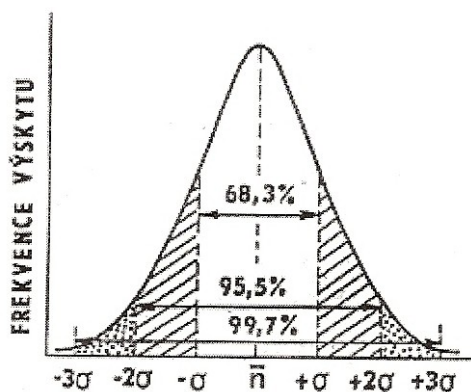
*Správnost*  $S$  je chyba měřené hodnoty vzhledem ke správné hodnotě, která je stanovená většinou absolutním měřením.

*Reprodukovatelnost* výsledků neboli *stabilitu* přístroje kontrolujeme dle rozptylu četností nebo počtu impulzů na základě Gaussova pravděpodobnostního rozdělení hodnot. Tedy požadujeme, aby většina naměřených hodnot ležela v intervalu  $N \pm 2\sigma$  a žádná hodnota neležela mimo interval  $N \pm 3\sigma$ .

Pokud naměříme hodnoty mimo tyto meze, doporučuje se měření opakovat. Pokud leží hodnoty opět mimo stanovený interval je velká pravděpodobnost, že měření je ovlivněno jinými než statistickými fluktuacemi (poruchy ze sítě, porucha přístroje).

Kontrola stability podle počtu nebo četnosti impulzů předpokládá pevnou geometrii mezi detektorem a zdrojem záření. I malá změna geometrie může znamenat výraznou změnu počtu impulzů. Druhou možností ověření stability přístroje je kontrola píku úplné absorpce na zvolené diskriminační hladině. Tato metoda má výhodu, že není závislá na přesné geometrii detektoru a zdroje a přené volbě aktivity zdroje. [3]

*Chyba měření.* Při každé metodě měření radionuklidů se mohou uplatňovat různé druhy chyb – náhodné, systematické a hrubé chyby. Při správné obsluze přístroje a kontrole jeho parametrů nemusíme o systematických a hrubých chybách uvažovat. Náhodné chyby dané statistickým charakterem přeměny radionuklidů se uplatňují při každém měření. Projevuje se to tím, že při opakovaném měření určitého vzorku na daném přístroji za stále stejných podmínek nenaměříme stejné hodnoty četnosti impulzů. Při opakovaném měření na výstupu diskriminátoru nebo analyzátoru naměříme soubor do určité míry odlišných hodnot četností impulzů, jejichž zastoupení se řídí Gaussovým (normálním) rozdělením. (viz. obr. 9) [3]



Obr. 9: Gaussovo rozdělení

### 1.10 Metodika stanovení časové rozlišovací schopnosti

Časová rozlišovací schopnost ( $\tau$ ) je definovaná jako schopnost přístroje odlišit od sebe dvě částice, které byly postupně absorbovány detektorem. Požaduje se, aby odezva přístroje byla nezávislá na měřené četnosti. Pro přístroje pak mluvíme o dynamické linearitě (lineární závislosti odezvy přístroje na aktivitě zdroje).

Časová rozlišovací schopnost může být kumulativního (paralyzabilního) nebo nekumulativního (neparalyzibilního) typu.

- *Nekumulativní – neparalyzabilní časová rozlišovací schopnost* se vyznačuje tím, že po každém zaznamenání impulzů následuje interval  $\tau$  (v němž zařízení není schopno zaregistrovat další impulz), přičemž impulzy, které se na vstupu zařízení objeví v době  $\tau$ , nemají vliv na velikosti této doby a také na chování detektoru po jejím uplynutí.
- *Kumulativní – paralyzabilní časová rozlišovací schopnost* se naopak po každém vstupním impulzu, bez zřetele k tomu, zda byl nebo nebyl zaznamenán, znovu obnovuje, tj. tento typ detektoru není rovněž schopen zaznamenat impuls během této doby, ale každý takový impulz prodlužuje tuto dobu opět o interval  $\tau$ , aniž je započítán. [5], [9]

Jako experimentální metody stanovení časové rozlišovací schopnosti jsou doporučovány metody:

- metoda dvou zářičů (je založena na srovnání počtu impulzů měřených u dvou zářičů téhož radionuklidu o známé aktivitě)
- metoda poklesu aktivity zdroje (viz. níže v kapitole 3.1)
- metoda proporcionality zdrojů (tato metoda požaduje použití dvou případě více zdrojů, pro které jsou poměry aktivit přesně známé) [9]

Hodnota  $\tau$  je závislá na zvolené metodě a konkrétních podmínkách stanovení.

Časovou rozlišovací schopnost jsem měřila na dvou spektrometrických soupravách, při různé aktivitě vzorků a porovnávala vypočtené a změřené hodnoty při integrálním a diferenciálním (širokokanálovém) vyhodnocení. Měření jsem provedla pro dvě radiofarmaka  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$ .

Podle doporučení SÚJB „Systém zabezpečení jakosti na pracovištích nukleární medicíny – přístrojová technika“ má být u detekčních přístrojů měřena *linearita odezvy na aktivitu*, definovaná jako odchylka závislosti přístroje (měřené četnosti impulsů) na aktivitě měřeného radionuklidu od lineární závislosti, z této odchylky lze stanovit limitní četnost impulzů, při které nedochází ke zkreslení. Pro toto vyhodnocení je doporučovaná metoda *poklesu aktivity zdroje* nebo *metoda dvou zářičů*. (viz. obr. 8 výše). Pro experimentální práci jsem zvolila metodu poklesu aktivity zdroje.

# EXPERIMENTÁLNÍ ČÁST

## 2. METODIKA A POSTUP PŘI VYHODNOCENÍ

### 2.1 Zvolená metodika měření

Ve své práci jsem zvolila pro stanovení časové rozlišovací schopnosti *metodu poklesu aktivity zdroje podle poločasu přeměny*. Při této metodě se užívá zdroj s přesně známým poločasem přeměny (např.  $^{99m}\text{Tc}$ ,  $T_{1/2} = 6,025$  h). Tato metoda je relativně časově náročná (měření provádíme, až je detekovaná četnost impulzů malá).

Na rozdíl od údajů v literatuře, kde se většinou vypočítává hodnota  $\tau$ , jsem vyhodnocovala ztráty v procentech mezi četností impulzů vypočítanou podle poločasu přeměny a naměřenou četností impulzů.

Při výpočtu „ideální“ četnosti impulzů podle poločasu přeměny jsem pro všechna měření volila vždy dvě hodnoty četnosti impulzů (stovkové nebo tisícové) experimentálně naměřené, podle kterých se provedl přepočet četnosti impulzů. Na základě vypočtené četnosti impulzů „dle přeměny“ jsem jednak graficky znázornila závislost naměřené četnosti impulzů na vypočítané četnosti impulzů „dle přeměny“ a vypočetla v procentech rozdíl mezi oběma četnostmi.

Z důvodu většího počtu naměřených hodnot v experimentální části, jsem jednotlivé tabulky a grafy uvedla v kapitole 5. *Přílohy*.

## 2.2 Postup při měření

Vliv časové rozlišovací schopnosti na odezvu jsem stanovovala pro dva typy scintilačních spektrometrů JKA 300 a JKA 1102. Jedná se o sestavy se shodnými scintilačními studnovými detektory NKG 314 s olověným stíněním. Oba spektrometry umožňují integrální i diferenciální vyhodnocení naměřených výšek impulsů. Z hlediska možného vlivu na časovou rozlišovací schopnost se liší velikostí vstupní časové konstanty zesilovače, a to JKA 300 – 5  $\mu$ s a JKA 1102 - 1  $\mu$ s. Spektrometr JKA 300 umožňuje připojení k počítači a tedy automatické snímání rozložení výšek impulsů diferenciálního spektra. Proto jsem diferenciální spektra měřila pouze u spektrometru JKA 300.

Pro experimentální část jsem zvolila dva radionuklidy  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$ , užívané při vyšetřeních v Ústavu nukleární medicíny. Liší se poločasem přeměny a charakterem emitovaného záření gama.

$^{99m}\text{Tc}$  -  $T_{1/2}$  (poločas přeměny) = 6,025h

-  $E_\gamma$  (energie záření gama) = 140keV

$^{111}\text{In}$  -  $T_{1/2}$  (poločas přeměny) = 2,8 dne

-  $E_\gamma$  (energie záření gama) = 171,3keV; 245,4keV; 416,7keV

K měření jsem použila cca 1 ml roztoku radiofarmaka v plastové zkumavce. Zkumavku jsem vkládala do studny scintilačního detektoru, umožňujícího pro všechna měření stejnou geometrii vzorku a detektoru. Poté jsem na přístroji navolila při integrálním vyhodnocení 30 sekund. Při diferenciálním vyhodnocení jsem měřící čas v jednotlivých kanálech (v diskriminačních hladinách) volila 5 sekund při vyšších četnostech impulsů a 10 sekund i více, dle snižující se četnosti impulsů podle poločasu přeměny. Každé jednotlivé měření jsem označila a také přiřadila den a čas měření. Počet měření pro radionuklid  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$  se lišil, z důvodu toho, že každý radionuklid má jiný poločas přeměny (pro  $^{99m}\text{Tc}$  bylo měření prováděno postupně 13krát a u  $^{111}\text{In}$  23krát). Jednotlivé počty impulsů (za 30 sekund) jsem v daný čas u integrálního vyhodnocení měřila třikrát, poté jsem spočítala průměr a vypočítala četnost impulsů za sekundu. Přepočet ideální četnosti impulsů podle poločasu přeměny jsem vypočítala na základě měřené četnosti v rozsahu stovek až tisíce impulsů, kdy mohu předpokládat,



že ke zkrácení nedochází. Z přepočítaných a měřených četností impulzů jsem vyhodnotila ztráty. Přepočítanou četnost impulzů dle přeměny spolu se ztrátami jsem poté uvedla v tabulkách. Diferenciální spektra byla vyhodnocena pro každou sadu měření jednou. Podle diferenciálních spekter (měřených při malých četnostech impulzů), při kterých se poloha maxima píku v závislosti na měřené četnosti impulzů prakticky neměnila, jsem zvolila energetický rozsah pro širokokanálové vyhodnocení pro každý z radionuklidů.

Ztráty vypočítané při širokokanálovém a integrálním vyhodnocení jsou uvedeny v tabulkách 1a, 2a, 3a, 4a, 5a, 6, 7a a 8a, jež odpovídají grafům 1b, 2b, 3b, 4b, 5b, 7b, 7c a 8b. Měření označená Tc1, Tc2 a Tc3 v tabulce 7a odpovídají grafu 7b a měření označená Tc4, Tc5, Tc6 v tabulce 7a odpovídají grafu 7c. Obdobně je tomu u tabulek 6 a 8a, kdy označení In1-6 odpovídá grafu 8b.

U spektrometru JKA 1102 jsem měřila závislost četnosti impulzů na aktivitě vzorku při integrálním vyhodnocení a diskriminační hladině 80 keV. U spektrometru JKA 300 jsem měřila diferenciální spektra a vyhodnocovala závislost četnosti impulzů na aktivitě vzorku při integrálním vyhodnocení a diskriminační hladině 80 keV a dále při diferenciálním (širokokanálovém) vyhodnocení při volbě „okna“ v energetickém rozsahu odpovídajícím píku úplné absorpce ( $^{111}\text{In}$  125 – 290 keV a  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  120 – 170 keV).

## 3. VÝSLEDKY MĚŘENÍ A DISKUZE

### 3.1 Diskuze výsledků měření

Na základě experimentálních výsledků jsem měla možnost porovnat výsledky vlivů zvyšující se aktivity vzorku (a tím zvyšující se četnosti impulzů) třemi způsoby, a to:

1. stanovením limitní četnosti impulzů pro lineární závislost měření a přepočítání dle přeměny – standardní metoda doporučovaná dle SÚJB
2. měřením polohy maxima píku úplné absorpce
3. výpočtem ztrát (chyb) daných podílem měřené a přepočítané četnosti impulzů dle přeměny

Pro scintilační sestavu JKA 1102 (vstupní časová konstanta 1  $\mu$ s) jsem volila postup podle způsobu 1. a 3. viz výše) a uvedla výsledky v tabulkách a grafech v kapitole přílohy.

Pro scintilační sestavu JKA 300 (vstupní časová konstanta 5  $\mu$ s) jsem volila postup podle třech způsobů (viz. 1., 2., 3. výše), porovnávala výsledky pro integrální a širokokanálový způsob vyhodnocení a opět uvedla výsledky v tabulkách a grafech v kapitole přílohy.

Vyhodnocení jsem provedla pro radionuklidy  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$ .

### 3.1.1 Hodnocení metody stanovení limitní četnosti impulzů

Limitní četnost impulzů je velmi závislá na vstupní časové konstantě zesilovače. Výsledky měření stanovení limitní četnosti impulzů jsou přehledně uvedeny v tabulce. (viz. tabulka níže). Z tabulky vyplývá, že limitní četnost impulzů je závislá na vstupní časové konstantě a v závislosti na typu emitovaného záření gama je závislá na integrálním či diferenciálním způsobu vyhodnocení.

<i>Radionuklid</i>	<i>Přístroj a způsob vyhodnocení</i>	<i>Limitní četnost impulzů (<math>s^{-1}</math>)</i>
$^{99m}\text{Tc}$	JKA 1102 – integrál.	$10^5$
	JKA 300 – integrál.	$10^4$
	JKA 300 – širokokanálový.	$10^4$
$^{111}\text{In}$	JKA 1102 – integrál.	$10^5$
	JKA 300 – integrál.	$2 \cdot 10^4$
	JKA 300 – širokokanálový.	$8 \cdot 10^3$

### 3.1.2 Hodnocení metody měření polohy maxima píku úplné absorpce

Výsledky měření diferenciálních spekter  $^{99m}\text{Tc}$  a  $^{111}\text{In}$  jsou pro vybraná spektra v tabulkách 7a a 8a a grafech 7b, 7c a 8b. Pro srovnání s výsledky dle třech způsobů (viz. 1., 2., 3. výše) je uvedena četnost impulzů při integrálním měření přepočítána dle přeměny o diskriminační hladině 80 keV.

Výsledky pro integrální měření a měření diferenciálního spektra byly měřeny postupně a liší se maximálně o 30 minut. Vzhledem k delšímu poločasů přeměny  $^{111}\text{In}$  a tím možnosti postupného proměření spektra je porovnání postupu provedeno pro toto radiofarmakum v další podkapitole.

### 3.1.3 Hodnocení metody výpočtu ztrát (chyb)

Stanovení časové rozlišovací schopnosti  $\tau$  za přesně definovaných podmínek má význam z hlediska kontroly reprodukovatelnosti parametrů přístrojů. Pro experimentální práce je důležité vědět, v jakém rozsahu aktivit vzorku, ať již v absolutních nebo relativních hodnotách mohu spolehlivě měřit. Proto jsem volila metodu ztrát mezi měřenou a přepočítanou četností impulzů. Při vyhodnocování výsledků jsme zjistila, že velikost ztrát je ovlivněna volbou experimentální hodnoty, podle které přepočet dle přeměny provádím.

K jednotlivým hodnotám jsem přiřadila i hodnoty polohy maxima píku úplné absorpce. (viz. tab. 6)

Na základě vzájemného porovnání výsledků dle třech zvolených způsobů pro  $^{111}\text{In}$  jsem dospěla k níže uvedeným závěrům:

- A) Určení limitní četnosti impulzů pro experimentální měření se nejeví dostačujícím. Při limitní četnosti dochází totiž ke ztrátám kolem 15-ti a více procent, což je pro experimentální měření již příliš velká hodnota. Pro dosažení ztrát kolem 5% (rozumných pro experimentální práce), je třeba volit četnosti impulzů poloviční vůči limitní četnosti impulzů.
- B) Závěr uvedený v ad.A souhlasí i s měřením diferenciálních spekter radionuklidu  $^{111}\text{In}$ , pro který při ztrátách kolem 5% dochází k posuvu maxima píku do cca 10 keV tj. 6%, zatímco při limitní četnosti impulzů je již posuv maxima píku o cca 30 keV tj. 15% a více. Z toho vyplývá, že u přístrojů, kde je možno měřit polohu maxima píku, je možno limitní četnost určit i na základě malého posuvu maxima píku. (viz. tab. 8a, graf 8b/ In3, In4, In5)
- C) Konkrétní hodnoty ztrát jsou závislé na volbě experimentálně naměřené četnosti impulzů, podle které se přepočet dle přeměny uskutečnil. Doporučit lze hodnoty v rozmezí  $1 \cdot 10^3$  až  $3 \cdot 10^3$  imp/s případně nižší. Při volbě nižších hodnot je však třeba volit počet opakování měření i dobu měření větší, aby byla zajištěná dobrá statistika měření. (viz. tab. 6)

## 4. ZÁVĚR

V bakalářské práci jsem porovнала tři způsoby určení měřitelného rozsahu aktivit vzorků pro dva typy scintilačních spektrometrů JKA 1102 a JKA 300 v sestavě se scintilačním studnovým detektorem.

Na oddělení Ústavu nukleární medicíny je časová rozlišovací schopnost, podle které je určován rozsah měřitelných aktivit, pravidelně stanovována pro radionuklid  $^{99m}\text{Tc}$  stanovením limitní četnosti impulzů z grafického zobrazení závislosti měřené četnosti impulzů a četnosti impulzů přepočítané dle poločasu přeměny.

Ve své práci jsem používanou metodou změřila i radionuklid  $^{111}\text{In}$  a porovнала výsledky pro oba radionuklidy s metodou změny polohy maxima píku úplné absorpce a způsobem vyhodnocení výpočtu ztrát, respektive chyby, dané poměrem předpokládané naměřené četnosti impulzů a předpokládané četnosti impulzů dle poločasu přeměny.

Z porovnání zvolených způsobů vyhodnocení vyplývá, že při limitní četnosti impulzů jsou ztráty v počtu impulzů cca 15% a větší. Výsledky měření aktivity (ať již absolutní či relativní) mohou být již hodně zkresleny. K dosažení 5% a nižších ztrát, které jsou z experimentálního hlediska již vyhovující, je třeba volit četnost impulzů přibližně poloviční vůči hodnotě limitní četnosti impulzů určené standardní metodou.

Na základě provedeného porovnání scintilačních souprav mohu doporučit nejdříve měření polohy maxima píku úplné absorpce pro různě aktivní vzorky a stanovit jeho limitní aktivitu, respektive měřenou četnost impulzů, pro kterou začne docházet k posuvu maxima píku úplné absorpce.

Pokud předpokládáme měření vyšších četností impulzů je nutno volit vstupní časovou konstantu zesilovače co nejmenší, s ohledem na použitý typ scintilačního detektoru. Pro měřené spektrometry s detektory NaI(Tl) detektory se ukazuje za daleko vhodnější zvolit vstupní časovou konstantu 1  $\mu\text{s}$ .

V Ústavu nukleární medicíny je pro kontrolu časové rozlišovací schopnosti používaná metoda poklesu aktivity zdroje a určení limitní četnosti impulzů. Tato kontrola se provádí jedenkrát ročně pro  $^{99m}\text{Tc}$  pro oba typy proměřovaných spektrometrů.

Dosavadní experimentální výsledky jsem na Ústavu nukleární medicíny rozšířila o měření radionuklidu  $^{111}\text{In}$  a zároveň o nový způsob vyhodnocení na základě výpočtu ztrát mezi měřenou a přepočítanou četností impulzů jak pro  $^{99m}\text{Tc}$ , tak pro  $^{111}\text{In}$ .

Z výsledků uvedených ztrát četnosti impulzů vyplývá upřesnění měřitelného rozsahu aktivit vzorku s malou chybou (do cca 5-ti %).

## 5.PŘÍLOHY

## Seznam obrázků

- Obr. 1: Schématické znázornění fotoefektu, Comptonova rozptylu a tvorby elektron-pozitronových párů (str. 10)
- Obr. 2: Schéma scintilačního studnového detektoru (str. 12)
- Obr. 3: Studnová ionizační komora měřiče aktivity (str. 12)
- Obr. 4: Uspořádání detektoru NaI(Tl) (str. 14)
- Obr. 5: Uspořádání scintilační detekční jednotky (str. 14)
- Obr. 6: Diferenciální a integrální spektrum  $^{137}\text{Cs}$  (str. 16)
- Obr. 7: Diferenciální spektrum  $^{137}\text{Cs}$  s vyznačením způsobu výpočtu energetické rozlišovací schopnosti (str. 18)
- Obr. 8: Ztráta registrované četnosti v důsledku mrtvé doby (str. 19)
- Obr. 9: Gaussovo rozdělení (str. 21)

## Seznam tabulek

- Tab. 1a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 1102 (str. 34)
- Tab. 2a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 300 a vyhodnocení ztrát (str. 36)
- Tab. 3a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  JKA 300 a vyhodnocení ztrát (str. 38)
- Tab. 4a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  JKA 1102 a vyhodnocení ztrát (str. 40)
- Tab. 5a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro širokokanálové měření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  JKA 300 a vyhodnocení ztrát (str. 42)
- Tab. 6: Výpočet ztrát při širokokanálovém měření a různé volbě měřené četnosti impulzů pro přepočet s uvedením polohy maxima píku úplné absorpce (str. 44)
- Tab. 7a: Výpočet ztrát pro širokokanálové měření a poloha maxima píku úplné absorpce  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (str. 45)
- Tab. 8a: Výpočet ztrát pro širokokanálové měření  $^{111}\text{In}$  (str. 48)



## Seznam grafů

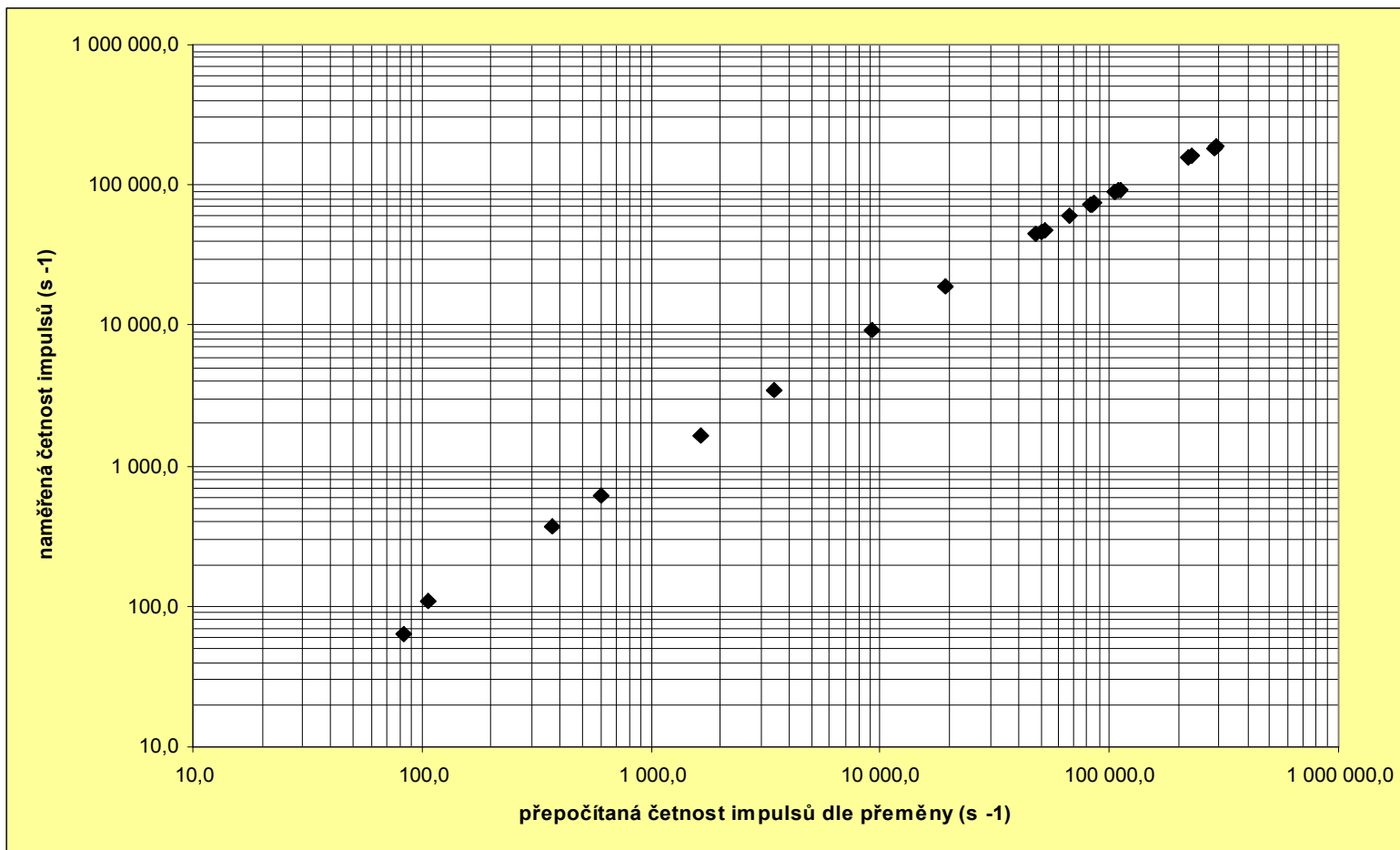
- Graf 1b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 1102 (str. 35)
- Graf 2b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 300 (str. 37)
- Graf 3b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  JKA 300 (str. 39)
- Graf 4b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  JKA 1102 (str. 31)
- Graf 5b: Vyhodnocení linearity pro širokokanálové měření  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  JKA 300 (str. 43)
- Graf 7b: Diferenciální spektrum  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (str. 46)
- Graf 7c: Diferenciální spektrum  $^{99\text{m}}\text{Tc}$  (str. 47)
- Graf 8b: Diferenciální spektra  $^{111}\text{In}$  (str. 49)

Tab. 1a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 1102 a vyhodnocení ztrát

Přístroj: JKA 1102  
 integrální od hladiny  
 Nastavení: 80keV  
 Etalon:  $^{111}\text{In}$   
 T 1/2 (dne) 2,8 = 67,2 hodin

<u>datum/čas měření</u>	<u>měřená četnost imp (s<sup>-1</sup>)</u>	<u>četnost impulzů (s<sup>-1</sup>) dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
31.1.2008/ 10:00	186 333,0	293 657,6	36,5
31.1.2008/ 12:15	182 666,7	286 773,0	36,3
1.2.2008/ 10:35	162 666,7	227 846,7	28,6
1.2.2008/ 13:38	159 666,7	220 904,2	27,7
4.2.2008/ 8:30	92 555,6	110 794,4	16,5
4.2.2008/ 9:45	91 222,2	109 318,7	16,6
4.2.2008/ 12:25	89 666,7	106 426,0	15,7
4.2.2008/ 13:00	89 000,0	105 769,3	15,9
5.2.2008/ 9:13	74 666,7	85 876,0	13,1
5.2.2008/ 10:50	73 222,2	84 470,3	13,3
5.2.2008/ 13:34	72 222,0	82 065,6	12,0
6.2.2008/ 8:50	60 666,6	67 321,3	9,9
7.2.2008/ 9:04	48 000,0	52 396,0	8,4
7.2.2008/ 13:31	46 000,0	50 071,2	8,1
7.2.2008/ 17:30	44 333,3	48 047,3	7,7
11.2.2008/ 10:17	18 800,0	19 225,6	2,2
14.2.2008/ 9:00	9 164,7	9 272,0	1,2
18.2.2008/ 9:28	3 453,6	3 426,8	-0,8
21.2.2008/ 9:19	1 634,0	1 634,0	0,0
25.2.2008/ 10:05	606,8	602,0	-0,8
27.2.2008/ 10:06	371,0	367,0	-1,2
3.3.2008/ 10:00	108,2	106,5	-1,6
4.3.2008/ 10:07	63,0	83,1	24,2

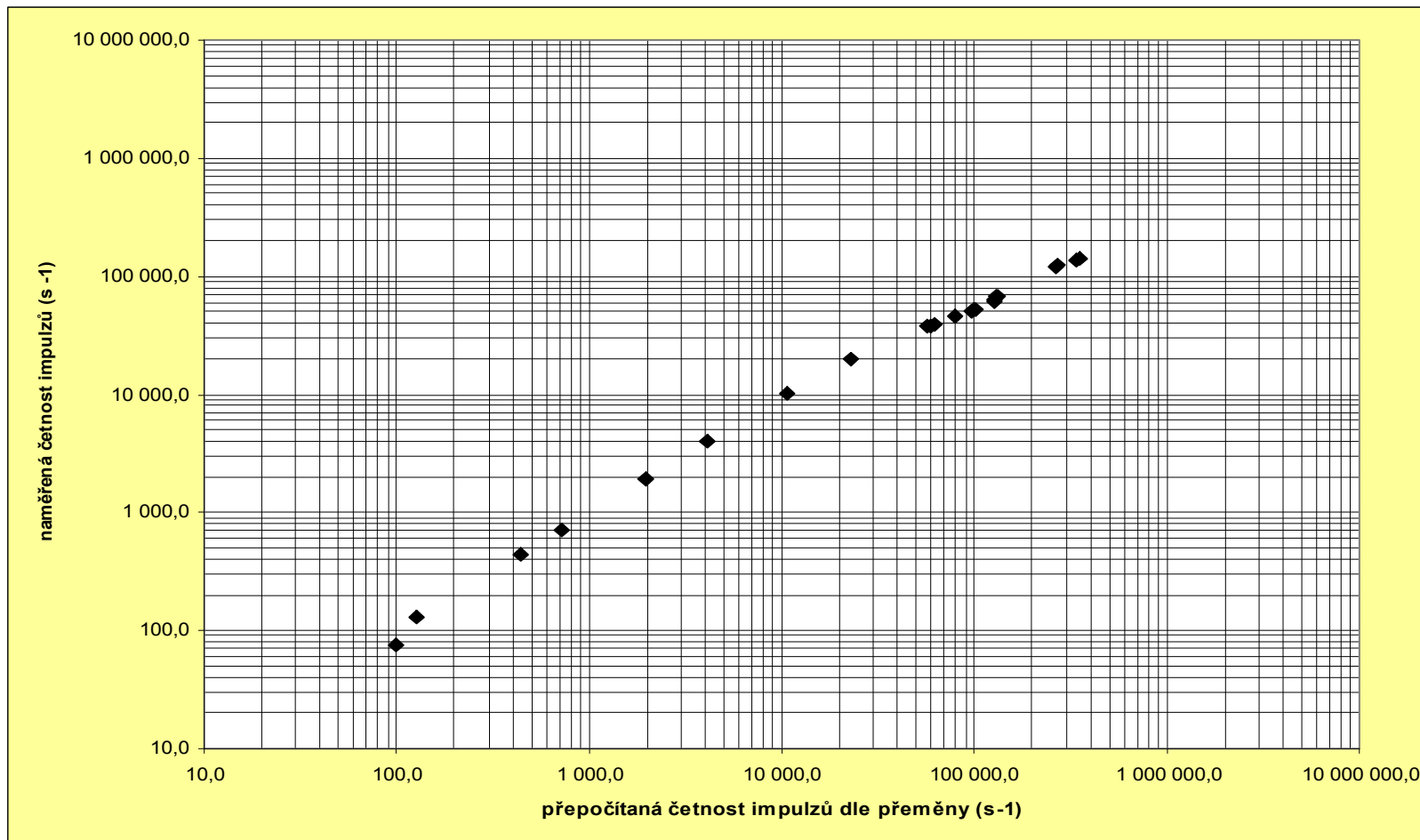
Graf 1b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 1102



Tab. 2a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření <sup>111</sup>In JKA 300 a vyhodnocení ztrát

		Přístroj:	JKA 300
		Nastavení:	integrální od hladiny 80keV
		Etalon:	111In
		T 1/2 (dne)	2,8 = 67,2 h
<u>datum/čas měření</u>	<u>měřená četnost imp (s<sup>-1</sup>)</u>	<u>četnost impulzů (s<sup>-1</sup>) dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
31.1.2008/ 10:00	139 132,1	349 970,7	60,2
31.1.2008/ 12:15	138 432,6	341 765,8	59,5
1.2.2008/ 10:37	122 324,8	271 539,6	55,0
1.2.2008/ 13:39	120 184,1	262 994,3	54,3
4.2.2008/ 8:30	67 790,6	132 040,8	48,4
4.2.2008/ 9:30	66 663,0	130 685,9	49,0
4.2.2008/ 12:00	62 474,5	127 359,0	51,0
4.2.2008/ 13:00	61 516,0	126 052,1	51,2
5.2.2008/ 9:22	51 802,2	102 133,0	49,3
5.2.2008/ 11:05	51 343,2	100 357,7	48,8
5.2.2008/ 13:40	50 450,5	97 702,0	48,4
6.2.2008/ 8:47	45 286,9	80 231,1	43,6
7.2.2008/ 8:56	39 528,2	62 572,6	36,8
7.2.2008/ 13:44	38 431,1	59 550,0	35,5
7.2.2008/ 17:25	37 663,8	57 320,2	34,3
11.2.2008/ 10:13	19 639,2	22 936,0	14,4
14.2.2008/ 8:53	10 220,7	10 797,3	5,3
18.2.2008/ 9:10	3 967,5	4 096,6	3,2
21.2.2008/ 9:02	1 938,9	1 953,4	0,7
25.2.2008/ 9:37	721,2	721,2	0,0
27.2.2008/ 9:42	438,9	439,1	0,05
3.3.2008/ 10:00	127,9	127,0	-0,7
4.3.2008/ 9:40	74,7	99,4	24,8

Graf 2b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{111}\text{In}$  JKA 300

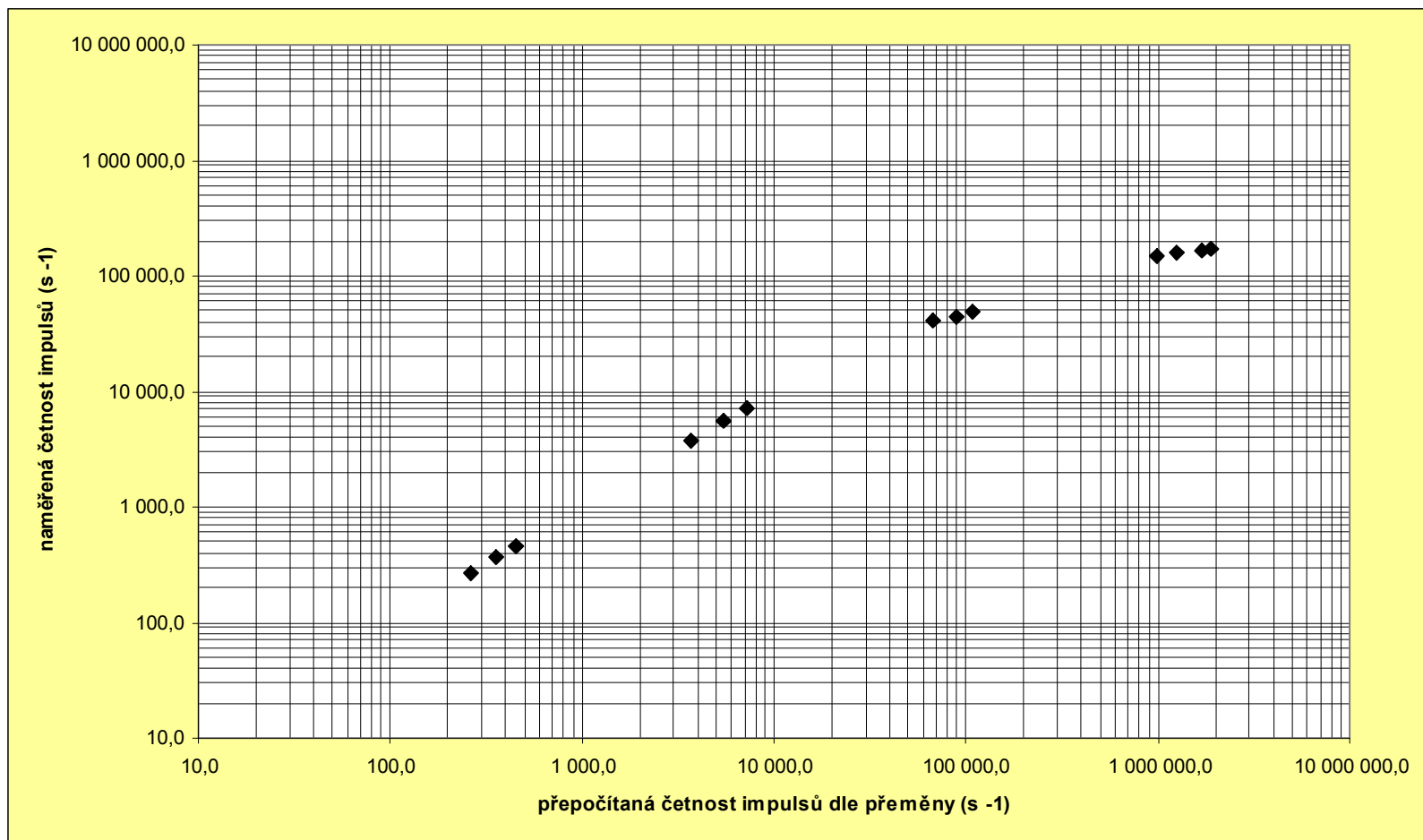


Tab. 3a: Měřená a přepočtená četnost impulzů pro integrální měření  $^{99m}\text{Tc}$  JKA 300 a vyhodnocení ztrát

Přístroj:	JKA 300
Nastavení:	integrální od hladiny 80keV
Etalon:	99mTc
T 1/2 (hod.)	6,025 = 361,5 min

<u>datum/čas měření</u>	<u>měřená četnost imp (s<sup>-1</sup>)</u>	<u>četnost impulzů (s<sup>-1</sup>) dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
4.2.2008/ 8:30	168 555,1	1 883 055,3	91,0
4.2.2008/ 9:30	165 456,8	1 678 415,9	90,1
4.2.2008/ 12:03	157 456,8	1 251 678,2	87,4
4.2.2008/ 14:06	148 098,3	988 706,9	85,0
5.2.2008/ 9:18	48 205,7	108 584,7	55,6
5.2.2008/ 11:00	44 586,9	89 295,7	50,1
5.2.2008/ 13:37	41 083,8	66 515,7	38,2
6.2.2008/ 8:50	7 202,2	7 243,2	0,6
6.2.2008/ 11:15	5 485,5	5 485,5	0,0
6.2.2008/ 14:38	3 746,3	3 716,8	-0,8
7.2.2008/ 9:00	461,4	449,3	-2,7
7.2.2008/ 11:00	372,3	356,9	-4,3
7.2.2008/ 13:40	270,2	262,6	-2,9

Graf 3b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{99m}\text{Tc}$  JKA 300

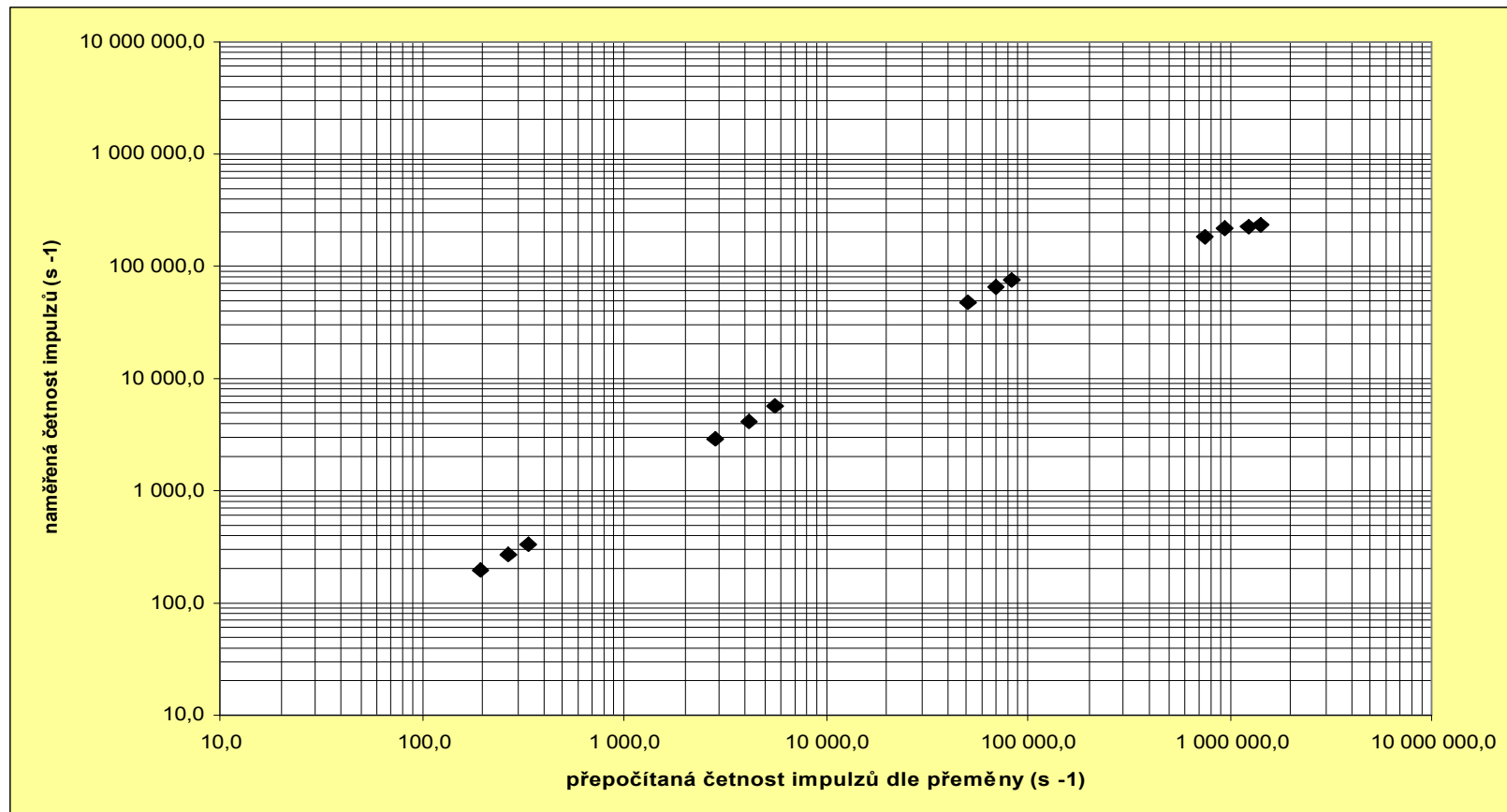


Tab. 4a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro integrální měření  $^{99m}\text{Tc}$  JKA 1102 a vyhodnocení ztrát

		Přístroj:	JKA 1102
		Nastavení:	integrální od hladiny 80keV
		Etalon:	99mTc
		T 1/2 (hod.)	6,025 = 361,5 min
<u>datum/čas měření</u>	<u>měřená četnost imp (s<sup>-1</sup>)</u>	<u>četnost impulzů (s<sup>-1</sup>) dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
4.2.2008/ 8:30	231 000,0	1 432 010,0	83,9
4.2.2008/ 9:45	227 222,2	1 240 199,9	81,7
4.2.2008/ 12:10	215 777,8	939 175,1	77,0
4.2.2008/ 14:10	182 666,7	746 138,8	75,5
5.2.2008/ 9:08	76 111,1	84 174,2	9,6
5.2.2008/ 10:47	65 333,3	69 620,8	6,2
5.2.2008/ 13:31	48 333,3	50 836,1	4,9
6.2.2008/ 8:45	5 655,6	5 561,7	-0,6
6.2.2008/ 11:17	4 155,6	4 155,6	0,0
6.2.2008/ 14:35	2 870,6	2 842,9	-0,9
7.2.2008/ 9:09	338,7	335,8	-0,9
7.2.2008/ 11:01	271,9	270,9	-0,4
7.2.2008/ 13:50	199,5	195,9	-1,8



Graf 4b: Vyhodnocení linearity pro integrální měření  $^{99m}\text{Tc}$  JKA 1102

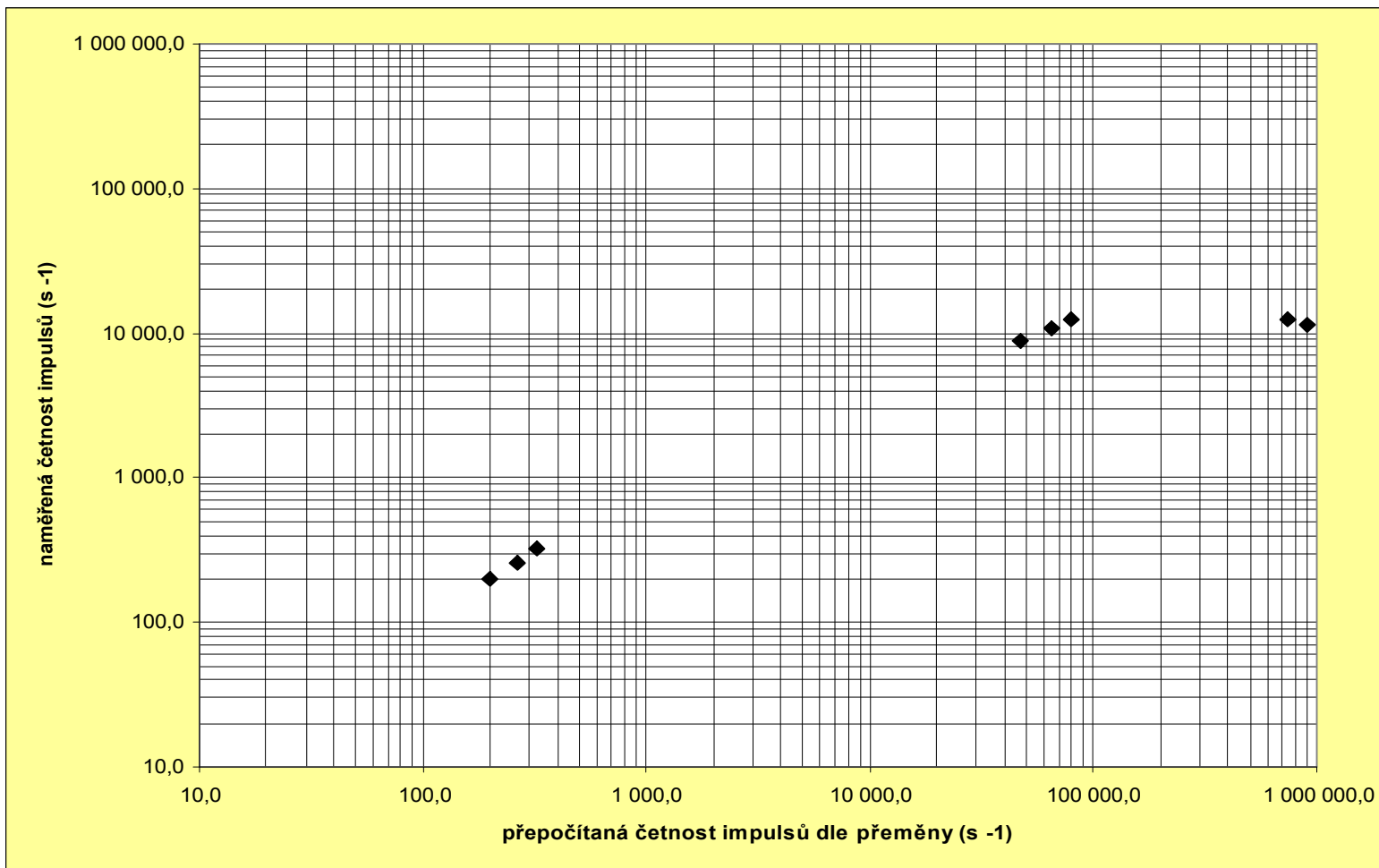


Tab. 5a: Měřená a přepočítaná četnost impulzů pro širokanálové měření  $^{99m}\text{Tc}$  JKA 300 a vyhodnocení ztrát

Přístroj: JKA 300  
 Etalon:  $^{99m}\text{Tc}$   
 T 1/2 (hod.) 6,025 = 361,5 min

<u>datum/čas měření</u>	<u>měřená četnost imp (s<sup>-1</sup>)</u>	<u>četnost impulzů (s<sup>-1</sup>) dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
4.2.2008/ Tc1 10:05	9 921,0	1 169 926,5	99,2
4.2.2008/ Tc2 12:23	11 528,6	897 930,2	98,7
4.2.2008/ Tc3 14:00	12 332,2	745 535,4	98,3
5.2.2008/ Tc4 9:27	12 551,8	79 557,0	84,2
5.2.2008/ Tc5 11:12	10 824,0	65 049,3	83,4
5.2.2008/ Tc6 14:00	8 932,4	47 135,1	81,0
7.2.2008/ Tc7 9:20	<b>322,3</b>	<b>322,3</b>	0,0
7.2.2008/ Tc8 11:06	257,3	263,0	2,2
7.2.2008/ Tc9 13:30	200,5	199,6	-0,5

Graf 5b: Vyhodnocení linearity pro širokanálové měření  $^{99m}\text{Tc}$  JKA 300



Tab. 6: Výpočet ztrát při širokanálovém měření a různé volbě měřené četnosti impulzů pro přepočítání s uvedením polohy maxima píku úplné absorpce

Přístroj: JKA 300  
 Etalon: 111In  
 T 1/2 (dne) 2,8 = 67,2 h

<u>datum/čas měření</u>	<u>přepočítání dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>	<u>přepočítání dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>	<u>přepočítání dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>	<u>přepočítání dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
4.2.2008/ 10:15	49 929,0	57,0	47 906,5	55,1	45 904,2	53,2	38 703,4	44,5
4.2.2008/ 12:06	48 960,1	58,3	46 976,8	56,5	45 013,3	54,6	37 952,2	46,2
<b>In1</b> / 5.2.2008/ 9:36	39 222,1	57,0	37 633,2	55,2	36 060,3	53,2	30 403,7	44,5
5.2.2008/ 14:10	37 404,5	55,7	35 889,3	53,8	34 389,3	51,9	28 994,8	42,9
<b>In2</b> / 7.2.2008/ 9:49	23 995,5	53,9	22 985,1	51,8	22 024,4	49,7	18 569,5	40,4
<b>In3</b> / 11.2.2008/10:22	8 817,2	22,5	8 460,0	19,2	8 106,4	15,7	6 834,8	0,0
<b>In4</b> / 14.2.2008/ 9:25	4 234,8	8,1	4 063,2	4,2	3 893,4	0,0	3 282,7	-18,6
<b>In5</b> / 18.2.2008/ 9:14	1 576,5	4,1	1 512,6	0,0	1 449,4	-4,4	1 222,0	-23,8
<b>In6</b> / 21.2.2008/ 9:06	750,9	6,3	720,5	2,4	690,4	-1,9	582,1	-20,8
25.2.2008/ 9:42	268,8	0,0	257,9	-4,2	247,1	-8,8	208,4	-29,0
27.2.2008/ 9:45	163,8	-2,4	157,2	-6,7	150,6	-11,3	127,0	-32,0

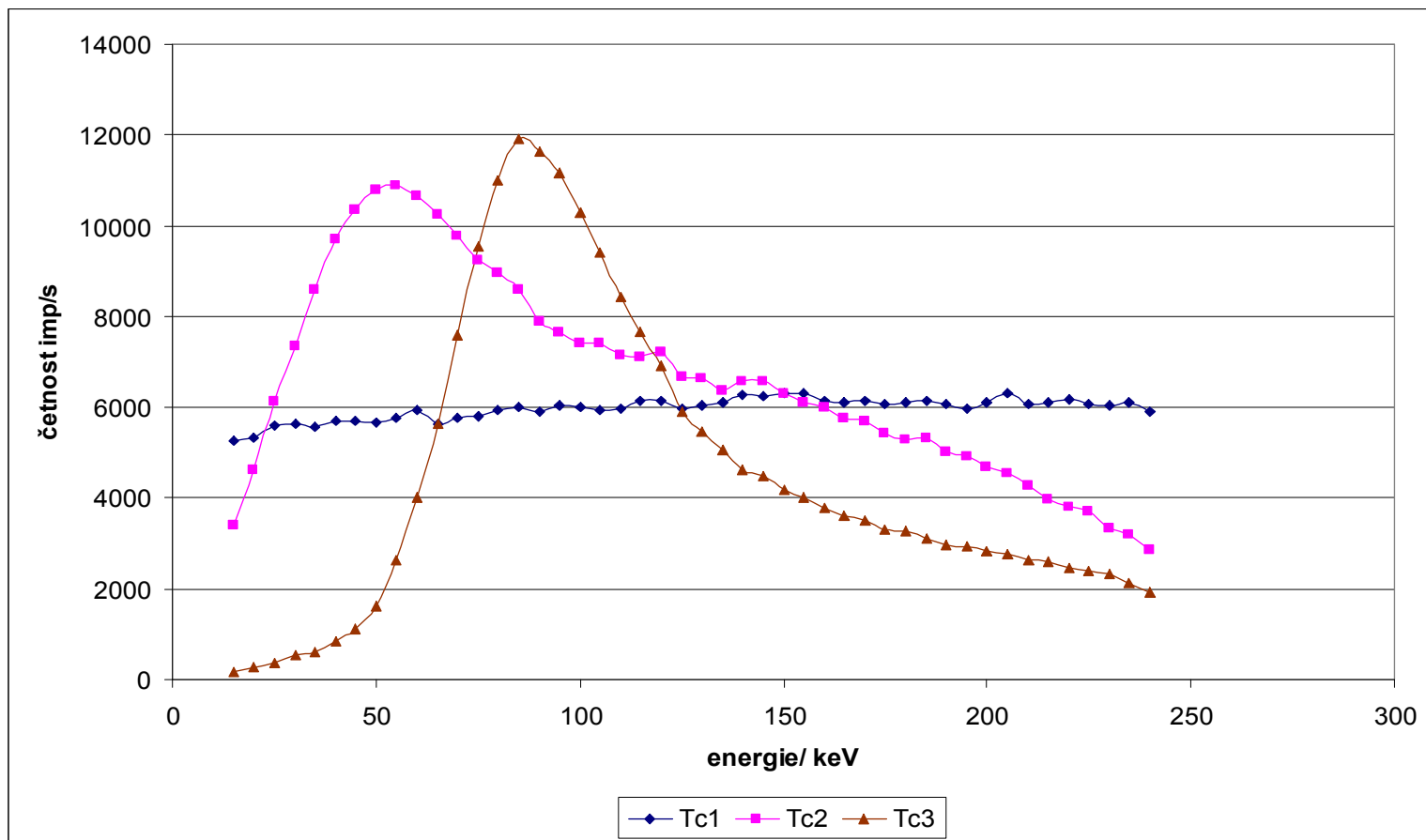
<u>datum/čas měření</u>	<u>poloha maxima píku úplné absorpce [keV]</u>
4.2.2008/ 10:15	Spektrum bez píku
4.2.2008/ 12:06	Spektrum bez píku
<b>In1</b> / 5.2.2008/ 9:36	Spektrum bez píku
5.2.2008/ 14:10	Spektrum bez píku
<b>In2</b> / 7.2.2008/ 9:49	90; 330
<b>In3</b> / 11.2.2008/10:22	150; 400
<b>In4</b> / 14.2.2008/ 9:25	170; 430
<b>In5</b> / 18.2.2008/ 9:14	180; 460
<b>In6</b> / 21.2.2008/ 9:06	190; 460
25.2.2008/ 9:42	190; 460
27.2.2008/ 9:45	180; 460

Tab. 7a: Výpočet ztrát pro širokanálové měření a poloha maxima píku úplné absorpce  $^{99m}\text{Tc}$

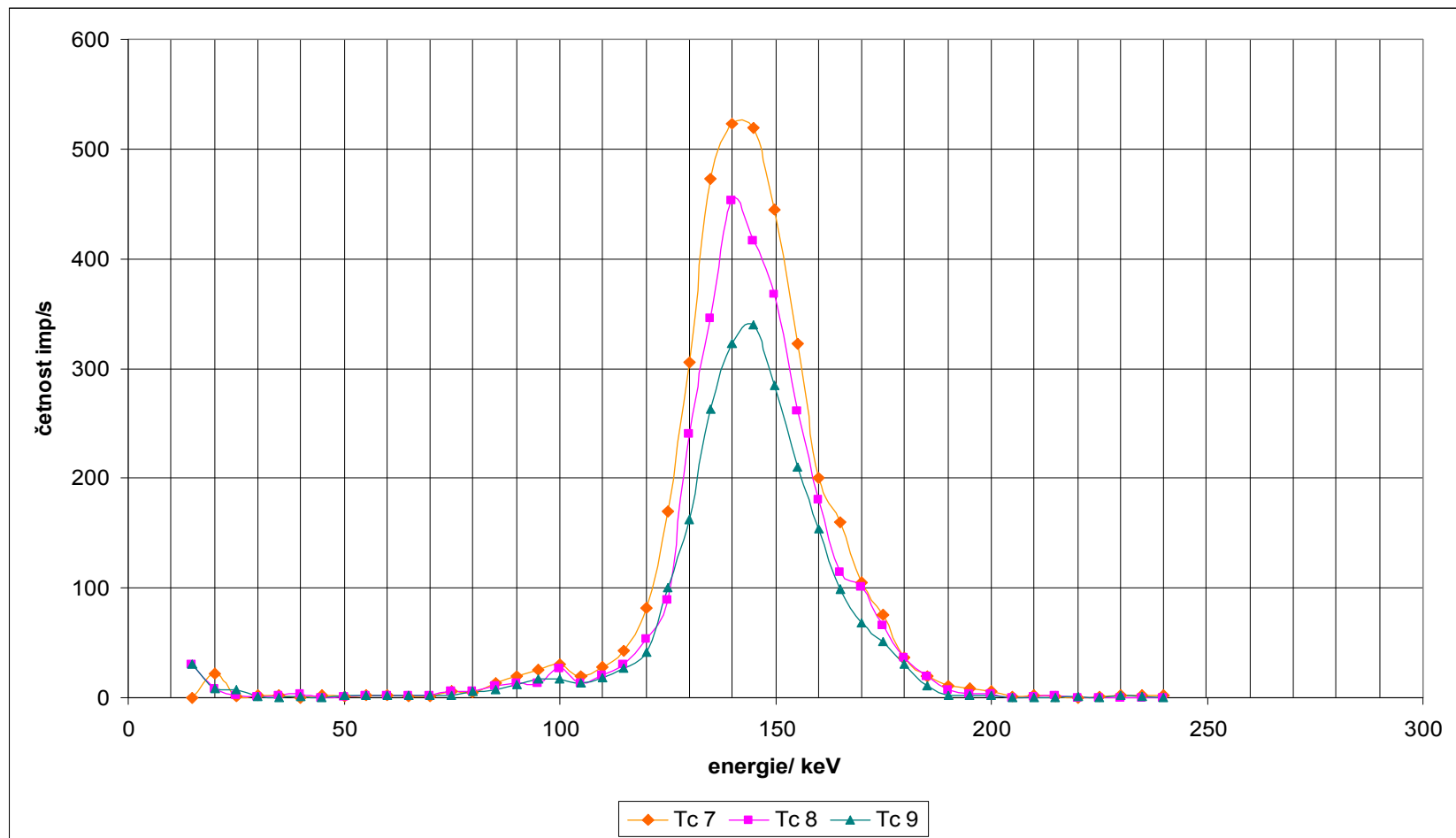
Přístroj:	JKA 300
Nastavení:	integrální od hladiny 80keV
Etalon:	99mTc
T 1/2 (hod.)	6,025 = 361,5 min

<u>datum/čas měření</u>	<u>měřená četnost</u> <i>imp (s<sup>-1</sup>)</i>	<u>četnost impulzů (s<sup>-1</sup>) dle</u> <i>přeměny</i>	<u>ztráty</u> <i>(%)</i>
4.2.2008/ 8:30	168 555,1	1 883 055,3	91,0
4.2.2008/ 9:30	165 456,8	1 678 415,9	90,1
4.2.2008/ 12:03	157 456,8	1 251 678,2	87,4
<b>Tc1/</b> 4.2.2008/ 14:06	148 098,3	988 706,9	85,0
<b>Tc2/</b> 5.2.2008/ 9:18	48 205,7	108 584,7	55,6
5.2.2008/ 11:00	44 586,9	89 295,7	50,1
<b>Tc3/</b> 5.2.2008/ 13:37	41 083,8	66 515,7	38,2
6.2.2008/ 8:50	7 202,2	7 243,2	0,6
6.2.2008/ 11:15	5 485,5	5 485,5	0,0
6.2.2008/ 14:38	3 746,3	3 716,8	-0,8
<b>Tc4/</b> 7.2.2008/ 9:00	461,4	449,3	-2,7
<b>Tc5/</b> 7.2.2008/ 11:00	372,3	356,9	-4,3
<b>Tc6/</b> 7.2.2008/ 13:40	270,2	262,6	-2,9

Graf 7b: Diferenciální spektrum  $^{99m}\text{Tc}$



Graf 7c: Diferenciální spektrum  $^{99m}\text{Tc}$

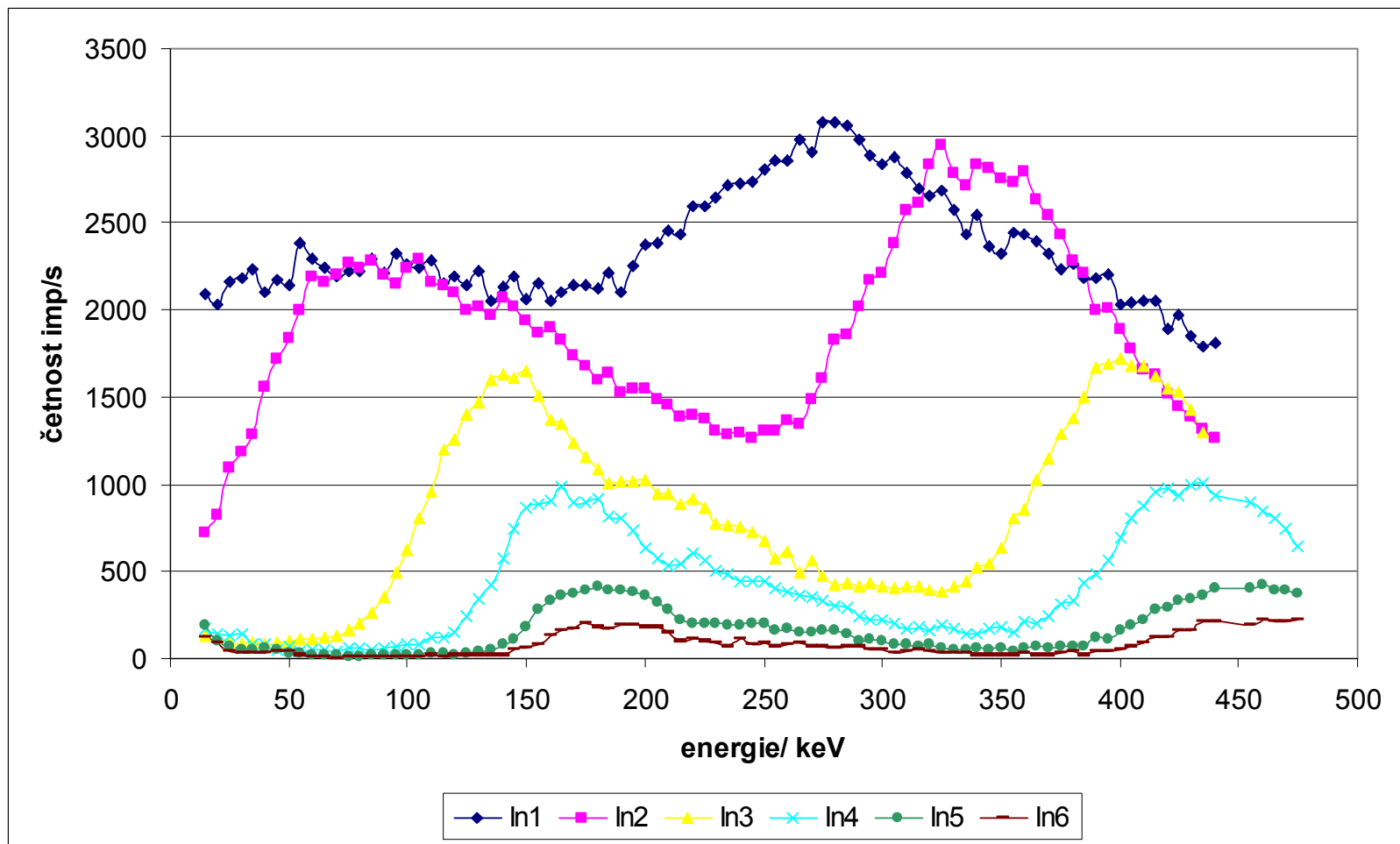


Tab. 8a: Výpočet ztrát pro širokanálové měření  $^{111}\text{In}$

Přístroj:	JKA 300		
Nastavení:	integrální od hladiny 80keV		
Etalon:	$^{111}\text{In}$		
T 1/2 (dne)	2,8 = 67,2 h		
<u>datum/čas měření</u>	<u>četnost imp/(s)</u>	<u>přepočet dle přeměny</u>	<u>ztráty (%)</u>
31.1.2008/ 10:00	139 132,1	349 970,7	60,2
31.1.2008/ 12:15	138 432,6	341 765,8	59,5
1.2.2008/ 10:37	122 324,8	271 539,6	55,0
1.2.2008/ 13:39	120 184,1	262 994,3	54,3
4.2.2008/ 8:30	67 790,6	132 040,8	48,4
4.2.2008/ 9:30	66 663,0	130 685,9	49,0
4.2.2008/ 12:00	62 474,5	127 359,0	51,0
4.2.2008/ 13:00	61 516,0	126 052,1	51,2
<b>In1/</b> 5.2.2008/ 9:22	51 802,2	102 133,0	49,3
5.2.2008/ 11:05	51 343,2	100 357,7	48,8
5.2.2008/ 13:40	50 450,5	97 702,0	48,4
6.2.2008/ 8:47	45 286,9	80 231,1	43,6
<b>In2/</b> 7.2.2008/ 8:56	39 528,2	62 572,6	36,8
7.2.2008/ 13:44	38 431,1	59 550,0	35,5
7.2.2008/ 17:25	37 663,8	57 320,2	34,3
<b>In3/</b> 11.2.2008/ 10:13	19 639,2	22 936,0	14,4
<b>In4/</b> 14.2.2008/ 8:53	10 220,7	10 797,3	5,3
<b>In5/</b> 18.2.2008/ 9:10	3 967,5	4 096,6	3,2
<b>In6/</b> 21.2.2008/ 9:02	1 938,9	1 953,4	0,7
25.2.2008/ 9:37	721,2	721,2	0,0
27.2.2008/ 9:42	438,9	439,1	0,05
3.3.2008/ 10:00	127,9	127,0	-0,7
4.3.2008/ 9:40	74,7	99,4	24,8



Graf 8b: Diferenciální spektra  $^{111}\text{In}$



## 6. LITERTURA

- [1] NAVRÁTIL, L . a kol.: *LÉKAŘSKÁ BIOFYZIKA*, 1. vyd. Praha: MANUS, 2000. 356 s. ISBN 80-902318-5-3.
- [2] KUPKA, K., KUBINYI J., ŠÁMAL, M. a kol.: *NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA*, 1. vyd. Příbram: P3K, 2007. 185s. ISBN 978-80-903584-9-2.
- [3] NOVÁKOVÁ, O.: *DETEKCE IONIZUJÍCÍHO ZÁŘENÍ V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ (učební texty)*, Ústav nukleární medicíny 1.LF a VFN, Praha 2003. 67 s.
- [4] LANG, O.: *NUKLEÁRNÍ MEDICÍNA 1. základní znalosti*, 1. vyd. Praha: KAROLINUM, 1998. 56 s. ISBN 80-7184-721-6.
- [5] ŠEDA, J., SABOL, J., KUBÁLEK, J.: *HADERNÁ ELEKTRONIKA*, 1. vyd. Praha: SNTL, 1977. 322 s. ISBN 04-532-77.
- [6] SÚJB: *SYSTÉM ZABEZPEČENÍ JAKOSTI NA PRACOVIŠTÍCH NUKLEÁRNÍ MEDICÍNY – PŘÍSTROJOVÁ TECHNIKA*, Praha – Zbraslav, 1999. 46 s. ISBN 80-7073-077-3.
- [7] *ANALYZÁTOR JKA300 návod k obsluze a údržbě*, Praha. 12 s.
- [8] CHERRY, S. R., SORENSON, Y. A., PHELPS, M. E.: *PHYSICS IN NUCLEAR MEDICINE*, 3rd ed., SAUNDERS, 2003.
- [9] ŠKRDLA, J.: *STANOVENÍ ROZLIŠOVACÍ DOBY DETEKČÍCH SESTAV V NUKLEÁRNÍ MEDICÍNĚ*. Praha, 2007. 62s. Výzkumný úkol na Jaderné a fyzikálně inženýrské fakultě ČVUT na katedře dozimetrie a aplikace ionizujícího záření. Vedoucí výzkumného úkolu RNDr. Olga Nováková, Csc.









