

# JIHOČESKÁ UNIVERZITA

ZDRAVOTNĚ SOCIÁLNÍ FAKULTA

KATEDRA RADIOLOGIE A TOXIKOLOGIE

## Bakalářská práce

**Téma:** Akumulace radiojodu ve štítné žláze: srovnání výsledků měření scintilační sondou s měřením na scintilační kameře u pacientů se zvýšenou činností štítné žlázy

**Obor :** Radiologický asistent

Autor : **Pavel DOSCHKO**

Vedoucí bakalářské práce : prim. MUDr. Ladislav Šabata

Datum odevzdání : 9. května 2008

## **Prohlášení**

Použitou literaturu a podkladové materiály uvádím v příloženém seznamu literatury. Prohlašuji, že v souladu s § 47b zákona č. 111/1998 sb., v platném znění, souhlasím se zveřejněním své bakalářské práce, a to v nezkrácené podobě v úpravě vzniklé vypuštěním vyznačených částí archivovaných zdravotně sociální fakultou elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v českých Budějovicích na jejích internetových stránkách.

V Českých Budějovicích dne 25. dubna 2008

Podpis

.....

**Poděkování:**

Chtěl bych poděkovat vedoucímu práce panu primáři MUDr. L. Šabatovi za jeho rady, trpělivost a pomoc při psaní této práce. Dále bych chtěl poděkovat celému oddělení nukleární medicíny v nemocnici v Českých Budějovicích za pomoc při měření a za vstřícné a přívětivé jednání.

## ABSTRACT

The Bachelor's Paper deals with the question of measurement of radioiodine accumulation in thyroid gland using scintillation probe and gamma camera by comparison of both the measurement methods.

In the course of last fifty years, the  $^{131}\text{I}$  was thought to be safe and effective remedy in case of thyroid gland disorders, among which there are for instance hyperthyroidism or differentiated struma maligna. The method experienced its boom after the WW2 when  $^{131}\text{I}$  began to be produced in large quantities.

The method of treatment is easy. The patient is administered a high dose (activity) of radioactive iodine, which is absorbed by thyroid. In case of patients suffering from hyperthyroidism the function of thyroid is subsequently reduced. After completion of the treatment, such patients are dependent on hormone replacement therapy using thyroid hormones. In case of patients suffering from struma maligna, the first solution is its surgical removal and after union of the scar, similar treatment is applied to remove small residues. The activity administered is even higher. The purpose is to destroy all pieces of thyroid gland tissue and metastases of differentiated struma maligna. At the present time, the level of accumulation of radioiodine in thyroid gland is measured and calculated on the basis of values of impulses acquired by means of scintillation probe, which is regarded as a standard procedure.

The goal of the paper is to find out whether it is possible to obtain more accurate values of accumulation using the existing gamma cameras for scanning impulses above the area of thyroid gland. Another goal is to use the obtained values for the purpose of calculation of iodine accumulation. If measurement realized by means of the camera appears to be more accurate, I intended to propose its use as a new standard.

I realized the respective measurements using scintillation probe and gamma camera. Measurement using probe is carried out in the prone position with the head bent back and the probe is at a distance of 25 centimetres from the patient's neck. The value of impulses is measured twice, 1 minute per either measurement. While using camera, the detector is at a distance of approximately 10 centimetres from the patient's neck and the period of measurement is approximately 15 minutes – only one

measurement is realized. The individual accumulations are calculated on the basis of the values obtained.

The result of the comparison was that the measurement using gamma camera was not much more accurate and the measurement by means of scintillation probe is faster and easier for the radiological assistant and for the patients as well.

## OBSAH:

### I. Teoretická část:

Úvod.....	7
Současný stav.....	8
Cíl práce.....	9
Hypotéza.....	9
Akumulační test.....	10
Blood-based dozimetrie.....	12
Radiační hygiena.....	13
Přístroje nukleární medicíny.....	14
Radioizotopové zobrazování.....	18
Technické vybavení.....	20

### II. Praktická část:

#### Metodika:

1. Výběr pacientů .....	22
2. Průběh měření.....	22
3. Pracovní postup měření pomocí sondy.....	23
4. Pracovní postup měření pomocí gamma kamery.....	24
Výpočet aktuálního počtu impulzů fantomu.....	25
Naměřené hodnoty ze sondy.....	27
Naměřené hodnoty z kamery.....	29
Výpočet akumulace.....	31
Výsledky akumulací.....	33
Grafické porovnání akumulací.....	35
Diskuze.....	37
Závěr.....	39
Seznam použité literatury.....	40
Klíčová slova.....	42
Příloha.....	43

## **I. Teoretická část**

### **Úvod**

Bakalářskou práci na téma - Akumulace radiojodu ve štítné žláze: srovnání výsledků měření scintilační sondou s měřením na scintilační kameře u pacientů se zvýšenou činností štítné žlázy – jsem si zvolil, protože tato problematika nebyla v ČR v současné době dosud zkoumána a protože jsem chtěl sám vědět, jaké výsledky přinese. V práci vycházím ze standardních postupů, jež jsou s malými obměnami používány po celém světě.

Záměrem práce je srovnání výsledků měření akumulace scintilační sondou a scintilační kamerou a určit, která metoda je přesnější. Pakliže se ukáže, v ČR dnes neobvykle používané, měření akumulace pomocí scintilační gamma kamery jako významně přesnější, lze použít této práce jako podklad pro stanovení nových standardů. Při psaní jsem použil dostupnou odbornou literaturu a provedl měření na scintilační sondě a kameře a spočítal jednotlivé výsledky. Použil jsem přístrojové vybavení na oddělení Nukleární medicíny v Nemocnici České Budějovice.

## Současný stav

Nukleární medicína je stále se rozvíjející obor. Jsou vyráběny lepší přístroje a kvalitnější technika. Svou roli hraje také vývoj radiofarmak, který jde neustále dopředu. Všechny tyto nové poznatky je nutné neustále doplňovat a zajistit tím nejlepší možné výsledky.

Nukleární medicína byla na svém začátku obor, který se používal spíše pro diagnostiku. Její nespornou výhodou je „funkční zobrazování“ (tvorba obrazů je založena na funkčním nebo metabolickém stavu zobrazovaného orgánu či systému), které u ostatních zobrazovacích modalit chybělo. Další výhodou je v neinvazivnosti vyšetření a proto je vhodná pro diagnostiku u dětí – v pediatrii. Jako velký klad je vhodné zmínit i malou radiační zátěž při vyšetřeních.

Zavedením radioizotopových vyšetření radiojodem, do diagnostiky tyreoidální funkce a do studia tyreoidální fyziologie vedlo k značnému rozšíření znalostí o normální a porušené činnosti štítné žlázy.

Zobrazení funkční tkáně a metabolismu je nejdůležitější rolí pro vyšetření štítné žlázy pomocí radioaktivního jodu. Nukleární medicína se v této oblasti používá již mnoho let – a to jak pro diagnostiku, tak pro terapii.

Již v roce 1942 se objevila první práce Herze a Roberte o 10 tyreotoxických nemocných a Hamiltona a Lawrence o 3 nemocných tyreotoxikozou.

V ČSSR byla diagnostická aplikace radiojodu uskutečněna poprvé ve Výzkumném ústavu endokrinologickém již v r. 1951 a koncem téhož roku byly provedeny též terapie u tyreotoxikoz jodem  $^{131}\text{I}$ . (10)

Ke dnešnímu dni se v ČR používá pro stanovení akumulace radiojodu ve štítné žláze scintilační sondy. Práce se sondou je jednoduchá a rychlá, vyšetření je krátké a časově málo náročné. Dnes je již možné použít kvalitní scintilační gamma kameru, kde se ze získaných obrazů dají získat stejné informace jako ze sondy a je možné z nich vypočítat akumulaci radiojodu. Na obrazech uvidíme rozložení radiofarmaka (radiojodu), o němž nás vyšetření pomocí sondy neinformuje.



## **Cíl**

Cílem práce je zjistit přesnost měření akumulace pomocí dvou různých přístrojů a reprodukovatelnost obou metod. Použitými přístroji je scintilační sonda a scintilační kamera. V práci jsou spočteny akumulace u pacientů, kteří byli během léčby měřeni standardní metodou na sondě a pro potřeby této práce byli měřeni i na kameře, tato měření jsem prováděl v krátkém časovém odstupu od sebe (do 1 hodiny), abych omezil zkreslení získaných informací fyziologickými procesy štítné žlázy a radioaktivním rozpadem jodu  $^{131}\text{I}$ .

## **Hypotéza**

*Měření na scintilační gamma kameře je přesnější a mělo by být použito jako standard.*

Současné gama kamery jsou vyráběny s vysokou citlivostí a vysokým rozlišením. Při zpracování obrazu lze odečíst pouze impulzy, které odpovídají impulzům radiojodu ve štítné žláze. To se při měření na sondě provést nedá a tak jsou do počtu impulzů ze sondy započteny i impulzy pozadí (jiná tkáň než štítná žláza v níž je vycytán radiojod). Metoda měření na kameře je přesnější a může být zavedena jako standard.

## **Akumulační test**

Podání radioaktivního jodu člověku a měření jeho hromadění v oblasti štítné žlázy bylo bezesporu prvním radioizotopovým diagnostickým testem, který byl již v roce 1938 použit u nemocných s různými poruchami metabolismu štítné žlázy.

V rozsáhlé míře se však akumulační test rozšířil teprve po druhé světové válce, kdy se začal ve větším množství vyrábět jod  $^{131}\text{I}$ .

Akumulační test je založen na schopnosti štítné žlázy hromadit a uvolňovat jodid z krve a zpět, oxidovat jodid na elementární jod J<sub>2</sub> a J<sub>3</sub> pomocí vazby na fenolové jádro tyroxinu a hromadit a uvolňovat vzniklé organické sloučeniny jodu. (4)

Test sleduje radioaktivní jod v různých intervalech nahromadění ve štítné žláze a informuje nás tak o jejím funkčním stavu.

## **Druhy akumulačních testů**

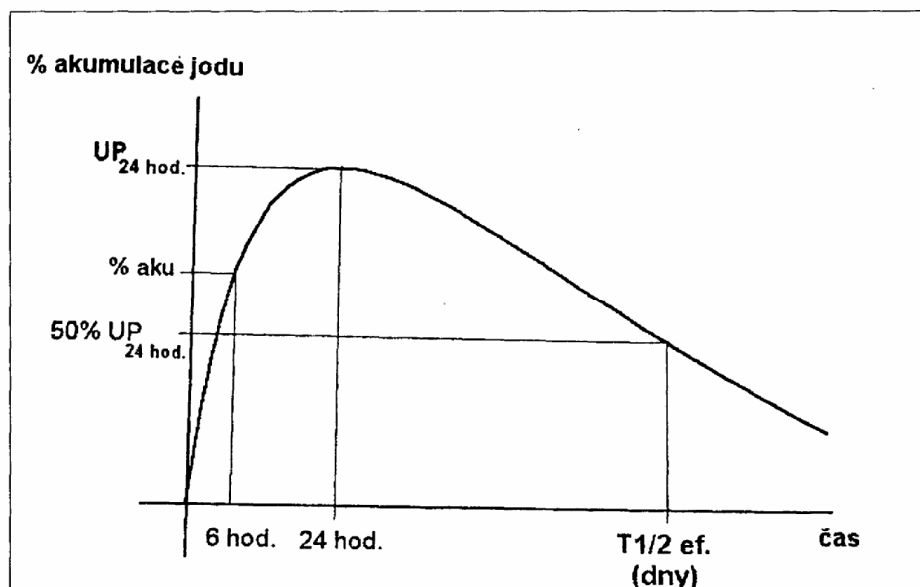
V současné době existuje mnoho modifikací akumulačního testu. Existují také testy dynamické, které jsou založeny na ovlivnění akumulace radioaktivního jodu – zásahem zvenčí, tyto testy v práci popsány nejsou. Dále jsou tyto testy odlišné použitím jiného izotopu radiojodu, ale provedení je obdobné. Jednotlivé testy jsou používány různě podle zavedených zvyků na jednotlivých pracovištích nukleární medicíny.

## **Perorální akumulační test**

Základní modifikace testu vypadá takto: pacientovi se nalačno podá malé množství radioaktivního izotopu jodu  $^{131}\text{I}$  ve formě jodidu draselného nebo jodidu sodného. Obvykle se pacientovi dává vypít asi 5 $\mu\text{Ci}$  (185KBq) jodu  $^{131}\text{I}$  v 50ml vody. Měření nahromadění radioaktivity provádíme většinou vleže za 2 hodiny, 5 hodin a 24 hodin po aplikaci radioaktivního jodu. Záření, které provází rozpad  $^{131}\text{I}$ , měříme scintilační sondou, opatřenou vhodným kolimátorem ze vzdálenosti asi 25 – 30cm. (4)

Výsledek se vyjadřuje v % z podané aktivity. Normální hodnota akumulace je 20 — 40% z podané aktivity za 24 hodin =  $UP_{24\text{hod.}}$  (11)

Obr. Radiojodový akumuláční test



### Intravenózní akumuláční test

Velkou výhodou tohoto testu je rychlé dosažení plazmatického hladiny radioaktivního jodu.

Tento test se provádí tak, že intravenózně aplikujeme 5 - 20  $\mu\text{Ci}$  (185 – 740 KBq) jodu  $^{131}\text{I}$ , který byl předem vysterilizován a je rozpuštěn v bezpyrogenní redestilované vodě. Od aplikovaného množství je nutné odečíst aktivitu, která zůstane ve stříkačce a v jehle (změřit hned po aplikaci). (4)

Měření se provádí jako u předchozího testu – vleže se zakloněnou hlavou. Měření se provádí v časových intervalech, nebo kontinuální registrací grafickým záznamem po dobu 15 – 120 minut.

## **Blood-based dozimetrie**

S tímto návrhem přišla Evropská společnost nukleární medicíny (European Association of Nuclear Medicine - EANM). Tento postup je sepsán podle materiálů EANM.

Štítnou žlázu lze léčit pro mnoho různých onemocnění právě pomocí radiojodu, uvádím zde nový návrh, který je důležitý pro léčbu diferencovaného karcinomu štítné žlázy, nicméně, obdobný postup by se dal užít i při terapii hypertyreózy.

Tento návrh vychází z předpokladu, že množství podaného radioaktivního jodu nezávisí na ničem jiném než na radiační dávce kterou obdrží krev a kostní dřeň. Maximální, široce uznávaná dávka na kostní dřeň jsou 2Gy.

Metodologie dozimetrických měření založených na měření aktivity krve (blood-based) byla vyvinuta a zpřesněna sérií mezinárodních zkoušek v mnoha centrech ve snaze představit nový systém diagnostických a terapeutických nástrojů.

Pro aplikaci metody založené na sledování aktivity v krvi je nutné monitorovat pouze dva faktory radioaktivity: dávku na krev a dávku na celé tělo. Ke sledování kinetiky jodu se doporučuje odběr 5 vzorků krve během léčby. Aktivita v celém těle by měla být monitorována pomocí dvouhlavé gamma kamery, nebo pomocí scintilační sondy s fixní geometrií měření.

Výhody blood-based dozimetrie:

- určí podání maximální možné dávky radioaktivního jodu pro každého pacienta individuálně.
- zjistí pacienty, pro něž není bezpečné podání fixní aktivity.
- možnost podání vyšší aktivity jednou, namísto mnohonásobného podání nižších aktivit ve „frakcionované“ terapii (u terapie diferencovaného karcinomu štítné žlázy a jeho metastáz se tak vyhneme změnám biokinetiky po vícenásobném podání).

### Nevýhody blood-based dozimetrie

- výsledky této strategie jsou přesvědčivé, ale neexistují žádná klinická data, která by dokazovala závěrečné zlepšení.
- absorbovaná dávka na tumor není známá. Podání vyšších aktivit nemusí být doprovázeno vyšším terapeutickým přínosem.

(EANM Dosimetry Committee Series on Standard Operational Procedures for Pre-Therapeutic Dosimetry, I. Blood and Bone Marrow Dosimetry in Differentiated Thyroid Cancer Therapy)

### Radiační hygiena

Pacienti kteří podstupují léčbu pomocí radioaktivního jodu, mají v těle naaplikované velké množství aktivity. Záření jodu  $^{131}\text{I}$  má vysokou energii a proniká z těla pacienta ven – tedy pacient je sám zářičem. Nemocný je po podání léčebné dávky zdrojem záření a možným zdrojem kontaminace okolí.

Problém podání radioaktivní látky do těla pacienta a další problematiku radiační ochrany, řeší zákony, které navrhuje Státní ústav pro jadernou bezpečnost. Je to zákon č. 18/1997 SB. ze dne 24. ledna 1997 o mírovém využívání jaderné energie a ionizujícího záření (atomový zákon) a o změně a doplnění některých zákonů.

V jednotlivých zemích jsou podmínky pro léčebné aplikace radiojodu odlišné. Zatímco u nás je nutno při každé léčebné aplikaci nemocného hospitalizovat na lůžkovém radioizotopovém pracovišti III. kategorie, v některých západních zemích je podávána léčba radiojodem ambulantně, nebo je spojena jen s krátkodobou hospitalizací.

Radiojod je nahromaděn v akumulující tkáni a gamma energie spektra záření vede k ozáření okolí, zvláště ošetřujícího personálu, popřípadě rodinných příslušníků. Ozáření spolupacientů při hospitalizaci na radioizotopovém oddělení je bezvýznamné, protože i spolunemocní jsou indikováni k obdobné léčbě a radiační zátěž je po podání radiojodu zevním zářením od spolupacientů zvýšena jen málo.

Zevní ozáření ošetřujícího personálu je významným faktorem, který vyžaduje neustálé sledování. Všichni pracovníci jsou vybaveni osobními dozimetry. (10)

Zdrojem záření je nejen nemocný sám, ale i jeho moč a krev, s nimiž je nutno pracovat jako s aktivním materiálem.

Riziko pro příbuzné nemocného je u nás prakticky vyloučeno, protože nemocný je propuštěn až tehdy, kdy množství radiojodu v těle poklesne pod povolenou mez. V zemích, kde se léčba provádí ambulantně nebo jen s krátkodobou hospitalizací, je nutno brát v úvahu i toto nebezpečí. Bylo však zjištěno, že dávky, které obdrží dospělí členové rodiny, nejsou příliš vysoké (mezi 100 – 270 mrad = 1 – 2,7mGy). Pro malé děti by však tyto dávky mohly být významné.

Hlavním možným zdrojem pro vnitřní kontaminaci je moč nemocného. Po aplikacích o vysokých množstvích radiojodu se objevuje radioaktivita i v ovzduší. Určitou roli mohou hrát i sliny, zvratky a pot nemocného těsně po aplikaci.

Ohrožení spolupacientů je bezvýznamné, riziko pro ošetřující personál je však závažné. Je nutno trvat na striktním dodržování obecně závazných hygienických předpisů, zákazu jídla, pití a kouření v aktivním prostoru. Odběry krve a eventuelně moče těsně po aplikaci je vhodné omezit na nezbytné a tyto výkony provádět v rukavicích.

Nemocného zásadně informujeme o způsobu léčby a o tom, že jeho chování významně ovlivňuje expozici ošetřujícího personálu. Veškerou zdravotnickou osvětu musíme provést velmi důkladně před léčebnou aplikací. Správné informování nemocného zajistí jeho pochopení jistých omezení, která na lůžkovém izotopovém oddělení jsou. Personál by se neměl zbytečně vystavovat záření vycházející z nemocného delšími rozhovory. (10)

### **Přístroje nukleární medicíny**

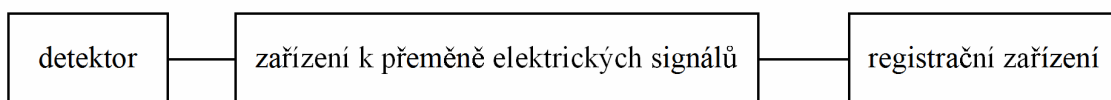
Na oddělení nukleární medicíny je k dispozici mnoho přístrojového vybavení. Podle informace, kterou nám má vyšetření přinést volíme k jednotlivým vyšetřením i různé přístrojové vybavení a radioizotop. Princip funkce těchto přístrojů je založen na detekci ionizujícího záření.

## Rozdělení detektorů

Radiometrické přístroje a měřící metody jsou založeny na vlastnostech ionizujícího záření a jeho interakcích s okolním prostředím.

### *Blokové schéma radiometrické aparatury*

V detektoru se mění energie dopadajícího ionizujícího záření na elektrický signál, který se v druhé části aparatury zpracovává tak, aby mohl být v poslední části aparatury zaregistrován a vyhodnocen.



Radiometrický přístroj může pracovat tak, že měří střední hodnotu proudu na detektoru nebo registruje jednotlivé impulsy z detektoru - počítá částice, které prošly detektorem. Podle účelu měření lze přístroje rozdělit na:

- Radiometry - slouží ke stanovení úrovně radioaktivity v daném prostoru
- Spektrometry - měří energii ionizujícího záření (určení radioizotopu)
- Průmyslová radiometrická zařízení - jsou určena k nejrůznějšímu využití radionuklidů v průmyslu, obsahují vhodný zdroj záření a měřící aparaturu

Detektory můžeme rozdělit na dva základní druhy: kontinuální a integrální. **Kontinuální detektory** podávají průběžnou informaci o okamžité hodnotě měřené veličiny. Po ukončení ozařování detektoru klesne výstupní signál na nulu. U **integrálních detektorů** se hodnota signálu zvětšuje s dobou, po kterou je detektor ozařován (tj. úměrně dávce, expozici atp.). Po ukončení ozařování zůstává informace o ozáření v detektoru trvale uchována. Integrální detektory se uplatňují hlavně v osobní dozimetrii, v lékařství a radiační chemii. (15)

Nejpoužívanější detektory ionizujícího záření můžeme rozdělit podle principu detekce - do tří hlavních skupin:

#### **a) Elektrické detektory**

Jsou založeny na látkách, které působením ionizujícího záření mění některé své elektrické vlastnosti (např. vodivost), k těmto detektorům patří ionizační komory, proporcionální a Geiger - Müllerovy počítače, krystalové a polovodičové detektory.

#### **b) Scintilační detektory**

Jsou založeny na látkách, v nichž působením ionizujícího záření vzniká luminiscenční záření - scintilace. Světelný signál se převádí na elektrický a dále se zpracovává.

#### **c) Samostatné detektory**

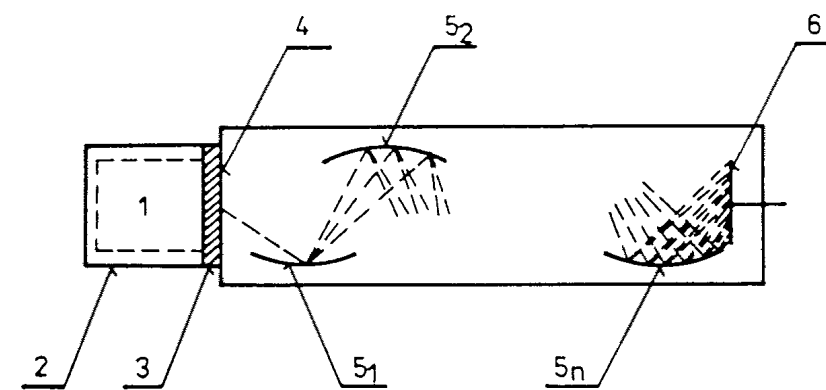
Jsou založeny na látkách, které dlouhodobě mění své vlastnosti (barvu, složení, objem) působením ionizujícího záření. Většinou jde o integrální detektory.

### **Scintilační detektory**

Dopadá-li ionizující záření na určité látky vyvolává v nich slabé světelné záblesky - scintilace. Scintilace jsou podmíněny existencí luminiscenčních center, která vznikají vniknutím iontů cizího prvku do krystalové mřížky iontového krystalu. Takto vzniká aktivovaný scintilátor, např. ZnS (Ag), ZnS (Cu), NaI (Tl), LiI atd. Vedle uvedených anorganických látek lze využít i scintilačních vlastností dalších druhů látek. Používají se scintilátory organické (naftalen, stilben, antracen), kapalné (roztoky scintilačních látek v organických rozpouštědlech, např. v xylenu, benzenu) a plastické. Scintilační počítač se sestavuje ze scintilátoru, fotonásobiče a registračního zařízení. (15)



### Schéma detekčního systému:



1 – scintilátor; 2 – reflektor; 3 - optický kontakt; 4 – fotokatoda; 5<sub>2</sub> - 5<sub>n</sub> – dynody; 6 – anoda

Jaderné záření dopadá na scintilátor a vyvolává v něm scintilace. Směr pohybu fotonů těchto scintilací je náhodný, proto je scintilátor obklopen reflektorem, který odráží unikající fotony zpět do krystalu. Sebrané fotony dopadají po průchodu optickým kontaktem na fotokatodu fotonásobiče, uvolňují z ní elektrony, které se po urychlení elektrickým polem dostávají na první elektrodu fotonásobiče, tzv. dynodu. Povrch dynod je pokryt materiálem s vysokým koeficientem sekundární emise elektronů. Vlivem toho je počet elektronů, které dynodu opouštějí větší, než je počet elektronů, které na dynodu dopadají. Následkem tohoto násobícího procesu vyvolává každý fotoelektron celkem  $10^5 - 10^9$  elektronů, které dopadnou na anodu. Na připojeném zatěžovacím odporu tak vznikne napěťový impuls, který se dále zpracovává v registračním bloku. (15)

V nukleární medicíně u gama kamer má tento impuls tři důležité informace: poloha kam dopadl původní gama foton na krystal – X a Y signál, tzv. poziční signály. Tyto dva údaje postačují abychom v systému souřadnic určili přesné místo. Třetí informací je hodnota energie záření, Z signál.

Charakteristiky scintilačních počítačů jsou podobné jako charakteristiky G-M počítačů. Mrtvá doba je nižší (řádově  $10^{-7}$  s), pozadí vyšší a závisí na teplotě (vliv

termoemise). Účinnost pro nabité částice a gama částice je vesměs vysoká. Vzniklý napěťový impuls je úměrný energii dopadající částice, což umožňuje použití těchto detektorů ve spektrometrech.

Scintilační sonda je určena pro kvantifikaci radiofarmaka. Výsledkem ze sondy nám bude číslo, které nic neříká o rozložení farmaka. Sonda má nejčastěji tvar kužele, jejím zorným polem je kužel, který je vymezen kolimátorem. Kolimátor umožňuje detekci záření pouze z určitého, většinou poměrně úzkého a ostře vymezeného prostorového úhlu, v němž se nachází vyšetřovaná část těla. Pro zobrazení rozložení radiofarmaka je nutné použít scintilační kameru, kde z výsledného obrazu můžeme pomocí softwarového vybavení určit stejné údaje jako ze sondy – technika ROI (region of interest).

Gamma kamera se užívá pro zobrazení rozložení radioizotopu v těla pacienta = scintigrafické vyšetření. Kamera může být jednohlavá, dvouhlavá. Na rozdíl od sondy, je zde potřeba užívat různé kolimátory – podle použitého radioizotopu a jeho hlavní energii. (15)

## **Radioizotopové zobrazování**

Hlavní výhodou radioizotopové scintigrafie je možnost provedení celotělového vyšetření (whole-body = WB), které může být provedeno jen s malým zvýšením ceny vyšetření a malým radiačním ozářením pacienta.

V tomto kontextu hraje  $^{131}\text{I}$  stále důležitou roli. Má několik výhod nad ostatními zobrazovacími modalitami, získanou z části faktem, že je koncentrován specificky jakoukoliv funkční tyreoidální tkání v těle. Je to smíšený zářič: emituje záření gamma a beta a proto může být použit pro diagnostiku (- v nízkých dávkách aktivity) stejně jako pro terapii (- ve vysokých dávkách aktivity) s výhodou post-therapy scan (sken po ukončení terapie), který může ukázat metastázy diferencovaného karcinomu štítné žlázy, které nebyly na diagnostickém skenu – při nízké dávce – vidět.

WB  $^{131}\text{I}$  zobrazování je levné, snadno dostupné a vyhovující, dále se používá ke stanovení (%) akumulace spočtené po diagnostickém vyšetření pro výpočet dávek pro

léčbu. Možnost provedení dozimetrických studií pro odhad radiační dávky na další orgány. Dlouhý poločas přeměny umožňuje provedení pozdních skenů, dokonce 7 - 10 den a tím poskytnout vyšší kontrast – na rozdíl od pozadí. Další výhodou dlouhého poločasu se uplatňuje při odesílání – transportu radiofarmaka – a zajištění delší doby použitelnosti.

Jod  $^{131}\text{I}$  má také své nedostatky. Vysoká energie gamma záření snadno prostupuje septa kolimátoru a tím vede k degradaci kvality obrazu. Nízká dávka (74MBq=2mCi) není vždy dostatečně citlivá k detekování všech metastáz, zatímco vysoká dávka ( $\geq 185\text{MBq}=5\text{mCi}$ ) přináší vyšší radiační zátěž pacientovi a především způsobení ochromení buněk štítné žlázy, způsobené beta zářením, což redukuje efektivnost terapeutické dávky  $^{131}\text{I}$ . (Toto ochromení může způsobit až 50% pokles akumulace během léčby, pokud byl před-terapeutický sken proveden za podání aktivity 185MBq=5mCi, efekt může být značnější u vyšších dávek.) (21)

Další nevýhodou skenování u jodu  $^{131}\text{I}$  je nutnost vysazení hormonoterapie ŠŽ, vedoucí k silným symptomům hypothyreozy, kterou pacient nemusí dobře snášet.

Dále také vystavování pacienta vyšší hladině TSH může stimulovat maligní buňky k proliferaci. Použití rekombinovaného lidského TSH (RH TSH = recombined human TSH) k stimulaci akumulace jodu  $^{131}\text{I}$  ve zbytcích štítné žlázy a metastázách u pacientů, kteří jsou po odstranění štítné žlázy a jsou závislí na hormonoterapii dovoluje, aby byly vedlejší účinky zamezeny. Pacienti mohou také být na „nízko-jódové dietě“ (přijímají určitou dobu jod v potravě v omezeném množství) před aplikací radiojodu aby se zvýšila akumulace radiojodu.

Jod  $^{123}\text{I}$  je dobrou alternativou k jodu  $^{131}\text{I}$ , zvláště pro diagnostické skeny. Je to cyklotronově připravovaný izotop, který je čistým gamma zářičem a jehož rozsah energie je ideální pro současné gamma kamery: s menší penetrací skrze septa kolimátoru je menší i STAR EFFECT artefakt. Obrazová kvalita je ve srovnání s WB vyšetření jodem  $^{131}\text{I}$  vyšší. Může být použita vyšší dávka pro před-terapeutické vyšetření k výpočtu % akumulace (a dozimetrie) bez ochromení buněk štítné žlázy.

Poločas přeměny je dostatečně dlouhý pro provádění pozdních obrazů. Použití  $^{123}\text{I}$  teoreticky řeší problém nízké kvality obrazů, dávkového rozložení a ochromení buněk štítné žlázy spojeného s před-terapeutickým vyšetřením jodem  $^{131}\text{I}$ .

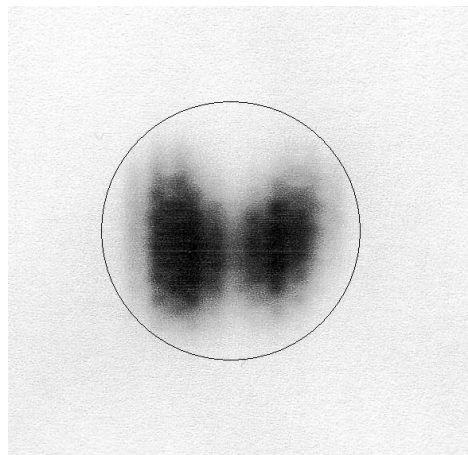
Ačkoliv je jod  $^{123}\text{I}$  dražší než jod  $^{131}\text{I}$ , jeho kratší poločas přeměny limituje transport a omezuje dobu použití. (21)

### Technické vybavení

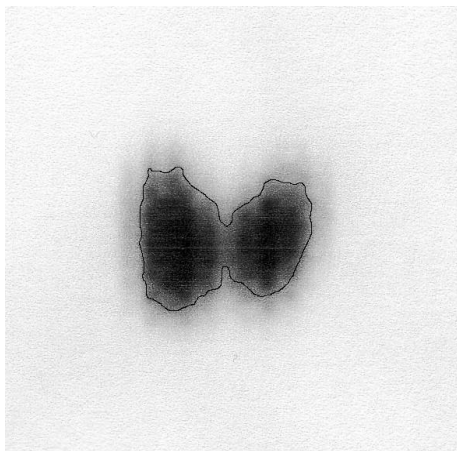
Na oddělení nukleární medicíny se používá různé přístrojové vybavení. Každý přístroj má jiný účel a funkci. Podle informace, kterou nám má vyšetření přinést volíme k jednotlivým vyšetřením i různé přístrojové vybavení. Pro stanovení % akumulace postačí scintilační sonda, ale může se použít i scintilační kamera, jejíž výhodou je, že po takovém vyšetření získáme obrazové rozložení radiofarmaka ze kterého lze také vypočítat akumulaci.

Scintilační sonda je určena pro kvantifikaci radiofarmaka. Výsledkem ze sondy nám bude číslo, které nic neříká o rozložení radiofarmaka. Sonda má nejčastěji tvar kužele, jejím zorným polem je kužel, který je vymezen kolimátorem. Pro zobrazení farmaka je nutné použít scintilační kameru, kde z výsledného obrazu můžeme pomocí softwarového vybavení přístroje, které je dodáváno s přístrojem, určit stejné údaje jako ze sondy – technika ROI (region of interest) oblast zájmu.

Plocha z níž snímá sonda impulzy (zahrnuje impulzy z celé plochy kruhu, zakresleno na obrazu získaném gamma kamerou):



Obraz nasnímaný kamerou (štítná žláza je ve vytvořené oblasti ROI):



## **II. Praktická část**

### **Metodika**

#### **1. Výběr pacientů**

Samotné měření pacientů bylo zahájeno ke konci roku 2007. Výběr pacientů byl jasný již z názvu bakalářské práce. S ohledem na to, že práce se zabývá měřením akumulace u hypertyreotických pacientů, kterých je poměrně málo začalo měření s dostatečným časovým předstihem. Dále byli do měření zahrnuti další pacienti s diagnózou diferencovaného karcinomu štítné žlázy. Měření pacienti museli splnit podmínku podstoupení léčby pomocí radiojodu. Měření pokračovalo tak dlouho, aby byl získán dostatečný počet - 25 - výsledných akumulací.

#### **2. Průběh měření**

Začátkem měsíce října jsme začali s měřením. V té době byla na izotopovém lůžkovém oddělení nainstalována nová scintilační sonda. Tato sonda je v současnosti většinou využívána pro měření impulzů nad oblastí štítné žlázy a stanovování akumulace radiojodu. Také ji lze využít pro jiná kvantitativní vyšetření, např. jater, sleziny, srdce, atd.

Pacienti byli měřeni na sondě a na gamma kameře v krátkém časovém odstupu – do jedné hodiny, aby se zamezilo změně akumulace fyziologickými procesy.

Pro zjednodušení výběru byla měření prováděna u všech pacientů léčených radiojodem a výběr byl proveden až po kontrole výsledných obrazů, které byly získány při měření na gamma kameře.

Naměřené hodnoty byly zapisovány do tabulek, které byly vytvořeny pomocí programu Excel. Tabulky pro hodnoty ze sondy a dále tabulky pro hodnoty z kamery. Tyto tabulky jsou k nahlédnutí dále. Program Excel byl využit i pro výpočet akumulací. Výsledné akumulace jsou rozděleny do tabulek podle diagnózy.

### 3. Pracovní postup měření pomocí sondy

Před měřením impulzů nad štítnou žlázou se měří impulzy pozadí – impulzy ze vzduchu, které jsou v místnosti, kde je sonda umístěna – tyto impulzy se od hodnot naměřených nad štítnou žlázou odečítají, protože nepatří do impulzů ze štítné žlázy. Pozadí měříme ještě před vstupem pacienta do místnosti. Pacient je po aplikaci radiojodu zářičem a sonda by mohla detekovat impulzy, které vycházejí z těla pacienta – tím by došlo k chybě při výpočtu akumulace. Měření trvá jednu minutu a opakuje se dvakrát za sebou.

Pacient se položí na záda na postel. Pod krk dostane malý polštář, to způsobí zaklonění hlavy – dosáhneme lepšího přístupu sondy ke krku pacienta. Nad oblast štítné žlázy se ve vzdálenosti 25centimetrů umístí scintilační sonda. Tato sonda je připojena k ovládací výpočetní technice – počítači. Na počítači spustíme měření po dobu 1 minuty. Toto měření se opakuje ještě jednou – kvůli zmenšení odchylky měření. Z těchto hodnot je počítán aritmetický průměr a dále se počítá s hodnotou průměru.

Pro výpočet akumulace je nutné znát impulzy, jež vycházejí ze standardu. Tento standard je připravován nový každých 14 dní a jeho aktivita na začátku (referenční datum) je 5,2MBq. Standard je umístěn v plastovém válci, který imituje krk pacienta – fantom. Fantom se umístí pod sondu a je měřen stejným způsobem.

Sonda je opatřena kolimátorem. Kolimátor umožňuje detekci záření pouze z určitého, většinou poměrně úzkého a ostře vymezeného prostorového úhlu, v němž se nachází vyšetřovaná část těla. (14)

#### **4. Pracovní postup měření pomocí gamma kamery**

Pacienta položíme na vyšetřovací lůžko a zavezeme jej pod hlavu kamery jež bude snímat impulzy. Detektor je co nejbliže k pacientovi, aby byl snímán kvalitní obraz – s dostatečným rozlišením. Obvykle je tato vzdálenost okolo 10cm.

Při měření pacienta za použití gama kamery se prodlužuje interval měření na 15 minut – tím je dosaženo snímání kvalitních obrázků s rozložením radiofarmaka.

Při snímání pacienta na kameře je nutné používat správný kolimátor – tedy kolimátor pro vysoké energie. Aby byla diagnostická cena obrazu zachována, používá se kolimátor s vysokým rozlišením.

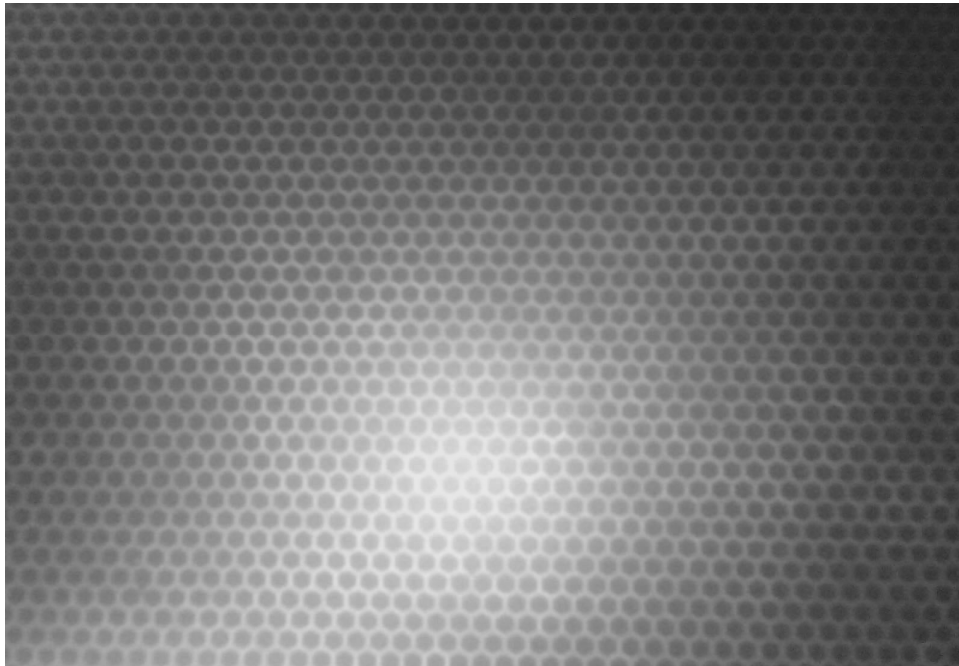
Počty impulzů se zde stanovují pomocí zvolení oblasti zájmu = region of interest (ROI). To se dělá na pracovní stanici – PC s vhodným programovým vybavením. Tento software je většinou dodáván s gamma kamerou.

Vybere se jen část obrazu, ta, kde je štítná žláza. Po uzavření ROI křivky nám program spočte impulzy, které jsou v oblasti ROI. Pro odečtení pozadí tuto ROI zkopírujeme a posuneme. Program opět sečte impulzy v zkopírované ROI – impulzy odpovídající pozadí. Za čisté impulzy ze štítné žlázy považujeme impulzy štítné žlázy od kterých jsou odečteny impulzy pozadí.

Měření fantomu je obdobné, fantom je umístěn pod detektor kamery. Ten se přiblíží na vzdálenost 10cm od fantomu a spustí se 15ti minutové měření impulzů.

Pro impulzy, které měříme pomocí ROI použijeme shodnou oblast zájmu i pro určení impulzů pozadí. To uděláme tak, že již použitou ROI oblast zkopírujeme a posuneme v obraze dál. Protože v těle pacienta je radiojod všude, není umístění této ROI tak důležité. Hlavním pravidlem by mělo být, abychom ROI posunovali dostatečně daleko od oblasti štítné a slinné žlázy, která je také schopna vycytávání jodu a jsou zde vysoké počty impulzů.





Kolimátor s vysokým rozlišením pro vysoké energie.

### **Výpočet aktuálního počtu impulzů fantomu**

Fantom se měřil na sondě pouze jeden den v týdnu, proto bylo nutné přistoupit k přepočítání impulzů pro ostatní dny z hodnot již naměřených.

Počet naměřených impulzů klesá spolu s aktivitou radiojodu ve standardu, proto je možné je dopočítat přes úbytek aktivity. Víme, že poločas přeměny radioizotopu jodu  $^{131}\text{I}$  je 8,04dne (192,96hodin). Známe impulzy a známe i aktivitu (impulzy jsou změřeny určitý den a aktivitu radiojodu ve fantomu je spočítána k tomuto okamžiku). Můžeme vyjádřit úbytek aktivity pro libovolný časový interval v procentech. O stejné procento aktivity poklesnou i impulzy.

Například:

Doba stáří fantomu od referenčního data je 24 hodin a naměřený počet impulzů byl roven 2675.

Spočteme současnou aktivitu pro čas měření a další den (za dalších 24 hodin).

Aktivita po 24 hodinách (současná) =	4,77MBq	2675	impulzů
Aktivita po 48 hodinách	=	4,37MBq	X impulzů

Úbytek aktivity v procentech:

$$T_{1/2} = 192,96 \text{ hodin}$$

T = 24 hodin	4,77MBq ( $A_{24hod}$ )	X%	2675 impulzů
--------------	-------------------------	----	--------------

$$\frac{A_{24hod}}{A_{0hod}} = \frac{X}{100} \Rightarrow X = \frac{4,37}{4,77} * 100 = 91,73\%$$

Každých 24hodin představuje pokles na 91,73% původní aktivity. S aktivitou (počtem přeměn) klesá i počet emitovaných gamma fotonů. Tedy můžeme spočítat impulzy tak, že za 24 hodin nám poklesne jejich hodnota také na 91,73%.

T=24 hodin	4,77MBq	2675 impulzu
T=48 hodin	4,37MBq	2675 * 0,9173 = 2453 impulzů.

## Naměřené hodnoty ze sondy

Tabulka naměřených hodnot s dopočítanými impulzy u pacientů s karcinomem štítné žlázy :

PACIENT	IMP ŠŽ 1.	IMP ŠŽ 2.	IMP ŠŽ	IMP POZADÍ 1.	IMP POZADÍ 2.	IMP POZADÍ	IMP FANTOM 1.	IMP FANTOM 2.	IMP FANTOM	ČISTÉ IMP FANTOM
1	62	62	62	3	3	3	2693	2692	2692,5	2690
2	134	131	132,5	2	2	2	2675 impulzů (+24hod)		2453	2448
3	92	94	93	2	2	2	2675 impulzů (+24hod)		2453	2448
4	410	408	409	2	2	2	2626 impulzů (+24hod)		2412	2408
5	126	127	126,5	2	2	2	2626 impulzů (+24hod)		2412	2408

### Tabulka naměřených hodnot u pacientů s hyperthyreózou:

PACIENT	IMP ŠŽ 1.	IMP ŠŽ 2.	IMP ŠŽ	IMP POZADÍ 1.	IMP POZADÍ 2.	IMP POZADÍ	IMP FANTOM 1.	IMP FANTOM 2.	IMP FANTOM	ČISTÉ IMP FANTOM
1	479	472	475,5	3	3	3	2693	2692	2692,5	2690
2	1420	1415	1417,5	3	2	2,5	1504	1504	1504	1502
3	284	282	283	2	2	2	2711	2717	2714	2712
4	2053	2035	2044	2	2	2	2711	2717	2714	2712
5	735	738	736,5	2	2	2	1503	1506	1504,5	1503
6	2025	2034	2029,5	3	3	3	2675	2674	2674,5	2672
7	492	489	490,5	3	3	3	2675	2674	2674,5	2672
8	1907	1905	1906	3	3	3	2675	2674	2674,5	2672
9	1327	1336	1331,5	2	2	2	1491	1490	1490,5	1489
10	2222	2206	2214	2	2	2	1491	1490	1490,5	1489
11	614	616	615	2	2	2	1490 impulzů (+24hod)		1367	1368
12	1951	1949	1950	2	3	2,5	2634	2626	2630	2628
13	1769	1771	1770	2	3	2,5	2634	2626	2630	2628
14	210	211	210,5	2	2	2	2643 impulzů (+24hod)		2424	2418
15	120	121	120,5	2	2	2	2643 impulzů (+24hod)		2424	2418
16	1256	1239	1247,5	3	2	2,5	2420 impulzů (+24hod)		2224	2219
17	1153	1155	1154	2	2	2	2420 impulzů (+24hod)		2224	2219
18	1578	1571	1574,5	3	2	2,5	2694	2690	2689,5	2687
19	2298	2295	2296,5	2	2	2	2421	2452	2434,5	2433
20	1963	1989	1976	3	3	3	1571	1569	1570	1567

První sloupec tabulky je číslo, které označuje pacienta, ve druhém a třetím sloupečku jsou naměřené hodnoty nad štítnou žlázou. Ve čtvrtém sloupci je vypočtena hodnota z obou měření pomocí aritmetického průměru. Pátý a šestý sloupec nesou hodnoty pozadí, které jsou opět spočítány aritmetickým průměrem a jsou v sedmém sloupci. Osmý a devátý sloupec obsahuje hodnoty naměřené nad fantomem, ty jsou podle aritmetického průměru vypočteny a zaneseny v desátém sloupci. Jedenáctý sloupec obsahuje čisté impulzy, tedy impulzy fantomu bez pozadí (odečet aritmetických průměrů pozadí a fantomu). Červeně zapsané hodnoty byly dopočítány z hodnot známých impulzů. Hodnoty z posledního sloupečku (čisté imp. Fantomu) slouží pro výpočet, ale jsou zde jen orientačně, k výpočtu lze užít rozdíl hodnot ze sloupečků impulzy Fantom a impulzy pozadí.

## Naměřené hodnoty na gamma kameře

### Tabulka hodnot naměřených u pacientů s karcinomem štítné žlázy:

PACIENT	IMP ŠŽ	IMP POZADÍ ŠŽ	IMP FANTOMU	IMP POZADÍ FANTOMU	ČISTÉ IMP FANTOMU
1	881	371	56425	8531	47894
2	2004	1524	60523	6158	54365
3	1132	730	60523	6158	54365
4	1207	135	61081	9892	51189
5	760	263	59839	6312	53527

**Tabulka hodnot naměřených u pacientů s hyperthyreózou:**

PACIENT	IMP ŠŽ	IMP POZADÍ ŠŽ	IMP FANTOM	IMP POZADÍ FANTOM	ČISTÉ IMP FANTOM
1	10726	1013	56425	8531	47894
2	30748	1950	32956	6746	26210
3	4571	598	65561	6646	58915
4	37429	3518	65561	6646	58915
5	13470	1176	35783	4027	31756
6	41794	3261	65933	7550	58383
7	8876	984	65933	7550	58383
8	53129	5334	65933	7550	58383
9	31252	2157	37749	3376	34373
10	54882	3993	37749	3376	34373
11	19899	304	32457	4193	28264
12	51125	7021	64444	9477	54967
13	37056	2634	61081	9892	51189
14	7295	1360	59839	6312	53527
15	4271	874	61081	9892	51189
16	29083	3601	54632	5176	49456
17	32576	4413	54632	5176	49456
18	33181	2171	63237	7256	55981
19	35432	1465	38064	3125	34939
20	62687	897	58971	6238	52733

První sloupec obsahuje číslo pacienta (měření), ve druhém jsou zapsány impulzy jež byly vypočteny z oblasti ROI pro štítnou žlázu. Ve třetím sloupci je počet impulzů pozadí štítné žlázy, ve čtvrtém sloupci jsou impulzy z ROI oblastí patřící fantomu. V pátém sloupci jsou hodnoty vyjadřující počty impulzů pozadí fantomu. Šestý sloupec nese čisté hodnoty fantomu. Čisté impulzy štítné žlázy nejsou uváděny – je s nimi počítáno až při dosazení do vzorce.

## Výpočet akumulace

Tato kapitola obsahuje vzorce, které jsou užity pro stanovení výsledné akumulace. Dále jsou zde naměřené hodnoty a spočteny výsledné akumulace jodu.

Mezi nejdůležitější patří vzoreček pro stanovení současného stavu aktivity a samotný vzorec pro výpočet akumulace.

Vzorec pro výpočet akumulace:

$$Aku = \frac{J_t * S}{J_s * A} * 100(\%)$$

Pro tento vztah platí:  $J_t$  = naměřený počet impulzů nad štítnou žlázou

$J_s$  = naměřený počet impulzů nad standardem

$S$  = množství izotopu ve standardu (MBq)

$A$  = aplikované množství izotopu (MBq)

(4)

Za  $J_t$  dosadíme rozdíl hodnot impulzů štítné žlázy a impulzů pozadí štítné žlázy.

Při počítání akumulace je nutné vzít v úvahu fyzikální rozpad radioizotopu jodu. A to jak jodu ve standardu, tak v těle pacienta. Poločas přeměny radioizotopu jodu  $^{131}\text{I}$  je relativně dlouhý, je roven 8,04dne, to je 192,96hodin. Pro tyto účely byl použit následující vzoreček pro stanovení současné aktivity:

$$A = A_0 * e^{-\frac{\ln 2 * t}{T_{1/2}}}$$

Pro tento vztah platí:  $A$  = současná aktivita

$A_0$  = aktivita standardu na začátku – k referenčnímu datu

$T_{1/2}$  = poločas přeměny

$t$  = doba od referenčního data fantomu / doba od aplikace

Efektivní poločas je poločas, který je určen jak fyzikálním poločasem, tak biologickým poločasem (tj. čas potřebný k vyloučení jedné poloviny podaného radiofarmaka z biologického systému). Tento poločas nebyl zjišťován pro velké spektrum měřených pacientů.

#### **Tabulka úbytku aktivity fantomu:**

<b>den</b>	<b>čas</b>	<b>aktivita (MBq)</b>
0 (ref. datum)	0 (ref. datum)	5,2
1	24	4,77
2	48	4,37
3	72	4,01
4	96	3,68
5	120	3,37
6	144	3,09
7	168	2,84
8	192	2,60
9	216	2,39
10	240	2,19
11	264	2,01
12	288	1,84
13	312	1,69



## Výsledky akumulací

Z naměřených a dopočtených hodnot vypočteme akumulace. Jeden výsledek patří k hodnotám z nichž vycházíme při počítání podle údajů ze sondy a druhý je spočten podle údajů z kamery.

**Tabulka akumulací u pacientů s diagnózou diferencovaného karcinomu štítné žlázy:**

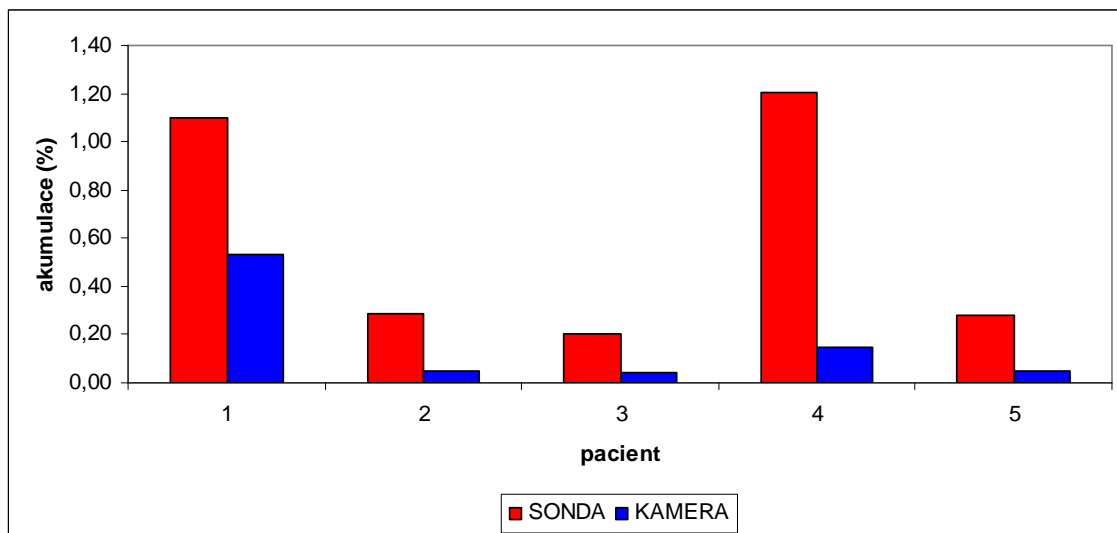
<b>pacient</b>	<b>SONDA Akumulace</b>	<b>KAMERA Akumulace</b>
1	1,10	0,53
2	0,29	0,05
3	0,20	0,04
4	1,20	0,15
5	0,28	0,05

**Tabulka akumulací u pacientů s diagnózou hyperthyreózy:**

<b>pacient</b>	<b>SONDA Akumulace</b>	<b>KAMERA Akumulace</b>
1	17,57	17,57
2	46,21	53,87
3	5,18	3,37
4	75,29	57,56
5	23,97	18,98
6	75,86	66,00
7	18,25	13,52
8	71,23	81,86
9	87,59	83,01
10	72,87	72,59
11	14,68	22,66
12	74,12	80,24
13	110,28	110,24
14	4,30	5,54
15	2,45	3,32
16	51,85	51,52
17	56,04	56,95
18	29,25	27,70
19	86,54	89,19
20	68,86	64,08

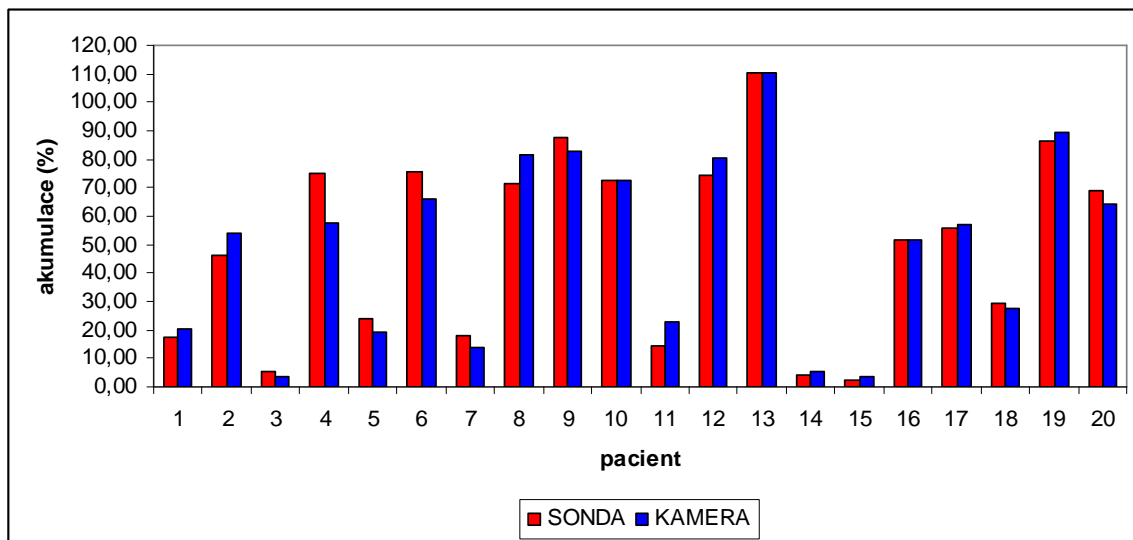
## Grafické porovnání akumulací

### Grafické porovnání akumulací u pacientů s léčbou karcinomu:



Při porovnání grafu pouhým okem je zřetelně vidět, že akumulace měřené a vypočtené podle hodnot získaných na gamma kameře jsou nižší než akumulace měřené a vypočtené podle hodnot získaných ze sondy.

### Grafické porovnání u pacientů s hyperthyreózou:



Při srovnání akumulací zjistíme, že akumulace u pacientů s karcinomem štítné žlázy vycházejí menší hodnoty výsledků naměřených na gamma kameře. To nelze říci u akumulací u hyperthyreotických pacientů, některé hodnoty jsou si velice blízké a u jiných je velký rozdíl a to až o více než 17%.

## Diskuze

V současné době nebyla tato problematika v ČR zkoumána a ani podle dostupné literatury nebylo možné porovnání s jiným obdobným měřením. Odchytky ve výsledcích mohou být způsobeny mnoha faktory.

Největším problémem je při stanovení počtu impulzů ve štítné žláze a pozadí, problematika vyznačení správné oblasti zájmu. Při tvorbě ROI, kterou musí na počítači vyznačit a odsouhlasit radiologický asistent je možné udělat chyby, které zkreslí výslednou hodnotu akumulace. Mezi tyto chyby patří špatné vyznačení ROI přesně pro oblast, která odpovídá štítné žláze, může se stát, že ROI bude těsně okolo štítné žlázy a místy bude zasahovat do obrazu štítné žlázy, čímž způsobíme úbytek impulzů, které odpovídají štítné žláze a po uzavření ROI bez této oblasti s nimi již není počítáno.

Další problém tvorby oblasti zájmu je u hyperthyreotických pacientů, kde se ve štítné žláze nachází velké množství radiojodu  $^{131}\text{I}$ . Energie tohoto radioizotopu jodu je vysoká a na obraze je možné vidět artefakt ve tvaru hvězdy (star effect artefakt) se středem v oblasti štítné žlázy. To je způsobeno tím, jak vysokoenergetické gamma záření proniká skrze septa kolimátoru. To ovlivňuje počty impulzů ve výsledním obraze. Zde nastává problém správného vyznačení oblasti zájmu. Artefakt někdy velice silně „deformuje“ tvar štítné žlázy a je velice obtížné zahrnout do ROI pouze oblast odpovídající žláze. To se dá částečně odstranit tím, že od celého obrazu odečteme pozadí (odečtení konstanty – od všech pixelů obrazu je odečtena konstantní hodnota).

Problematika vytváření správných oblastí zájmu je i u pacientů po odstranění štítné žlázy. Zatímco na sondě je tvar oblasti z níž jsou sčítány veškeré impulzy dán tvarem kolimátoru sondy, u obrazu na gamma kameře je nutné vytvořit oblast zájmu. Zde nastává nejsložitější část – musí se vytvořit i několik oblastí zájmu, aby byly pokryty všechny zbytky štítné žlázy. Také není vyloučené, že tyto drobné oblasti odpovídají kouskům diferencovaného karcinomu štítné žlázy, pro který je pacient léčen a který si podobně jako tkáň štítné žlázy uchoval schopnost vychytávání jodu.

Další komplikace stanovení oblasti zájmu u pacientů s karcinomem štítné žlázy je vysoký podíl pozadí. Vysoké pozadí komplikuje vyznačení oblasti zájmu tím, že snižuje kontrast mezi normální tkání štítné žlázy (malého kousku) a okolní tkáně. Při

potlačení pozadí ustupují i malé oblasti štítné žlázy, které nemohou pro svou omezenou velikost akumulovat dostatečné množství radiojodu.

Další problém spočívá přímo v použité technice. Při použití sondy s vhodným kolimátorem jsou impulzy snímány z malého úhlu. Kolimátor vymezuje pouze prostor ze které jsou impulzy snímány. Jeho konstrukce je dostatečně silná, aby nebyly detekovány jiné impulzy. To neplatí o kolimátoru u gamma kamery. Jeho septa nejsou dostatečně silná aby zamezila star effect artefaktu. Tím je ovlivněn výsledný obraz, který může být tímto artefaktem silně pozměněn a tím i počty impulzů obrazu.

Na nasnímaných obrazech štítné žlázy pomocí gamma kamery je vidět zeslabení způsobené kolimátorem. Toto zeslabení ovlivňuje počty impulzů a výslednou akumulaci, která je z těchto hodnot počítána.

## **Závěr**

Ze získaných dat nelze jednoznačně určit zda je měření na gamma kameře přesnější než měření na scintilační sondě. Některé hodnoty akumulací jsou od sebe značně rozdílné, ale jsou zde i výsledky které se liší i o méně než 0,5%.

Hypotézu nebylo možné ani potvrdit ani vyvrátit.

Po zpracování dat a zvážení možnosti použití gamma kamery, která je vytížena mnoha jinými vyšetřeními, je rozhodnutí pro měření akumulace na scintilační sondě přijatelným řešením. Měření na sondě je jednoduché, rychlé, účinné a není zde problematika tvorby oblasti zájmu, kde mohou vznikat další nepřesnosti, čímž je metoda měření akumulace na gamma kameře zatížena.

Tato práce přinesla své ovoce v podobě potvrzení kvalit současných postupů práce a dnešního standardu – měření pomocí scintilační sondy.

## **Seznam použité literatury**

1. Biersack, H.-J. Thyroid cancer. 1. vyd. Berlin: Springer, 2001. 301 s. ISBN 3-540-41390-1
2. Chmelař, M. Lékařská přístrojová technika 1. VUT Brno, 1995. ISBN 80-858-6763-X
3. Cherry, S. Sorenson, J. Phelps, M. Physics in Nuclear Medicine. Saunders: W. B. Company. 2003. 523 s. ISBN 072168341X
4. Dienstbier Z. a kol. Nukleární medicína. 2. vyd. Praha:Avicenum, 1973. 376 s. 73102. ISBN 08-085-73
5. Erich D. Nuklearmedizin: Funktionsdiagnostik und Therapie. 2. vyd. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1979. 511 s. D-7000. ISBN 3-13-461902-4
6. Hrazdira, I., Mornstein, V., Lechner, J. Biofyzikální principy lékařské přístrojové techniky. Masarykova univerzita Brno, 1999. ISBN 80-210-2213-2
7. Koranda, P., Mysliveček, M., Hušák, V. : Nukleární medicína v endokrinologii a terapie otevřenými zářiči. Olomouc, Vydala Univerzita Palackého v Olomouci 2002, ISBN 80-244-0415-X
8. Markalous B. Gregorová M., Nemoci štítné žlázy. 1. vyd. Praha: Triton, 2003. 130 s. ISBN 80-7254-375-X
9. Nekula, J., Heřman, M., Vomáčka, J. a kol. Radiologie. 2. vyd. Olomouc: Univerzita Palackého, 2003. 205 s. ISBN 80-244-0672-1



10. Němec J. Léčba nemocí štítné žlázy radiojodem. 1. vyd. Praha: Avicenum, 1974. 180 s. 74308. ISBN 08-064-74
  11. Peštálová, P. Využití metod nukleární medicíny v endokrinologii. České Budějovice: Zdravotně sociální fakulta, 2007. 51 s. ZS - DP - 2748
  12. Pfannenstiel P. Diagnosis of Thyroid Diseases. Přel. Linda L. Bandilla. 1. vyd. Dietzenbach-Steinberg:Byk-Mallinckrodt Radiopharmaazeutika-Diagnostika, 1975. 113 s. D-6057
  13. Stárka, L.: Endokrinologie. Praha, Maxdorf 1997, ISBN 80-85800-77-2
  14. Štěpánová, G. Lékařské přístroje. Pedagogická fakulta Masarykovy univerzity
  15. Švec, J. Radioaktivita a ionizující záření. 1. vyd. Ostrava: Sdružení požárního a bezpečnostního inženýrství, 2005, 35 s. ISBN: 80-86634-62-0
  16. Urbánek, J. a kol. Nukleární medicína. 4. vyd. Jímelnice: Gentiana, 2002. 154 s. ISBN 80-86527-05-0
  17. EANM Dosimetry Committee Series on Standard Operational Procedures for Pre-Therapeutic Dosimetry, I. Blood and Bone Marrow Dosimetry in Differentiated Thyroid Cancer Therapy
  18. [http://en.wikipedia.org/wiki/Nuclear\\_medicine](http://en.wikipedia.org/wiki/Nuclear_medicine) – 29.2.2008
  19. <http://www.thyroid-cancer.net/topics/what+is+a+thyroid+scan> – 5.3.2008
  20. <http://www.radiologyinfo.org/en/info.cfm?pg=gennuclear&bhcp=1> – 20.4.2008
- Časopisy:
21. European Journal of Nuclear Medicine (Springer) 26/12/99, s. 1530

**Klíčová slova:**

- radiojod  $^{131}\text{I}$
- scintilační sonda
- gamma kamera
- akumulční test
- izotopové zobrazování

**Příloha:**

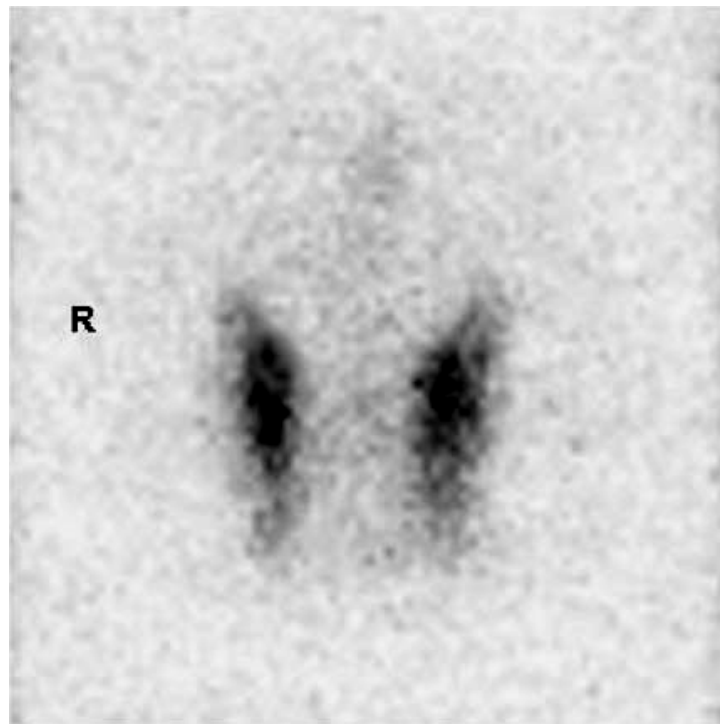
**Dvouhlavá gamma kamera**



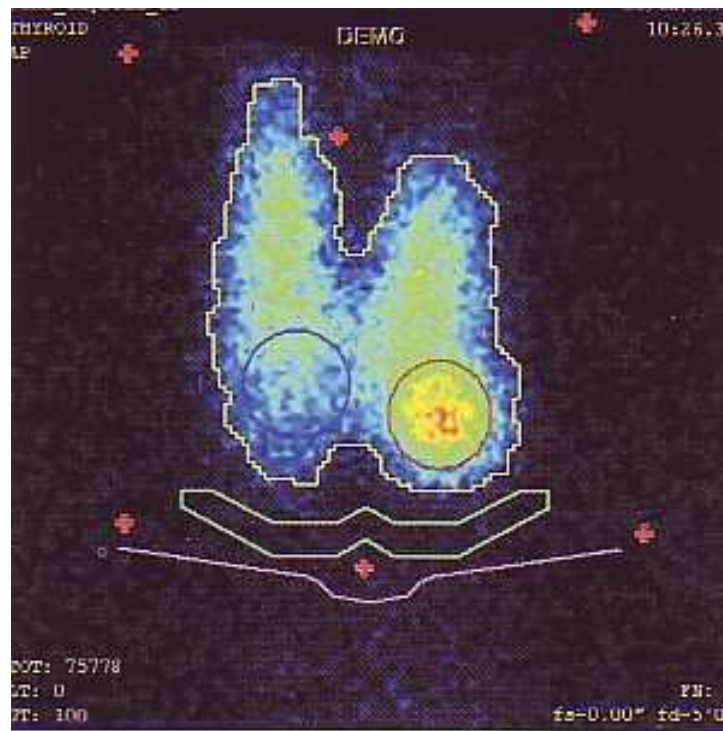
## Scintilační sonda



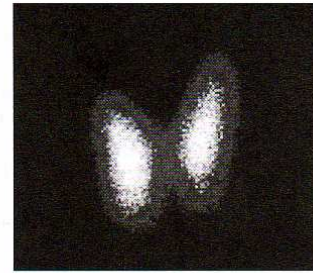
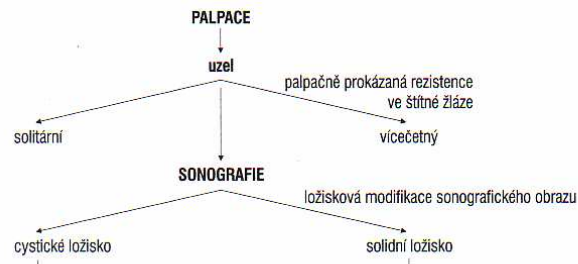
### Scintigram normální – zdravé štítné žlázy



### Tvorba oblastí zájmu na scintigramu štítné žlázy



## Algoritmus vyšetření uzlů ve štítné žláze

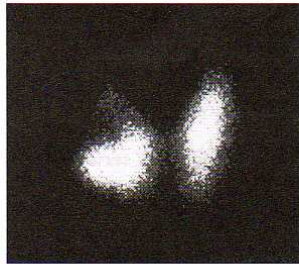


Obr.: Scintigrafie štítné žlázy – fyziologický obraz

### SCINTIGRAFIE

#### „studený“ uzel

- benigní adenom
- ložiskový zánět, vzácně absces
- karcinom (jen v 2%)
  - diferencovaný: papilární, folikulární, smíšený
  - nediferencovaný (anaplastický)
  - medulární karcinom (vycházející z parafolikulárních C buněk)
- lymfom (vzácný, častěji ne Hodgkinův na terénu chronické lymfocytární tyreoiditidy)
- metastázy extratyreoidálních nádorů (vzácně)



Obr.: „studený“ uzel v horní části pravého laloku

#### „horký“ uzel

- autonomní adenom
- dle sérové hladiny tyreoidálních hormonů:
  - euprodukční
  - hyperprodukční
- dle současného zobrazení ostatního parenchymu:
  - kompenzovaný
  - dekompenzovaný (zobrazí se jen uzel)



Obr.: „horký“ uzel: independentní adenom pravého laloku s hormonální supresí akumulace v ostatním parenchymu a regresivními změnami v centru uzlu („owl eye“)

## Fantom



**Gamma kamera určená pro vyšetření štítné žlázy**

