



Zdravotně
sociální fakulta
Faculty of Health
and Social Sciences

Jihočeská univerzita
v Českých Budějovicích
University of South Bohemia
in České Budějovice

**Akumulace Jodu 131 ve zbytku štítné žlázy po
strumektomii u karcinomu štítné žlázy: srovnání
měření se scintilační sondou a na scintilační kameře**

Bakalářská práce

Studijní program:

SPECIALIZACE VE ZDRAVOTNICTVÍ

Autor: Štěpán Svoboda

Vedoucí práce: MUDr. Ladislav Šabata

České Budějovice 2020

Prohlášení

Prohlašuji, že svoji bakalářskou práci s názvem Akumulace Jodu 131 ve zbytku štítné žlázy po strumektomii u karcinomu štítné žlázy: srovnání měření se scintilační sondou a na scintilační kameře jsem vypracoval samostatně pouze s použitím pramenů v seznamu citované 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 elektronickou cestou ve veřejně přístupné části databáze STAG provozované Jihočeskou univerzitou v Českých Budějovicích na jejich internetových stránkách, a to se zachováním mého autorského práva k odevzdanému textu této kvalifikační práce. Souhlasím dále s tím, aby toutéž elektronickou cestou byly v souladu s uvedeným ustanovením zákona č. 111/1998 Sb. Zveřejněny posudky školitele a oponentů práce i záznam o průběhu a výsledky obhajoby bakalářské práce. Rovněž souhlasím s porovnáním textu mé bakalářské práce s databází kvalifikačních prací Theses.cz provozovanou Národním registrem vysokoškolských prací a systémem na odhalování plagiátů.

V Českých Budějovicích dne.....

Štěpán Svoboda

Poděkování

Rád bych poděkoval všem, kdo mi při zpracování mé bakalářské práce pomohli jakýmkoliv dílem.

Dále bych chtěl poděkovat personálu z oddělení Nukleární medicíny v Nemocnici České Budějovice, a.s. za pomoc a ochotu při měření výzkumných dat k mé bakalářské práci.

Největší dík bych chtěl vyjádřit svému vedoucímu práce, MUDr. Ladislavu Šabatovi, za vedení, inspiraci, čas a trpělivost, a především za cenné rady, které využiji v následující praxi.

Akumulace Jodu 131 ve zbytku štítné žlázy po strumektomii u karcinomu štítné žlázy: srovnání měření se scintilační sondou a na scintilační kameře

Abstrakt

Cílem práce bylo porovnat akumulaci ^{131}I ve zbytku štítné žlázy po strumektomii při karcinomu štítné žlázy scintilační sondou a na scintilační kameře.

V teoretické části podrobně popisují anatomii a fyziologii štítné žlázy. V těchto kapitolách popisují tvar, vzhled, uložení, krevní cesty, mízní a nervový systém, funkci a činnost štítné žlázy v organismu. Poté objasňují problematiku strumektomie a radioablace ^{131}I štítné žlázy. V přístrojové technice je uvedena teorie přístrojové techniky v nukleární medicíně, a to scintilační sonda a scintilační kamera s příslušenstvím. Tato dvě zařízení jsem vybral z toho důvodu, že byla použita k měření dat k výzkumné části této práce.

V praktické části se zabírám výzkumnou otázkou: „*Liší se významně akumulace jodu 131 ve zbytku štítné žlázy měřená scintilační sondou od měření na scintilační kameře?*“ a nulovou hypotézou: „*Hodnoty měření akumulace jodu 131 se neliší v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.*“

V metodice je sepsaný přesný postup všech měření a úkonů potřebných k získání dat k porovnání akumulace ^{131}I ve zbytku štítné žlázy. Je zde uveden pracovní postup měření na scintilační sondě, pracovní postup na scintilační kameře s pacientem a pracovní postup na scintilační kameře s fantomem. Dále naměřená data na scintilační kameře s pacientem a s fantomem byla zpracována v programu Xeleris. Naměřená a vypočtená data jsou zaznamenány v přehledných tabulkách. Pod tabulkami jsou přesné popisy a vysvětlení jednotlivých sloupců s naměřenými a vypočtenými daty. Zjištěná akumulace u scintilační kamery a scintilační sondy, byla analyzována one way ANOVA, neboli jednofaktorovou analýzou rozptylu, která nám zodpověděla otázku, zdali se liší měření akumulace ^{131}I na scintilační sondě a na scintilační kameře.

Samotný výzkum započal dne 9. 10. 2019 na oddělení Nukleární medicíny v Nemocnici České Budějovice, a. s. a byl ukončen dne 9. 1. 2020. Celkem byla naměřena data 23 pacientů. Tento počet byl ovlivněn výměnou scintilační sondy na oddělení nukleární

medicíny za jiné zařízení, na kterém nebylo možné ve výzkumu pokračovat. K získání dat byla použita Jednokanálová scintilační sonda od firmy EMPOS se spektrometrem MC 1256 pro měření štítné žlázy a kontaminace osob a scintilační kamera Infinia HWK, od firmy GE Healthcare Systems.

Závěrem se nám zodpověděla výzkumná otázka, potvrdila dodatečně stanovená hypotéza uvedená výše v této kapitole. Výsledky této práce mohou být použity v následující praxi v problematice měření akumulace ^{131}I .

Klíčová slova

Anatomie a fyziologie štítné žlázy, patologie štítné žlázy, scintilační sonda, scintilační kamera, fantom ^{131}I ,

Iodine 131 accumulation in thyroid remnant after strumectomy in thyroid carcinoma: comparison of scintillation probe and scintillation camera

Abstract

The aim of the study was to compare the accumulation of ^{131}I in the rest of the thyroid gland after strumectomy in thyroid carcinoma by scintillation probe and on a scintillation camera.

In the theoretical part I describe in detail the anatomy and physiology of the thyroid gland. In these chapters I describe the shape, appearance, placement, blood vessels, lymphatic and nervous system, function and activity of the thyroid gland in the body. In the following chapters, I explain the causes, effects of diseases and disorders of thyroid function from simple to serious diseases. Then I explain the issue of strumectomy and radioablation of ^{131}I thyroid gland. The theory of instrumentation in nuclear medicine is presented in the instrumentation, namely a scintillation probe and a scintillation camera with accessories. I chose these two devices because they were used to measure data for the research part of this work.

In the practical part I deal with the research question: **"Is the accumulation of iodine 131 in the rest of the thyroid gland measured by a scintillation probe significantly different from the measurement on a scintillation camera?"** and the null hypothesis: **"The values of iodine 131 accumulation measurements do not differ depending on the scintillation camera and scintillation probe measurements."** The methodology describes the exact procedure of all measurements and actions needed to obtain data to compare the accumulation of ^{131}I in the rest of the thyroid gland. There is a measurement procedure on a scintillation probe, a procedure on a scintillation camera with a patient and a procedure on a scintillation camera with a phantom. Furthermore, the measured data on a patient and phantom scintillation camera were processed in the Xeleris program. Measured and calculated data are recorded in clear tables. The observed accumulation in the scintillation camera and the scintillation probe was analyzed by one way ANOVA, or one-way analysis of variance, which answered the question of whether the ^{131}I accumulation measurements on the scintillation probe and on the scintillation camera differed.

The research itself began 9th October 2019 at the Department of Nuclear Medicine at the Hospital of České Budějovice, a. s. And was completed 9th January 2020. A total of 23 patients were measured. This number was influenced by the replacement of the scintillation probe at the Department of Nuclear Medicine with another device on which it was not possible to continue the research. A single-channel scintillation probe from EMPOS with an MC 1256 spectrometer for thyroid and human contamination and an Infinia HWK scintillation camera from GE Healthcare Systems were used to obtain data.

Finally, the research question was answered, confirmed by the additional hypothesis stated above in this chapter. The results of this work can be used in the following practice in the field of measuring ^{131}I accumulation.

Key words

Anatomy and physiology of the thyroid gland, pathology of the thyroid gland, scintillation probe, scintillation camera, phantom ^{131}I .

Obsah

1 TEORETICKÁ ČÁST	10
1.1 Anatomie a fyziologie štítné žlázy	10
1.1.1 Stavba štítné žlázy	10
1.1.2 Buněčná stavba Štítné žlázy	11
1.1.3 Fixace štítné žlázy	11
1.1.4 Cévy Štítné žlázy	11
1.1.4.1 Tepny	11
1.1.4.2 Žíly	11
1.1.5 Mízní systém štítné žlázy	11
1.1.6 Nervový systém štítné žlázy	12
1.1.7 Hormony štítné žlázy a jejich tvorba	12
1.1.7.1 Tvorba hormonů	12
1.1.8 Působení hormonů štítné žlázy	14
1.1.9 Řízení sekrece hormonů štítné žlázy	14
1.2 Nemoci a poruchy štítné žlázy	15
1.2.1 Hypotyreóza	15
1.2.2 Hypertyreóza	16
1.2.2.1 Gravesova-Basedowova	16
1.2.2.2 Toxický adenom	17
1.2.3 Záněty štítné žlázy	17
1.2.3.1 Akutní hnisavá tyreoiditida	17
1.2.3.2 Subakutní nehnisavá tyreoiditida (de Quervainova)	17
1.2.3.3 Chronická lymfocytární tyreoiditida (Hashimotova)	17
1.2.4 Nádory štítné žlázy	18
1.2.4.1 Papilární karcinom (PTC)	18
1.2.4.2 Folikulární karcinom (FTC)	18
1.2.4.3 Anaplastický karcinom (ATC)	19
1.2.4.4 Medulární karcinom (MTC)	19
1.3 Chirurgická léčba	20
1.4 Radioablace štítné žlázy	20
1.5 Přístrojová technika v nukleární medicíně	21
1.5.1 Scintilační sonda	21
1.5.1.1 Scintilační krystal	22

1.5.1.2 Kolimátor	23
1.5.1.3 Fotonásobič	23
1.5.1.4 Vyhodnocovací zařízení	23
1.5.1.5 Zesilovač	24
1.5.1.6 Analyzátor	24
1.5.1.7 Záznamové zařízení	24
1.5.2 Scintilační kamera.....	24
1.5.2.1 Scintigrafické kolimátory	25
1.5.2.2 Scintilační detektor.....	26
1.5.2.3 Detekce impulsů a jejich vyhodnocení	27
1.5.2.4 Stojan pro upevnění detektorů	28
1.5.2.5 Vyšetřovací stůl.....	28
2 CÍL PRÁCE, VÝZKUMNÁ OTÁZKA, HYPOTÉZA	29
3 METODIKA	30
3.1.1 Měření na scintilační sondě - pacient.....	30
3.1.2 Měření na scintilační kameře - pacient	31
3.1.3 Měření na scintilační kameře - fantom	31
3.1.4 Vyhodnocovací program Xeleris	32
3.1.5 Výpočet akumulace na scintilační kameře.....	32
3.1.6 Statistické testování rozdílnosti v naměřené akumulaci ¹³¹ I.....	34
4 VÝSLEDKY	36
4.1 Výsledky měření	36
4.2 Výsledky statistického hodnocení.....	43
5 DISKUZE	46
5.1 Diskuze výsledků	46
5.2 Faktory ovlivňující výsledky měření	47
5.3 Analýza zahraničních studií	49
5.3.1 Research Gate	49
5.3.2 Web of Science	49
6 ZÁVĚR.....	51
7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ	52
8 PŘÍLOHY	55
9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK.....	56

Úvod

V této práci jsem se zabíral chorobami štítné žlázy a diagnostikou a terapií z pohledu nukleární medicíny. Neboť incidence počtu pacientů s těmito onemocněními rapidně, v posledních letech, vzrostla. Je zde popsána anatomie a fyziologie štítné žlázy a následně patologie. Z hlediska nukleární medicíny jsem vyzdvihl diagnostiku a terapii radiojódem při karcinomech štítné žlázy a chirurgické odstranění štítné žlázy neboli strumektomii. K lepšímu pochopení problematiky je zde vysvětlena přístrojová technika nukleární medicíny, a to scintilační sonda a scintilační kamera.

Celý výzkum byl založen na otázce, zdali se naměřená akumulace ^{131}I ve zbytku štítné žlázy po strumektomii při karcinomech štítné žlázy na scintilační sondě liší, od naměřené akumulace na scintilační kameře.

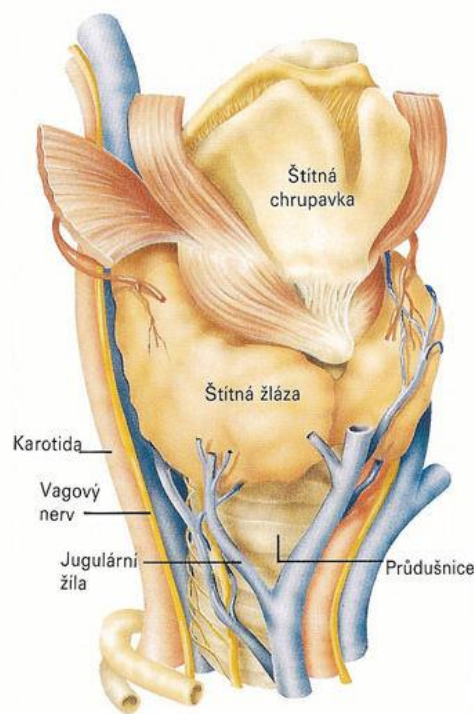
V anatomii uvádím celkový obraz štítné žlázy. A to tvar, uložení, prokrvení, inervaci a mízní cesty. V patologii jsem vybral nejzajímavější a nejčastější choroby a poruchy štítné žlázy od nejbanálnějších po závažné. Dále vyčleňuji totální tyreoidektomii, která se uplatňuje, při hypertyreóze, nebo při folikulárním a medulárním karcinomu. Protože totální tyreoidektomie není zcela 100%, přistupuje se ještě k radioablaci ^{131}I , která zničí zbytek štítné žlázy. Nejdříve však musí dojít k dozimetrickému měření zbytků štítné žlázy, aby se zjistilo množství přeživší tkáně v procentech. Výpočet terapeutické dávky závisí na několika faktorech například: hmotnost přeživší tkáně, absorbovaná dávka, efektivní poločas a maximální akumulace. Pacient podstupující radioablaci štítné žlázy, kvůli vysokým dávkám musí být hospitalizován na lůžkovém oddělení nukleární medicíny. Toto oddělení musí mít speciální nádrže pro odpadní vodu. Je to z toho důvodu, jelikož radiojód, kromě akumulace ve štítné žláze, je vylučován močí a stolicí, a v těchto nádržích je kvůli radiační ochraně zachycen.

1 TEORETICKÁ ČÁST

1.1 Anatomie a fyziologie štítné žlázy

1.1.1 Stavba štítné žlázy

Štítná žláza (Glandula thyroidea) se skládá ze dvou laloků a je umístěna v dolní části hrtanu. Tyto laloky jsou ventrálně spojeny přibližně 1,5cm dlouhým istmem (isthmus glandulae thyroideae). Z tohoto istmu někdy kraniálně vyčnívá zahrocený lalok (lobus pyramidalis). Laloky štítné žlázy jsou přibližně 5-8 cm vysoké a 2-4 cm široké. Hmotnost štítné žlázy se pohybuje kolem 30 g. Protože je dobře prokrvena má červenohnědou až nafialovělou barvu. Žláza je obalena vazivovým pouzdem (capsula fibrosa), ze kterého vybíhají dovnitř septa, ty člení štítnou žlázu na zjevné lalůčky. Velikost žlázy je různá. Ženy jí mají větší, muži menší. Dále se její velikost zvětšovala vzdáleností od moře. To dnes s dostatečným množstvím jodu v potravinářské soli neplatí. Okysličenou krev do žlázy přivádí arteria (dále jen a.) thyroidea superior a a.thyroidea inferior. A odkysličenou krev odvádí vena (dále jen v.) thyroidea superior, v.thyroidea media a dvakrát v.thyroidea inferior. (Čihák, 2013)



Obrázek 1 Štítná žláza (Naše porodnice, 2020)

1.1.2 Buněčná stavba Štítné žlázy

Štítná žláza je tvořena uzavřenými váčky (folikuly). Stěna folikulů se skládá z jednovrstevného epitelu z folikulárních buněk. Buňky folikulu produkují dovnitř koloid s bílkovinou tyreoglobulinem. Mezi folikuly jsou rozmístěny parafolikulární buňky (c-buňky). Ty vytvářejí hormon kalcitonin. (Čihák, 2013)

1.1.3 Fixace štítné žlázy

Pouzdro Štítné žlázy je přichyceno k hrtanu a k průdušnicivazivem. Zesílené vazivové pruhy přicházejí seshora k přednímu okraji laloku a podélně z laterální strany k dolnímu okraji laloku. Od dolního okraje sestupuje vazivová ploténka dosahující až na přední stranu osrdečníku. (Čihák, 2013)

1.1.4 Cévy Štítné žlázy

1.1.4.1 Tepny

Z horní části pro žlázu přicházejí a. thyroidea superior, ta se větví z a. carotis externa. Tato tepna zásobuje horní a přední část horního laloku štítné žlázy. Pro dolní a zadní stranu laloku jde zdola a. thyroidea inferior pocházející z truncus thyroecervicalis jdoucí z a. subclavia. Obě tyto tepny a. thyroidea superior a inferior na povrchu laloků vytvářejí mnohonásobné společné spoje. (Čihák, 2013)

1.1.4.2 Žíly

Ze štítné žlázy stékají žíly do v. jugularis interna a do v. brachiocephalica sinistra. Do v. jugularis interna stékají žíly v. tyroideae superiores a v. tyroideae mediae. A do v. brachiocephalica sinistra z nepárového plexus thyroideus vedou žíly v. tyroideae inferiores. (Čihák, 2013)

1.1.5 Mízní systém štítné žlázy

U štítné žlázy jsou mízní cévy početné. Přes střední čáru anastomózuje v isthmu. Vynořují se z vnitřku žlázy do pleteně pod pouzdrum a při v. jugularis interna probíhají do nodi lymphatici cervicales profundi. Kaudálně do mízních podél trachey se stékají mízní cévy z isthmu a dolních stran obou laloků. Ojedinele se před hrtanem tvoří mízní uzliny. Mízní cévy jdoucí podél v. tyroideae mediae mohou vstupovat do krevního

řečiště. Je to dáno tím, že hormony štítné žlázy jsou vyplavovány jak do krevního, tak i do mízního řečiště. (Čihák, 2013)

1.1.6 Nervový systém štítné žlázy

Sympatická vlákna do štítné žlázy vedou z krčního sympatika (nervus cardiacus superior et medius). Z kmene a z větví krku vedou parasympatická vlákna (nervus vagus). Nervy z povrchové sítě žlázy prostupují do parenchymu, kde se většina nervů váže k cévám. Nervy mimo cévy jsou při folikulárních buněk. (Čihák, 2013)

1.1.7 Hormony štítné žlázy a jejich tvorba

Řízení sekrece ovlivňuje mechanismus zpětné vazby pomocí nadřazených hormonů. Hypotalamus uvolňuje tyreotropin stimulující hormon (dále jen TRH). TRH vybudí adenohypofízu a ta začne uvolňovat tyreoidu stimulující hormon (dále jen TSH). Ten na sebe váže receptory folikulárních buněk. Signál a navození tvorby druhého posla zprostředkovává G-protein. Druhý posel je z molekul cyklický adenosinmonofosfát (dále jen c-AMP). Tvorbu a sekreci hormonů můžeme rozdělit do několika kroků. (Mourek, 2012)

1.1.7.1 Tvorba hormonů

V této kapitole vysvětluji v osmi srozumitelných krocích způsob tvorby hormonů ve štítné žláze.

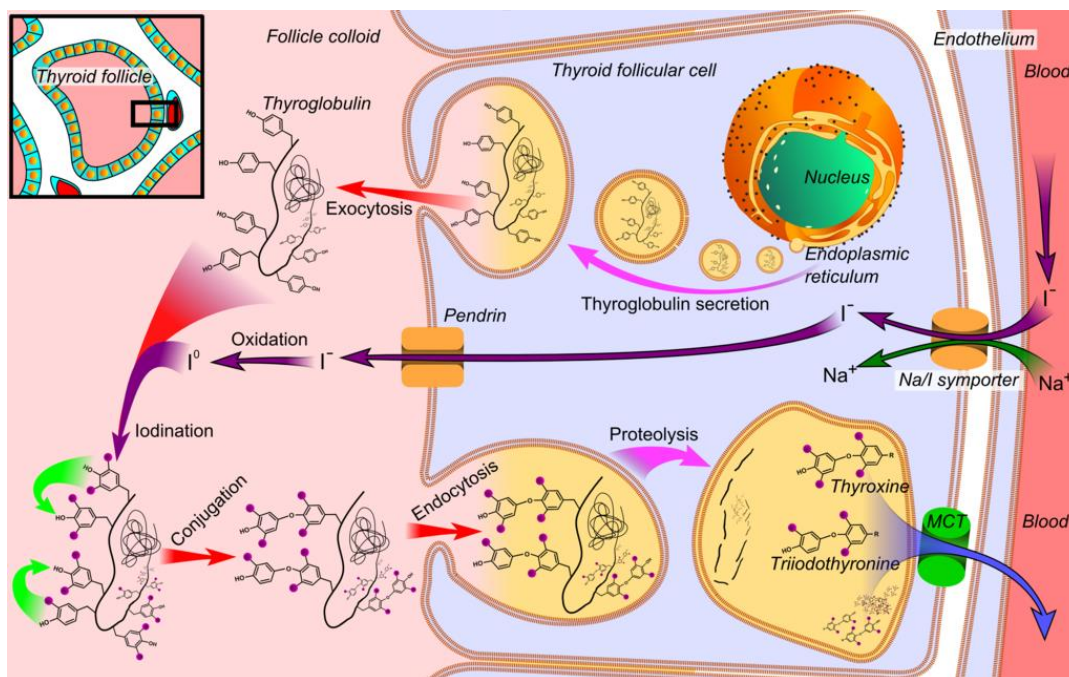
- 1) Jodidvstřebaný z potravy je aktivním transportem vycytáván ve folikulárních buňkách, kde se koncentrace iontů I^- , zvýší asi na třiceti násobek oproti krevní plazmě.
- 2) V drsném endoplazmatickém retikulu je syntetizován protein tyreoglobulin, který je glykosylacilován v Golgiho aparátu. Poté je sekrečními váčky exocytózou vylučován do folikulu. Tato glykoproteinová molekula má 115 zbytků aminokyseliny tyrosinu, které napomáhají k tvorbě tyreoidálních hormonů.
- 3) Peroxidáza oxidující jodidové anionty I^- na jod I_2 se váže na apikální membránu folikulárních buněk.
- 4) Oxidovaný jod reaguje s aromatickými jádry zbytků tyrosinu, které jsou součástí molekuly tyreoglobulinu. Substitucí vzniká nejdříve monojodtyrosin (dále jen MIT) a další substitucí atomem jodu diiodtyrosin (dále jen DIT).

5) Výše zmíněná peroxidáza zajišťuje spojení substituovaných tyrosinových zbytků tím, že benzenová jádra spojí etherovou vazbou-O-. Vznikají tak z jodovaných zbytků tyrosinu (MIT, DIT) tyroniny. Hormontyroxin (dále jen T4) vzniká spojením dvou DIT jodovaných zbytků. Vznik hormonu trijodtyroninu (dále jen T3) zajišťuje spojení DIT a MIT jodovaných zbytků. Oba hormony jsou vázány k tyreoglobulinovému řetězci v koloidu folikulů. Z 90% tu převažuje T4.

6) Před sekrecí hormonů musí ještě proběhnout endocytóza koloidu. To znamená, že pinocytární váčky obsahující tyreoglobulin splývají s lyzozomy. Poté proteolytické enzymy rozloží tyreoglobulin na aminokyseliny a tím uvolní T3 a T4. Vzniklé aminokyseliny buňka využije znovu k syntéze bílkovin.

7) Hormony T3 a T4 jsou lipofilní a díky tomu se dostanou skrz biomembránu folikulárních buněk a intersticiální tekutinu do kapilár.

8) Přibližně 0,3 % T3 a 0,03 % T4 obíhají volně v plazmě. Tyto volné hormony se dostávají do cílových buněk, kde se T4 z větší části změní na T3. Plazmatický transportní protein tyroid-binding globulin (dále jen TBG) váže asi tři čtvrtiny hormonů uvolněných do krevního oběhu. V tomto stavu se pohybují v krevním řečišti. Většina zbylých hormonů se váže na tyroid-binding prealbumin (dále jen TBPA), prealbumin vázající tyroidní hormony. Úbytek volných hormonů v krevní plazmě doplňuje uvolňování vázaných T3 a T4 hormonů z TBG a TBPA. Vázané hormony spolu s koloidem uvnitř folikulů představují zásobu hormonů na týdny. (Mathews, 2013; Tortora 2017)



Obrázek 2 Schéma tvorby hormonů štítné žlázy (Boron, Boulpaep, 2016)

1.1.8 Působení hormonů štítné žlázy

Po průchodu T3 a T4 hormonů plazmatickou membránou do buněk se vážou na cytosolový transportní protein, který je transportuje do jádra buňky, tam působí na jaderné receptory. Také působí na mitochondrie, kde stimulují energetický metabolismus. Hormony štítné žlázy ovlivňují především metabolismus ve všech tkáních, kromě mozku, sleziny a varlat, zvyšují přeměnu látek a spotřebu kyslíku. V srdci působí pozitivně chronotropně (zvyšují frekvenci) a pozitivně inotropně (zvětšují sílu stahu). Hypermetabolické působení hormonů štítné žlázy zvyšují krvetvorbu a umocňují působení jiných hormonů např. kortizolu. Dále zrychlují reflexní odpověď. (Kittnar, 2011)

1.1.9 Řízení sekrece hormonů štítné žlázy

Hypothalamus pod vlivem stresu a chladu produkuje TRH a ten je dopraven pomocí hypothalamo-hypofyzárního portálního systému do adenohypofýzy, tím se stimuluje a produkuje TSH. Tento hormon je pak krevním řečištěm dopraven do štítné žlázy, kde ve folikulárních buňkách stimuluje tvorbu tyreoglobulinu a sekreci hormonů T4 a T3. Ty mají své typické účinky v cílových tkáních a negativní zpětnou vazbu v hypothalamu a adenohypofýze. Tlumí tvorbu TRH a sekreci TSH. Svoji roli mají také

jodidy přijímané z potravy. Jsou nezbytné pro tvorbu hormonů, ale jejich nízká či vysoká hladina potlačuje tvorbu tyreoidálních hormonů (Wolf-Chaikoffův efekt). (Urry, 2017; Berg, 2007)

1.2 Nemoci a poruchy štítné žlázy

Tyreopatie patří mezi nejčastější endokrinologická onemocnění. Postihuje asi 75% pacientů ze všech endokrinologických onemocnění. Nejnutnější je vyšetření a léčba strumy, která může progredovat a způsobovat mechanický syndrom. Nebo se změní biologická povaha uzlů štítné žlázy. Choroby štítné žlázy, které nejsou léčeny, mohou dojít až k tyreotoxické krizi nebo myxedémovému kómatu, což jsou stavy s vysokou mortalitou. (Souček, 2005)

1.2.1 Hypotyreóza

Jde o onemocnění, kdy hormony štítné žlázy nepůsobí dostatečně. Buď je snižená sekrece tyreoidálních hormonů, nebo ve vzácných případech o rezistenci na tyto hormony periferními tkáněmi. Plně rozvinutá hypotyreóza se nazývá myxedém a postihuje především ženy. Struma nemusí vždy být. Z etiologického hlediska se jedná většinou o primární onemocnění štítné žlázy (autoimunitní zánět), nejčastěji jde o lymfocytární tyreoiditidu a její kombinace se strumou se nazývá Hashimotova choroba.

Vrozená hypotyreóza je způsobena poruchou některého enzymu v tvorbě nebo příjmu hormonů. Proto je nutno do třetího měsíce po narození kongenitální hypotyreózu rozpoznat a léčit, jinak dojde k ireverzibilnímu poškození centrálního nervového systému k takzvanému kretenismu. V České republice je proto zaveden novorozenecký screening metabolických a endokrinologických onemocnění.

Sekundární hypotyreóza je většinou způsobena postižením hypofýzy a je obsažena v širším klinickém obraze hypopituitarismu. Například operací, jiným traumatem, nádorem a podobně. Sekundární hypotyreóza je však jedno ze vzácnějších onemocnění.

Klinický obraz hypotyreózy je odrazem snížení bazálního metabolismu, redukce spotřeby kyslíku a inhibice Na/K-ATPázy. Projevuje se spavostí, zimomřivostí, zpomaleným psychomotorickým tempem a chraptivým hlasem. Objevují se značné

kožní změny. Kůže je zhrubělá, suchá. Zbarvená do žlutavé bary díky obsahu karotenu. Obočí a vlasy jsou prořídle. V obličeji a na dolních končetinách prosakuje podkoží. Zvyšuje se hmotnost. Diagnosu potvrzuje zvýšení TSH koncentrace v krvi. Současně se snižuje hladina T3a T4 v plazmě. V nálezů z laboratoře bývá makrocytární anemie a hypercholesterolemie. (Vokurka, 2012)

1.2.2 Hypertyreóza

Hypertyreóza je označována také jako Tyreotoxikoza. Jedná se o nadbytečnou produkci tyreoidálních hormonů. Problém je nejčastěji v samotné Štítné žláze. Nejčastější příčinou je jednak Gravesova-Basedowova choroba nebo Toxický adenom. (Silbernagl; Lang, 2012)

1.2.2.1 Gravesova-Basedowova

Tato choroba je autoimunitní choroba, u které vznikají proti TSH receptorům autoprotilátky a ty se navazují na receptory a stimulují je jako TSH. Tudíž se vytváří nadměrné množství tyreoglobulinu a zvyšuje se sekrece tyreoidálních hormonů.

Toto onemocnění se projevuje zvýšeným bazálním metabolismem, hubnutím, zvýšením teploty, pacient se necítí dobře v horkém prostředí. Zvýšená srdeční frekvence i v klidu, pacient je podrážděný a nervózní. Objevuje se třes prstů, nespavost emoční labilita. Choroba sebou přináší exoftalmus, ten je způsoben autoimunitním poškozením okohybných svalů. Vytváří se toxické struma. Pokožka je teplá a vlhká, vlasy jsou jemné a prudce vypadávají.



Obrázek 3 Struma (Příhodová, 2012)

Terapie u hypertyreózy je dlouhodobá, může recidivovat, ale mívá pozitivní prognózu. Léčí se tyreostatiky, někdy je nezbytná strumektomie a následné podání radioaktivního

jodu na odstranění zbytků štítné žlázy. Na Exoftalmus se použijí kortikoidy. (Silbernagl; Lang, 2012)

1.2.2.2 Toxický adenom

Nádor nezávisle na TSH, na které nereaguje, produkuje nadměrně tyreoidální hormony. Projevy jsou mírnější než u Gravesovy-Basedowovy choroby. Léčba je chirurgická nebo radioterapeutická radionuklidem ^{131}I . (Urry, 2017)

1.2.3 Záněty štítné žlázy

1.2.3.1 Akutní hnisavá tyreoiditida

Je způsobena bakteriemi například streptokoky, stafylokoky a anaeroby. Bývá primární nebo sekundární (lymfogenní/hematogenní) z jiné infekce. Projevuje se výraznou lokální bolestí vystřelující do ucha nebo hrudníku. Štítná žláza je měkká většinou bez omezení funkce. Pacientovi podáváme antibiotika a chirurgicky zavedeme drenáže na odstranění abscesu. (Muntau, 2012), (Souček, 2005)

1.2.3.2 Subakutní nehnisavá tyreoiditida (de Quervainova)

Toto onemocnění primárně vyvolávají viry příušnic, adenoviry, coxsackieviry, echoviry a EB vir, nebo sekundárně na infekci prodělanou těmito viry. Choroba je ovlivněna genetickou predispozicí. Začátek onemocnění provází horečka. Štítná žláza je zvětšená, tuhá a na tlak bolestivá. Bolest vystřeluje směrem k uchu. Objevuje se mírná tranzistní hypertyreóza. Z histologického vyšetření zjistíme výskyt obrovských buněk a pseudotuberkuly. Z větší části případů dojde k samovolnému uzdravení. Někdy musíme podat salicyláty, vzácně i kortikoidy. (Muntau, 2012; Souček, 2005)

1.2.3.3 Chronická lymfocytární tyreoiditida (Hashimotova)

Jedná se o autoimunitní onemocnění. Dochází při něm k infiltraci štítné žlázy. Je to způsobeno humorálními a celulárními mechanismy. To může vést až k poškození funkce. Jde o poruchu funkce supresorových T-lymfocytů. Vyskytuje se více u žen než u mužů. Choroba se projevuje difúzním zvětšením a tuhostí štítné žlázy. Po delším časovém odstupu se začínají uvnitř tvořit uzly. Začíná tranzitorní hypertyreózou, v pozdější fázi se mění na hypotyreózu. Při přítomnosti strumy či hypotyreózy léčíme L-tyroxinem, jinak nepřináší léčba jistý účinek. (Muntau, 2012; Souček, 2005)

1.2.4 Nádory štítné žlázy

Nádory štítné žlázy můžeme rozdělit na benigní a maligní (nezhoubné a zhoubné). Nejčastějším nezhooubným nádorem je folikulární adenom a z hlediska funkčního je toxický adenom, který zapříčiňuje hypertyreózu. Maligní tumory jsou převážně karcinomy. Přibližně 60-70 % karcinomů jsou papilární karcinomy. (Mandincová, 2011)

1.2.4.1 Papilární karcinom (PTC)

Tento maligní nádor je epitelového druhu s folikulární diferenciací, Projevuje se papilárními a folikulárními strukturami. V nálezu se objevují typická matnicová jádra chudá na chromatin. Postihuje pacienty mezi 40 a 60 lety věku, výjimkou však nejsou ani pacienti mladšího věku. Záchyt primárního nádoru spočívá v nalezení různě velkého uzlu. V pokročilém stadiu infiltruje dýchací cesty, hltan, jícn, cévy, svaly a také kůži. Většinou se však nádor omezuje na tkáň štítné žlázy. Rozsev do krčních uzlin se týká především mladších pacientů a není ovlivněn velikostí primárního tumoru. S velikostí tohoto typu karcinomu roste i riziko infiltrace nádoru do okolí a stoupá riziko recidivy a riziko mortality. Nepříznivý účinek má i věk pacienta. V mladí mají dobrou prognózu převážně ženy, ve stáří však muži. PTC se může vyskytovat ve více variantách, to však nemá na léčbu a prognózu vliv. (Souček, 2005)

1.2.4.2 Folikulární karcinom (FTC)

Tento typ představuje druhý nejčastější maligní nádor štítné žlázy, přibližně 10 % ze všech maligních tumorů. Je to epitelový nádor s folikulární buněčnou diferenciací. Na rozdíl od papilárního karcinomu nevytváří typické papilární a folikulární struktury. V oblastech s nízkým příjmem jodu je jeho výskyt vyšší. Postihuje převážně ženy ve středním a vyšším věku. Výskyt u mužů je tu vyšší než u papilárního karcinomu. Vytváří vzdálené metastázy v plicích a v kostech, méně často vytváří metastázy do spádových uzlin. Tyto metastázy dobře akumulují radiojód. Za další variantu folikulárního karcinomu můžeme považovat Hürthleho karcinom (onkocytární karcinom). Obsahuje cytoplasmu množství jader vysokým počtem mitochondrii s vyšší hladinou oxidačních enzymů. Jeho charakteristika spočívá v jeho nepředvídatelnosti klinického průběhu. Schopnost akumulace jodu je velmi nízká, proto je nutné přistoupit k radikálnějším léčbám. (Vlček, 2012)

1.2.4.3 Anaplastický karcinom (ATC)

Anaplastický karcinom je velmi agresivní nediferencovaný nádor tvořící bizarní buňky s několika jádry. Vznik tohoto nádoru je spojen s teorií transformace z diferencovaného karcinomu, který nebyl poznán nebo neadekvátně léčen. Ale může vzniknout i samovolně z tkáně štítné žlázy. Vyskytuje se ve 3-10 % ze všech maligních tyreoidálních nádorů. Jeho výskyt je převážně u starších pacientů. Jeho nebezpečnost spočívá v jeho agresivitě a dlouhé nerozpoznatelnosti. Jeho růst je rychlý a neovlivnitelný. Rychle začíná devastovat tkáň štítné žlázy a utlačuje blízké struktury. V ranném stádiu zakládá metastázy do spádových uzlin a vzdálené metastázy do orgánů. Léčba spočívá v kombinaci zevní aktinoterapie a chemoterapie, což zvýšilo přežívání pacientů. Indikuje se i chirurgická léčba, z pravidla se omezuje jen na zprůchodnění dýchacích cest a polykání. Výjimečně se přistupuje k radikálnímu, totálnímu odstranění štítné žlázy. (Vlček, 2012)

1.2.4.4 Medulární karcinom (MTC)

Medulární karcinom spočívá ze zcela jiného embryonálního základu než všechny předchozí karcinomy. Vychází z C-buněk (parafolikulární buňky). Základem je neurální lišta, která nevychytává radiojód. Nádor je tvořen větvenovitými nebo polygonálními buňkami s nepravidelnou trámčinou a světlou cytoplasmou. Granuly jsou pozitivní na kalcitonin a bývá přítomen ze 75 % amyloid, který pro potvrzení barvíme Kongo červení. Parafolikulární buňky produkují zvýšené množství kalcitoninu a jeho a laboratorní průkaz zvýšené hladiny je známkou přítomnosti nádoru. Tento typ nádoru je silně ovlivněn genetickou predispozicí. Objevuje se multicentricky a oboustranně. Proto při zanechání zbytků štítné žlázy zvyšuje riziko zůstatku počínajícího nádoru. Vytváří časně metastázy v játrech. Léčbou medulárního karcinomu by měla být vždy totální tyreoidectomie a primární lymfatická drenáž z centrálního oddílu krku i laterálních uzlin, které bývají postiženy z 50 % případů. Při recidivě vždy re-operovat. Při pozitivním nálezu u spádových uzlin je doporučena modifikovaná krční disekce uzlin. U pokrevně příbuzných, u kterých bylo z laboratorního a genetického screeningu potvrzeny známky svědčící pro karcinom, je doporučena preventivní operace štítné žlázy. (Vlček, 2012)

1.3 Chirurgická léčba

Tento chirurgický výkon je spojen při radikálním a kvalitním provedení s nulovou morbiditou. Proto by ho měli provádět pouze zkušení chirurgové, kteří tento typ zákroku provádějí velmi často. Dobré provedení tohoto výkonu usnadňuje pooperační léčbu radiojódem a následné ambulantní kontroly. Méně radikální výkon může být pouze u solitárního dobře diferencovaného karcinomu o průměru menšího než 1 cm. Nesmí však být známky uzlinových nebo vzdálených metastáz a předchozích anamnéz o expozici ozáření. U ostatních případech se přistupuje ke standartnímu a radikálnímu přístupu, a to k totální tyreoidektomii (dále jen TTE). Jde o úplné odstranění obou laloků včetně istmu štítné žlázy. TTE slouží ke snížení rizika recidivy a usnadňuje pooperační léčbu radiojódem a sledování hladiny tyreoglobulinu. S TTE se mohou provádět i modifikované blokové disekce spádových uzlin, ale to jen pokud je podezření na metastáze, nebo pokud byly zjištěny při operaci. TTE má také pozitivní vliv na přežití rizikových pacientů a recidivu u nízko rizikových pacientů.

Nejčastějšími chirurgickými komplikacemi je paréza laryngeálního nervu a pooperační hypoparatyreóza. Trvalá obrna hlasivkového nervu je velmi vzácná přibližně u 2 % pacientů. Spíše se jedná o přechodnou vokální disfunkci, která u většiny pacientů samovolně ustoupí do 1-6 měsíců od chirurgického zákroku. Záleží na velikosti primárního nádoru. Po TTE u jedné třetiny pacientů dochází hypokalcemii, a to i s reimplantací nebo bez reimplantace příštítných tělísek. U většiny nepřetrvává déle než tři měsíce. U méně než 2 % přetrvává déle. Proto je velmi důležité kontrolovat sérovou hladinu kalcia, a to hned první den po výkonu a následně každý den do stabilizace hypokalcemie. Při zjištění hypokalcemie zahájíme léčbu kalcie spolu s derivátem vitamínu D. (Vlček, 2012)

1.4 Radioablace štítné žlázy

I po TTE, která je deklarována chirurgem v operačním protokolu jako totální, není úplně dokonalá. Stále zůstává malé množství tkáně štítné žlázy v pacientovi. Nejčastěji se jedná o lobus pyramidalis a to kvůli jeho příliš povrchovému umístění. Rovněž zůstávají zbytky tkáně v lůžkách žlázy v blízkosti hlasivkového nervu. Bohatá prokrvenost štítné žlázy a ponechání mikroskopických zbytků nádoru tvoří vysoké riziko. Proto se léčba dokončuje podáváním Radiojódu. To snižuje riziko recidivy

a mortalitu. Navíc usnadňuje časnou detekci recidivy pomocí měření sérové hladiny tyreoglobulinu, nebo na celotělovém skenu s radiojódem. Dva až pět dní po podání ^{131}I umožňuje jeho vysoká aktivita provádět velmi citlivou celotělovou scintigrafii, která nám může odhalit nezjištěné nádory. Radioablace má za úkol destruovat všechny ponechané zbytky po TTE bez ohledu na to, jestli jde o normální tkáň štítné žlázy či tumorózní.

Radiojód má velice vhodné fyzikální vlastnosti a využívá se jeho smíšeného zářiče gama a beta. Fyzikální poločas ^{131}I je 8,04 dní. Proto je vhodný pro podrobná dozimetrická měření. Jako destruktor folikulárních buněk slouží beta záření o energii 197 keV a doletu ve vodě 2000 μm a tím k tomuto účelu vyhovuje. Energie gama zářiče je však poměrně vysoká 364 keV, a slouží k diagnostice, proto při terapii ^{131}I je nutná hospitalizace na lůžkovém oddělení nukleární medicíny.

^{131}I se podává v kapslích perorálně. V žaludku vstřebávání není skoro žádné, ale v horních částech tenkého střeva dochází ke vstřebávání. Z plazmy a extracelulární tekutiny se vychytává v tkáni štítné žlázy. Projde folikulární buňkou do koloidu a k ozáření tyreocytu dochází zevnitř buňky. Absorbovaná dávka závisí na mnoha faktorech: Velikost štítné žlázy, distribuce a akumulace ^{131}I ve štítné žláze, efektivní poločas a citlivost parenchymu štítné žlázy k záření. Snaha je, aby štítná žláza byla co nejvíce ozářena bez větší celotělové radiační zátěže. (Vlček, 2012)

1.5 Přístrojová technika v nukleární medicíně

V kapitole 1.5 není uveden kompletní výčet přístrojové techniky využívané v nukleární medicíně, ale pouze je zde ve stručné a jasné podobě popsána technika scintilační sondy a scintilační kamery, která byla používána pro účely bakalářské práce.

1.5.1 Scintilační sonda

Scintilační sonda obsahuje tyto prvky. Scintilační krystal pro detekci fotonů ionizujícího záření, fotonásobič, který převádí záblesky světla na elektrické impulsy, mezi Scintilačním krystalem a fotonásobičem se nachází světlo vodivá vrstva vytvářející optický kontakt těchto dvou prvků. A vyhodnocovací zařízení, které je složeno ze zesilovače, analyzátoru a záznamového zařízení. (Šabata, 2019)



Obrázek 4 Scintilační sonda (osobní sdělení Šabata, 2020)

1.5.1.1 Scintilační krystal

Scintilační detektory jsou založeny na principu radioluminiscence. Je to jev, kdy se ionizující záření ve scintilačním detektoru přemění na světelný záblesk. Scintilační detektory rozdělujeme na organické a anorganické.

Organické scintilační detektory se skládají z naftalenu nebo antracénu. Tyto scintilátory neobsahují aktivátory. Mají nižší světelnou účinnost než anorganické, ale velmi kratší dobu záblesku. Anorganické detektory mohou být také kapalné. Jsou složeny z několika gramů organických scintilátorů v jednom litru organického rozpouštědla například z benzenu nebo toluenu. Mají ještě kratší dobu záblesku než výše uvedené organické scintilátory. Měřený preparát můžeme kapalným scintilátorem zcela obklopit nebo v něm rozpustit. Stejně jako u kapalných, jsou v plastických scintilátorech, vzniklých polymerací monomerů (styren), rozpuštěny scintilující látky. Největší výhodou plastických scintilátorů je možnost výroby velikých rozměrů a libovolných tvarů, avšak na úkor nižší účinnosti.

Nejčastějším anorganickým scintilačním krystalem je krystal z jodidu sodného dotován jedním procentem Thallia. Tato přísada vytváří luminiscenční centra krystalu. Pro vyšší energie se používají krystaly s vyšším atomovým číslem, například vizmut-germanium oxid (BGO) a lutetium-orthosilikát (LSO). Při malé tloušťce krystalu mají vyšší účinnost pro vysoké energie. Nejčastěji se využívají v pozitronové emisní tomografii, kde energie je 511 keV.

Scintilační krystal je velmi náchylný na vlhkost a změnu teploty. Při změně teploty o 5 °C za hodinu hrozí prasknutí krystalu. Proto uchovávat v prostředí se stálou teplotou. Krystal je hyroskopický. To znamená, že pohlcuje vlhkost z prostředí dochází k hydrolýze a poškození hermetičnosti a snižují se detekční schopnosti krystalu. Proto je uzavřen ve vzduchotěsném pouzdře z hliníku. (Šabata, 2019; Beneš, Jiráček, et al, 2015)

1.5.1.2 Kolimátor

Záření gama, které by dopadlo na scintilační krystal z nežádoucího úhlu nebo směru, pohlcuje kolimátor zhotovený z olova. Kolimátor může mít různou tloušťku, výšku a tvar. Záleží na energii měřeného záření. Může být ve tvaru válce nebo kónusu. Vymezuje nám prostorový úhel a zorné pole. Kolimátor musí být volen tak, aby se v něm fotony měřeného radionuklidu zcela absorbovaly. Vzdálenost od těla a tvar kolimátoru udávají, jestli bude v zorném poli část měřeného orgánu, nebo celý. (Šabata, 2019)

1.5.1.3 Fotonásobič

Záblesky viditelného světla převádí na elektrické impulsy. Hlavními částmi fotonásobiče (anglicky Photo multiplier tube) je fotokatoda a dynody (8-12 kusů). Fotokatoda, umístěna na vstupním okénku, je tvořena vrstvičkou antimonu a césia. Fotony světla ze scintilátoru dopadají na fotokatodu, kde fotoelektrickým jevem z ní vyrážejí elektrony. Ty jsou urychlovány soustavou dynod, které jsou kladně nabitě. Urychlené elektrony pak na dynodě uvolní 2-4 sekundární elektrony, proto na poslední elektrodě takzvané anodě dopadá 10^5 - 10^8 elektronů, které nám poskytnou měřitelný elektrický impuls. Výška elektrického impulsu je při konstantním napětí na výstupu fotonásobiče přímo úměrná energii fotonů gama použitého radionuklidu. (Šabata, 2019)

1.5.1.4 Vyhodnocovací zařízení

Do této kategorie patří zesilovač, analyzátor a záznamové zařízení. Vyhodnocovací zařízení slouží k vyhodnocení přichozích impulsů a jejich regulaci podle nastaveného okénka v amplitudovém analyzátoru. (Šabata, 2019)

1.5.1.5 Zesilovač

Zesiluje a udává tvar impulsů z výstupu fotonásobiče, které nemají potřebnou amplitudu (0,01-1 V). Potřebná amplituda pro další třídění je řádově několik voltů. (Šabata, 2019)

1.5.1.6 Analyzátor

Analyzátor nám třídí impulsy, které se vejdou mezi dolní a horní diskriminátor a jsou propuštěny antikoincidenčním obvodem. To znamená, že si můžeme nastavit a určit škálu energií fotonů gama, se kterou chceme pracovat.

Diskriminátory jsou elektronické obvody propouštějící jen impulsy, které mají vyšší napětí, než je nastavená hladina. Ty impulsy, které mají dostatečnou amplitudu, aby prošli dolním diskriminátorem jsou puštěny do antikoincidenčního obvodu. Antikoincidenční obvod nepropustí ty impulsy, které vstoupí na jeho dva vstupy současně. Impulsy s nižší amplitudou neprojdou dolním diskriminátorem. A impulsy s vyšší amplitudou, než horní diskriminátor projdou oběma diskriminátory současně na vstupy antikoincidenčního obvodu a nejsou tedy antikoincidenčním obvodem propuštěny dál do vyhodnocovacího zařízení. (Šabata, 2019)

1.5.1.7 Záznamové zařízení

Zaznamenává počet impulsů za nastavený čas, nebo potřebný čas k dosažení počtu impulsů. To nám zaznamenává čítač. Pak máme integrátor, který nám měří aktuální četnost (počet impulsů za jednotku času). Výchylka je úměrná četnosti. U měřidla se nastavuje časová konstanta. To je rychlost reakce na změnu četnosti. (Šabata, 2019)

1.5.2 Scintilační kamera

Scintilační kameru také nazýváme Angerova scintilační kamera nebo Gamakamera. Za zakladatele scintilační kamery můžeme považovat Hala Oscara Angera, který sestrojil první scintilační kameru v roce 1958. I když prošla dlouhou evolucí a modernizací, stále je sestrojena podle principu Angerovy kamery. Základní stavba moderní Angerovy kamery obsahuje scintilační detektor s kolimátorem, dále stojan, na kterém jsou upevněny detektory s možností otáčení se kolem dlouhé osy pacienta. Také vyšetřovací stůl a řídicí a akviziční počítač. (Šabata, 2019)



Obrázek 5 Scintilační kamera (osobní sdělení Šabata, 2020)

1.5.2.1 Scintigrafické kolimátory

Kolimátor pro scintilační kameru je deska většinou z olova s mnoha tisíci otvory. Ty jsou si navzájem rovnoběžné (paralelní) a jsou kolmé k povrchu scintilačního krystalu. Jen ty fotony gama, které letí ve směru osy otvorů, jsou propuštěny k detektoru. Ostatní fotony pohltí septa mezi otvory. Tudíž nám kolimátor přesně mapuje rozložení radionuklidu z vyšetřovaného objektu. Zobrazovaný objekt má stejnou velikost jako obraz vytvářený ve scintilačním krystalu. Zdroj musí ale být dostatečně blízko. Pokud je zdroj radiofarmak vzdálenější mohou fotony proletět i vedlejšími otvory a zdánlivě rozmazávat obraz. Základním kolimátorem je kolimátor paralelní. Podle velikosti energie používáme kolimátory s různou šířkou přepážek.

Kolimátory pro nízké energie (anglicky low energy dále jen LE.) mají velký počet drobných otvorů kolem dvou milimetrů a tenká septa od 0,2 do 0,5 mm. Nejlepší rozlišení mají s techneciovými radiofarmakys energií 140 keV. LE kolimátory není vhodně používat pro energie nad 180 keV, protože prozařování fotonů skrz septa vede k rozmazání až k úplnému znehodnocení obrazu. Pro střední energie (anglicky medium energy dále jen ME.) jsou kolimátory do 300 keV. U nich se používá nejčastěji Indium.

Kolimátory pro vysoké energie (anglicky high Energy dále jen HE) mají větší otvory kolem 4 milimetrů a silná septa okolo dvou milimetrů. Pro tyto kolimátory se používají nejčastěji jodové radionuklidy a energie od 300 do 400 keV. HE kolimátor není vhodný pro nízké energie. Má nízké rozlišení a zobrazí se silná septa.

Vliv na zobrazení a rozlišení kolimátoru má i délka sept (tloušťka kolimátoru) delší přepážky dávají nižší citlivost, ale lepší rozlišení. Proto se používají specifitější kolimátory podle typu vyšetření. Kolimátor pro nízkou energii a se všeobecným použitím (anglicky low energy all purpose dále jen LEGP). Nejčastěji používaným kolimátorem je pro nízkou energii s vysokým rozlišením (anglicky low energy high resolution dále jen LEHR). Má delší septa než LEGP a nižší citlivost. Jeho největší předností je, že s rostoucí vzdáleností klesá pomaleji rozlišení. Další kolimátor má velmi vysoké rozlišení pro nízké energie ale nízkou citlivost (anglicky low energy ultra high resolution dále jen LEUHR). Dále za zmínku stojí kolimátor konvergentní, který má otvory sbíhající se směrem k pacientovi a zvětšuje obraz. Nebo fan beam kolimátor. Ten má otvory sbíhající se pouze v transverzálním směru v axiálních jsou rovnoběžné. Proto má vysokou citlivost a dobré rozlišení ve větší vzdálenosti od čela kolimátoru. Nejlepší využití má při vyšetření srdce a mozku. Důležitým kolimátorem je také pinhole kolimátor, který má jen jeden otvor. Jeho citlivost je nízká, ale rozlišení je vysoké. Velikost obrazu je závislá na vzdálenosti objektu od kolimátoru. Pokud máme vzdálenost nižší, než má vzdálenost kolimátor od krystalu, tak bude obraz zvětšen a naopak. (Šabata, 2019; Navrátil, Rosina et al, 2019)

1.5.2.2 Scintilační detektor

Na rozdíl od jednoduché scintilační sondy, má scintilační kamera velkoplošný scintilační krystal s vysokým počtem přidělaných fotonásobičů v rozmezí od 19 do 90 kusů. S potřebnou elektronikou je detektor umístěn v větší části v olovněném krytu, které je, kromě detekční strany, světlotěsné a stínící ionizující záření z okolí. Těsně před scintilačním detektorem na spodní straně pouzdra je umístěn směrem k pacientovi kolimátor. Ten je zasazen ve speciálním mechanismu, které slouží k případné výměně kolimátoru.

U scintilační kamery používáme převážně jeden velkoplošný krystal z NaI(Tl) o rozměrech přibližně přes 54x40 cm a tloušťce 9,5 mm. Krystal je kvůli své hydrofobnosti uzavřen ve vzduchotěsném pouzdře z hliníku. Při rychlé změně

teploty může prasknout. Ke krystalu jsou spojeny speciálním světlo vodivým gelem fotonásobiče. Jejich počet se pohybuje od 19 do 90 kusů. Záleží na výrobci kamery. Ze strany blíže k pacientovi na krystal přiléhá specifický kolimátor podle energie použitého radionuklidu. Ten chrání krystal před mechanickým poškozením a zároveň napomáhá k ochraně před teplotními výkyvy. Ale i tak by měla být místnost s kamerou dobře klimatizována na stejnou teplotu. (Šabata, 2019; Seidl et al, 2012)

1.5.2.3 Detekce impulsů a jejich vyhodnocení

Do scintilačního krystalu dopadne na přesně odpovídající místo v ose skrz některý otvor v kolimátoru vyzářený foton z pacienta. Tento foton způsobí záblesk o několika tisíc scintilačních fotonů, které letí všemi směry. Všechny dopadnou na některý z mnoha fotonásobičů. Tam uvolní elektrony a dají vznik elektrickému impulsu. Množství scintilačních fotonů dopadajících na fotonásobič, závisí na vzdálenosti od místa dopadu fotonu gama. Výška impulsu na fotonásobiči proto odpovídá vzdálenosti k místu záblesku na scintilačním krystalu. Amplituda impulsů z jednotlivých fotonásobičů je porovnávána polohovými obvody a vytváří souřadnicové impulsy X a Y odpovídající místu dopadu fotonu gama v krystalu a poloze. Ty jsou pak převedeny na číselné hodnoty v digitálním obraze. O tento převod se stará analogově digitální převodník. (anglicky analog to digital converter, dále jen ADC). Mikroprocesor v ADC porovnává jednotlivé elektrické impulsy z fotonásobičů a převádí je na číslo a vytváří polohové souřadnice v digitální obrazové matici X a Y a ty odpovídají místu scintilačního záblesku. To znamená, že vypočte adresu v obrazové matici snímacího počítače. Při zahájení samotného snímání je obsah této adresy 0. Pokaždé, když do této adresy dopadne foton přičteme 1. To se opakuje po celou dobu snímání. Na konci akvizice adresa obsahuje číslo, které odpovídá počtu dopadlých fotonů do odpovídajícího místa scintilačního krystalu. Výsledný digitální obraz obsahuje v každé buňce obrazu číslo, které je přímo úměrné množství radiofarmaka rozloženého v organismu. Buňky v digitálním obraze se nazývají pixely (z anglického picture element). Dále počítač řídí zesílení každého fotonásobiče a tím poskytuje automatickou kalibraci detektoru.

Zároveň při snímání sečte sumační obvod amplitudy impulsů ze všech fotonásobičů, které odpovídají celkovému počtu scintilačních fotonů a energii fotonů gama absorbované v krystalu. Tento sumační obvod prochází amplitudovým analyzátozem, který propustí jen impulsy o velikosti fotopeaku odpovídající nastavenému okénku. To

nastavíme podle energie použitého radionuklidu. Můžeme nastavit i několik fotopeaků. Pouze impulsy, které projdou analyzátozem registrujeme a přidělíme jim souřadnicové signály a jsou zapsány do obrazové matice. Rozsah energií hodnotitelných u moderních kamer může být od 40-600 keV. Některé kamery mohou nastavit střed fotopeaku automaticky, záleží na četnosti v horní a dolní hladině analyzátoru. Tomu se říká Auto Peak. (Šabata, 2019; Navrátil, Rosina et al, 2019; Seidl, et al, 2012)

1.5.2.4 Stojan pro upevnění detektorů

Většina moderních kamer má dva detektory, které se mohou otáčet kolem dlouhé osy pacienta a posouvat se vertikálně aby detektory byly co nejbližší k vyšetřovanému objektu. Také mají zařízení, které umožňuje bezpečné přiblížení k pacientovi, aby nedošlo ke kolizi. A při celotělovém vyšetření toto zařízení zajišťuje posun detektorů při pohybu stolu co nejbližší k pacientovi podle křivek těla. Dále se detektory mohou nastavit do polohy L. To se využívá například při vyšetření srdce.

1.5.2.5 Vyšetřovací stůl

Stůl je uzpůsoben tak aby se ve velkém rozsahu pohyboval horizontálně a umožnil průjezd celého pacienta skrze gantry. Dále se stůl pohybuje vertikálně. Deska stolu musí být velmi odolná a pevná s nosností až do 180 kg, ale zároveň nesmí pohlcovat fotony gama vyzářené z pacienta. (Šabata, 2019)

2 CÍL PRÁCE, VÝZKUMNÁ OTÁZKA, HYPOTÉZA

Studiem odborné literatury v oblasti metodologie výzkumu jsem se setkal s popisem vědní disciplíny, která zkoumá a popisuje plánování, organizaci a realizaci výzkumu včetně vyhodnocení výzkumných dat. Zabývá se jednotlivými fázemi výzkumné práce a stanovuje její etapy. V první fázi dochází k *definování výzkumného problému*: Výzkumný problém je jasná a jednoznačná otázka (nebo výrok), na kterou hledáme prostřednictvím výzkumných metod odpověď. Nemusí mít vždy formu otázky, podstatné je, že tuto otázku v sobě implicitně obsahuje. Následuje etapa *stanovení výzkumné otázky*, která konkretizuje výzkumné téma. Jsou formulovány v tázací větě, aby na konci výzkumného šetření bylo možné na ně odpovědět. Poté následuje *formulování hypotézy*: hypotéza je vědecký předpoklad (princip, podklad); znamená výpověď, jejíž platnost se pouze předpokládá, ale zároveň je formulovaná tak, aby ji bylo možno potvrdit nebo vyvrátit. (Linderová, 2016; Olecká, Ivanová, 2010; Sebera, 2012)

Na základě těchto zjištění jsem dodatečně formuloval hypotézu.

Cíl práce

„Porovnat výsledky měření akumulace jodu 131 pomocí jednoduché scintilační sondy s měřením scintilační kamery.“

Výzkumná otázka

„Liší se významně akumulace jodu 131 ve zbytku štítné žlázy měřená scintilační sondou od měření na scintilační kameře?“

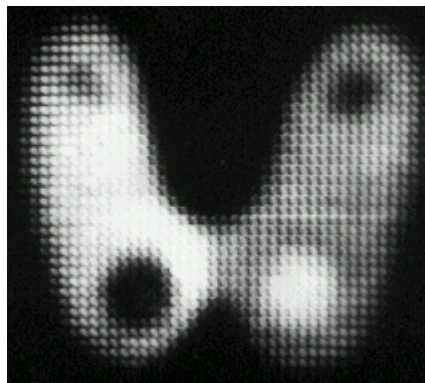
Hypotéza

Nulová hypotéza (dále jen H₀): „Hodnoty měření akumulace jodu 131 se **neliší** v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.“

Alternativní hypotéza (dále jen H_A): „Hodnoty měření akumulace jodu 131 se **liší** v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.“

3 METODIKA

Celé provedené měření bylo uskutečněno na oddělení nukleární medicíny v Nemocnici České Budějovice, a.s. (dále jen NČB). Samotné měření bylo zahájeno prvním měřením 9. 10. 2019 a bylo zakončeno posledním měřením 9. 1. 2020. Z celkového počtu 23 pacientů (100 %) bylo 19 (82,61 %; pacient č. 1, 2, 3, 4, 5, 6, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 17, 18, 19, 21, 23) žen a 4 (17,39 %; pacient č. 7, 16, 20, 22) mužů. Tento počet byl ovlivněn výměnou scintilační sondy za jiné zařízení, na kterém nebylo možné ve výzkumu pokračovat. Měření probíhalo na „jednokanálové scintilační sondě firmy EMPOS s mnohokanálovým spektrometrem MC 1256 pro měření štítné žlázy a kontaminaci osob“ (dále jen scintilační sonda) na scintilační kameře značky Infinia HWK od společnosti GE Healthcare“ (dále jen scintilační kamera). Jako fantom byl použit plexisklový válec se zkumavkou, ve které byla umístěna kapsle s ^{131}I používaná k měření zbytků štítné žlázy. Válec měl přibližně průměr 10 cm a délku 20 cm, tloušťka stěny byla přibližně 3 cm (PREKEGES, 2011). Data naměřená na scintilační kameře u fantomu a pacienta byla dále zpracována ve vyhodnocovacím programu Xeleris od společnosti GE Healthcare. (EMPOS, 2008-2020; GE Healthcare Systems, 2020)



Obrázek č. 6 Fantom štítné žlázy (Ullmann, 2020)

3.1.1 Měření na scintilační sondě - pacient

Scintilační sonda, na které bylo prováděno měření, byla umístěna v pavilonu C na lůžkovém oddělení nukleární medicíny (dále jen NM) NČB. Průběh měření byl následovný: pacient si lehl na připravené lůžko vedle sondy na záda, ruce upažené podél

těla hlava bez podložení. Hlava sondy se natočila nad krk pacienta a pomocí ukazatele v podobě hliníkové tyčky s centimetrovým ukazatelem se nastavila 5 cm od horního okraje doprostřed krku. Na přídruženém počítači se zadaly údaje pacienta a doba měření na 300 sekund. Pacienta jsme poučili o tom, že se nesmí hýbat a nesmí polykat a následně probíhalo vlastní měření. Po skončení měření jsme odejmuli sondu od pacienta. Samotný pacient se vrátil do svého pokoje na lůžko. Veškerá data naměřená na scintilační sondě jsou znázorněna v tabulce 3. (EMPOS, 2008-2020)

3.1.2 Měření na scintilační kameře - pacient

Pro měření byla použita výše uvedená scintilační kamera. Detektor se nastaví na fotopeak 360 keV a použije se kolimátor HE. Pacient si lehne na záda hlavou směrem k detektorům. Na bradu a jugulární jamku se položí značky se zdrojem ^{57}Co o energii 136 keV, ty jsou snímány tím samým detektorem. Tyto značky se používají pro anatomickou orientaci polohy zobrazovaného objektu. Snímání štítné žlázy trvá přibližně 300 sekund, a pokud na snímku nejsou patrně viditelné zbytky štítné žlázy, provede se ještě celotělové snímání s posunem stolu o 5-8 cm za minutu. Výsledky měření byly dále zpracovány vyhodnocovacím programem Xeleris. Přehled naměřených dat pro pacienta na scintilační kameře je uveden v tabulce 2. (GE Healthcare Systems, 2020)

3.1.3 Měření na scintilační kameře - fantom

Fantom je plexisklový válec, kde je umístěna lahvička s ^{131}I o stejné aktivitě jako byla podána pacientovi. Fantom simuluje podmínky jako při vyšetření samotné štítné žlázy a pomáhá s výpočtem léčebné dávky při radioablací ^{131}I . Jeho měření probíhalo následovně. Scintilační kamera musí být nastavena stejně, jako kdyby tam byl samotný pacient. Fantom se položí na vyšetřovací stůl, a zajede se s ním mezi detektory tak, aby byl přibližně uprostřed snímacího pole. Detektory jsou v poloze rovnoběžně s plochou stolu. Dále spodní detektor přiblížíme co nejbližší k vyšetřovacímu stolu a horní detektor přibližně 5 centimetrů od válce, aby vzdálenost detektoru byla stejná jako na scintilační sondě při vyšetření štítné žlázy. Doba snímání je stejná jako na scintilační sondě 300 sekund. Data naměřena u fantomu byla dále zpracována na vyhodnocovacím programu Xeleris, jejich přehled je uveden v tabulce 4. (GE Healthcare Systems, 2020)

3.1.4 Vyhodnocovací program Xeleris

Program Xeleris je standardním programem používaným na NM v NČB a byly na něm zpracovány data ze všech měření uskutečněná na scintilační kameře. Data, naměřená u pacientů 1-23 jsem zpracoval v několika krocích. Nejdříve jsem si musel pomocí oblasti zájmu (Region of interest dále jen ROI) označit místo, které bylo vymezeno kobaltovými značkami. Tímto jsme si zvýraznily ložisko zbytků štítné žlázy a zobrazil se nám počet impulsů v této oblasti. Tento počet jsme si zapsali, a tím samým ROI jsme si zvýraznili plochu vedle. Tím jsme získali počet impulsů z pozadí. Ty byly následně odečteny od prvního ROI a výsledek nám ukázal čistě impulsy ložiska bez pozadí. To jsem opakoval u každého zpracování obrazu jednotlivých pacientů a fantomů k nim přiděleným. (GE Healthcare Systems, 2020)

3.1.5 Výpočet akumulace na scintilační kameře

Po zpracování jsem získal data, kterými bylo možné spočítat akumulaci ^{131}I naměřenou na scintilační kameře a porovnat je s akumulací naměřenou na scintilační sondě.

Jelikož byli pacienti snímáni na scintilační kameře jiný časový úsek než použitý fantom, musel jsem hodnoty pacientů naměřené na kameře po odečtení pozadí převést na hodnoty, které by přibližně byly získány za čas použitý u daného fantomu. To jsem udělal tak, že naměřené impulsy pacientů bez pozadí na scintilační kameře jsem vydělil počtem sekund doby akvizice pacienta a tento počet záhy vynásobil počtem sekund měření fantomu, což bylo 300 s.

$$I_p = \left(\frac{I_{pT}}{T_p} \right) \times T_f \quad (1)$$

I_p	-impulsy pacienta bez pozadí [-]
I_{pT}	-impulsy pacienta bez pozadí v daném čase [-]
T_f	-doba měření fantomu na kameře [s]
T_p	-doba měření pacienta na kameře [s]

$$I_{ADd} = \left(\frac{A_a}{A_f} \right) \times I_f \quad (2)$$

I_{ADd}	impulsy aplikované aktivity [-]
A _a	-aplikovaná aktivita [MBq]
A _f	-aktivita fantomu [MBq]
I _f	-impulsy fantomu bez pozadí [-]

Akumulaci na scintilační kameře jsem vypočetl následujícím způsobem: nejdříve jsem vypočetl poměr mezi aplikovanou aktivitou a aktivitou fantomu, a to vydělením aplikované aktivity a aktivitou fantomu. Tento poměr jsem následně vynásobil impulsy fantomu bez pozadí naměřenými na scintilační kameře. Tím jsem vypočetl impulsy aplikované aktivity.

$$K_{sk} = \frac{100 \times I_p}{I_{Ad}} \quad (3)$$

K_{sk}	-akumulace na scintilační kameře [%]
I _{Ad}	-impulsy aplikované aktivity [-]
I _p	-impulsy pacienta bez pozadí [-]

Z těchto hodnot převedených na stejný čas jsem získal procentuální hodnotu z celkové aplikované aktivity. Touto řadou výpočtů jsme se dostali k akumulaci ¹³¹I ve zbytku štítné žlázy naměřenou na scintilační kameře a mohli jí porovnat s akumulací naměřenou na scintilační sondě.

3.1.6 Statistické testování rozdílnosti v naměřené akumulaci^{131I}

Na základě stanoveného cíle: „Porovnat výsledky měření akumulace ^{131I} pomocí jednoduché scintilační sondy s měřením scintilační kamery“ výzkumné otázky: „Liší se významně akumulace jodu ^{131I} ve zbytku štítné žlázy měřená scintilační sondou od měření na scintilační kameře?“ a dodatečně formulované H₀: „Hodnoty měření akumulace jodu^{131I} se **neliší** v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.“ byla použita statistická metoda, která vychází z testování ukazatelů polohy.

Považuji za důležité uvést zdůvodnění, proč nedošlo k pouhému porovnávání tzv. ukazatelů polohy (střední hodnoty), a to aritmetického průměru. Aritmetický průměr může být zavádějící, pokud se jedno číslo nebo malá skupinka údajů od většiny výrazně liší, nebo máme malý počet hodnot. Právě statisticky malý soubor je jedním ze zásadních důvodů, proč v mé práci není vhodné používat pouze tohoto hodnocení. Nevhodnost užívání aritmetického průměru se demonstruje na vtipu: „Když jednou nohou stojím v kyblíku ledu a druhou nohou na rozpálených uhlících, tak je mi průměrně (tak akorát) teplo“. (Hendl, 2004)

Z tohoto důvodu jsem na základě doporučení vycházel z metody, které porovnává rozptyly. Rozptyl je nejčastěji používanou mírou variability. Je to průměr čtverců odchylek jednotlivých pozorování od aritmetického průměru. Výhodou použité metody je srovnávání rozptylů, které přesněji určují polohu dat kolem aritmetického průměru. (Budíková et al., 2010; Walker, 2013)

Za účelem porovnání akumulace bylo použito testové metody ANOVA (anglicky analysis of variance). Tato metoda je založena na principu analýzy rozptylu a hodnocení vztahů mezi rozptyly. Hodnoty testovacích středních hodnot se převádějí na testování shody dvou rozptylů (F-test).

Přesněji řečeno byla použita metoda Jednofaktorová analýza rozptylu (anglicky one way ANOVA), u které analyzujeme účinek jednoho faktoru na testovanou proměnou. V podstatě jde o zjišťování rozdílu průměru mezi dvěma nezávislými skupinami pomocí nepárového t-testu. Pokud působící faktor má jen dvě kategorie, jako v našem porovnávání akumulace ^{131I} na scintilační sondě a na scintilační kameře, tak je to podobné jako testování rovnosti průměrů ve dvou nezávislých výběrech pomocí nepárového t-testu. (HENDL, 2004)

Statistické porovnání bylo provedeno pomocí jednofaktorové analýzy rozptylu ANOVA. V metodě ANOVA rozlišujeme mezitřídní variabilitu (skupinový součet čtverců), tzn. jak daleko jsou průměry od sebe:

$$SS_B = \sum_{i=1}^k n_i (\bar{X}_i - \bar{X})^2 \quad (4)$$

a vnitřní variabilitu (reziduální součet čtverců), tzn. jaká je přirozená variabilita uvnitř jednotlivých výběrů v našem měření:

$$SS_W = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (X_{ij} - \bar{X}_i)^2 \quad (5)$$

Celková variabilita (celkový součet čtverců) je definována jako součet mezitřídní variability a vnitřní variability.

$$SS_{TOTAL} = SS_W + SS_B \rightarrow S_{TOTAL} = \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^{n_i} (X_{ij} - \bar{X})^2 \quad (6)$$

Tato analýza rozptylu nám umožňuje testovat, zda hodnota náhodné veličiny má statisticky významný vliv na hodnotu znaku, který zkoumáme. Posuzovaným znakem je způsob měření, zda bylo realizováno scintilační kamerou nebo scintilační sondou. Výhodou této analýzy je srovnávání rozptylů, které přesněji určují polohu dat kolem aritmetického průměru. (Budíková et al., 2010; Walker, 2013)

Jako **H₀** jsem si stanovil, že „*Hodnoty měření akumulace ¹³¹I se neliší v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.*“ A **H_A** jsem stanovil, že „*Hodnoty měření akumulace ¹³¹I se liší v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.*“

4 VÝSLEDKY

4.1 Výsledky měření

Tabulka 1 aplikovaná aktivita pacientovi

pacient	datum	aplikovaná aktivita [MBq]
pacient č. 1	09.10.2019	38,41
pacient č. 2	09.10.2019	40,04
pacient č. 3	09.10.2019	38,51
pacient č. 4	09.10.2019	40,07
pacient č. 5	20.11.2019	38,35
pacient č. 6	20.11.2019	39,55
pacient č. 7	20.11.2019	38,05
pacient č. 8	27.11.2019	39,09
pacient č. 9	27.11.2019	39,57
pacient č. 10	27.11.2019	38,63
pacient č. 11	27.11.2019	40,02
pacient č. 12	04.12.2019	38,9
pacient č. 13	04.12.2019	38,04
pacient č. 14	03.12.2019	39,1
pacient č. 15	04.12.2019	38,02
pacient č. 16	11.12.2019	36,3
pacient č. 17	10.12.2019	36,5
pacient č. 18	11.12.2019	36,5
pacient č. 19	08.01.2020	37,5
pacient č. 20	08.01.2020	38,8
pacient č. 21	09.01.2020	37,7
pacient č. 22	08.01.2020	38,9
pacient č. 23	09.01.2020	38,3

Zdroj: vlastní výzkum

V tabulce 1 jsou zobrazeny hodnoty aplikované aktivity ^{131}I pacientů. První sloupec udává anonymní pojmenování pacientů. Ve druhém sloupci jsou datумы aplikované aktivity ^{131}I pacientům. A poslední 3 sloupec uvádí Aplikovanou aktivitu ^{131}I v jednotkách [MBq]

Tabulka 2 Data naměřená na scintilační kameře

pacient	datum	impulsy v ložisku	impulsy pozadí	čas měření [s]
pacient č. 1	09.10.2019	95539	9884	900
pacient č. 2	09.10.2019	1284	1358	450
pacient č. 3	09.10.2019	962	976	450
pacient č. 4	09.10.2019	3188	3478	450
pacient č. 5	20.11.2019	2599	1693	900
pacient č. 6	20.11.2019	1266	1379	450
pacient č. 7	20.11.2019	7666	4307	900
pacient č. 8	27.11.2019	37245	6846	900
pacient č. 9	27.11.2019	6609	8148	450
pacient č. 10	27.11.2019	2351	2730	450
pacient č. 11	27.11.2019	3061	3277	450
pacient č. 12	04.12.2019	6148	5478	900
pacient č. 13	04.12.2019	2324	2720	450
pacient č. 14	03.12.2019	686	531	900
pacient č. 15	04.12.2019	1553	1399	450
pacient č. 16	11.12.2019	1352	1088	450
pacient č. 17	10.12.2019	1781	1780	450
pacient č. 18	11.12.2019	6005	2907	900
pacient č. 19	08.01.2020	412	397	450
pacient č. 20	08.01.2020	743	584	450
pacient č. 21	09.01.2020	4091	3759	450
pacient č. 22	08.01.2020	825	614	450
pacient č. 23	09.01.2020	733	633	450

Zdroj: vlastní výzkum

V tabulce 2 jsou znázorněny výsledky měření realizované na scintilační kameře Infinia HWK, firmy GE. V prvním sloupci je uvedeno anonymní označení pacienta. Druhý sloupec obsahuje datумы uskutečněných měření. Ve třetím sloupci je počet impulsů naměřených u jednotlivých pacientů v ložiscích zbytků štítné žlázy. Čtvrtý sloupec zobrazuje počet impulsů z pozadí, které musíme odečíst od impulsů v ložiscích zbytků štítné žlázy ze třetího sloupce, aby nám nezkrusovala výsledky samotného měření. Poslední sloupec uvádí čas v sekundách, který udává dobu měření každého pacienta. Impulsy v ložisku uvedené ve třetím sloupci znamenají počet fotonů gama, které dopadly na scintilační krystal, vyvolali scintilaci a jejich energie odpovídá energii použitého radionuklidu, tudíž byly propuštěny analyzátořem a byly přičteny k výsledným impulsům. Pojem ložisko lze vysvětlit, jako větší počet impulsů

nahromaděných v ploše o nějakém průměru a velikosti, než je průměrné množství impulsů ve stejně velké ploše jinde v obraze. Impulsy pozadí jsou impulsy, které nám negativně ovlivňují měření. Je to radioaktivita z okolních tkání pacienta, která je okolo, za i před ložiskem a jejím odečtením získáme čistě impulsy ložiska. (Česká republika, 2014; Rosina, 2013)

Tabulka 3 Data naměřená na scintilační sondě

pacient	datum	čas měření [s]	akumulace [%]
pacient č. 1	09.10.2019	300	10,04
pacient č. 2	09.10.2019	300	0,22
pacient č. 3	09.10.2019	300	0,18
pacient č. 4	09.10.2019	300	0,55
pacient č. 5	20.11.2019	300	0,32
pacient č. 6	20.11.2019	300	0,11
pacient č. 7	20.11.2019	300	0,7
pacient č. 8	27.11.2019	300	3,86
pacient č. 9	27.11.2019	300	0,7
pacient č. 10	27.11.2019	300	0,79
pacient č. 11	27.11.2019	300	0,69
pacient č. 12	04.12.2019	300	0
pacient č. 13	04.12.2019	300	0,33
pacient č. 14	03.12.2019	300	0,32
pacient č. 15	04.12.2019	300	0,97
pacient č. 16	11.12.2019	300	0,3
pacient č. 17	10.12.2019	300	1,43
pacient č. 18	11.12.2019	300	0,86
pacient č. 19	08.01.2020	300	0,09
pacient č. 20	08.01.2020	300	0,17
pacient č. 21	09.01.2020	300	0,27
pacient č. 22	08.01.2020	300	0,17
pacient č. 23	09.01.2020	300	0,07

Zdroj: vlastní výzkum

V tabulce 3 jsou uvedeny výsledky měření realizované na Jednokanálové scintilační sondě od firmy EMPOS se spektrometrem MC 1256 pro měření štítné žlázy a kontaminace osob. První sloupec uvádí anonymní označení pacienta. Ve druhém je zobrazeno datum uskutečněného měření. V následujícím sloupci tabulky je uveden čas,

který je nastavený jako standartní čas pro měření se scintilační sondou na nukleární medicíně v NČB časy se mohou podle jiných pracovišť lišit. Poslední sloupec znázorňuje hodnoty akumulace diagnostické dávky ^{131}I v procentech, které nám vyhodnotil program přidružený ke scintilační sondě.

Tabulka 4 Data fantomu

pacient	datum	aktivita [MBq]	impulsy	impulsy pozadí	čas měření [s]
pacient č. 1	09.10.2019	1,59	14681	2919	300
pacient č. 2	09.10.2019	1,59	14681	2919	300
pacient č. 3	09.10.2019	1,59	14681	2919	300
pacient č. 4	09.10.2019	1,59	14681	2919	300
pacient č. 5	20.11.2019	2,8	28776	4554	300
pacient č. 6	20.11.2019	2,8	28776	4554	300
pacient č. 7	20.11.2019	2,8	28776	4554	300
pacient č. 8	27.11.2019	1,6	14268	1774	300
pacient č. 9	27.11.2019	1,6	14268	1774	300
pacient č. 10	27.11.2019	1,6	14268	1774	300
pacient č. 11	27.11.2019	1,6	14268	1774	300
pacient č. 12	04.12.2019	0,9	6928	1393	300
pacient č. 13	04.12.2019	0,9	6928	1393	300
pacient č. 14	03.12.2019	0,9	6928	1393	300
pacient č. 15	04.12.2019	0,9	6928	1393	300
pacient č. 16	11.12.2019	3,74	31950	6438	300
pacient č. 17	10.12.2019	3,74	31950	6438	300
pacient č. 18	11.12.2019	3,74	31950	6438	300
pacient č. 19	08.01.2020	0,85	6609	1433	300
pacient č. 20	08.01.2020	0,85	6609	1433	300
pacient č. 21	09.01.2020	0,85	6609	1433	300
pacient č. 22	08.01.2020	0,85	6609	1433	300
pacient č. 23	09.01.2020	0,85	6609	1433	300

Zdroj: vlastní výzkum

V tabulce 4 jsou uvedeny výsledky měření realizované na fantomu ^{131}I . Je to válcovitá nádoba z plexiskla s vyvrtaným otvorem pro zkumavku s radionuklidem ^{131}I a slouží k imitaci a znázornění rozložení radiofarmaka ve zbytku tkáně štítné žlázy. V první sloupec uvádí anonymní označení pacienta, ve druhém je znázorněno datum

uskutečněného měření. Ve třetím sloupci jsou hodnoty dávek v MBq jednotlivých fantomů potřebných k dalším výpočtům k získání léčebné dávky pacientovi. V jednom týdnu byl použit jeden fantom pro danou skupinu pacientů. Následující sloupec uvádí hodnotu počtu impulsů naměřených na scintilační kameře jednotlivých fantomů použitých v daných týdnech. V předposledním sloupci jsou zaznamenány impulsy pozadí, které odečteme od impulsů fantomu v následující tabulce. V posledním sloupci máme čas doby měření na scintilační kameře. Každý fantom byl nastaven na dobu 300 sekund, to proto, aby se čas shodoval s dobou měření na scintilační sondě.

Tabulka 5 Tabulka s daty proběhlých výpočetních operací

pacient	poměr	fantom bez pozadí	impulsy aplikované aktivity	impulsy ložiska bez pozadí	přepoččet impulsu na stejný čas	akumulace [%]
pacient č. 1	24,16	11762	284137	85655	28551	10,05
pacient č. 2	25,18	11762	296195	0,00	0,00	0,00
pacient č. 3	24,22	11762	284877	0,00	0,00	0,00
pacient č. 4	25,20	11762	296417	0,00	0,00	0,00
pacient č. 5	13,70	24222	331754	906	302,00	0,09
pacient č. 6	14,13	24222	342135	0,00	0,00	0,00
pacient č. 7	13,59	24222	329159	3359	1119	0,34
pacient č. 8	24,43	12494	305244	30399	10133	3,32
pacient č. 9	24,73	12494	308992	0,00	0,00	0,00
pacient č. 10	24,14	12494	301652	0,00	0,00	0,00
pacient č. 11	25,01	12494	312506	0,00	0,00	0,00
pacient č. 12	43,22	5535	239235	670	223	0,09
pacient č. 13	42,27	5535	233946	0,00	0,00	0,00
pacient č. 14	43,44	5535	240465	155	51	0,02
pacient č. 15	42,24	5535	233823	154	102	0,04
pacient č. 16	9,71	25512	247616	264	176	0,07
pacient č. 17	9,76	25512	248980	1	1	0,00
pacient č. 18	9,76	25512	248980	3098	1032	0,41
pacient č. 19	44,11	5176	228352	15	10	0,00

pacient č. 20	45,65	5176	236269	159	106	0,04
pacient č. 21	44,35	5176	229570	332	221	0,10
pacient č. 22	45,76	5176	236878	211	140	0,06
pacient č. 23	45,06	5176	233224	100	66	0,03

Zdroj: vlastní výzkum

V prvním sloupečku máme opět anonymní pojmenování pacientů. Ve druhém sloupci je vypočítaný poměr mezi aplikovanou aktivitou ^{131}I podanou pacientovi z tabulky 1 ze třetího sloupce v MBq a aktivitou fantomu z tabulky 4 ze třetího sloupce. Třetí sloupec nám poskytuje náhled na čistý počet impulsů naměřených na scintilační kameře jednotlivých fantomů po odečtení pozadí. V dalším sloupci pojmenovaném impulsy aplikované aktivity byly hodnoty vypočítány následovně. Pomocí poměru, kterým jsme vynásobily impulsy fantomu s odečteným pozadím naměřené na scintilační kameře, jsme získali pomyslný počet impulsů celkové aplikované aktivity. V následujícím sloupci jsou vyobrazeny počty impulsů naměřené u pacientů na scintilační kameře po odečtení pozadí. Ty jsem musel v dalším sloupci přepočíst na stejný čas jako byli měřeni pacienti na scintilační sondě a stejný čas jako byly měřeny fantomy. Tím jsem získal potřebná data k výpočtu procent akumulace ^{131}I na scintilační kameře. Tyto hodnoty jsou zaneseny v posledním sloupci tabulky.

4.2 Výsledky statistického hodnocení

Pro další statistické zpracování se vycházelo z výsledků aritmetických průměrů hodnot naměřených scintilační sondou (\bar{X}_s) a scintilační kamerou (\bar{X}_k). Následně pro účely použité statistické metody byly spočítány rozptyly pro hodnoty naměřené scintilační sondou (s_s^2) a scintilační kamerou (s_k^2) a směrodatné odchylky obou skupin měření (s_s a s_k).

Aritmetický průměr je statistická veličina, která vyjadřuje součet všech hodnot vydělený jejich počtem.

$$\bar{X} = \frac{1}{n}(x_1 + x_2 + \dots + x_n) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (7)$$

$$(\bar{X}_s) = 1,01$$

$$(\bar{X}_k) = 0,67$$

Rozptyl je definován jako průměrná čtvercová odchylka veličiny od střední hodnoty.

$$s^2 = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (8)$$

$$s_s^2 = 4,12$$

$$s_k^2 = 4,28$$

Směrodatná odchylka se počítá jako druhá odmocnina z rozptylu. Podobně jako rozptyl, určuje, jak moc jsou hodnoty rozptýleny či odchýleny od průměru hodnot.

$$s = \sqrt{s^2} = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (9)$$

$$s_s = 2,03$$

$$s_k = 2,07$$

V tabulce 6 jsou zaznamenány dosažené výsledky z porovnání akumulace ^{131}I ve zbytku štítné žlázy po strumektomii při karcinomu štítné žlázy naměřené na scintilační kameře a na scintilační sondě. K porovnání jsem použil one way ANOVA popsanou v metodice práce v kapitole 3.1.6.

Tabulka 6 Statistické zpracování

Zdroj	Součet čtverců*	Stupeň volnosti*	Průměrný čtverec (rozptyl) *	F-poměr*	P-value*	Přijata hypotéza*
Mezi skupinami	4042,491	1	4042,491	9,95075	0,002193	Ha
Uvnitř skupin (reziduální)	36156,2343	89	406,2498			
Celkem	40198,7253	90				

Zdroj: vlastní výzkum

*Poznámka:

Součet čtverců: součet čtverců odchylek předpokládaných hodnot od střední hodnoty proměnné odezvy ve standardním regresním modelu.

Stupeň volnosti: jako hodnota parametru ovlivňuje tvar některého rozdělení pravděpodobnosti.

Průměrný čtverec: udává, jak moc jsou hodnoty mezi sebou odlišné v našem statistickém souboru

F-poměr: porovnání obou rozptylů
P-value: nejmenší hladina významnosti, při které ještě zamítneme H₀ hypotézu.
Mezi skupinami: skupinový průměr kolem společného průměru, ten je celkový průměr ze všech skupin

Uvnitř skupin: data ve stejné skupině kolem skupinového průměru

(HENDL, 2004; Budíková et al., 2010)

H₀ „Hodnoty měření akumulace jodu¹³¹ se **neliší** v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.“

H_A „Hodnoty měření akumulace jodu¹³¹ se **liší** v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.“

Závěr statistického testování

Na hladině významnosti alfa 5 % nulovou hypotézu H₀ o nezávislosti jednotlivých znaků zamítáme a přijímáme hypotézu H_A, která nám říká, že zde existuje určitá závislost. Střední hodnoty výběrů se liší. **Hodnoty měřené akumulace jodu 131 se liší v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.**

5 DISKUZE

5.1 Diskuze výsledků

Na základě statistického testování se prokázalo, že se liší střední hodnoty výběrů, hodnoty měření akumulace ^{131}I ve zbytku štítné žlázy po strumektomii při karcinomech štítné žlázy se liší v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou. Z tohoto důvodu budou v kapitole diskuze porovnány výsledky těchto měření, v tabulce 7 je uveden přehled výsledků akumulace ^{131}I v procentech.

Tabulka 7 Akumulace ^{131}I

pacient	datum	akumulace na kameře [%]	akumulace na sondě [%]
pacient č. 1	09.10.2019	10,05	10,04
pacient č. 2	09.10.2019	0,00	0,22
pacient č. 3	09.10.2019	0,00	0,18
pacient č. 4	09.10.2019	0,00	0,55
pacient č. 5	20.11.2019	0,09	0,32
pacient č. 6	20.11.2019	0,00	0,11
pacient č. 7	20.11.2019	0,34	0,70
pacient č. 8	27.11.2019	3,32	3,86
pacient č. 9	27.11.2019	0,00	0,70
pacient č. 10	27.11.2019	0,00	0,79
pacient č. 11	27.11.2019	0,00	0,69
pacient č. 12	04.12.2019	0,09	0,00
pacient č. 13	04.12.2019	0,00	0,33
pacient č. 14	03.12.2019	0,02	0,32
pacient č. 15	04.12.2019	0,04	0,97
pacient č. 16	11.12.2019	0,07	0,30
pacient č. 17	10.12.2019	0,00	1,43
pacient č. 18	11.12.2019	0,41	0,86
pacient č. 19	08.01.2020	0,00	0,09
pacient č. 20	08.01.2020	0,04	0,17
pacient č. 21	09.01.2020	0,10	0,27
pacient č. 22	08.01.2020	0,06	0,17
pacient č. 23	09.01.2020	0,03	0,07

Zdroj: vlastní výzkum

Z tabulky byla vybrána data k diskusi podle určitých faktorů: nejvyšší procento akumulace ^{131}I naměřené u jednoho pacienta na scintilační kameře a na scintilační sondě. Dále jsou zde vyzdvihnuta data pacientů, s největším rozdílem naměřené akumulace ^{131}I na scintilační sondě a na scintilační kameře.

Z pravidla naměřená akumulace ^{131}I byla na scintilační sondě vyšší než na scintilační kameře. Pouze u pacienta č. 1 kde naměřená akumulace ^{131}I byla na scintilační kameře 10,05 % a na scintilační sondě 10,04 %. Tudíž naměřená akumulace ^{131}I na scintilační sondě byla o 0,01 % nižší než naměřená akumulace ^{131}I na scintilační kameře, a u pacienta č. 12 kde na scintilační sondě byla naměřena akumulace ^{131}I 0,00 % a na scintilační kameře 0,09 %. Rozdíl činil tedy 0,09 %.

Nejvyšší akumulace ^{131}I na scintilační kameře byla naměřena u pacienta č. 1 a dosahovala hodnot 10,05 %. Nejvyšší hodnoty akumulace ^{131}I naměřené na scintilační sondě byly opět naměřeny u pacienta č. 1, 10,04 %. Největší rozdíly naměřené akumulace ^{131}I mezi scintilační kamerou a scintilační sondou jsme naměřili u pacientů č. 17. Hodnota naměřená u pacienta č. 17 na scintilační kameře byla 0,00 % a na scintilační sondě 1,43 %. Rozdíl tedy činil 1,43 % a dosahoval nevyšších hodnot.

5.2 Faktory ovlivňující výsledky měření

Kapitola se nezaměřuje na úplný popis chyb měření, kterými mohou být náhodné chyby (např. chyby dané statistickým charakterem signálu radioaktivní přeměny; chyby způsobené detekční a vyhodnocovací jednotkou). Dále pak chyby systematické, které zkreslují výsledky měření zcela určitým způsobem nebo s jistou pravděpodobností. Jedná se o chyby, které mohou být podmíněny detekční jednotkou (mrtvá doba detektoru, špatný optický kontakt krystalu, únik plynu z ionizační komory), vyhodnocovací jednotkou (nepřesnost odečítací stupnice) nebo jsou podmíněny kontaminací detektoru, vlivem teploty (přehřátí!), stárnutím součástek, změny napájecího napětí. Do této skupiny patří i tzv. metodické chyby, jako je např. nevhodná geometrie měření, nerespektování úbytku radioaktivity s časem, nepřesnost kalibračního standardu. Poslední skupinou chyb jsou chyby hrubé, které jsou zapříčiněny poruchou

přístroje a lidským faktorem (chybné nastavení přístroje, záměna vzorků atd). (Šabata, 2019)

Primární funkce zařízení

- Scintilační sondy: cílem vyšetření je zjistit akumulaci radioaktivní látky ve vyšetřovaném orgánu nebo sledovat časový průběh aktivity radiofarmaka v orgánu. (Šabata, 2019)
- Scintilační kamery: pro sledování radioindikátoru v těle potřebujeme zobrazit jeho prostorové rozložení v obrazové matici. Kamera zobrazuje prostorové rozložení radiofarmaka, ne akumulaci. (Šabata, 2019)

Mrtvá doba

Mrtvá doba je dobou, kdy přijme scintilační krystal jeden foton a není schopen přijmout další. Dochází k určité ztrátě detekovaných impulsů, přičemž tato ztráta v důsledku mrtvé doby roste s četností (tokem) kvant měřeného záření. Vztahuje se ke všem dopadnutým fotonům i mimo fotopeak.

- V případě scintilační sondy se uvádí mrtvá doba kolem 1 μ s.
- V případě scintilační kamery se uvádí mrtvá doba kolem 2 μ s.

Rozlišovací schopnost energií

Rozlišovací schopnost energií se odvíjí od velikosti scintilačního krystalu. Platí, čím větší scintilační krystal, tím se snižuje rozlišovací schopnost energií.

- V případě scintilační sondy je velikost krystalu menší než u kamery, proto rozlišovací schopnost energií je lepší. (Šabata, 2019)

Kolimátor

- V případě scintilační sondy kolimátor pohlcuje záření, které by dopadalo do scintilátoru z jiného než požadovaného směru, vymezuje prostorový úhel, ze kterého je záření snímáno (tzv. zorné pole detektoru). Při měření akumulace záření štítné žlázy dopadají fotony na celý scintilační krystal (oblast maximální odezvy). Fotony dopadnuté na detektor jsou i z okolí snímaného orgánu a pokud spadají do nastaveného okénka fotopeaku, přičtou se špatně k našim správným fotonům a zkreslí negativně měření. Budeme mít více impulsů než pouze ze snímaného orgánu. (Šabata, 2019)

- V případě scintilační kamery kolimátory s vyšším rozlišením mají nižší citlivost a naopak. (Šabata, 2019)

U obou přístrojů absorpce a Comptonův rozptyl nehraje významnou roli, a to kvůli povrchovému uložení štítné žlázy.

5.3 Analýza zahraničních studií

Cílem této kapitoly bylo pomocí níže uvedených portálů najít vědecké práce pojednávajících o podobné problematice jako tato práce a provést komparaci mezi mými výsledky měření a výsledky těchto hledaných prací.

5.3.1 Research Gate

Research gate je sociální síť zrealizovaná převážně pro vědeckou komunitu. Tato platforma je vytvořená pro snadnější komunikaci a spolupráci s uživateli a umožňuje bezplatný přístup k vědecké literatuře. K roku 2019 čítala 135 milionů stran publikací. Dále nabízí pro každého uživatele vytvoření osobního profilu, členství ve skupinách podle zájmu, burzu práce se specializací na pozice pro vědce a akademiky. Také poskytuje informace o aktuálních vědeckých událostech a přístup k vědeckým databankám. (Research gate, 2020)

Pro vyhledávání na výše uvedeném portále byla použita tato klíčová slova: Scintilační kamera, scintilační sonda, akumulace ^{131}I ve štítné žláze, radioablace. Klíčová slova byla přeložena do anglického jazyka pro vyhledávání i zahraničních zdrojů. Nebyly však nalezeny adekvátně podobné práce, aby bylo možné porovnat výsledky s mou prací.

5.3.2 Web of Science

Tento portál byl založen společností Thomson Reuters a provozován společností Clarivate Analytics. Je to akademická služba zpřístupňující 7 databází (Sciences citation index, social sciences citation index, arts & humanities citation index, index chemicus, current chemical reactions, conference proceeding citation index a science a conference proceeding citation index: social science and humanities). Tato databáze obsahuje více

než 10 tisíc nejvýznamnějších odborných časopisů z celého světa a více než 110 tisíc konferenčních příspěvků. Postihuje přírodní vědy, sociální vědy, umění a humanitní vědy od roku 1900 ve 256 disciplínách. (Web of science, 2020)

Pro vyhledávání na výše uvedeném portále byla použita tato klíčová slova: Scintilační kamera, scintilační sonda, akumulace ^{131}I ve štítné žláze, radioablace. Klíčová slova byla přeložena do anglického jazyka pro vyhledávání i zahraničních zdrojů. Nebyly však nalezeny adekvátně podobné práce, aby bylo možné porovnat výsledky s mou prací.

6 ZÁVĚR

Cílem bakalářské práce bylo *„Porovnat výsledky měření akumulace jodu 131 pomocí jednoduché scintilační sondy s měřením scintilační kamery.“* Toto porovnání bylo uskutečněno pomocí statistické analýzy one way ANOVA. Stanovená výzkumná otázka: *„Liší se významně akumulace jodu 131 ve zbytku štítné žlázy měřená scintilační sondou od měření na scintilační kameře?“* byla zodpovězena, že hodnoty měření akumulace jodu 131 se liší v měření scintilační kamerou a scintilační sondou. Z výsledků statistického testování H_0 o nezávislosti jednotlivých znaků zamítáme a přijímáme hypotézu H_A : *„Hodnoty měření akumulace jodu 131 se liší v závislosti na měření scintilační kamerou a scintilační sondou.“*

Měření na scintilační sondě je ovlivněno pozadím, které se naměří bez pacienta a následně od naměřených hodnot pacienta se odečte. Tudíž se předpokládá, že naměřené pozadí je stejné jako pozadí v naměřených hodnotách pacienta. Při tom může být pozadí větší nebo menší než předem naměřené pozadí bez pacienta. Naopak u kamery při zpracování scintigrafického obrazu pomocí ROI si označíme místo se zbytkem štítné žlázy a tím samym ROI označíme místo vedle zbytků štítné žlázy. Tímto způsobem získaný počet impulsů v obou ROI od sebe odečteme a získáme čistý počet impulsů emitovaných ze zbytků štítné žlázy.

7 SEZNAM POUŽITÝCH ZDROJŮ

- (1) BENEŠ, Jiří, Daniel, JIRÁK, Daniel et al. 2015, *Základy lékařské fyziky*. 4. vydání. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2645-1.
- (2) BERG, Jeremy M. 2007. *Biochemistry*. 6. vydání. Spojené státy Americké: W. H. Freeman, ISBN 0716787245.
- (3) BORON, Walter F. a Emile L. BOULPAEP. 2016. *Medical Physiology*. 3. vydání. Philadelphia: Elsevier Health Sciences, ISBN 978-1-4557-4377-3.
- (4) BUDÍKOVÁ, Marie, Maria KRÁLOVÁ a Bohumil MAROŠ, 2010. *Průvodce základními statistickými metodami*. Praha: Grada. Expert (Grada). ISBN 978-80-247-3243-5.
- (5) ČESKÁ REPUBLIKA. 2014, *Český lékopis 2009: doplněk 2014 (ČL. 2009-Dopl. 2014)*. Praha: Grada Publishing, ročník 2014, číslo 2009. Dostupné také z: <https://www.grada.cz/cesky-lekopis-2009-doplnek-2014-8225/>
- (6) ČIHÁK, Radomír, 2013. *Anatomie 2: Třetí, upravené a doplněné vydání*. 3. vydání. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-247-4788-0.
- (7) EMPOS: 2008-2020. *měřící technika a technika ionizujícího záření* [online]. Praha: EMPOS spol.s r.o, [cit. 2020-05-19]. Dostupné z: <https://www.empos.cz/>
- (8) GE Healthcare Systems, 2020. *GE Healthcare Systems* [online]. Spojené státy americké: GENERAL ELECTRIC COMPANY, [cit. 2020-05-19]. Dostupné z: <https://www.gehealthcare.com/>
- (9) HENDL, Jan, 2004. *Přehled statistických metod*. Praha: Portál, ISBN 978-80-262-0981-2
- (10) KITTNAR, Otomar, 2011. *Lékařská fyziologie*. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-247-3068-4.
- (11) LINDEROVÁ, Ivica, Petr SCHOLZ a Michal MUNDUCH, 2016. *Úvod do metodiky výzkumu*. Jihlava: Vysoká škola polytechnická Jihlava, ISBN 978-80-88064-23-7.

- (12) MANDINCOVÁ, Petra, 2011. *Psychosociální aspekty péče o nemocného: Onemocnění štítné žlázy*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-3811-6.
- (13) MATHEWS, Christopher K., 2013. *Biochemistry*. 4. vydání. Velká Británie: Pearson, ISBN 0138004641
- (14) MONTAU, Ania, Carolina, 2009. *Pediatric*. 4. vydání. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-2525-3.
- (15) MOUREK, Jindřich, 2012. *Fyziologie: Učebnice pro studenty zdravotnických oborů*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-247-3918-2.
- (16) Naše porodnice, 2020. *Naše porodnice* [online]. Praha: Impression Media, [cit. 2020-05-21]. Dostupné z: <https://www.naseporodnice.cz/>
- (17) NAVRÁTIL, Leoš a Jozef ROSINA, 2019. *Medicínská biofyzika*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-271-0209-9.
- (18) OLECKÁ, Ivana a Kateřina IVANOVÁ, 2010. *Metodologie vědecko-výzkumné činnosti*. Olomouc: Moravská vysoká škola Olomouc. ISBN 978-80-87240-33-5.
- (19) PREKEGES, Jennifer, 2011. *Nuclear medicine instrumentation*. Londín: Jones and Barlett Publishers International. ISBN 978-0-7637-6638-2.
- (20) PŘÍHODOVÁ, Anna, 2012. Struma. *Vitalia* [online]. Praha: Vitalia.cz, [cit. 2020-05-21]. Dostupné z: <https://www.vitalia.cz/clanky/struma-vole/>
- (21) *Research gate* [online], 2020. Velká británie: ResearchGate, [cit. 2020-05-19]. Dostupné z: <https://www.researchgate.net/>
- (22) ROSINA, Josef, 2013. *Biofyzika: Pro zdravotnické a biomedicínské obory*. Praha: Grada Publishing. ISBN 978-80-247-4237-3.
- (23) SEBERA, Martin, 2012. *Vybrané kapitoly z metodologie*. Brno: Masarykova univerzita, Brno. ISBN 978-80-210-5962-7.
- (24) SEIDL, Zdeněk, et al, 2012. *Radiologie pro studium i praxi*. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-247-4108-6.
- (25) SILBERNAGL, Stefan a Florian LANG, 2012. *Atlas patofyziologie*. 2. vydání. Praha: Grada Publishing, ISBN 978-80-247-3555-9.

- (26) SOUČEK, Miroslav, 2005. *Vnitřní lékařství pro stomatology*. Praha: Grada Publishing. ISBN 80-247-1367-5.
- (27) Šabata, Ladislav, 2020. Osobní sdělení MUDr. (Nemocnice České Budějovice, a.s.) dne 12. 5. 2020.
- (28) ŠABATA, Ladislav, 2019. *Nukleární medicína-technické základy: přístrojová a výpočetní technika v nukleární medicíně, základy radiofarmak a specifika radiační ochrany v nukleární medicíně*. České Budějovice: Jihočeská univerzita v Českých Budějovicích, Zdravotně sociální fakulta. ISBN 9788073947347.
- (29) TORTORA, Gerard J. a Bryan DERRICKSON, 2017. *Principles of anatomy and physiology*. 15. vydání. Spojené státy Americké: John Wiley, ISBN 978-1-119-32064-7.
- (30) ULLMANN, Vojtěch, 2020. Fantomy. *Astronuklfyzika* [online]. Praha: osobní vydání, 2020 [cit. 2020-05-21]. Dostupné z: <http://astronuklfyzika.cz/Fantomy.htm>
- (31) URRY, Lisa A, et all, 2017. *Campbell biology: Global Edition*. 11. vydání. Velká Británie: Pearson Education. ISBN 1292170433.
- (32) VLČEK, Petr, 2012. *Rakovina štítné žlázy: Současné diagnostické a léčebné možnosti, přehled nejen pro laickou veřejnost*. Praha: Mladá fronta a. s. ISBN 978-80-204-2799-1.
- (33) VOKURKA, Martin, 2012 *Patofyziologie pro nelékařské směry*. 3. vydání. Praha: Karolinum. ISBN 978-80-246-2032-9.
- (34) WALKER, Ian., 2013 *Výzkumné metody a statistika*. Vyd. 1. Praha: Grada. ISBN 978-80-247-3920-5
- (35) *Web of science* [online], 2020. Kanada: Clarivate, [cit. 2020-05-19]. Dostupné z: <http://login.webofknowledge.com/error/Error?Error=IPError&PathInfo=%2F&RouterURL=http%3A%2F%2Fwww.webofknowledge.com%2F&Domain=.webofknowledge.com&Src=IP&Alias=WOK5>

8 PŘÍLOHY

Seznam použitých obrázků

Obrázek 1 Štítná žláza (Naše porodnice, 2020)	10
Obrázek 2 Schéma tvorby hormonů štítné žlázy (Boron, Boulpaep, 2016).....	14
Obrázek 3 Struma (Příhodová, 2012).....	16
Obrázek 4 Scintilační sonda (osobní sdělení Šabata, 2020).....	22
Obrázek 5 Scintilační kamera (osobní sdělení Šabata, 2020)	25

Seznam použitých tabulek

Tabulka 1 aplikovaná aktivita pacientovi.....	36
Tabulka 2 Data naměřená na scintilační kameře.....	37
Tabulka 3 Data naměřená na scintilační sondě	38
Tabulka 4 Data fantomu	39
Tabulka 5 Tabulka s daty proběhlých výpočetních operací.....	41
Tabulka 6 Statistické zpracování.....	44
Tabulka 7 Akumulace ^{131}I	46

9 SEZNAM POUŽITÝCH ZKRATEK

A	z latinského slova arteria neboli tepna
ADC	z anglického slova anglicky analog to digital converotr analogově digitální převodník
BGO	vizmut-germanium oxid
c-AMP	cyklický adenosinmonofosfát
DIT	dijodtyrosin
H0	nulová hypotéza
HA	Alternativní hypotéza
HE	high energy neboli kolimátory pro vysoké energie
LE	low energy neboli kolimátory pro nízké energie
LEGP	low energy all purpose neboli kolimátor pro nízké energie a se všeobecným použitím
LEHR	low enery high resolution kolimátor pro nízkou energii s vysokým rozlišením
LEUHR	low energy ultra high resolutin kolimátor pro nízké energie, velmi vysoké rozlišení, ale nízká citlivost
LSO	lutetium-orthosilikát
ME	medium energy neboli kolimátory pro střední energie a všeobecné použití
MIT	monojodtyrosin
NČB	nemocnice České Budějovice, a.s.
NM	oddělení nukleární medicíny
ROI	Region of interest neboli oblast zájmu

SCINTILAČNÍ SONDA	jednokanálové scintilační sondě firmy EMPOS s mnohokanálovým spektrometrem MC 1256 pro měření štítné žlázy a kontaminaci osob
SCINTILAČNÍ KAMERA	scintilační kameře značky Infinia HWK od společnosti GE Healthcare
T3	tryjodtyronin
T4	hormon tyroxin
TBG	plazmatický transportní protein tyroid-binding globulin
TBPA	tyroid-binding prealbumin
TRH	tyreotropin stimulující hormon
TSH	tyreoideu stimulující hormon
TTE	tyreoidektomie
V	z latinského slova Vena neboli žíla
VV	z latinského slova vena neboli žíly